

Aus der Klinik für Kieferorthopädie
(Direktor: Prof. Dr. Helge Fischer-Brandies)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**BELASTUNG DES KORTIKALEN KNOCHENS
BEI DER
INSERIERUNG ORTHODONTISCHER
MIKROSCHRAUBENSYSTEME**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

Mohammed-Wael AlahRaschi

aus Kiel

Kiel 2012

1. Berichtstatter: Prof. Dr. med. dent. Helge Fischer-Brandies
2. Berichtstatter: Priv.-Doz. Dr. Hertrampf
Tag der mündlichen Prüfung: 25.11.2013
Zum Druck genehmigt, Kiel,

Widmungen

Ich widme diese Arbeit meiner Frau Nour, die im März 2012 unser Baby namens Rima zur Welt brachte und so meinem Leben noch mehr Freude gab. Ebenfalls widme ich diese Arbeit meinen Eltern Hicham und Saoussan, die immer an mich geglaubt haben und mir die Kraft geben, in dieser Welt zu bestehen. Diese Menschen sind mein Herz und meine Seele, denn ohne sie bin ich nichts.

„Der Hauptteil des Ehrgeizes und Lebensinteresses meiner Eltern galt ihren Kindern, meinen zwei Schwestern und mir. Ich wuchs mit dem fördernden Gefühl auf, daß Menschen mich wichtig nahmen und für mich Sorge trugen. Darin sehe ich das Glück, denn dieses Gefühl gibt dem Menschen ein Fundament für Ruhe und Gelassenheit, das ihn vor mancher häßlichen Gier schützt.“

Franz Werfel (1890-1945), östr. Schriftsteller

Desweiteren widme ich diese Arbeit meiner kürzlich verstorbenen Tante Rima Al-Ayyoubi. Ich werde dich nie vergessen.

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------------|--|
| Abb. | Abbildung |
| Aqua dest. | destilliertes Wasser |
| Durchm. | Durchmesser |
| EDV | Elektronische Datenverarbeitung |
| GLA | Glutaraldehyd |
| GPa | Gigapascal |
| PBS | Phosphat-Puffer-Lösung (phosphatebuffersaline) |
| REM | Raster-Elektronenmikroskop |
| s. | siehe |
| tab. | Tabelle |
| vs. | (= versus) gegen |

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1. Zielsetzung und Fragestellung | 3 |
| 2. Material und Methode | 4 |
| 2.1. Vorbereitung des Knochens | 5 |
| 2.2. Pilotbohrung und Inserierung der Schraubensysteme | 6 |
| 2.3. Schraubensysteme | 7 |
| 2.4. Herstellung der Untersuchungspräparate | 8 |
| 2.5. Untersuchung im REM | 10 |
| 3. Ergebnisse | 11 |
| 3.1. Ergebnisse der REM-Präparate | 11 |
| 3.1.1. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf Anzahl der Risse über 50 µm | 11 |
| 3.1.2. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf Summe der Gesamtrisslängen pro Präparat | 12 |
| 3.1.3. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf längste Rissausdehnung pro Präparat | 13 |
| 3.1.4. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf maximaler Radius eines Risses | 14 |
| 3.1.5. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf die maximale Rissbreite | 15 |
| 3.1.6. Auswertung nach Kompaktadicke | 16 |
| 3.1.6.1. Anzahl der Risse | 17 |
| 3.1.6.2. Summe der Risslängen | 18 |
| 3.1.6.3. Längster Riss | 19 |
| 3.1.6.4. Maximale Rissausdehnung | 20 |
| 3.1.6.5. Maximale Rissbreite | 21 |
| 4. Diskussion | 22 |
| 4.1. Fehlerquellen | 22 |
| 4.2. Ergebnisse | 25 |
| 4.2.1. Diskussion der Ergebnisse ohne Bezug zur Kortikalisstärke | 25 |
| 4.2.2. Diskussion der Ergebnisse in Bezug auf die Kortikalisstärke | 27 |
| 5. Schlussfolgerung und Ausblick | 31 |
| 6. Zusammenfassung | 33 |
| 7. Literaturverzeichnis | 35 |
| 8. Anhang | 39 |
| 8.1. Auswertung ohne Bezug auf Kompaktastärke | 39 |
| 8.2. Auswertung in Bezug auf Kompaktastärke | 40 |
| 8.3. Teststatistiken | 41 |
| 9. Danksagung | 43 |
| 10. Lebenslauf | 44 |

Abbildungsverzeichnis

| | | |
|-----------------|---|----|
| Abbildung 2.01. | präparierter Knochen, zu tiefe Inserierung | 4 |
| Abbildung 2.02. | präparierter Knochen, regelgerechte Inserierung | 5 |
| Abbildung 2.03. | Beckenkammknochen vom Schwein (unbehandelt) | 6 |
| Abbildung 2.04. | Beckenkammknochen gesäubert | 6 |
| Abbildung 2.05. | gesägter Knochenwürfel | 8 |
| Abbildung 2.06. | gesägte Oberfläche | 9 |
| Abbildung 2.07. | gesägtes Knochenplättchen | 9 |
| Abbildung 3.01. | Anzahl der Risse | 12 |
| Abbildung 3.02. | Summe der Risslängen | 13 |
| Abbildung 3.03. | längster Riss | 14 |
| Abbildung 3.04. | max. Rissausdehnung (gemessen vom Schraubenmittelpunkt) | 15 |
| Abbildung 3.05. | max. Rissbreite | 16 |
| Abbildung 3.11. | Auswertung nach Kompaktastärke, Parameter: Anzahl der Risse | 17 |
| Abbildung 3.12. | Auswertung nach Kompaktastärke, Parameter: Summe der Risslängen | 18 |
| Abbildung 3.13. | Auswertung nach Kompaktastärke, Parameter: längster Riss | 19 |
| Abbildung 3.14. | Auswertung nach Kompaktastärke, Parameter: max. Rissradius | 20 |
| Abbildung 3.15. | Auswertung nach Kompaktastärke, Parameter: max. Rissbreite | 21 |
| Tabelle 8.1. | Auswertung ohne Bezug auf die Kompaktastärke | 39 |
| Tabelle 8.2. | Auswertung in Bezug auf die Kompaktastärke | 40 |
| Tabelle 8.3.1 | Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung | 41 |
| Tabelle 8.3.2. | T-Test für Vergleich von Aarhus und DualTop - regelrecht | 41 |
| Tabelle 8.3.3. | T-Test für Vergleich von Aarhus und DualTop – zu tief | 41 |
| Tabelle 8.3.4. | T-Test für Vergleich von Aarhus und DualTop – regelrecht und zu tief | 42 |
| Tabelle 8.3.5 | Anova für den Vergleich von Aarhus und DualTop – regelrecht und zu tief | 42 |

1. Einleitung

Ein primäres Ziel während der therapeutisch notwendigen Kraftapplikation im Verlauf der kieferorthopädischen Behandlung ist, eingesetzte Kräfte optimal auf die Zähne wirken zu lassen, die bewegt werden sollen und Kraftauswirkungen auf andere Zähne, die nicht bewegt werden sollen, zu minimieren. Bei diesen Kräften handelt es sich stets um reziproke Kräfte, die nach den Newtonschen Gesetzen folgendermaßen definiert sind: „Zu jeder einwirkenden Kraft gibt es eine gleich große Kraft, die entgegengesetzt wirkt“. In der Kieferorthopädie führen solche Kräfte häufig zur unerwünschten Bewegung der Nachbarzähne. Daraus folgt, dass ein ursprüngliches Problem zwar gelöst wird, jedoch ein neues Problem an einer anderen Stelle entsteht. Um die in der kieferorthopädischen Behandlung auftretenden unerwünschten Kräfte zu neutralisieren, müssen diese Kräfte von den Nachbarstrukturen aufgenommen und minimiert werden. Dies wird realisiert, indem die zu bewegenden Zähne an Strukturen verankert werden, die als Widerlager eine ortsfeste Stabilität vorweisen. Hierfür wurde die Forderung an eine maximale Verankerung gestellt. In der klinischen Behandlung stehen zahlreiche Systeme zur Verfügung, z.B. herkömmliche dentale Implantate (De Pauw et al. 1999 [13], Kokich 1996 [22], Roberts et al. 1989[38], Roberts et al. 1990[39], Shapiro und Kokich 1988 [42], Turley et al. 1988)[46], das Gaumenimplantat (Sliwowska und Miethke 2001 [43], Wehrbein et al. 1996[50]) und Mikroschrauben (Chen et al. 2006[10], Liou et al. 2004[25], Ludwig et al. 2007[26]). Herkömmliche dentale Implantate sind allerdings sehr teuer und nur im Rahmen einer prothetischen Behandlung indiziert. Das Gaumenimplantat setzt einen großen chirurgischen Aufwand voraus und liegt in einer den Patienten funktionell störenden Region.

Deshalb sind in den letzten Jahren Titan-Mikroschrauben stärker in den Vordergrund getreten, die ebenfalls eine skelettale Verankerung bieten (Fritz et al. 2003[16], Heymann und Tulloch et al. 2006[19], Ismail und Johal et al. 2002[21], Melsen et al. 2005[28], Travess et al. 2004[44]). Ihr unübertroffener Vorteil ist der erhöhte Patientenkomfort, da an diese Systeme keine großen Apparaturen gekoppelt werden müssen. Ein weiterer großer Vorteil ist ihre minimalinvasive Insertion und Entfernung. Da es bei Mikroschrauben nicht wie bei dentalen Implantaten zu einer Osseointegration und Gefäßeinsprossung kommt, ist bei ihrer Entfernung mit nur geringen Risiken bzw. Belastungen für den Patienten zu rechnen. Ebenfalls zu erwähnen sind die günstige Kosten-Nutzen-Relation, die vielfältigen

Einsatzmöglichkeiten und die Sofortbelastung nach Insertion (Costa et al. 1998[12], Fritz et al. 2004[17], Melsen und Garbo 2004[27], Rittoet al. 2004[37]).

Da Minischrauben kortikal inseriert und verankert werden, wirken sie als skelettale Verankerung. Dies bedeutet, die Kraft wird nicht auf die Nachbarzähne übertragen, sondern von dem umgebenden Knochen aufgenommen und gepuffert. In den letzten Jahren wurde eine Vielzahl an Minischrauben in unterschiedlicher Form, Größe und Beschaffenheit entwickelt. So gibt es selbstbohrende und selbstschneidende, konische und zylindrische sowie eine Vielzahl an Schraubenkopfvariationen zur Aufnahme einer korrespondierenden Apparatur.

Verschiedene Hersteller stellen diese Mikroschraubensysteme mit variablen Außendurchmesser der Gewinde zwischen 1,2 mm und 2,4 mm und variable Gewindelängen zwischen 4 mm und 15 mm (Fritz et al. 2003[16], Lietz et al. 2007[24]) zur Verfügung.

So wie aber jedes System Vor- und Nachteile bietet, haben auch Minischraubensysteme in ihrer klinischen Anwendung Nachteile, so liegt etwa ihre Verlustrate durch Fraktur oder Lockerung der Schraube zwischen 0 und 30 Prozent (Berens et al. 2006[1], Berens et al. 2005[2], Cheng et al. 2004[11], Costa et al. 1998[12], Freudenthaler et al. 2001[15], Fritz et al. 2004[17], Miyawaki et al. 2003[30], Motoyoshi et al. 2006[31], Ohashi et al. 2006[33], Ohmae et al. 2001[34], Owens et al. 2005[35], Tseng et al. 2006[45]). Außerdem findet - wie bereits oben beschrieben - zwischen Mikroschraube und Knochen keine vollständige Osseointegration statt, wie man sie bei dentalen Implantaten durch Gefäßeinsprossung vorfindet (Branemark et al. 1983[5], Branemark et al. 1969[4], Bumann et al. 2006[8]). Ein Grundpfeiler für den Erfolg einer Minischraube ist die Primärstabilität, eine Stabilität, die direkt nach der Insertion durch Verankerung des Schraubengewindes in der Kompakta entsteht (Schatzker et al. 1975a[40], Schatzker et al. 1975b[41], Uthoff 1973[47]). Erst nach einer Einheilungszeit setzt durch den Knochenumbauprozess die Sekundärstabilität ein. Da der Prozess des Auf- und Abbaus des Knochens nicht gleichförmig ineinander übergeht, gibt es für die Schraube eine kritische Zeitspanne, in der die Stabilität der Schraube bis zum Erreichen der Gesamtsekundärstabilität in Gefahr ist. Diese wird als „Stabilitätslücke“ („stabilitydip“) bezeichnet (Raghavendra et al. 2005[36]). Wilmes et al. 2006 [51] beschrieben, dass eine große Primärstabilität das Risiko für einen frühen Schraubenverlust verringert. Es gilt hierbei, dass je größer die anfangs ausgehende Primärstabilität der Schraube ist, desto größer auch die Gesamtstabilität in der Phase der Stabilitätslücke ist. Ebenfalls beschrieben sie, dass die Kompaktastärke und das Eindrehmoment wichtige Einflussfaktoren auf die Primärstabilität sind. In diesem

Zusammenhang beschrieben Wawrzinek et al. 2008[49], dass das Inserieren von Mikroschrauben eine erhöhte Anzahl an Mikrotraumen im umgebenden Knochen verursacht. Folglich ist von einer Korrelation zwischen Erhalt der Schraube und der Entstehung von Mikrotraumen auszugehen.

1.1. Zielsetzung und Fragestellung

Dieser Sachverhalt stellt eine Forderung an die Schraubensysteme, mögliche Fehlerquellen zu diagnostizieren und frühzeitig zu umgehen. Hierzu gehört beispielsweise, eine Relation zu schaffen, wie stark die Minischraube die umgebende Kortikalis in der Phase der Primärstabilität schwächt und ab welchen Schichtstärken der Kortikalis die Primärstabilität stark genug ist, um in der Phase der Stabilitätslücke eine ausreichende Festigkeit für die Schraube bieten zu können.

Ebenfalls muss darauf geachtet werden, ab welcher Insertionstiefe die Kompakta übermäßig komprimiert wird. Eine weitere Frage, die sich stellt, ist daher, welchen Einfluss die Insertionstiefe in regelgerechter und in zu tiefer Durchführung auf die umgebende Kompakta hat.

Ziel der Untersuchung war, Ergebnisse zu gewinnen, wie sich das Inserieren von orthodontischen Minischrauben bei unsauberer Technik oder dem Abweichen von Herstellerhinweisen auf die Rissbildung in nativem Knochen auswirkt und somit das Langzeitergebnis beeinflusst. Solche Variationen bei der Insertion können aufgrund schwieriger klinischer Bedingungen am Alltag auftreten und können für den Behandler unerkannt bleiben. Gerade in solchen Situationen ist es wichtig, Kenntnis über die Fehlertoleranz in der Verwendung von Kortikalisschrauben zu erhalten.

2. Material und Methode

Prinzip des Vorgehens war es, an 5 Knochenpräparaten zwei Mikroschraubensysteme miteinander zu vergleichen. Es wurden jeweils 20 Mikroschrauben jedes Systems zur Verfügung gestellt, die in zwei verschiedenen Untersuchungsreihen zum Einsatz kamen. Hierfür sollten in der ersten Versuchsreihe A die von den Herstellern zugehörigen Pilotbohrer eine Vorbohrung in den dafür vorbereiteten Knochenpräparaten ausführen, um anschließend das dazu zugehörige o.g. Mikroschrauben-System soweit in die Vorbohrung einzuschrauben, bis der gesamte Gewindeanteil vollständig im Knochen versenkt ist (siehe Abb. 2.01.).

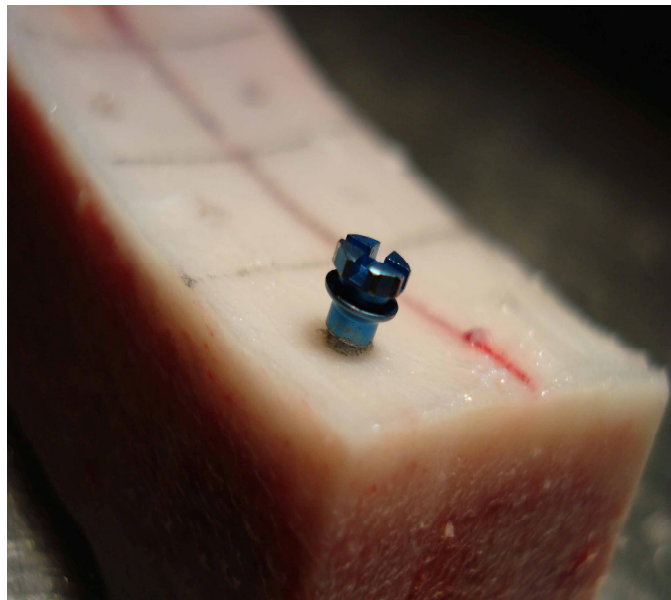


Abbildung 2.01. präparierter Knochen; Inserieren einer Aarhus-Mikroschraube bis zur vollständigen Versenkung des Gewindeanteils im Knochen nach vorheriger Pilotbohrung

In der zweiten Versuchsreihe B sollten beide o.g. Mikroschrauben-Systeme regelgerecht, d.h. nach Herstellerangaben eingesetzt werden. Diese Schrauben sollten nicht wie in der ersten Versuchsreihe A mit dem Gewindeanteil vollständig eingeschraubt werden, sondern diese sollten nach Herstellerangaben regelgerecht einen Abstand zwischen Schraubenköpfen und Knochenoberfläche von 0,5 mm einhalten. Dies wurde realisiert, indem der oberste Gewindeanteil vollständig außerhalb des Knochens zu liegen kommen musste (siehe Abb. 2.02.).

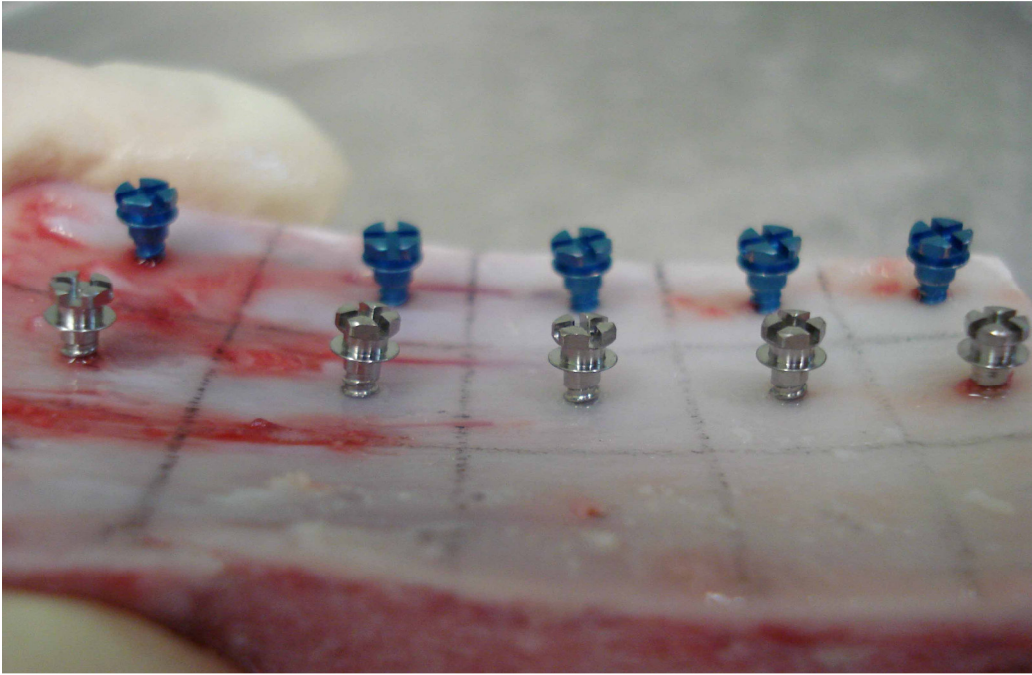


Abbildung 2.02. präparierter Knochen; regelgerechte Inserierung der Schrauben

2.1. Vorbereitung des Knochens

Zum experimentellen Vorgehen kamen Beckenkammknochen von Schweinen zum Einsatz (siehe Abb. 2.03.) - zur Verfügung gestellt vom Schlachthof Fa. Thomsen (Import-Export, Kiel, Deutschland). Diese wurden noch am gleichen Tag der Abholung gesäubert, das Weichgewebe samt Periost entfernt und in ca. 3 x 5 cm große Knochenfragmente mit einer Bandsäge gesägt. Anschließend wurden Markierungen auf die Knochenfragmente gesetzt. Die Dicke der Kortikalis nahm stetig vom Anfang des Knochenfragments etwa 0,5 mm bis zum Ende des Knochenfragments auf 4,0 mm zu. Da nativer Knochen seine biologische Wertigkeit und Qualität seiner Zusammensetzung mit der Zeit einbüßt, wurden die Knochenstücke stets mit in 0,1 M Phosphat-Puffer-Lösung (PBS) nach Sørensen (deren Temperatur 4°C betrug) benetzt und gekühlt.

Diese PBS-Lösung wurde nach folgender Dosierung hergestellt: auf 100 ml Aqua dest. wurden 17,8 g $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$ und 13,61 g KH_2PO_4 in einem Verhältnis von 1:4 zugefügt. Diese PBS-Lösung war weiterhin auch zur Herstellung einer Fixierlösung (Glutaraldehyd-Lösung) notwendig. Ebenfalls wurde darauf geachtet bzw. Wert gelegt, noch am selben Tag die Präparate weiter vorzubereiten, die Vorbohrung und das Inserieren der Mikroschrauben vorzunehmen sowie die Präparate zu fixieren und zu kühlen. Zum Fixieren der Präparate kam eine 2,5 % Glutaraldehyd-Lösung (25 % GLA in PBS, Verhältnis 1:9) zum Einsatz.



Abb. 2.03. Beckenkammknochen vom Schwein unbehandelt

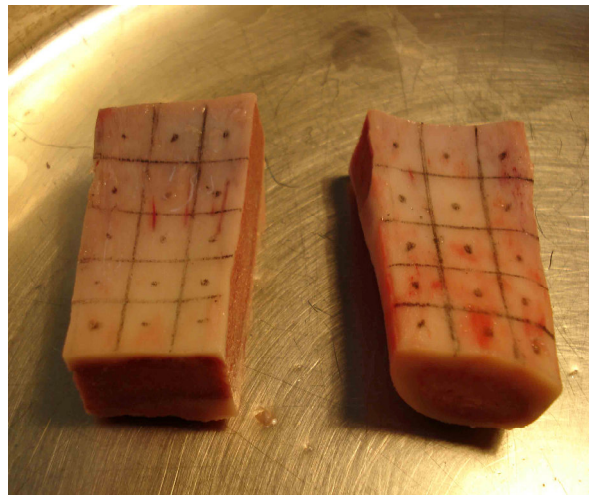


Abb. 2.04. Knochenfragmente gesäubert, Weichgewebe samt Periost entfernt, mit einer Bandsäge gesägt und markiert

2.2. Pilotbohrung und Inserierung der Schraubensysteme

Nach Markierung der Knochenfragmente und stetiger Benetzung mit PBS-Lösung zur Verhinderung der Austrocknung des Knochenfragments erfolgte die Pilotbohrung und Inserierung durch Dr. Seefeld (Oralchirurg in der Klinik für Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel).

Hierfür wurde für die Testreihe A „zu tiefe Inserierung“ der für das Mikroschraubensystem zugehörige Pilotbohrer in ein grünes Winkelstück der Firma KAVO eingespannt. Bei aktivierter Wasserkühlung und eingestellten 400 U/min erfolgte die zur Oberfläche des Knochenfragments senkrechte Pilotbohrung. Hierbei musste darauf geachtet werden, dass der Pilotbohrer bei der Bohrung nur bis kurz vor Erreichen des Stopps (Schaft mit vergrößertem Durchmesser) verschoben werden durfte. In jedem Knochenfragment wurden 15 Pilotbohrungen durchgeführt. Davon erfolgten jeweils 10 für die spätere Schraubeninserierung und 5 als Referenzbohrung. Diese Referenzbohrungen sollten klären, ob bereits durch die Pilotbohrung Mikrorisse mit einer Länge von über 50 µm in der Kortikalis entstehen (Grenzwert, der die anatomische Rissbildung und die arbeitstechnische Rissbildung ausschließt). Daraus könnte man schließen, ob ein relativer Fehler, verursacht durch den Pilotbohrer, existiert. Die zugehörige Schraube wurde mit dem Kopf eines zugehörigen Schraubendrehers aus einem Set aufgenommen und unter leichtem axialen Druck in das Knochenfragment eingedreht, bis das Schraubengewinde

vollständig im Knochen versenkt wurde. Es war darauf unbedingt zu achten, dass der Schraubenkragen auf keinen Fall Kontakt mit der Knochenoberfläche hat, um eine überdimensionale Kompression des Knochens zu verhindern. Wichtig war ebenfalls eine gleichförmige Inserierung der Schraube ohne Stopps oder Änderung der Insertionstechnik. Diese Testreihe A wurde einmal mit 10 Aarhus-Screws und anschließend mit 10 DualTop-Screws durchgeführt.

Anschließend wurden in einer zweiten Testreihe **B „regelgerechtes Einschrauben“** mit den o.g. Systemen Vorbohrungen getätigt und anschließend die Schrauben des jeweils einzelnen zu untersuchenden Schraubensysteme eingeschraubt. Hierfür wurde ebenfalls der Pilotbohrer in ein grünes Winkelstück der Firma KAVO eingespannt. Bei Wasserkühlung und ebenfalls eingestellten 400 U/min erfolgte die Pilotbohrung senkrecht zur Knochenoberfläche. Bei der anschließenden Inserierung der Mikroschraube musste darauf geachtet werden, dass die Schrauben nicht wie in der ersten Versuchsreihe A mit dem Gewindeanteil vollständig eingeschraubt werden, sondern diese sollten nach Herstellerangaben regelgerecht ein Abstand zwischen Schraubenkragen und Knochenoberfläche von 0,5 mm einhalten. Dies wurde realisiert, indem der oberste Gewindeanteil vollständig außerhalb des Knochens zu liegen kommen musste (siehe Abb. 2.02.). Auch hier wurden in jedem Knochenfragment 15 Pilotbohrungen durchgeführt. Davon erfolgten jeweils 10 für die spätere Schraubeninserierung und 5 als Referenzbohrung.

2.3. Schraubensysteme

Für die Versuchsreihen sollten zwei Schraubensysteme untersucht werden. Zum einen handelt es sich um das Schraubensystem Aarhus-Screw®, Medicon eG, Tuttlingen, Deutschland und zum anderen DualTop®, Jeil Medical Corp., Korea. Beiden Systemen ist gemeinsam, dass sie selbstbohrend und zylindrisch sind. Die Gewindelänge der Aarhus-Schraube beträgt 7,7 mm und ihr Gewindedurchmesser 1,5 mm. Bei der Dual Top-Schraube beträgt die Gewindelänge 8,0 mm; ihr Gewindedurchmesser 1,4 mm. Die Pilotbohrer beider Systeme haben einen identischen Durchmesser von 1,0 mm.

2.4. Herstellung der Untersuchungspräparate

Zunächst wurden die Knochenfragmente mit einer Bandsäge in kleine ca. 1 x1 cm große Knochenwürfel gesägt. Ein solcher Knochenwürfel bestand aus Würfelboden mit Spongiosa, Kortikalis und einer Schraube (siehe Abb. 2.05.).

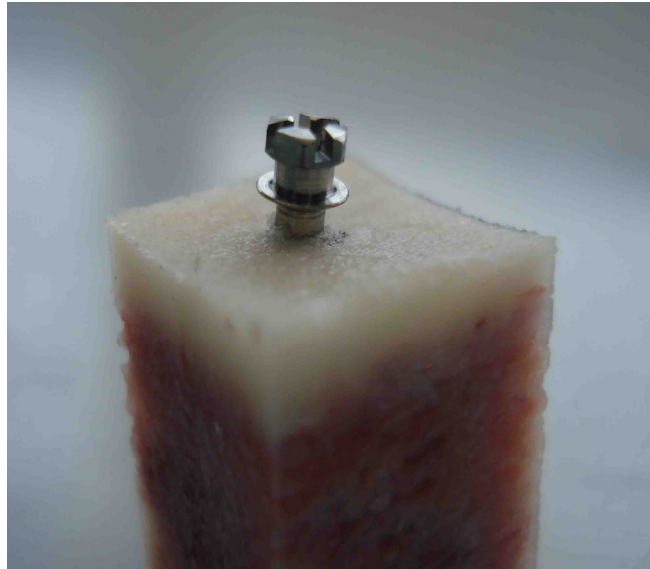


Abbildung 2.05. gesägter Knochenwürfel bestehend aus Würfelboden, Spongiosa, Kortikalis und einer DualTop®-Schraube

Im weiteren Verlauf wurde die Kortikalis jedes Würfels an den vier Außenseiten in ihrer Dicke vermessen, um nachfolgende Untersuchungen zur Kortikalisdicke in Beziehung setzen zu können. Dieser Knochenwürfel wurde anschließend mit einer Poliermaschine (der Firma Buehler Metaservgrinder-polisher, Buehler Ltd., Illinois, USA) mit Schleifpapier der Korngröße 1200 unter Wasserkühlung am Boden zur Würfeloberfläche parallelisiert und auf einem Acrylglas-Objektträger (Fa. A. Richter, Kiel, Deutschland) geklebt.

Zur Herstellung der Untersuchungspräparate musste eine dünne Kortikalisschicht mit einer Schichtstärke von etwa 300 µm aus dem Knochenwürfel parallel zur Würfeloberfläche heraus gesägt werden. Hierfür kam ein Sägemikrotom mit einem diamantierten Sägeblatt (Schichtdicke etwa 100 µm; Gerät: Leitz 1600, Wetzlar, Deutschland) zum Einsatz. Dieses Sägemikrotom schnitt unter ständiger Wasserkühlung aus jedem Knochenwürfel eine Kortikalisschicht heraus. Das Sägeblatt war in der Lage, selbst die Schraube zu durchstoßen. Zunächst wurde eine sehr dünne Kortikalisschicht an der Oberfläche samt Schraubenkopf entfernt (siehe Abb. 2.06.). Danach wurde das Sägemikrotom so eingestellt, dass ein zweiter Schnitt in der Kortikalis erfolgen konnte (siehe Abb. 2.07.). Ein so entstandenes

Knochenplättchen bestand aus Kortikalis mit einer Schichtstärke von etwa 300 μm und in der Mitte aus dem Schraubenschnitt. Die Knochenplättchen wurden anschließend sofort wieder in 0,1 M Phosphat-Puffer-Lösung (PBS) nach Sørensen (deren Temperatur 4°C betrug) eingelegt und gekühlt.

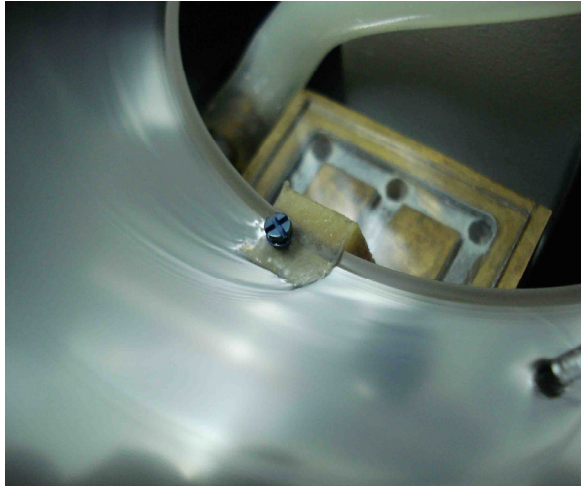


Abb. 2.06. gesägte Oberfläche bestehend aus Kortikalis und Schraubenkopf

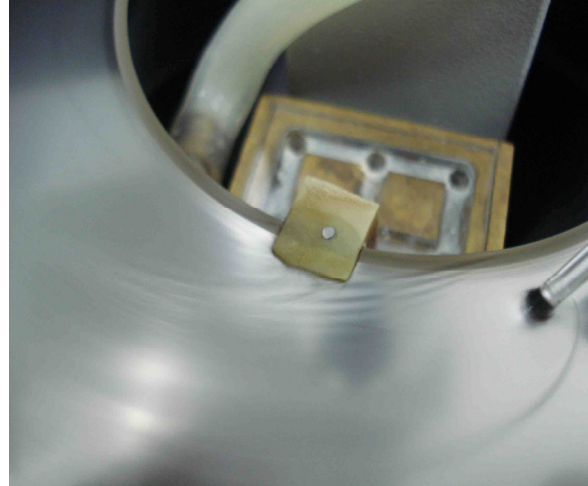


Abb. 2.07. gesägtes Knochenplättchen bestehend aus Kortikalis und Schraubenschnitt

Im weiteren Verlauf wurden die Knochenplättchen mittels Durchführung einer Alkoholreihe entwässert. Hierfür kamen diese in Ethanol-Gläser mit aufsteigender Ethanolkonzentration. Jeweils für 10 Minuten lag jedes Plättchen beginnend bei 30%-igem Ethanol, über 50%, 70%, 80%, 96%, 100% und Ethanol absolut. Danach wurden die Knochenplättchen mit Hilfe eines CPD K850, Emitech Ltd., Ashford, England, gefriergetrocknet. Hierbei wurde das überschüssige Wasser in der Probe durch Druck und Temperatur verdampft. Anschließend wurden die Proben auf REM-Probentellern mit Leitsilber befestigt, um anschließend mit einem Sputter-Gerät der Firma Bal-Tec, Balzers, Liechtenstein Modell SCD 500 im Hochvakuum mit feinem Gold (Dichte: 19,3 g/cm^3) benetzt zu werden. Die Schichtdicke dieser Goldbenetzung betrug 15 μm und ist essentiell wichtig für das Ablesen der Oberfläche durch das Rasterelektronenmikroskop. Nach Abschluss dieses Vorgangs konnten die so entstandenen Präparate jederzeit abgelesen werden. Allerdings mussten diese stets vor Verunreinigungen, wie Staub oder fettigen Fingern, geschützt werden, indem sie in einem Exsikkator gelagert wurden.

2.5. Untersuchung im REM

Die mit feinem Gold (Dichte $19,3 \text{ g/cm}^3$, Schichtdicke $15 \text{ }\mu\text{m}$) beschichteten Knochenplättchen wurden nun in dem Rasterelektronenmikroskop XI-30 ESEM FEG der Firma, Philips, Eindhoven, Holland, unter Hochvakuum untersucht. Zunächst wurden Übersichtsbilder der einzelnen Präparate bei einer Vergrößerung von 50 x angefertigt. Danach wurden am Übergang zwischen Schraubengewinde und Kortikalis bei einer 500-fachen Vergrößerung Risse registriert, deren Länge größer als $50 \text{ }\mu\text{m}$ betragen sollte, da Risse unter $50 \text{ }\mu\text{m}$ anatomisch bzw. herstellungstechnisch bedingt sein können. Hierbei wurden einzelne Aufnahmen für die Vermessung der einzelnen Risse mit dem Programm Microscope Control, Philips, Eindhoven, Holland angefertigt und gespeichert. Explizit wurden folgende Parameter registriert:

1. Anzahl der Risse über $50 \text{ }\mu\text{m}$
2. Summe aller Risslängen
3. längster Riss
4. maximaler Radius eines Risses
(gemessener Radius zwischen größter Rissausdehnung und Mittelpunkt der Schraube)
5. maximale Rissbreite

Die registrierten Werte wurden zur anschließenden statistischen Auswertung in ein Programm (Excel® 2007, Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland) übertragen und mit SPSS 14.0 für Windows von Leadtools © 1991-2000, LEAD Technologies statistisch ausgewertet. Die Daten wurden dabei mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest auf Normalverteilung geprüft und im Rahmen der deskriptiven Statistik Mittelwert, Standardabweichung und Median bestimmt. Mit Hilfe des gepaarten t-Tests und der Varianzanalyse ANOVA wurde auf dem Signifikanzniveau von 5% untersucht, ob zwischen den Parametern signifikante Unterschiede bestehen.

3. Ergebnisse

Bezüglich der Bestimmung des relativen Fehlers, verursacht durch den Pilotbohrer, konnte festgestellt werden, dass in den Referenzpräparaten, d.h. bei den Präparaten, bei denen lediglich Pilotbohrungen angefertigt wurden um den jeweiligen Fehler des Pilotbohrers zu bestimmen, keinerlei Risse über 50 μm gefunden wurden. Damit konnte eine Beteiligung der Pilotbohrung an der Rissentstehung ausgeschlossen werden.

Ebenfalls zu erwähnen ist, dass beim Vorgang der Insertion einer Minischraube diese frakturierte.

3.1. Ergebnisse der REM-Präparate

Durchgehend konnten an allen Präparaten, die mit Schrauben versorgt wurden, Risse jeder Art registriert werden. Zum einen handelte es sich vermehrt um Risse, die in Richtung des osteonatalen Faserverlaufs verliefen. Diese Art der Risse hatte einen länglichen Verlauf. Daneben gab es aber auch Risse, die diffus und teils quer zum osteonatalen Faserverlauf verliefen. Diese diffus auftretenden Risse konnten aber auch vermehrt am Übergang zwischen der äußeren Kante des Gewindes der Schraube und Knochens registriert werden. Die Insertionsoberfläche des Knochens, d.h. der Übergang zwischen Knochen und Insertionsloch, war hier teils glatt, allerdings auch in einigen Präparaten teils aufgeworfen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 8.1. gelistet.

3.1.1. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf Anzahl der Risse über 50 μm

In der ersten Versuchsreihe A wurden für die Präparate mit Aarhus-Schrauben mittelwertig 6 Risse diagnostiziert, wobei minimal ein einziger Riss und maximal zwei Präparate 9 Risse aufwiesen. Die Standardabweichung betrug 2,0. Für die Präparate mit DualTop-Schrauben lagen die Werte mittelwertig für die Versuchsreihe A bei 8,6 Rissen, wobei minimal 4 Risse auftraten und zwei andere Präparate maximal 15 Risse aufwiesen. Die Standardabweichung lag hier bei 4,8 (siehe Abb. 3.01.).

In der zweiten Versuchsreihe B wurden für die Präparate mit Aarhus-Schrauben mittelwertig 4,4 Risse gefunden, wobei minimal ein einziger Riss auftrat und maximal 9. Die Standardabweichung wurde hier mit einem Wert von 3,1 ermittelt. Für die Präparate mit DualTop-Schrauben lagen die Werte mittelwertig für die Versuchsreihe B bei 3,1 Rissen, wobei minimal ein einziger Riss und maximal 5 Risse pro Präparat gefunden wurden. Die Standardabweichung lag bei 1,4 (siehe Abb. 3.01.).

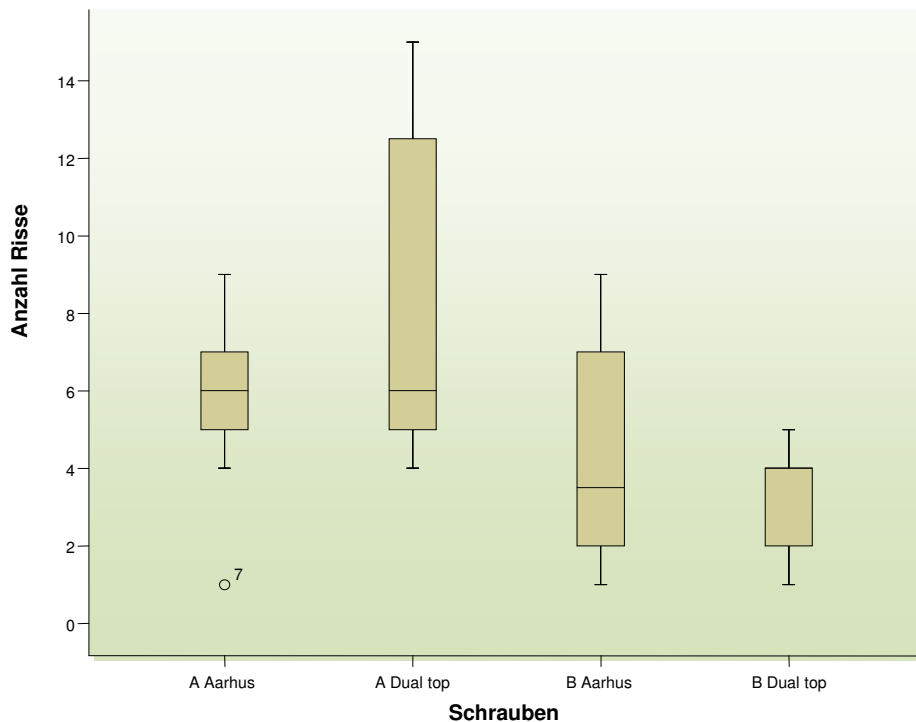


Abbildung 3.01. Anzahl der Risse.
Für A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.2. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf Summe der Gesamtrisslängen pro Präparat

Für die Versuchsreihe A lagen die Werte bei den Präparaten mit Aarhus-Schrauben mittelwertig bei 900,8 μm . Minimal wurden Werte von 235 μm und maximal 1628,9 μm registriert. Die Standardabweichung betrug hier 386,5 μm . Für die Präparate mit DualTop-Schrauben ergaben sich Werte mittelwertig bei 1454,3 μm , wobei minimal Werte von 430,5 μm und maximal bei 2881,9 μm erreicht wurden. Die Standardabweichung wurde hier mit einem Wert von 791,6 μm ermittelt.

In der zweiten Versuchsreihe B lagen die Werte bei den Präparaten mit Aarhus-Schrauben mittelwertig bei 731,7 μm , wobei minimal 70,4 μm und maximal 1664,3 μm registriert wurden. Für die Standardabweichung wurde hier ein Wert von 552,9 μm statistisch ermittelt. Die Werte für die Präparate mit DualTop-Schrauben betragen mittelwertig 484 μm , der minimale Wert 105,6 μm und der maximale Wert 779 μm . Hier lag eine Standardabweichung von 274,2 μm vor (siehe Abb. 3.02.).

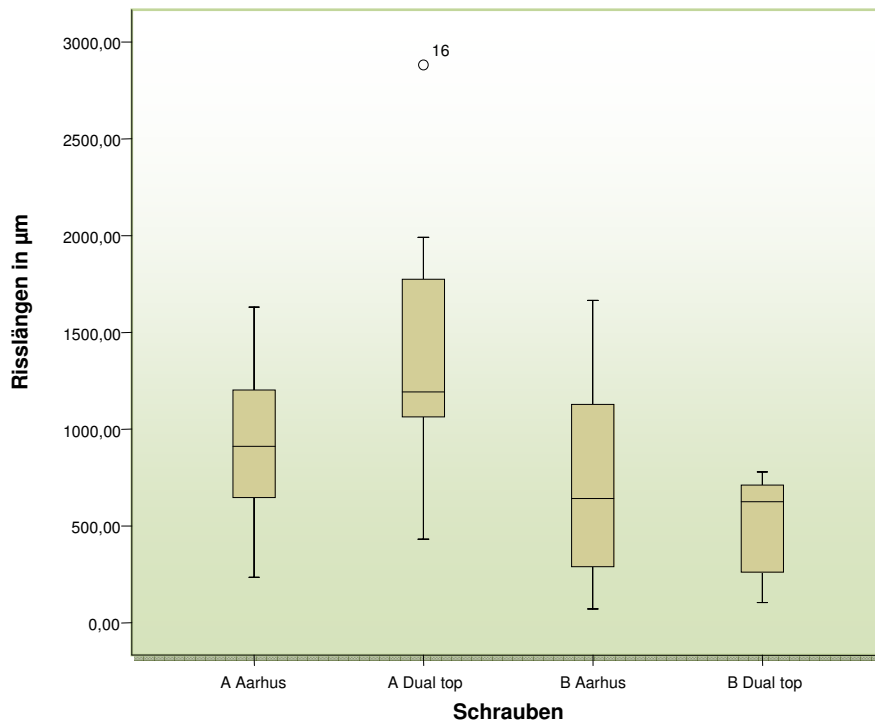


Abbildung 3.02. Risslängen in μm .
Für A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.3. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf längste Rissausdehnung pro Präparat

In der Versuchsreihe A wurden für die Präparate mit Aarhus-Schrauben mittelwertig Werte von 316,0 μm ermittelt, wobei minimal 91,4 μm und maximal 608,5 μm registriert wurden. Die Standardabweichung betrug hier 177,8 μm . Bei den Präparaten mit DualTop-Schrauben lagen die Werte mittelwertig bei 332,4 μm , wobei minimal ein Wert von 104 μm und maximal 472,6 μm ermittelt wurde. Für die Standardabweichung wurde hier ein Wert von 124,2 μm ermittelt.

Für die zweite Versuchsreihe B wurden bei den Präparaten mit Aarhus-Schrauben mittelwertig Werte von 276,7 μm registriert. Die minimale Rissausdehnung lag hier bei 70,4 μm und die maximale Rissausdehnung bei 493,7 μm . Die Standardabweichung lag hier bei 136,6 μm . In den Präparaten mit DualTop-Schrauben lag die maximale Rissausdehnung mittelwertig bei 227,1 μm , wobei minimal ein Wert von 105,6 μm und maximal 360,1 μm registriert wurden. Die Standardabweichung betrug 93,8 μm (siehe Abb. 3.03.).

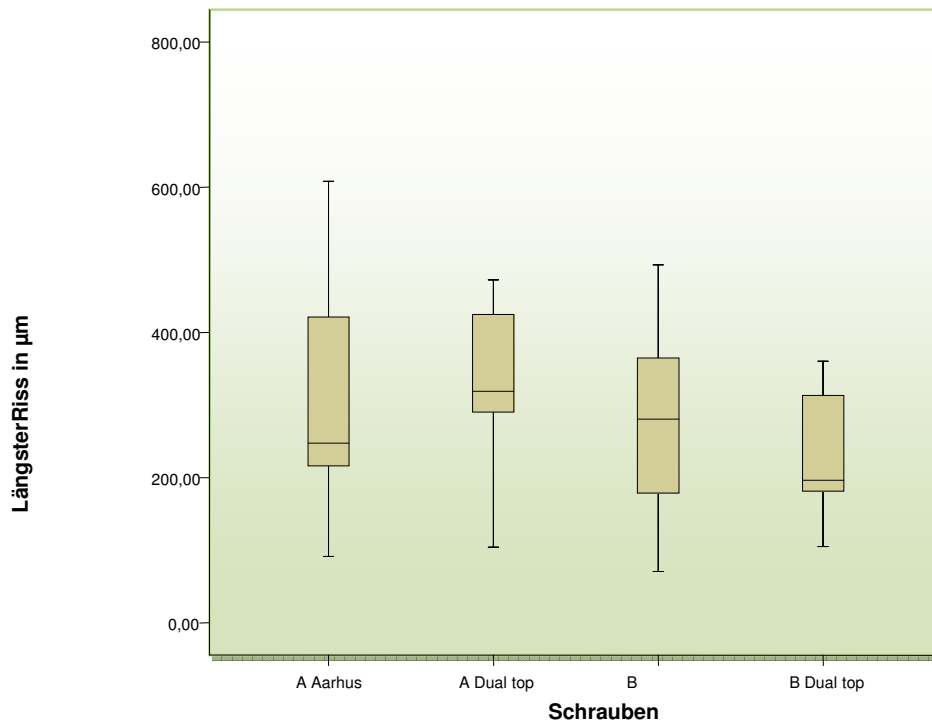


Abbildung 3.03. Längster Riss in μm .
Für A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.4 Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf maximaler Radius eines Risses (gemessener Radius zwischen größter Rissausdehnung und Mittelpunkt der Schraube)

Für die Versuchsreihe A lagen die Werte für die Proben mit Aarhus-Schrauben mittelwertig bei 936,3 μm . Ein Maximalwert von 1130,3 μm und ein Minimalwert von 711,4 μm konnten statistisch ermittelt werden. Die Standardabweichung lag hier bei 113,8 μm . Bei den Präparaten mit Dualtop-Schrauben wurden 1003,6 μm mittelwertig ermittelt, wobei

Maximalwerte von 1150,2 μm und Minimalwerte von 779,1 μm gemessen wurden. Die Standardabweichung lag bei 122,2 μm .

Für die Versuchsreihe B wurden für die Proben mit Aarhus-Schrauben mittelwertig 778,6 μm gemessen, wobei maximal ein Wert von 952,3 μm und minimal ein Wert von 620,1 μm statistisch ermittelt werden konnte. Für die Standardabweichung wurde ein Wert von 115,2 μm ermittelt.

Für die Proben mit DualTop-Schrauben konnte mittelwertig ein Wert von 822,3 μm ermittelt werden. Maximal wurde ein Wert von 1100,6 μm und minimal ein Wert von 622,2 μm erzielt. Die Standardabweichung lag bei 172,4 μm (siehe Abb. 3.04).

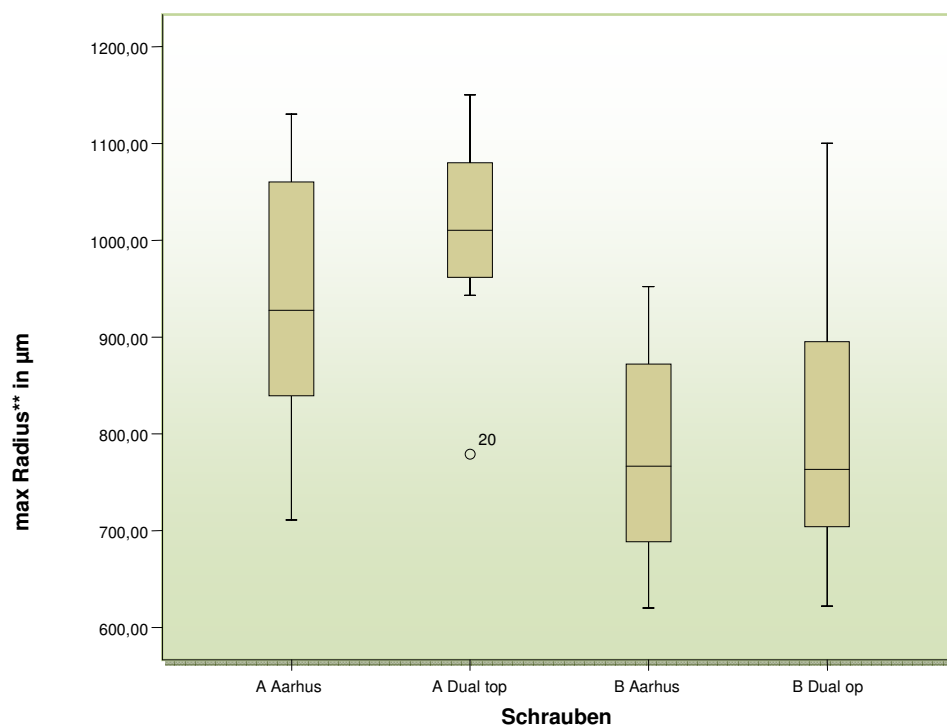


Abbildung 3.04. Maximaler Radius in μm .
Für A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.5. Ergebnisse der REM-Präparate in Bezug auf die maximale Rissbreite

In der Versuchsreihe A lagen hier die Werte für die Proben mit Aarhus-Schrauben mittelwertig bei 17,6 μm . Maximal wurde ein Werte von 33,8 μm und minimal von 9,7 μm statistisch ermittelt. Die Standardabweichung lag bei 7,5 μm . In den Proben mit DualTop-Schrauben wurde mittelwertig ein Wert von 19,9 μm ermittelt, wobei maximal ein Wert von

41,8 μm und minimal von 7,7 μm statistisch ermittelt werden konnten. Hier lag die Standardabweichung bei 10,8 μm .

In der Versuchsreihe B wurden für die Proben mit Aarhus-Schrauben mittelwertig Werte von 10,7 μm ermittelt. Maximal lagen die Werte hier bei 15,2 μm und minimal bei 4,2 μm . Die Standardabweichung lag hier bei 3,6 μm . Für Proben mit DualTop-Schrauben lag der Mittelwert bei 13,0 μm . In dieser Versuchsreihe wurden ein Maximalwert von 26,1 μm und ein Minimalwert von 6,2 μm statistisch ermittelt. Bezüglich der Standardabweichung wurde ein Wert von 6,3 μm statistisch ermittelt (siehe Abb. 3.05.).

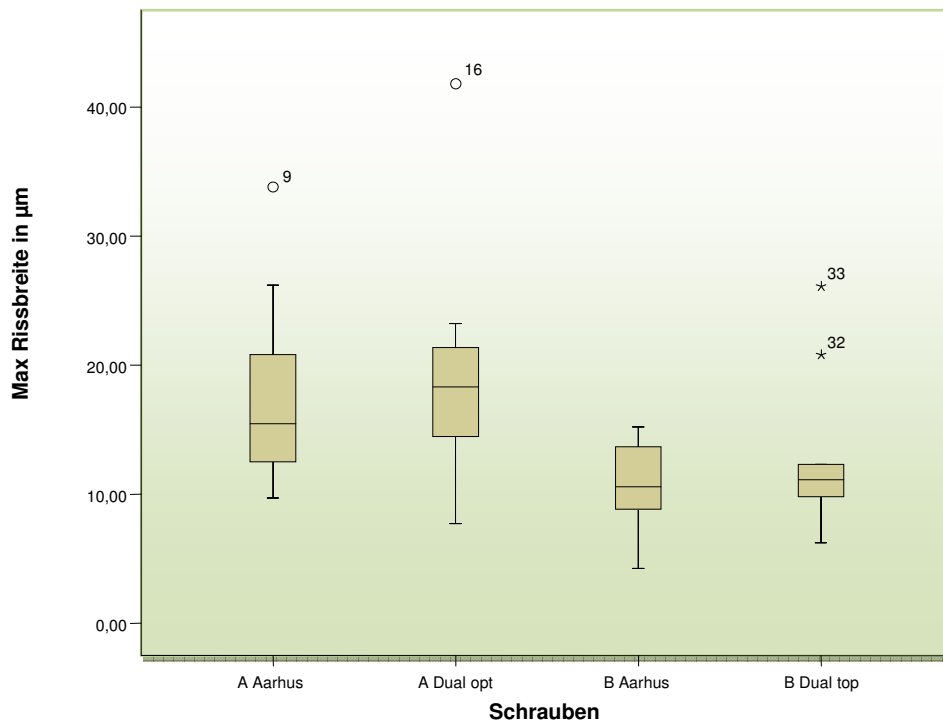


Abbildung 3.05. Maximale Rissbreite in μm .
Für A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.6. Auswertung nach Kompaktadicke

Die im Folgenden dargestellten relevanten Ergebnisse wurden korrelierend zu der im Knochenpräparat vorliegenden Kompaktadicke geordnet. Die detaillierten vollständigen Ergebnisse sind in Tabelle 8.2 dargestellt.

3.1.6.1. Anzahl der Risse

In der Versuchsreihe A zeigten sich für Präparate mit Aarhus-Schrauben bei einer Kompaktadicke von 0,5 bis 1 mm mittelwertig 6,2 Risse, von 1 bis 2 mm 5 Risse und zwischen 3 und 4 mm 9 Risse. Der Mittelwert lag bei 6,7 Rissen pro Präparat. Für Präparate mit DualTop-Schrauben lag der Mittelwert für Kompaktastärken zwischen 0,5 und 1 mm bei 4,5 Rissen, zwischen 1 und 2 mm bei 5,5 Rissen und bei einer Kompaktadicke zwischen 2 und 3 mm bei 12,5 Rissen. Hier lag der Mittelwert bei 7,5 Rissen.

In der Versuchsreihe B wurde für Präparate mit Aarhus-Schrauben mittelwertig für eine Kompaktastärke von 0,5 bis 1 mm ein Wert von 1,6 Rissen, zwischen 1 und 2 mm von 4 Rissen, zwischen 2 bis 3 mm von 9 Rissen und zwischen 3 bis 4 mm bei 4 Rissen statistisch ermittelt. Der Mittelwert lag bei 5 Rissen. Für Präparate mit DualTop-Schrauben wurde bei einer Kompaktastärke von 0,5 bis 1 mm mittelwertig 1 Riss, zwischen 1 und 2 mm 2 Risse und zwischen 2 und 3 mm 4 Risse registriert. Der Mittelwert lag bei 2,5 Rissen (siehe Abb. 3.11.).

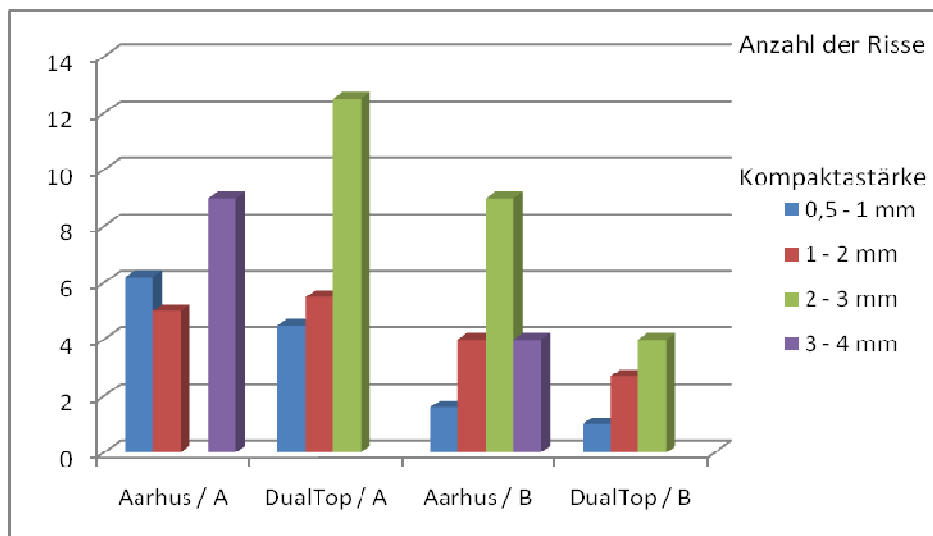


Abbildung 3.11. Auswertung nach Kompaktastärke: Anzahl der Risse.
A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.6.2. Summe der Risslängen

Die Summe der Risslängen lag in der Versuchsreihe A für Präparate mit Aarhus-Schrauben in der Kategorie der Kompaktadicke bei 0,5 bis 1 mm mittelwertig bei 983,4 μm . Zwischen 1 und 2 mm lag dieser mittelwertig bei 803,07 μm . Zwischen 3 und 4 mm lag die Summe der Risslängen mittelwertig 879 μm . Der Mittelwert lag bei 888,5 μm . Für die Summe der Risslängen bezüglich Präparate mit DualTop-Schrauben wurde mittelwertig bei einer Kompaktadicke zwischen 0,5 und 1 mm ein Wert von 752,65 μm statistisch ermittelt. Für Kompaktadicken zwischen 1 und 2 mm lag der Wert bei 1131,55 μm und zwischen 2 und 3 mm 1774,9 μm . Der Mittelwert lag hier bei 1219,7 μm .

In der Testreihe B wurde für Präparate mit Aarhus-Schrauben bezüglich der Summe der Risslängen pro Präparat ein statistischer Mittelwert für eine Kompaktastärke von 0,5 bis 1 mm von 261,13 μm ermittelt. Für Kompaktastärken von 1 bis 2 mm lag dieser Wert bei 574,85 μm , von 2 bis 3 mm bei 1265,3 μm und für Kompaktastärken von 3 bis 4 mm bei 989 μm . Der Mittelwert lag bei 761 μm . Für die Untersuchung des Parameters Summe der Risse für Präparate mit DualTop-Schrauben wurden bei einer Kompaktastärke zwischen 0,5 und 1 mm Werte von 109 μm statistisch gemessen. Zwischen 1 und 2 mm wurde mittelwertig 344 μm registriert und zwischen 2 und 3 mm 717 μm . Der statistische Mittelwert lag bei 390 μm (siehe Abb. 3.12.).

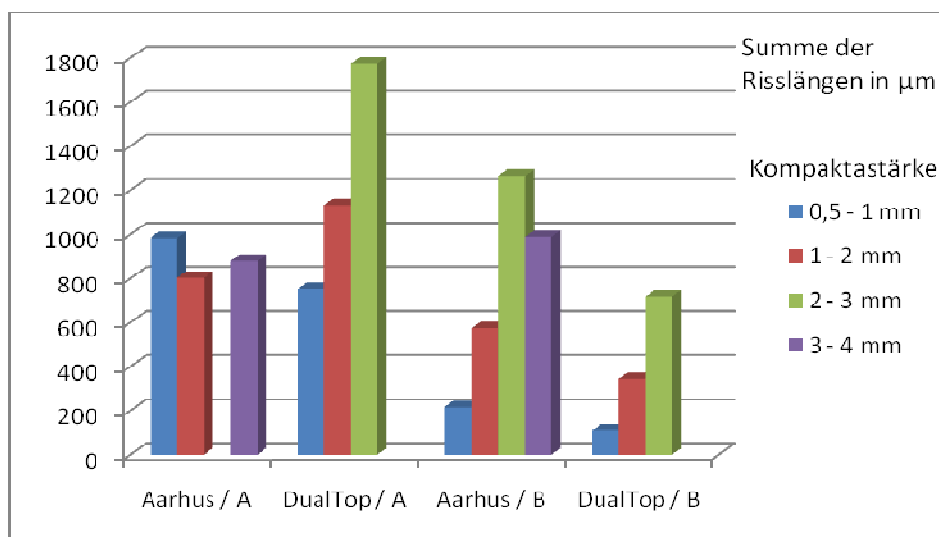


Abbildung 3.12. Auswertung nach Kompaktastärke: Summe der Risslängen.
A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.6.3. Längster Riss

Für die Untersuchung der längsten Risse wurde in der Testreihe A für Präparate mit Aarhus-Schrauben bei einer Kompaktadicke zwischen 0,5 und 1 mm mittelwertig ein Wert von 333,5 μm ermittelt. Zwischen 1 und 2 mm lag der längste Riss mittelwertig bei 315,25 μm . Bei einer Kompaktadicke von 3 bis 4 mm lag der Mittelwert bei 229 μm . Der statistisch ermittelte Durchschnittswert lag bei 292,6 μm . Für die Untersuchung der längsten Risse wurde für Präparate mit DualTop-Schrauben hier bei einer Kompaktastärke von 0,5 bis 1 mm mittelwertig ein Wert von 264,5 μm statistisch ermittelt. Dieser Parameter lag bei einer Kompaktastärke von 1 bis 2 mm mittelwertig bei 361,5 μm und bei einer Kompaktastärke von 2 bis 3 mm bei 309 μm . Der ermittelte Durchschnittswert lag bei 311,7 μm .

Für die Testreihe B wurde für Präparate mit Aarhus-Schrauben bezüglich der Untersuchung der längsten Risse pro Präparat für Kompaktastärken zwischen 0,5 und 1 mm ein Mittelwert von 192,1 μm ermittelt. Zwischen 1 und 2 mm lag dieser Wert bei 242 μm , zwischen 2 und 3 mm bei 247 μm und zwischen 3 und 4 mm bei 410 μm . Der Mittelwert lag hier bei 273 μm . Für den Parameter längster Riss wurde für Präparate mit DualTop-Schrauben mittelwertig bei einer Kompaktastärke zwischen 0,5 und 1 mm ein Wert von 109 μm ermittelt. Zwischen 1 und 2 mm lag dieser Mittelwert bei 168 μm und bei einer Kompaktastärke zwischen 2 und 3 mm bei 515,25 μm . Der statistisch ermittelte Durchschnittswert lag bei 264,1 μm (siehe Abb. 3.13.).

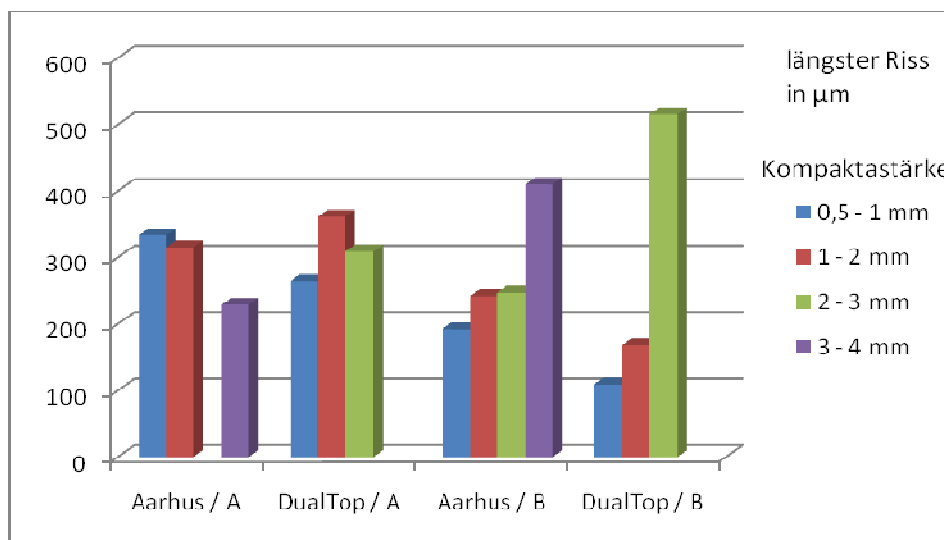


Abbildung 3.13. Auswertung nach Kompaktastärke: längster Riss.
A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.6.4. Maximale Rissausdehnung

In der Untersuchung A lag für Präparate mit Aarhus-Schrauben für den Parameter der maximal radialen Rissausdehnung (gemessen von dem Schraubenmittelpunkt und der Teilstrecke der größten Rissausdehnung) der Wert für die Kompaktadicke zwischen 0,5 und 1 mm mittelwertig bei 914,2 μm . Bei einer Kompaktadicke zwischen 1 und 2 mm lag diese mittelwertig bei 963,5 μm . Für eine Kompaktadicke zwischen 3 und 4 mm lag der Mittelwert bei 934 μm . Der statistische Mittelwert lag bei 950,6 μm . Für Präparate mit DualTop-Schrauben lag der statistisch ermittelte Mittelwert für Kompaktastärken zwischen 0,5 und 1 mm bei 915 μm . Für Kompaktastärken zwischen 1 und 2 mm lag der Mittelwert bei 995 μm und für Kompaktastärken zwischen 2 und 3 mm bei 978,9 μm .

Für die Untersuchung B für Präparate mit Aarhus-Schrauben wurde bezüglich des Parameters der maximalen Rissausdehnung ein statistischer Mittelwert für eine Kompaktastärke zwischen 0,5 und 1 mm von 665,66 μm ermittelt. Zwischen 1 und 2 mm lag dieser Wert bei 817,5 μm , zwischen 2 und 3 mm bei 750 μm und zwischen 3 und 4 mm 892 μm . Der Durchschnittswert lag bei 782 μm . Bei der Untersuchung mit DualTop-Schrauben wurde bezüglich der maximalen radialen Rissausdehnung für Kompaktastärken zwischen 0,5 und 1 mm mittelwertig ein Wert von 685 μm statistisch ermittelt. Zwischen 1 und 2 mm wurden mittelwertig 707 μm und zwischen 2 und 3 mm 972 μm ermittelt. Der Mittelwert lag bei hier bei 788 μm (siehe Abb. 3.14.).

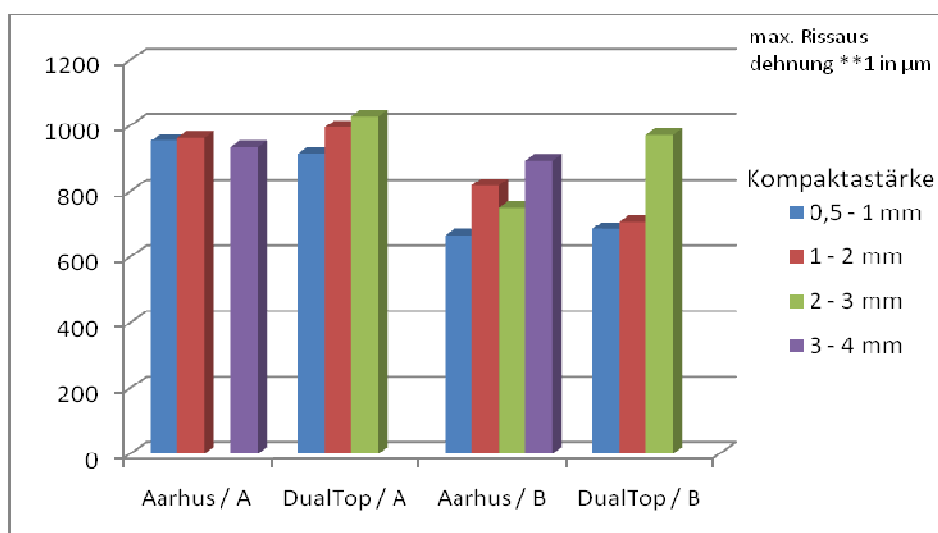


Abbildung 3.14. Auswertung nach Kompaktastärke: max. Rissausdehnung (**1 Radius zwischen größter Rissausdehnung und Mittelpunkt der Schraube). A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B Dualtop-Schrauben regelgerecht.

3.1.6.5. Maximale Rissbreite

Für die Untersuchung A für Präparate mit Aarhus-Schrauben wurde für den Parameter der maximalen Rissbreite für eine Kompaktadicke zwischen 0,5 und 1 mm ein Mittelwert von 19,04 μm ermittelt. Zwischen 1 und 2 mm lag dieser Wert bei 17,85 μm und zwischen 3 und 4 mm lag der statistisch ermittelte Mittelwert bei 9,7 μm . Der statistisch ermittelte Mittelwert lag bei 15,5 μm . Bezüglich der Untersuchung mit DualTop-Schrauben lag der statistisch ermittelte Mittelwert bei einer Kompaktastärke zwischen 0,5 und 1 mm bei 15,45 μm . Zwischen 1 und 2 mm lag der Mittelwert bei 18,9 μm und für Kompaktastärken zwischen 2 und 3 mm bei 14,45 μm . Hier lag der Mittelwert bei 16,3 μm .

Bezüglich der Untersuchung B wurde für Präparate mit Aarhus-Schrauben ein Mittelwert für eine Kompaktastärke zwischen 0,5 und 1 mm von 15,5 μm statistisch ermittelt. Für Kompaktastärken zwischen 1 und 2 mm lag dieser Wert bei 10,55 μm , für Kompaktastärken zwischen 2 und 3 mm bei 10 μm und für Kompaktastärken zwischen 3 und 4 mm bei 15 μm . Der Mittelwert lag hier bei 13 μm . Für die Untersuchung der maximalen Rissbreite wurde für Präparate mit DualTop-Schrauben für Kompaktastärken zwischen 0,5 und 1 mm ein Mittelwert von 9,8 μm statistisch ermittelt. Für Kompaktastärken zwischen 1 und 2 mm wurden 9,3 μm und zwischen 2 und 3 mm wurden 17,52 μm statistisch ermittelt. Der statistisch ermittelte Mittelwert lag bei 12,2 μm (siehe Abb. 3.15.).

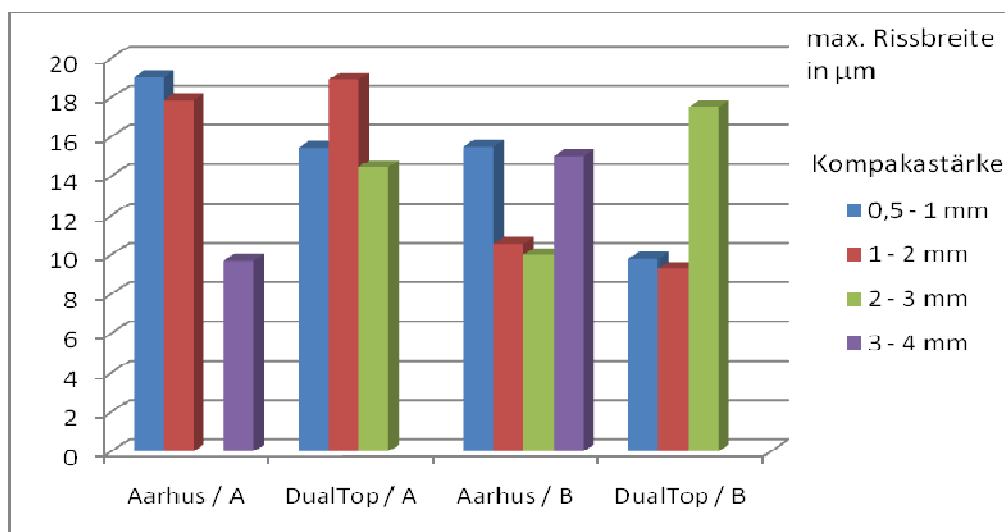


Abbildung 3.15. Auswertung nach Kompaktastärke: max. Rissbreite.
A Aarhus-Schrauben zu tief, A DualTop-Schrauben zu tief, B Aarhus-Schrauben regelgerecht und B DualTop-Schrauben regelgerecht.

4. Diskussion

4.1. Fehlerquellen

Ein primäres Ziel der Kieferorthopädie ist die Krafteinwirkung auf Zähne zu steuern und die resultierende unerwünschte Kraftentwicklung, die wie in der Physik als Grundregel der Newtonischen Gesetze reziprok wirkt, abzupuffern. Schon frühzeitig wurde die maximale Verankerung als Ideal klassifiziert. Behrens et al. 2005[2] beschrieb Miniimplantate als Bausteine der maximalen Verankerung. Weiterhin beschrieb er, dass die Verlustrate der einzelnen Schraubensysteme abhängig sei von der Lokalisation des Insertionsortes und vom Durchmesser der Schraube. Indem die kieferorthopädischen Apparaturen an Strukturen gekoppelt wurden, die eine ortsfeste Stabilität aufwiesen, konnten unerwünschte Kräfte weitestgehend minimiert werden. Eine Möglichkeit zur Realisierung dieser Forderung ist die Verwendung von Minischrauben, die die Krafteinwirkungen auf den umgebenden Knochen weiterleiten. Branemark et al. 1969[4] beschäftigte sich in seiner Studie mit den Faktoren, die für einer kontrollierten Einheilung von Titan-Minischrauben wichtig sind. Er fand heraus, dass es wichtig ist atraumatisch zu präparieren, einen primären Verschluss um der Schraube herum mittels Mukoperiostlappens zu schaffen und die orale Hygiene einzuhalten. Für die Verankerung der Apparaturen an kieferorthopädische Minischrauben ist aber eine genaue Kenntnis über Schraubendesign, anatomische Gegebenheiten und die Erfahrung des Behandlers notwendig, um mögliche Fehlerquellen, die zu einem Vorzeitigen Verlust der Minischraube führen können, zu verhindern.

Hierfür wurden orthodontische Minischrauben in native Knochen gesetzt, wobei in der ersten Versuchsreihe A die zu verwendenden Minischrauben bei korrekter Vorbohrung ca. 0,5 mm zu tief gesetzt werden sollten und in der zweiten Versuchsreihe B die Insertionstiefe wie vom Hersteller angegeben eingehalten werden sollte. Bei den zu untersuchenden Schraubensystemen handelte es sich um Minischrauben der Firmen AarhusScrew®, Medicon eG, Tuttlingen, Deutschland und zum anderen DualTop®, Jeil Medical Corp., Korea. Die Gewindelänge bei der Aarhus-Schraube beträgt 7,7 mm und ihr Gewindedurchmesser 1,5 mm. Bei der Dual Top-Schraube beträgt die Gewindelänge 8,0 mm ihr Gewindedurchmesser 1,4 mm. Die Pilotbohrer beider Systeme haben einen identischen Durchmesser von 1,0 mm.

Um Verarbeitungsfehler bei der Herstellung der Untersuchungspräparate möglichst zu vermeiden, wurden mögliche Fehlerquellen im Vorfeld der Versuche analysiert und vermieden. Es ist hierbei zu erwähnen, dass es vor der eigentlichen Herstellung der Präparate, Probedurchläufe gab.

Mögliche Fehlerquellen lagen in der Degenerierung des Knochens. Dieser Prozess konnte aber wie bereits erwähnt durch den möglichst schnellen Transport der Knochen und deren Fixierung vermieden werden.

Eine weitere Fehlerquelle lag in der Insertionstechnik selbst. Hierfür spielt selbstverständlich die Erfahrung des Behandlers eine große und entscheidende Rolle. Bumann et al. 2006[8] wies in seiner Studie daraufhin, dass es zwei Komponenten an Fehlern gibt, die zu einem vorzeitigen Verlust der Schraube führen können. Zum einen beschrieb er Verfahrensfehler, die durch den Behandler verursacht werden. Dazu gehören die Verwendung eines falschen Bohrers, die Inserierung der Schraube mit zu hoher Geschwindigkeit und falschem Drehmoment sowie eine unzureichende Kühlung. Zum anderen wies er darauf hin, dass Hygienefehler ebenfalls zu einem vorzeitigen Schraubenverlust führen können. Hierzu gehören das Auslassen einer geeigneten Mundhöhlendesinfektion vor dem Eingriff, eine mangelhafte Mundhygiene und die Verwendung nicht steriler Instrumente. Um hier wiederum möglichst die Fehler gering zu halten, wurde das Inserieren der Schrauben von einem erfahrenen Oralchirurgen übernommen. Außerdem wurden die Präparate immer mit PBS-Lösung benetzt, um die Qualität des Knochens nicht zu beschädigen. Um später die Aussagefähigkeit der gewonnenen Proben zu erhöhen, wurden die Schichtstärken der Kortikalis pro Präparat an 4 Stellen gemessen und mittelwertig pro Präparat erfasst.

Die nächste mögliche Fehlerquelle lag in der Verwendung des Sägemikrotoms (Gerät: Leitz 1600, Wetzlar, Deutschland). Dieses Sägemikrotom schnitt unter ständiger Wasserkühlung aus jedem Knochenwürfel eine Kortikalisschicht mit einer Schichtstärke von etwa 300 µm heraus. Allerdings musste vorher ein oberflächlicher Schnitt aus dem Knochenwürfel angefertigt werden, um einen möglichst einwandfreien Knochenschnitt der Kortikalis zu bekommen und damit der Schraubenkopf später die REM-Untersuchung nicht behindert. Der zweite entscheidende Schnitt musste bei einer ca. 300 µm dicken Knochenschicht möglichst noch innerhalb der Kortikalis erfolgen, da Risse in der Spongiosa nicht eindeutig voneinander abgewogen werden können. Bei Proben von nur 0,5 mm mittlere Kompaktastärke war dies allerdings nur sehr schwierig und nicht immer realisierbar. Um hier den so entstehenden Fehler möglichst gering zu halten, wurden mehrere exemplarische Vorversuche getätigt, insbesondere mit der Kalibrierung des Sägeblattes des Sägemikrotoms mit Hilfe einer Nadel

auf der Oberfläche des Sägeblattes. Diese Kontrolle vor dem Schnitt konnte den so entstehenden Fehler des möglichen Schnittes durch die Spongiosa entscheidend minimieren. Mögliche Fehlerquellen lagen weiterhin in der anschließenden Verarbeitung zur Herstellung der REM-Präparate. Hierzu gehörte die Entwässerung der Präparate mit Hilfe der Alkoholreihe. Hier lag der Fehler relativ gering, da hierzu genormte Alkoholflaschen zum Einsatz kamen und lediglich die richtige Reihenfolge der Flaschen eingehalten werden musste. Bei der kritischen Punkttrocknung konnte allerdings der Fehler nicht eindeutig verhindert werden. Es wurde jedoch versucht, diesen durch das strikte Einhalten der Bedienungshinweise minimal zu halten. Insbesondere war es wichtig, auf den Druck, die Temperatur und die Flutungszeit zu achten, da es hier sonst zu erheblichen Schädigungen der nun dünnen Knochenplättchen kommen konnte. Ebenfalls, um hier den Fehler möglichst gering zu halten, wurden hier auch exemplarische Vorversuche vorgenommen, dies aber auch, um die Anwendung des Gerätes und der Technik zu studieren.

Das anschließende Beschießen mit feinstem Goldpartikel erfolgte vollautomatisch. Hier war der mögliche Fehler relativ gering. Bei der anschließenden Untersuchung im REM mussten lediglich einige Vorversuche exemplarisch untersucht werden, um wiederum die Anwendung des Gerätes und die Technik zu verstehen. Natürlich wurden hier, aber auch in den zuvor erwähnten Arbeitsschritten, die Präparate vorsichtig mit einer Pinzette berührt, um das Verschmutzen oder aber das Beschädigen der Oberfläche möglichst zu verhindern. Abschließend wurden die Präparate schützend in einem Exsikkator aufbewahrt.

Die in dieser Methodik hergestellten Untersuchungspräparate waren vielen möglichen Fehlerquellen ausgesetzt. Nur durch das strikte Einhalten der Betriebshinweise der verwendeten Geräte, der Anweisungen der MTA und der immer im Vorfeld der Untersuchung exemplarischen Versuchsanwendung konnten die möglichen Fehlerquellen auf ein Minimum reduziert werden. Um allerdings eine signifikante Aussage zu anderen Versuchsreihen mit basierenden Überschneidungen zu erhalten und diese miteinander vergleichen zu können, war es vorteilhaft, alle Präparate zeitnah vom selben Schlachthofes zu bekommen und zu verarbeiten.

4.2. Ergebnisse

Ismail et al 2002 [21] stellte in seiner Studie fest, dass die Stabilität des Implantats abhängig ist von der Qualität und Quantität des Knochens am Insertionsort sowie vom Alter des Patienten. Hier wies er auf altersbedingte Resorptionsvorgänge hin, die die Implantation im Knochen erschweren. Fritz et al.2003[16] wies auf darauf hin, dass der Widerstand der Verankerung größer sein muss, als die zur Zahnbewegung angewandte Kraft. Weiterhin schilderte er in seiner Studie, dass eine kontinuierliche Kraftapplikation ossäre Adaptionsmechanismen bewirkt. Wehrbein et al. 1996[50] bestätigte diesen Sachverhalt. Dies bedeutet, dass es in Folge einer andauernden Kraftapplikation zu einer Knochenapposition kommt, was sich positiv auf die Gesamtstabilität der Schraube auswirkt. Wawrzinek et al. 2008[49] untersuchte die Rissbildung des Knochens nach Insertion verschiedener Schraubensysteme. Er schilderte in seiner Untersuchung, dass das Inserieren einer Schraube ohne Vorbohrung die Primärstabilität aufgrund der hohen Kompression und Kontaktfläche erhöht. Diesen Sachverhalt beschrieb bereits Kuhn et al. 1995 [23].

Wawrzinek et al. 2008[49] beschrieb auch, dass es bislang noch keine quantitative Erfassung der Rissbildung um den Knochen herum gibt. Deshalb ist der Vergleich der Ergebnisse zu anderen Studien in dieser Hinsicht als problematisch anzusehen.

In allen zu untersuchenden Präparaten in dieser Studie konnten mehr oder weniger viele Risse entdeckt und statistisch ausgewertet werden. Zunächst wurden die zu untersuchenden Parameter innerhalb jeder Versuchsreihe für jedes Schraubensystem untersucht. Es ist hierbei zu erwähnen, dass die geringe Anzahl an Proben es nicht zuließ für jede Kompaktastärke eine Schraube in vier verschiedenen Kategorien zu inserieren, um anschließend einen genaueren Vergleich zu haben. Keine Aussagen gibt es für die Versuchsreihe A mit Aarhus-Schrauben für Kompaktastärken zwischen 2 und 3 mm sowie in der Versuchsreihe A mit DualTop-Schrauben zwischen 3 und 4 mm und in der Versuchsreihe B mit DualTop-Schrauben für Kompaktastärken zwischen 3 und 4 mm.

4.2.1. Diskussion der Ergebnisse ohne Bezug zur Kortikalisstärke

Die gemessenen Werte zeigten bei allen zu untersuchenden Präparaten der Versuchsreihe A und B keinen signifikanten Unterschied zwischen den Schraubensystemen, wobei die Präparate, die DualTop-Schrauben enthielten, leicht höhere Werte aufweisen (siehe

Abbildung 3.01. bis 3.05. und Tabelle 8.3.2. und 8.3.3.). Das Inserieren der Schrauben bei zu tiefer Inserierung (Versuchsreihe A) bewirkte im Vergleich zur regelgerechten Inserierung (Versuchsreihe B) bei der Rissanzahl, den Risslängen und der radialen Ausbreitung der Risse sowie der Rissbreite einen signifikanten Unterschied (siehe Tabelle 8.3.4.). Die Anzahl der Rissausbildung und ihre Ausbreitung ist in der Testreihe B im Vergleich zur Testreihe A signifikant geringer. Hier zeigte sich, dass bei Einhalten der Insertionstiefe die Anzahl der Risse und Gesamtsumme der Länge pro Präparat mittelwertig fürs Inserieren mit DualTop-Schrauben signifikant die geringsten Werte erzielte. Die maximal radiale Rissausbildung und die Rissbreite wurden hier allerdings bei Präparaten mit Aarhus-Schrauben statistisch mit den niedrigsten Werten ermittelt. Allerdings lagen die gemessenen Werte in allen zu untersuchenden Parameter in der Testreihe B relativ nahe bei einander (siehe Abbildung 3.01. bis 3.05.).

In einer ähnlichen Studie, die Wawrzinek et al. 2008 [49] veröffentlichte, lagen die Werte der regelgerechten Inserierung in den Bereichen Anzahl der Risse und Summe aller Risslängen pro Präparat über denen in dieser Studie. Allerdings waren die Werte in den Bereichen längster Riss und maximale Rissbreite pro Präparat durchschnittlich in dieser Studie höher. Hier scheint die Aussagekraft des Vergleiches der einzelnen Werte zu anderen Studien problematisch. Es scheinen biologische und anatomische Faktoren, wie z.B. unterschiedliche Proben-Entnahmequellen, unterschiedliche Verarbeitungszeiten und z.B. das Setzen der Schrauben von verschiedenen Behandler die Aussagekraft negativ zu beeinflussen. Weiterhin schildern Wawrzinek et al. 2008 [49], dass Präparate, die DualTop-Schrauben enthielten, signifikant geringere Werte im Vergleich zu Präparaten, die Aarhus-Schrauben enthielten, aufwiesen. Zu diesem Ergebnis kommt auch diese Studie im Bereich der regelgerechten Inserierung. Bei zu tiefer Inserierung waren die Werte der DualTop-Schrauben aber höher als die der Aarhus-Schrauben.

Das Prinzip des Erreichens der maximalen Verankerung mittels Mini-Schrauben ist eine schwierige und auch ein nicht vollständig erreichbares Ideal in der Kieferorthopädie.

Mohsin et al. 2006 [32] wies darauf hin, dass Mikrotraumen bzw. Mikrorisse physiologischer Weise in belastetem Knochen vorkommen. Diese induzieren laut Frost et. al 1998 [18] und Büchter et. al. 2006 [7] den aktiven Knochenumbau. Wawrzinek et al. 2008 [49] fand heraus, dass eine zu tiefe Insertion der Schraube mit einer Erhöhung der Risse einhergeht. Bereits Liou et al. 2004 [25] beschrieb, dass Mini-Schrauben eine Eigenbeweglichkeit von 0,4 mm aufweisen. Bumann et al. 2006 [8] stellte einen Zusammenhang her zwischen Misserfolg der Behandlung mit Mini-Schrauben durch vorzeitigen Schraubenverlust und Verfahrensfehler

sowie Hygienefehler her. Verfahrensfehler können hier nach seiner Auffassung sein z.B. die Verwendung eines falschen Bohrers, einer zu hohen Bohrungsgeschwindigkeit, das Fehlen einer geeigneten Kühlung oder das Einbringen der Schraube mit falschem Eindrehmoment. Auch Branemark et al. 1969 [4] machte unter anderen darauf aufmerksam, dass die atraumatische Präparation (egal ob in hartem oder weichem Gewebe) und Inserierung der Schraube ein wichtiger Faktor für die erfolgreiche Einheilung ist.

Wilmes et al. 2006 [51] beschrieb, dass eine große Primärstabilität das Risiko des vorzeitigen Verlustes vermindert. Er beschrieb, dass die Kompaktastärke am Insertionsort und das Eindrehmoment wichtige Einflussfaktoren auf die Primärstabilität sind. Hier beschrieb er weiter, dass die Knochenqualität, das Implantatdesign und die Präparation wichtige Risikofaktoren sind. Das richtige Inserieren der Schraube scheint aber ebenfalls eine wichtige Rolle zu spielen. Wenn man die Studie von Uthoff et al. 1973 [47] hinzuzieht, in der beschrieben wurde, dass nicht der gesamte Knochen um der Schraube herum einheilt, sondern dass es auch eine hohe Osteoklastenaktivität gibt und man nicht zu hohe Kräfte an die Schraube ankoppeln sollte, wird deutlich, dass bereits entstandene Behandlungsfehler, wie das zu tiefe Eindrehen der Schraube, und die daraus resultierende erhöhte Rissausbildung, ebenfalls ein erhöhtes Risiko darstellen.

Das bedeutet, dass bei Einhalten der Insertionstiefe eine Erhöhung der zu untersuchenden Parameter signifikant vermieden wird. Besonders bei der Verwendung von DualTop-Schrauben sollte man die Inserierungstiefe einhalten.

Fazit: im Vergleich zur regelgerechten Inserierung wirken höhere physikalische Kräfte auf die Kortikalis als bei zu tiefer Inserierung.

4.2.2. Diskussion der Ergebnisse in Bezug auf die Kortikalisstärke

Die Betrachtung der Ergebnisse unter Einbezug der Kompaktastärke zeigte signifikante Zusammenhänge (siehe Tabelle 8.3.5.)im Aspekt der Rissanzahl, bei zu tiefer Inserierung (Versuchsreihe A) im Vergleich zur regelgerechten Inserierung (Versuchsreihe B), den Risslängen und der radialen Ausbreitung der Risse, sowie der Rissbreite. In dem zu untersuchenden Item „längster Riss pro Präparat“ war die Verteilung der Werte beider Schraubensysteme zueinander gleich. Durchgehend höhere Ergebnisse wurden in der Testreihe A ermittelt. Hier lagen die Ergebnisse etwa gleich verteilt zueinander, allerdings mit noch höheren Werten im Bereich Summe der Risslängen für Präparate mit DualTop-

Schrauben (siehe Abbildung 3.11. bis 3.15.). Allerdings wurde auch festgestellt, dass ab einer Kompaktastärke von 2 mm und größer, es bei der regelrechten Inserierung zu höheren Messwerten als bei der zu tiefen Inserierung kommt (siehe Abbildung 3.11. bis 3.15.). Dies war statistisch signifikant in allen zu untersuchenden Parameter bis auf die maximale Rissausdehnung. Gegenstand weiterer Untersuchungen muss in Zukunft durch ein angepasstes Studiendesign sein, ob tatsächlich ab 2 mm Knochenstärke kein relevanter Einfluss der Tiefe der Schraubeninsertion mehr vorliegt. Hierbei sollte auch berücksichtigt werden wo im klinischen Einsatz Kompaktastärken von über 2 mm vorkommen.

Andererseits bedeuten die vorgestellten Ergebnisse, dass bis zu einer Kompaktastärke von 0,5 mm bis 2 mm das Einhalten der Insertionstiefe nur mäßige Rissausbildungen verursacht, was mit einem vorangegangenen geringerem Kompressionsdruck einher geht. Hieraus ergibt sich die Frage, ob ab einer Schichtstärke von 2 mm das Risiko des vorzeitigen Verlustes der Schraube aufgrund der Überkompression des Knochens exponentiell steigt. Folglich kann angenommen werden, dass bis zu einer Kompaktastärke von 2 mm das Inserieren von Mikroschrauben explizit regelgerecht nach Herstellerangaben erfolgen sollte, da es sonst bei zu tiefer Insertion zu einer übermäßigen Rissentstehung aufgrund der Überkompression des Knochens kommen kann. Bei Kompaktastärken über 2 mm ist das Inserieren von Schrauben aufgrund des hohen Widerstandes des Knochens und der wiederum resultierenden Überkompression des Knochens als Risikofaktor zu bewerten, respektive kann je nach klinischer Situation eine Vorbohrung erforderlich werden. Laut Broschhagen [Kieferorthopädie 2006] beträgt die Kortikalisstärke im anterioren Bereich 0,7 mm und im posterioren Bereich 2,9 mm. Laut Motoyoshi et al. wird aber empfohlen die Schrauben in einem Bereich der Kortikalisstärke von über 1 mm setzen. Demnach scheint der anteriore Bereich für den Parameter der Primärstabilität zu gering zu sein. Im posterioren Bereich kann es bei 2,9 mm Schichtstärke der Kortikalis wie bereits beschrieben aufgrund des zu hohen Widerstandes des Knochens zu einer Überkompression kommen, was wiederum die Gesamtstabilität der Schraube gefährden kann. Bereiche von 1 mm bis 2 mm scheinen optimal für die Gesamtstabilität zu sein. Diese Bereiche kommen vermehrt in Prämolarenregion vor, also in der Region wo auch die Inserierung der Schraube empfohlen wird. Dies bedeutet, dass wenn die Schraube im anterioren Bereich gesetzt wird, die Gefahr besteht zu wenig Primärstabilität zu erhalten, was einen vorzeitigen Verlust der Schraube begünstigt. Muss die Schraube aber aufgrund klinischer Anforderung im posterioren Bereich gesetzt werden, ist mit einem höheren Widerstand des Knochens zu rechnen und somit das Eindrehmoment zu reduzieren, respektive eine Vorbohrung in Erwägung zu ziehen. Auch

dieser Aspekt sollte in eine zukünftige Untersuchung mit einfließen. Hierbei sollte der Korrelation „Verwendung von definierten Drehmomenten mit Drehmomentratsche im posterioren Bereich“ und einer möglichen „Begünstigung der Knochenüberkompression bei größere Schichtstärken der Kortikalis“ besondere Aufmerksamkeit zukommen.

Demnach gibt es eine Korrelation zwischen der Stärke der Kortikalis und einem resultierenden Widerstand durch die Knochendichte, welche Einfluss haben auf das Eindrehmoment und der Rissentstehung. Diesem Sachverhalt widersprechen aber Wright und Hayes et al. 1977 [52] und Wawrzinek et al. 2008 [49], die keine signifikante Korrelation zwischen der Kortikalisdicke und der Rissentstehung aus deren Ergebnissen heraus leiten konnten. Wilmes et al. 2006 [51] fanden heraus, dass die Kompaktastärke und das Eindrehmoment einen direkten Einfluss auf die Primärstabilität haben. Einflussfaktoren, die wiederum das Eindrehmoment beeinflussen, sind nach deren Auffassung die Knochenqualität, das Implantatdesign und die Präparation am Insertionsort. Sie empfehlen eine vorherige Pilotbohrung. Bumann et al. 2006 [8] empfiehlt die Verwendung einer Eindrehratsche, um das Eindrehmoment konstant zu halten. Er schildert weiter, dass das Eindrehmoment von fundamentaler Bedeutung für die Erfolgsquote der Verankerungsschraube ist. Motoyoshi et al. 2006 [31] empfiehlt Eindrehmomente zwischen 5 und 10 Ncm. Demnach ist es wichtig genaue Kenntnisse über Anatomie und Dichte der Kortikalis zu haben. Ludwig und Lietz et al. 2007[26] beschrieben, dass wenn die Kortikalis dicker als 1 mm und / oder der Knochen sehr hart bzw. wenig elastisch ist, so steigt das notwendige Drehmoment zur Insertion exponentiell zur Eindringtiefe an. Es folgt eine Überkompression und eine thermischen Belastung des Knochens. Dies kann nach deren Auffassung zur Fraktur der Schraube führen. Weiterhin schildern sie, dass um der Schraube herum eine bestimmte Menge an Knochen mindestens da sein muss, um eine sichere Verankerung für die Schraube gewährleisten zu können. Sie empfehlen Werte von 0,5 bis 2 mm Knochen um der Schraube herum. Weiterhin beschrieben sie, dass umso dicker die Kortikalis um der Schraube herum sei, desto zuverlässiger sei die Verankerung der Schraube im Knochen. Sie empfehlen, dass die Schraube mindestens 4 mm insgesamt im Knochen verankert sein sollte. Melsen et al. 2005 [28] empfiehlt die Pilotbohrung bei Kortikalisstärken über 2 mm. Desweiteren schildert er, dass zu viel Kraftanwendung beim Inserieren zur Fraktur der Schraube führen kann. Büchter et al. 2006 [7] und Wilmes et al. 2006 [51] beschrieben ebenfalls Frakturen der Schrauben beim Inserieren in ihren Versuchen. Im Rahmen unserer Untersuchung frakturierte ebenfalls eine Schraube beim Inserieren.

Viele Autoren untersuchten in Ihren Studien die Gefahr der Schraubenfraktur. Sie fanden heraus, dass ein größerer Schraubendurchmesser diese Gefahr verringert (Berens et al. 2005 [2] und 2006 [1], Büchter et al. 2005 [6], Melsen et al. 2005 [28], Miyawaki et al. 2003 [30]). Ludwig et al. 2007[26] stellten einen Vergleich her zwischen der Verwendung von Schrauben basierend auf Titan und Schrauben basierend auf Edelstahl. Sie schilderten, dass der Vorteil an Edelstahl im größeren Elastizitätsmodul liegt. Der Elastizitätsmodul ist definiert, als Widerstand eines Körpers, den er gegen eine Verformung aufbringt. Das bedeutet umso höher der Elastizitätsmodul ist, desto schwieriger ist es, die Kristallstruktur dieses Körpers bei Krafteinwirkung zu zerstören. Folglich ist dieser Körper einer geringeren Bruchgefahr ausgesetzt, als ein Körper mit einem niedrigen Elastizitätsmodul. Laut Ludwig et al. 2007[26] liegt das Elastizitätsmodul von Edelstahl bei 185 GPa und das von Titanlegierungen bei 100 Gpa. Demnach ist die Bruchgefahr bei Edelstahlschrauben als geringer einzuschätzen als bei Titanschrauben. Allerdings raten sie von der Verwendung von Minischrauben aus Edelstahl ab, da es trotz ihrer Biokompatibilität zu der Ausbildung einer Bindegewebsschicht zwischen Metallkörper und Knochen kommt, welche den Kontakt der Schraube zum Knochen inhibiert. Casaglia et al. 2010 [9] empfehlen die Verwendung von Edelstahl. Es scheint hier ratsam mehr Langzeituntersuchungen auf diesem Gebiet zu machen.

Zusammenfassung: Wenn die Schraube in einem Bereich dickerer Kortikalis zu tief eingesetzt wird, wirken auf die Kortikalis, im Vergleich zu der regelgerechten Inserierung, höhere mechanische Kräfte. Es kommt zu einer mechanischen und thermischen Überbelastung des Knochens, die mit einer Erhöhung der Rissausbildung einhergehen kann. Desweiteren nimmt die Gefahr der Fraktur der Schraube beim Inserieren zu.

5. Schlussfolgerung und Ausblick

Mit dieser Arbeit sollte die Korrelation zwischen der Rissbildung bei zu tiefer Inserierung der orthodontischen Schrauben bzw. bei regelgerechter Inserierung zueinander verglichen werden. Ebenfalls sollte ein Zusammenhang geschaffen werden, ab welcher Kompaktastärke die Verankerung der Schraube problematisch zu sehen ist. In allen zu untersuchenden Parametern konnte eine signifikante Korrelation zwischen überproportionaler Rissbildung und zu tiefer Inserierung der Schraube gezeigt werden. Es konnte gezeigt werden, dass die Anzahl der Risse, die Länge und die Summe ihrer Längen, ihre radiale Ausbreitung um die Schraube herum und ihre Breite mit Überschreitung der Insertionsvorgabe (0,5 mm vor Erreichen des Schraubenkragens) überproportional zunehmen. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass hier in den Präparaten, in denen DualTop-Schrauben vorhanden waren, eine erhöhte Rissbildung im Vergleich zur Aarhus-Schraube entstand. Es konnte ebenfalls gezeigt werden, dass bei Einhalten der Insertionsvorgabe sich die Ausbildung von Rissen in Grenzen hält. Hier ist wieder zu erwähnen, dass Präparate, die DualTop-Schrauben enthielten, die wenigsten Risse bzw. die geringste Rissausbreitung aufwiesen. Desweiteren konnte gezeigt werden, dass ab einer Kortikalisstärke von über 2 mm es zu einer Überkompression des Knochens unabhängig von der verwendeten Technik (regelgerecht oder zu tief inseriert) aufgrund des höheren Widerstandes und der Kontaktreibung des Knochens kommt. Ein Inserieren in Kompaktastärken unterhalb von 1 mm ist ebenfalls als problematisch zu sehen, da hier die Primärstabilität aufgrund der zu geringen Knochendichte nicht optimal gegeben ist. Demnach scheint die Inserierung in Bereichen von 1 bis 2 mm Kortikalisstärke und das regelrechte Einsetzen den Erfolg zu begünstigen, da mit weniger Knochenüberkompression bei genügender Primärstabilität zu rechnen ist.

In zukünftigen Studien sollte nun untersucht werden, wie man die Insertionstiefe eindeutig einhalten kann, um somit eine überproportionale Rissbildung und um damit eine Verringerung der erfolgreichen Langzeitprognose zu vermeiden. Als Vorschlag könnte eine eindeutige Farbmarkierung als Stopp bei der Insertion sehr hilfreich sein. Stopper gibt es bereits in der Endodontie. Sie helfen die Aufbereitungslänge einzuhalten. Diese sollte bereits bei der Herstellung der Schrauben eingearbeitet werden.

Auch wenn die Ergebnisse in der Versuchsreihe B geringer sind, was begründet wurde aufgrund der geringeren Anzahl an Rissentstehungen und deren Ausbreitung, als diejenigen

der Versuchsreihe A, sollten immer die von den Herstellern mitgelieferten Vorbohrer verwendet werden und die Insertionstiefe eingehalten werden um den relativen Gesamtfehler so niedrig wie möglich zu halten.

Des Weiteren ist natürlich die Erfahrung des Behandlers ein wichtiger Faktor für den Langzeiterfolg. Bei Inserierung der Schraube in einem Bereich dickerer Kortikalis ist besonders darauf zu achten, dass die Insertionstiefe eingehalten wird, um eine überdimensionale Komprimierung der Kortikalis zu vermeiden.

Eine überproportionale Kompression des Knochens ist für den Langzeiterfolg absolut zu vermeiden. Fritz et al. 2003 [16] stellte unter anderem fest, dass keine vollständige Osseointegration wie bei Implantaten stattfindet, sondern lediglich eine Knochenanlagerung. Meredith et al. 1998 [29] und Huja et al. 1999 [20] stellten fest, dass das Auslassen einer Vorbohrung zu einer erhöhten Ringspannung um der Schraube herum führt. Dies führt zu einer Erhöhung der Mikrotraumen in Form von Rissen, lokaler Ischämie und Knochennekrosen. Diesen Sachverhalt bestätigten auch Boyce et al. 1998 [3], Diab et al. 2005 [14] und Verna et al. 2005 [48]. Ismail et al. 2002 [21] beschrieb, dass die Stabilität der Schraube abhängig ist von der Qualität und der Quantität des umgebenden Knochens sowie vom Alter des Patienten. Wenn man sich jetzt überlegt, dass eine Überkompression der Schraube bewusst oder unbewusst evoziert wird und sich daraus die Ringspannung erhöht, so kommt es zu Mikrotraumen in Form von einer erhöhten Rissbildung, sowie zu einer Ischämie und Knochennekrose. Dies führt nach Verna et al. 2005 [48] zu einer evozierten Knochenumbildung, dass bedeutet es kommt zu einer Knochenresorption bei vermehrter Osteoblastenaktivität und zu einer Knochenapposition durch gleichzeitiger Osteoblastenaktivität. Hier kann die Knochenanlagerung nach Fritz et. al 2003 [16] wiederum gestört werden, denn nach Ismail et al. 2002 [21] ist dann die Knochenqualität um der Schraube herum geschwächt, was in der Phase der Stabilitätslücke die Gesamtstabilität der Schraube in Gefahr bringen kann. Frost et. al 1998 [18] stellte fest, dass eine Verformung des Knochens über 0,3 % zu bleibenden Mikrorissen führt. Deshalb ist es sinnvoll in weiteren Untersuchungen zu überprüfen, ab wann der Knochen nicht mehr in der Lage ist einen Defekt, z.B. in Form einer Rissbildung zu kompensieren (d.h. der Heilungsprozess nicht mehr ausreicht um den Defekt vollständig wieder auszufüllen).

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Untersuchung war es, die Belastung des kortikalen Knochens nach Inserierung von orthodontischen Minischrauben bei zu tiefer Inserierung und bei regelgerechter Inserierung zu untersuchen und zu untersuchen, welcher Kortikalisstärken ein Risikofaktor für den Langzeiterfolg sind..

Hierfür wurden in Knochenpräparaten, die zuvor aus dem Beckenkamm von Schweinen entnommen wurden, insgesamt 20 Schrauben der Firma Aarhus und DualTop unter vorheriger Vorbohrung inseriert.

In der Versuchsreihe A wurden die Schrauben nicht regelgerecht tief inseriert, sondern ca. 0,5 mm tiefer. Dies wurde erreicht, indem die Schraube bis zum Schraubenkragen vollständig eingeschraubt wurde. In der zweiten Versuchsreihe B wurden die Schrauben in der regelgerechten Höhe inseriert. Der Schraubenkragen hatte demnach einen regelgerechten Abstand nach der Inserierung von 0,5 mm zur Kortikalisoberfläche.

Nach anschließendem Schnitt durch die Kortikalis der Präparate samt Schraubenquerschnitt wurden die Präparate gefriergetrocknet, im Sputter mit feinem Goldstaub auf der Oberfläche benetzt, sodass diese dann im Rasterelektronenmikroskop analysiert werden konnten. Es wurden verschiedene Parameter untersucht, wie z. B. Anzahl der Risse über 50 µm pro Präparat, Summe aller Risse über 50 µm pro Präparat, längster Riss pro Präparat, maximaler Radius eines Risses (gemessen zwischen größter Rissausdehnung und Mittelpunkt der Schraube) sowie maximale Rissbreite. Es wurden lediglich die Risse statistisch erfasst, die eine Länge von 50 µm überschritten, da geringere Längen auch als physiologisch gelten.

Es konnte gezeigt werden, dass unabhängig von den zu untersuchenden Parametern eine durchgehend erhöhte Rissbildung in den Präparaten der Versuchsreihe A mit 0,5 mm zu tiefer Inserierung der Schraube statistisch vorlag. Auch die Dicke der Kortikalis hatte Einfluss auf die erhöhte Rissbildung, denn umso dicker die Kortikalis wurde, desto höher wurden der Widerstand und die Kraft, die benötigt wurden, um die Schraube zu inserieren. Diesem Ergebnis stand die zweite Untersuchung gegenüber. Hier konnte gezeigt werden, dass bei regelgerechter Insertion der Schraube und Einhaltung der vorgeschriebenen Insertionstiefe ein überproportionales Ansteigen der Rissausbildung in allen Präparaten bezüglich aller zu untersuchenden Präparaten vermieden werden kann, was den Langzeiterfolg der Schraube erhöht.

Nimmt die Kompression auf ein Knochenareal infolge einer Druckspannung zu, wie etwa während dem Inserieren einer Schraube, so werden vermehrt Mikrorisse registriert. Diesen Sachverhalt bestätigten Boyce et al. 1998 [3], Diab et al. 2005 [14], Verna et al. 2005 [47] sowie Wawrzinek et al. 2008 [49]. Auch in unserer Untersuchung konnte dies nachgewiesen werden, durch den Vergleich der regelgerechten Inserierung zu der zu tiefen Inserierung.

Eine sinnvolle Hilfestellung für den Behandler können deshalb eindeutige Markierungen oder eindeutige Stopps im Schraubendesign darstellen. Desweiteren sollte der Einheilungsprozess zirkulär des Schraubengewindes näher untersucht werden. Es erscheint sinnvoll zu überprüfen, ab wann der Knochen den durch die Schraubeninsertion entstandenen Knochendefekt nicht mehr vollständig kompensieren kann, denn dies kann in der Phase der Stabilitätslücke die Stabilität der Schraube schwächen oder auch zum Verlust führen. Folglich ist es wichtig, eine zu hohe Anzahl an Mikrorissen beim Inserieren der Schraube zu vermeiden. Bei regelgerechter Insertion der Schraube kann eine erhöhte Rissausbildung und Rissausdehnung vermieden werden, was den Langzeiterfolg der Erhaltung der Schraube positiv beeinflusst.

7. Literaturverzeichnis

1. **Berens A., Wiechmann D., Dempf R.:** Mini- and Micro-screws for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontic Therapy. *J Orofac Orthop* 67, 450-458 (2006).
2. **Berens A., Wiechmann D., Rüdiger J.:** Success Rates of Mini- and Microscrews as Skeletal Anchorage in Orthodontics. *Inf Orthod Kieferorthop* 37, 283-287 (2005).
3. **Boyce T. M., Fyhrie D. P., Glotkowski M. C., Radin E. L., Schaffler M. B.:** Damage type and strain mode associations in human compact bone bending fatigue. *J Orthop Res* 16, 322-329 (1998)
4. **Branemark P. I., Adell R., Breine U., Hansson B. O., Lindstrom J., Ohlsson A.:** Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3, 81-100 (1969).
5. **Branemark P. I.:** Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50, 399-410 (1983)
6. **Büchter A., Wiechmann D., Koerdt S., Wiesmann H. P., Piffko J., Meyer U.:** Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 16, 473-479 (2005)
7. **Büchter A., Wiechmann D., Gaertner C., Hendrik M., Vogeler M., Wiesmann H. P., Piffko J., Meyer U.:** Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Implants Res* 17, 714-722 (2006)
8. **Bumann A.:** Vielzahl der Möglichkeiten von Minischrauben noch unentdeckt. *Kieferorthopädische Nachrichten*, 6 (2006).
9. **Casaglia A, Dominici F, Pachi F, Turla R, Cerroni L.:** Morphological observations and Fractological considerations on orthodontics miniscrews. *Minerva Stomatol* 2010 Sep;59(9):465-76
10. **Chen Y. J., Chen Y. H., Lin L. D., Yao C. C.:** Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage--a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21, 283-289 (2006).
11. **Cheng S. J., Tseng I. Y., Lee J. J., Kok S. H.:** A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19, 100-106 (2004).
12. **Costa A., Raffaini M., Melsen B.:** Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13, 201-209 (1998).
13. **De Pauw G. A., Dermaut L., De Bruyn H., Johansson C.:** Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthod* 69, 401-407 (1999)

14. **Diab T., Sit S., Kim D., Rho J., Vashishth D.:** Age-dependent fatigue behaviour of human cortical bone. *Eur J Morphol* 42, 53-59 (2005)
15. **Freudenthaler J. W., Haas R., Bantleon H. P.:** Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 12, 358-363 (2001).
16. **Fritz U., Diedrich P., Ehmer A.:** Implantatgestützte orthodontische Verankerung. *Zahnärztliche Mitteilungen* 2 (2003).
17. **Fritz U., Ehmer A., Diedrich P.:** Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop* 65, 410-418 (2004).
18. **Frost H. M.:** A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *J Orthop Sci* 3, 272-281 (1998)
19. **Heymann G. C., Tulloch J. F.:** Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities. *J Esthet Restor Dent* 18, 68-79; discussion 80 (2006).
20. **Huja S. S., Katona T. R., Burr D. B., Garetto L. P., Roberts W. E.:** Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone* 25, 217-222 (1999).
21. **Ismail S. F., Johal A. S.:** The role of implants in orthodontics. *J Orthod* 29, 239-245 (2002).
22. **Kokich V. G.:** Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Semin Orthod* 2, 153-160 (1996).
23. **Kuhn A., McIff T., Cordey J., Baumgart F., Rahn B. A.:** Bone deformation by thread-cutting and thread-forming cortex screws. *Injury [Suppl]* 26, 12-20 (1995)
24. **Lietz T.:** Minischrauben - Aspekte zur Bewertung und Auswahl der verschiedenen Systeme. In: Ludwig B. (Hrsg.): *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie*, 1. Auflage. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2007, S. 11-71.
25. **Liou E. J., Pai B. C., Lin J. C.:** Dominiscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126, 42-47 (2004).
26. **Ludwig B., Böhm B., Glasl B., Landes C., Lietz T., Schopf P., Wilmes B.:** Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, (2007).
27. **Melsen B., Garbo D.:** Treating the 'Impossible Case' with the Use of the Aarhus Anchorage System. *Orthodontics* 1, 13-20 (2004).
28. **Melsen B.:** Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod* 39, 539-547; quiz 531-532 (2005).
29. **Meredith N.:** Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11, 491-501 (1998)

30. **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 OrthodDentofacialOrthop* 124, 373-378 (2003).
31. **Motoyoshi M., Hirabayashi M., Uemura M., Shimizu N.:**Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant.*Clin Oral Implants Res* 17, 109-114 (2006).
32. **Mohsin S., O'Brien F. J., Lee T. C.:**Microcracks in compact bone: a three-dimensional view. *J Anat* 209, 119-124 (2006)
33. **Ohashi E., Pecho O. E., Moron M., Lagravere M. O.:**Implantvs screw loading protocols in orthodontics. *Angle Orthod* 76, 721-727 (2006).
34. **Ohmae M., Saito S., Morohashi T., Seki K., Qu H., Kanomi R., Yamasaki K. I., Okano T., Yamada S., Shibasaki Y.:**A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am JOrthodDentofacialOrthop* 119, 489-497 (2001).
35. **Owens S. E.:**Clinical and biological effects of the mini implant for orthodontic anchorage: an experimental study in the beagle dog. *Tex Dent J* 122, 672 (2005).
36. **Raghavendra S., Wood M. C., Taylor T. D.:**Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature.*Int J Oral Maxillofac Implants* 20,425-431 (2005).
37. **Ritto A. K.:**Micro implants in orthodontics.*Int J Orthod Milwaukee* 15, 22-24(2004).
38. **Roberts W. E., Helm F. R., Marshall K. J., Gongloff R. K.:**Rigidendosseousmplants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* 59, 247-256 (1989).
39. **Roberts W. E., Marshall K. J., Mozsary P. G.:**Rigidendosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 60,135-152 (1990).
40. **Schatzker J., Horne J. G., Sumner-Smith G.:**The effect of movement on the holding power of screws in bone. *ClinOrthopRelat Res*, 257-262 (1975a).
41. **Schatzker J., Sanderson R., Murnaghan J. P.:**The holding power of orthopaedic screws in vivo. *ClinOrthopRelat Res*, 115-126 (1975b).
42. **Shapiro P. A., Kokich V. G.:**Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am*32, 539-550 (1988).
43. **Sliowska B., MiethkeR.:**Implantate als Verankerungselemente in der kieferorthopädischen Therapie. *Zahnärztliche Mitteilungen* 2 (2001).
44. **Travess H. C., Williams P. H., Sandy J. R.:** The use of osseointegrated implants in orthodontic patients: 2. Absolute anchorage. *Dent Update* 31, 355-356, 359-360, 362 (2004).

45. **Tseng Y. C., Hsieh C. H., Chen C. H., Shen Y. S., Huang I. Y., Chen C. M.:**The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35,704-707 (2006).
46. **Turley P. K., Kean C., Schur J., Stefanac J., Gray J., Hennes J., Poon L. C.:**Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 58, 151-162 (1988).
47. **Uthoff H. K.:**Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg Br* 55, 633-639 (1973)
48. **Verna C., Dalstra M., Lee T. C., Melsen B.:**Microdamage in porcine alveolar bone due to functional and orthodontic loading. *Eur J Morphol* 42, 3-11 (2005)
49. **Wawrzinek C; Sommer T; Fischer-Brandies H.:**Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews..*Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/officialjournal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie; VOL: 69 (2); p. 121-34 /200803/*
50. **Wehrbein H., Merz B. R., Diedrich P., Glatzmaier J.:**The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 7, 410-416 (1996).
51. **Wilmes B., Rademacher C., Olthoff G., Drescher D.:** Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *J Orofac Orthop* 67, 162-174 (2006).
52. **Wright T. M., Hayes W. C.:**Fracture mechanics parameters for compact bone--effects of density and specimen thickness. *J Biomech* 10, 419-430 (1977)

8. Anhang

8.1. Auswertung ohne Bezug auf Kompaktastärke

| Probe | Anzahl der Risse | Σ Risse in μm | längster Riss in μm | max. Rissausdehnung in μm | max. Rissbreite in μm |
|-------|------------------|---------------------------------|--------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------|
| 1 | 9 | 879,0 | 229,0 | 934,1 | 9,7 |
| 2 | 9 | 1628,9 | 608,5 | 1130,3 | 13,2 |
| 3 | 7 | 1056,4 | 216,8 | 711,4 | 18,6 |
| 4 | 5 | 941,6 | 331,7 | 839,1 | 12,5 |
| 5 | 6 | 438,1 | 91,4,8 | 871,9 | 17,1 |
| 6 | 6 | 702,4 | 158,3 | 793,5 | 10,6 |
| 7 | 1 | 235,0 | 235,4 | 921,7 | 13,8 |
| 8 | 7 | 1201,6 | 421,1 | 1090,0 | 26,2 |
| 9 | 4 | 646,0 | 260,1 | 1010,5 | 33,8 |
| 10 | 6 | 1279,3 | 608,0 | 1060,8 | 20,8 |
| 11 | 15 | 1990,3 | 281,2 | 943,5 | 15,0 |
| 12 | 5 | 1191,6 | 424,1 | 1010,9 | 19,5 |
| 13 | 6 | 1051,5 | 299,9 | 980,6 | 18,3 |
| 16 | 15 | 2881,9 | 472,6 | 1150,2 | 41,8 |
| 17 | 10 | 1559,9 | 319,6 | 1110,5 | 13,9 |
| 18 | 4 | 1074,8 | 425,4 | 1150,7 | 23,2 |
| 20 | 5 | 430,5 | 104,0 | 779,1 | 7,7 |
| 21 | 4 | 989,2 | 410,2 | 892,1 | 15,0 |
| 22 | 9 | 1664,3 | 493,7 | 952,3 | 12,3 |
| 23 | 9 | 1265,3 | 247,5 | 750,0 | 10,0 |
| 25 | 2 | 445,7 | 319,4 | 713,3 | 15,2 |
| 31 | 5 | 840,4 | 314,5 | 852,6 | 10,7 |
| 32 | 3 | 309,7 | 170,9 | 783,9 | 10,4 |
| 33 | 2 | 268,8 | 187,2 | 620,1 | 4,2 |
| 34 | 1 | 74,4 | 70,4 | 664,4 | 7,7 |
| 26 | 4 | 779,0 | 313,0 | 1100,6 | 12,3 |
| 27 | 4 | 648,1 | 255,0 | 803,4 | 20,8 |
| 28 | 4 | 710,4 | 360,1 | 1090,2 | 26,1 |
| 29 | 1 | 105,6 | 105,0 | 622,2 | 6,2 |
| 30 | 2 | 260,9 | 190,6 | 739,0 | 11,1 |
| 36 | 4 | 731,9 | 333,3 | 895,5 | 10,9 |
| 37 | 5 | 625,1 | 196,4 | 763,8 | 8,0 |
| 38 | 3 | 386,5 | 181,1 | 704,3 | 12,2 |
| 40 | 1 | 109,5 | 109,2 | 685,0 | 9,8 |

Tabelle 8.1. Anzahl und Länge der Risse, längster Riss, maximale Rissausdehnung und Rissbreite.

Probe 1 bis 10: Präparate mit Aarhus-Schrauben – zu tief
 Probe 11 bis 20: Präparate mit DualTop-Schrauben – zu tief
 Probe 21 bis 34: Präparate mit Aarhus-Schrauben – regelgerecht
 Probe 26 bis 40: Präparate mit DualTop-Schrauben - regelgerecht

8.2. Auswertung in Bezug auf Kompakstärkte

| Nr. | Kompak- stärke | Anzahl der Risse | Σ Risse in μm | längster Riss in μm | max. Riss- ausdehnung in μm | max. Rissbreite in μm |
|-----|-------------------|---------------------|------------------------------------|-----------------------------------|--|--|
| 1 | 0,5 - 1 mm | 6,2 | 983,4 | 333,5 | 954,2 | 19,0 |
| | 1 - 2 mm | 5,0 | 803,1 | 315,3 | 963,5 | 17,9 |
| | 2 - 3 mm | - | - | - | - | - |
| | 3 - 4 mm | 9,0 | 879,0 | 229,3 | 934,1 | 9,7 |
| 2 | 0,5 - 1 mm | 4,5 | 752,7 | 264,5 | 915,1 | 15,5 |
| | 1 - 2 mm | 5,5 | 1131,5 | 361,5 | 995,6 | 18,9 |
| | 2 - 3 mm | 12,5 | 1774,9 | 309,0 | 1026,5 | 14,5 |
| | 3 - 4 mm | - | - | - | - | - |
| 3 | 0,5 - 1 mm | 1,6 | 216,1 | 192,4 | 666,5 | 16,1 |
| | 1 - 2 mm | 4,0 | 575,2 | 242,8 | 818,7 | 11,3 |
| | 2 - 3 mm | 9,0 | 1265,8 | 247,6 | 750,3 | 10,6 |
| | 3 - 4 mm | 4,0 | 989,6 | 410,5 | 892,3 | 15,2 |
| 4 | 0,5 - 1 mm | 1,0 | 109,5 | 109,9 | 685,9 | 9,8 |
| | 1 - 2 mm | 2,7 | 344,2 | 168,0 | 707,1 | 9,3 |
| | 2 - 3 mm | 4,0 | 717,3 | 515,3 | 972,0 | 17,5 |
| | 3 - 4 mm | - | - | - | - | - |

Tabelle 8.2. Anzahl und Länge der Risse, längster Riss, maximale Rissausdehnung und Rissbreite in Bezug auf Kompakstärkte.

- Nr. 1: Präparate mit Aarhus-Schrauben – zu tief
- Nr. 2: Präparate mit DualTop-Schrauben – zu tief
- Nr. 3: Präparate mit Aarhus-Schrauben – regelgerecht
- Nr. 4: Präparate mit DualTop-Schrauben – regelgerecht

8.3. Teststatistiken

| | Kompakta- dicke | Anzahl Risse | Risslängen in μm | längster Riss in μm | max Radius in μm | max Rissbreite in μm |
|--|--------------------|-----------------|--------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------------|
| Kolmogorov- Smirnov-Z | 0,67 | 0,87 | 0,93 | 0,93 | 0,93 | 0,72 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | 0,77 | 0,44 | 0,36 | 0,36 | 0,36 | 0,67 |

Tabelle 8.3.1. Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung. Für $p \Rightarrow 0,05$ sind Werte normalverteilt.

| T-Test für die Mittelwertgleichheit | | | |
|-------------------------------------|-------|-------|-------------------|
| | T | df | p-Sig. (2-seitig) |
| Anzahl Risse | -1,48 | 15,00 | 0,16 |
| Risslängen in μm | -1,89 | 15,00 | 0,08 |
| längster Riss in μm | -0,21 | 15,00 | 0,84 |
| max Radius* in μm | -1,04 | 15,00 | 0,31 |
| max Rissbreite in μm | -0,51 | 15,00 | 0,61 |
| Kompaktadicke | 1,29 | 15,00 | 0,22 |

Tabelle 8.3.2. t-test für Vergleich von Aarhus und DualTop bei regelgerechter Inserierung. Für Signifikanzniveau 5%: für $p \ni 0,05$ sind Werte signifikant gleich.

| T-Test für die Mittelwertgleichheit | | | |
|-------------------------------------|-------|-------|-------------------|
| | T | df | p-Sig. (2-seitig) |
| Anzahl Risse | 1,09 | 15,00 | 0,29 |
| Risslängen in μm | 1,19 | 15,00 | 0,25 |
| längster Riss in μm | 0,88 | 15,00 | 0,39 |
| max Radius in μm | -0,61 | 15,00 | 0,55 |
| max Rissbreite in μm | -0,92 | 15,00 | 0,37 |
| Kompaktadicke | -0,07 | 15,00 | 0,94 |

Tabelle 8.3.3. t-test für Vergleich von Aarhus und Dualtop bei zu tiefer Inserierung. Signifikanzniveau 5%: für $p \ni 0,05$ sind Werte signifikant gleich.

| | t-Test für die Mittelwertgleichheit | | |
|---|-------------------------------------|-------|-----------------|
| | T | df | Sig. (2-seitig) |
| Anzahl Risse | 3,16 | 32,00 | 0,003 |
| Risslängen in μm | 2,82 | 32,00 | 0,008 |
| längster Riss in μm | 1,55 | 32,00 | 0,130 |
| max Radius in μm | 3,41 | 32,00 | 0,002 |
| max Rissbreite in μm | 2,67 | 32,00 | 0,012 |

Tabelle 8.3.4. t-test für den Vergleich von Aarhus und Dualtop bei regelgerechter und zu tiefer Inserierung. Signifikanzniveau 5%: für $p \# 0,05$ sind Werte signifikant verschieden.

| ONEWAY ANOVA | | df | F | Signifikanz |
|---|-----------------------|----|------|--------------|
| | Zwischen den Gruppen | 9 | 9,43 | |
| Anzahl Risse | Innerhalb der Gruppen | 24 | | 0,000 |
| | Gesamt | 33 | | |
| | Zwischen den Gruppen | 9 | 9,15 | |
| Risslängen in μm | Innerhalb der Gruppen | 24 | | 0,000 |
| | Gesamt | 33 | | |
| | Zwischen den Gruppen | 9 | 1,42 | |
| längster Riss in μm | Innerhalb der Gruppen | 24 | | 0,236 |
| | Gesamt | 33 | | |
| | Zwischen den Gruppen | 9 | 3,65 | |
| max Radius* in μm | Innerhalb der Gruppen | 24 | | 0,005 |
| | Gesamt | 33 | | |
| | Zwischen den Gruppen | 9 | 3,59 | |
| max Rissbreite in μm | Innerhalb der Gruppen | 24 | | 0,006 |
| | Gesamt | 33 | | |

Tabelle 8.3.5. Anova für den Vergleich von Aarhus und Dualtop bei regelgerechter und zu tiefer Inserierung unter Berücksichtigung der Kompaktadicke. Signifikanzniveau 5%: für $p \# 0,05$ sind Werte signifikant verschieden.

9. Danksagung

Hiermit möchte ich mich besonders bedanken bei Herrn Prof. Dr. Helge Fischer-Brandies für die stets freundliche Unterstützung der Klinik für Kieferorthopädie an der Christian-Albrecht-Universität zu Kiel. Seine Unterstützung und diejenige seiner Kollegen waren eine große Hilfe bei der Bewerkstelligung dieser Arbeit.

Desweiteren möchte ich mich bei Herrn Dr. Wolfgang Orthuber bedanken, der mich immer positiv mit sehr guten Ratschlägen begleitet hat. Das Zusammenarbeiten mit ihm war immer freundlich und konstruktiv.

Ich möchte mich weiterhin bedanken bei Herrn Dr. Bernd Koos für seine Unterstützung und Hilfe in den Formulierungen.

Ein weiterer besonderer Dank gilt Herrn Robert Ciesielski. Seine Unterstützung bei der statistischen Auswertung war sehr hilfreich und lehrreich. Prägend waren seine Erläuterungen zu den schwierigen statistischen Begriffen. Bei Fragen war er stets freundlich und ebenfalls konstruktiv in seiner Zusammenarbeit.

Ich bedanke mich bei Herrn Dr. Frank Seefeld für das Inserieren der Mini-Schrauben.

Bei Frau Martina Schneeberg möchte ich mich bedanken für Ihre Erklärung bei der Benutzung der verschiedenen Geräte, besonders bei der Gefriertrocknung. Ohne sie hätten die Vorversuche mit Abstand länger gedauert.

Bei Ayman Kalaie möchte ich mich bedanken für die vielen Stunden hilfreiche Erklärung im Umgang mit Microsoft Office.

Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei meinen Eltern Hicham Alah Raschi und Saoussan Al-Ayyoubi sowie meiner Frau Nour Al Hamwi, die immer an meiner Seite standen, mich gefördert haben und mir gezeigt haben, nie aufzugeben.

10. Lebenslauf

| | | |
|--------------------------|--------------------------------|---|
| Name: | Alah Raschi | |
| Vorname: | Mohammed-Wael | |
| Adresse: | Platz der Vereinten Nationen 1 | |
| Ort: | 10249 Berlin | |
| Geburtsdatum: | 15.06.1982 | |
| Geburtsort: | Berlin | |
| Schulische Ausbildung: | 1989-1995 | 1.Grundschule Berlin-Mitte |
| | 1995-2002 | Max-Planck-Gymnasium Mitte |
| Studium: | 2002-2003 | Studium Zahnheilkunde an der Freien Universität Berlin |
| | 2004-2009 | Studium Zahnheilkunde an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel |
| | Juli 2009 | Staatsexamen |
| Zahnärztliche Tätigkeit: | 09/2009-12/2010 | Assistenz Zahnarzt in der Zahnklinik Dr.Weinsheimer/Dr.Harms in Berlin-Britz |
| | seit 12/2011 | nebenberufliche Tätigkeit als Zahnarzt im zahnärztlichen Notdienst der KZV Berlin in der Praxis Dr. Frahn/Bloch in Berlin Mitte |
| | 12/2010-02/2011 | Assistenz Zahnarzt in der Praxis Etina Durczak in Berlin Alt-Mariendorf |
| | seit 04/2011 | angestellter Zahnarzt in der Praxis Dr. Frahn/Bloch in Berlin Mitte |
| Promotion: | 02/2011 | Beginn der Promotionsarbeit |