

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

**THEMA**

**A]\_fcf]ggY`b` i a UbYf`A UbX]Vi `U  
bUW `bgYfh]cb`cfh cXcbh]gW Yf`A]b]!`a d`UbHUY**

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

vorgelegt von

**MONA SALLAM**

aus Hamburg

Kiel 2016



---

# INHALTSVERZEICHNIS

|   |           |
|---|-----------|
| <b>1. EINLEITUNG</b>  | <b>1</b>  |
| 1.1. Einsatz in der Kieferorthopädie                            | 4         |
| 1.2. Belastungsintensität / Primärstabilität                    | 6         |
| 1.3. Fragestellung und Zielsetzung                              | 10        |
| <b>2. MATERIAL UND METHODIK</b>                                 | <b>11</b> |
| 2.1. Schraubenauswahl   | 12        |
| 2.2. Knochenmodell  | 13        |
| 2.3. Pilotbohrung und Insertion der Mini-Implantate             | 15        |
| 2.4. Herstellung der Knochenscheiben                            | 17        |
| 2.5. Abformung der Probenoberfläche mit ultrapräzisem Silikon   | 19        |
| 2.6. Auswertung der Proben im Auflichtmikroskop                 | 19        |
| 2.7. Auswertung der Proben im REM                               | 20        |
| <b>3. ERGEBNISSE</b>  | <b>24</b> |
| 3.1. Auswertung der Referenzgruppe                              | 25        |
| 3.2. Spezielle Begutachtung nach Material                       | 26        |
| 3.3. Lichtmikroskopische Auswertung                             | 27        |
| 3.4. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung                  | 31        |
| 3.4.1. Allgemeine Auswertung der Präparate                      | 32        |
| 3.5. Spezielle Betrachtung der Präparate nach Insertionsmethode | 35        |
| 3.6. Bewertung nach abgetragener Schicht                        | 40        |
| <b>4. DISKUSSION</b>  | <b>43</b> |
| 4.1. Diskussion der Methodik                                    | 43        |
| 4.1.1. Auswahl des Knochens                                     | 44        |
| 4.1.2. Präparation der Knochenblöcke                            | 46        |
| 4.1.3. Einflüsse durch das Schraubensystem                      | 49        |
| 4.1.4. Fazit  | 49        |
| 4.2. Diskussion der Ergebnisse                                  | 50        |
| 4.3. Schlussfolgerung und Ausblick                              | 54        |
| <b>5. ZUSAMMENFASSUNG</b>                                       | <b>56</b> |
| <b>6. ANHANG</b>  | <b>58</b> |

---

|                                |           |
|--------------------------------|-----------|
| <b>7. LITERATURVERZEICHNIS</b> | <b>64</b> |
| <b>8. VERÖFFENTLICHUNG</b>     | <b>69</b> |
| <b>9. DANKSAGUNG</b>           | <b>70</b> |
| <b>10. LEBENSLAUF</b>          | <b>72</b> |

---

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

|                      |   |    |
|----------------------|---|----|
| <b>Abbildung 1:</b>  | Gaumenimplantat .....   | 5  |
| <b>Abbildung 2:</b>  | Vestibuläres Alveolarkammimplantat. ....  | 6  |
| <b>Abbildung 3:</b>  | tomas <sup>®</sup> -pin (links), selbstschneidendes Gewinde in 6, 8 und 10 mm Länge...12                                      |    |
| <b>Abbildung 4:</b>  | tomas <sup>®</sup> -pin SD (links): selbstbohrendes Gewinde in 6, 8 und 10 mm Länge. .12                                      |    |
| <b>Abbildung 5:</b>  | Humane Mandibula; unfixiert, post mortem eingefroren. ....  | 13 |
| <b>Abbildung 6:</b>  | Mandibuläre Kompakta. ....  | 14 |
| <b>Abbildung 7:</b>  | Insertion von selbstbohrenden Mini-Implantaten in eine humane Mandibula. 16   |    |
| <b>Abbildung 8:</b>  | Schraube samt Schraubenkopf (bikortikal) in den Knochen inseriert.....  | 18 |
| <b>Abbildung 9:</b>  | Schraubenkopf parallel zum Knochenboden abgetrennt. ....  | 18 |
| <b>Abbildung 10:</b> | Die oberen kortikalen Scheiben in möglichst drei Scheiben zersägt.....  | 18 |
| <b>Abbildung 11:</b> | Darstellung der Schnitte im Auflichtmikroskop. ....   | 20 |
| <b>Abbildung 12:</b> | Mini-Implantat mit Vorbohrung im LM (links) und unter dem REM (rechts). ...   | 24 |
| <b>Abbildung 13:</b> | Referenzpräparat mit Pilotbohrung. Kleine Knochenspäne ragen ins Lumen.25   |    |
| <b>Abbildung 14:</b> | Darstellung im REM von selbstschneidenden Mini-Implantaten im Gießharz-<br>Modell (links) und im Knochenmodell (rechts) ..... | 26 |
| <b>Abbildung 15:</b> | Zirkumferente Haarrisse im Auflichtmikroskop.....   | 27 |
| <b>Abbildung 16:</b> | Riss mit Knochendeformität am relevanten Schraubenbereich. ....   | 28 |
| <b>Abbildung 17:</b> | Der spongiöse Anteil grenzt am Schraubenanschnitt an. ....  | 29 |
| <b>Abbildung 18:</b> | Darstellung eines Spaltes unter LM. ....  | 30 |
| <b>Abbildung 19:</b> | Präparate ohne Vorbohrung: Diffuser Schaden an den Gewinde-<br>außenkanten. ....  | 31 |
| <b>Abbildung 20:</b> | Artefakt bei Mini-Implantat mit Vorbohrung. ....  | 32 |
| <b>Abbildung 21:</b> | Gießharzmodell ohne Vorbohrung: Undeutliche Gewindekonturen. ....   | 34 |
| <b>Abbildung 22:</b> | Gegenüberstellung der Präparatoberfläche ohne Vorbohrung. ....  | 34 |
| <b>Abbildung 23:</b> | Trocknungsartefakte bei Präparaten mit Vorbohrung. ....   | 34 |
| <b>Abbildung 25:</b> | Referenz-Präparat, Pilotbohrung, beide Präparate ohne Rissbildung. ....   | 38 |
| <b>Abbildung 26:</b> | Mini-Implantat in 3 Schichten. ....   | 42 |
| <b>Abbildung 27:</b> | Mini-Implantat ohne Vorbohrung: .....   | 54 |

---

## TABELLENVERZEICHNIS

|                   |   |    |
|-------------------|---|----|
| <b>Tabelle 1:</b> | Deskriptive Statistik                               | 57 |
| <b>Tabelle 2:</b> | Deskriptive Statistik für Präparate ohne Vorbohrung | 58 |
| <b>Tabelle 3:</b> | Anzahl der Präparate                                | 59 |
| <b>Tabelle 4:</b> | t-Test für Präparate mit Vorbohrung                 | 60 |
| <b>Tabelle 5:</b> | t-Test für Präparate ohne Vorbohrung                | 61 |
| <b>Tabelle 6:</b> | t-Test zwischen Präparaten mit und ohne Vorbohrung  | 62 |
| <b>Tabelle 7:</b> | Paarweiser t-test                                   | 62 |

## GRAFIKVERZEICHNIS

|                  |  |    |
|------------------|--|----|
| <b>Grafik 1:</b> | Übersicht der Versuchsdurchführung   | 10 |
| <b>Grafik 2:</b> | Darstellung der verwertbaren Präparate mit und ohne Vorbohrung                                     | 34 |
| <b>Grafik 3:</b> | Darstellung: Anzahl der Risse ohne Vorbohrung  | 36 |
| <b>Grafik 4:</b> | Darstellung: Anzahl der Risse mit Vorbohrung   | 36 |
| <b>Grafik 5:</b> | Übersicht über den Übergang der Flüssigkeit in den Proben vom flüssigen in den gasförmigen Zustand | 46 |

---

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

|                                      |  |
|--------------------------------------|--|
| <b>Aqua dest.</b>                    | Destilliertes Wasser   |
| <b>°C</b>                            | Grad Celsius   |
| <b>ca.</b>                           | Circa  |
| <b>cm</b>                            | Centimeter   |
| <b>cN</b>                            | Centinewton  |
| <b>CO<sub>2</sub></b>                | Kohlenstoffdioxid  |
| <b>GLA:</b>                          | Glutaraldehyd  |
| <b>KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>,</b> | Kaliumdihydrogenphosphat (Kaliumsalz der Phosphorsäure)  |
| <b>LM</b>                            | Auflichtmikroskop  |
| <b>mm</b>                            | Milimeter  |
| <b>µm</b>                            | Mikrometer   |
| <b>m<sub>2</sub>/g</b>               | Quadratmeter pro Gramm   |
| <b>MPa</b>                           | Megapascal (=10bar)  |
| <b>N</b>                             | Newton (kg x m / s <sup>2</sup> )  |
| <b>Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub></b> | Dinatriumhydrogenphosphat (Natriumsalz der Phosphorsäure)  |
| <b>PBS</b>                           | Phosphat Puffer Lösung (phosphat puffer saline)  |
| <b>p.s.i.</b>                        | pound-force per square-inch (=7,3 mio Pa)  |
| <b>pH</b>                            | potential hydrogenii (negative dekadische Logarithmus der Konzentration von Protonen bzw. Hydronium-Ionen in wässriger Lösung) |
| <b>REM:</b>                          | Rasterelektronenmikroskop  |
| <b>s.o.</b>                          | siehe oben   |
| <b>sc</b>                            | split cast = Gießharz-Modell   |
| <b>Umin<sup>-1</sup></b>             | Umdrehungen pro Minute   |
| <b>z.T.</b>                          | zum Teil   |

## 1. EINLEITUNG

Das Prinzip der Zahnbewegung in der Kieferorthopädie beruht darauf, Zähne und Zahnhalteapparat mit Hilfe von extern einwirkenden Kräften an eine gewünschte Position zu bewegen um somit Fehlstellungen zu korrigieren. Auch die Kieferorthopädie unterliegt hierbei den Gesetzen der Physik und somit gilt, dass jede Aktion eine Reaktion bewirkt (Wechselwirkungsgesetz = 3. Newtonsches Gesetz) [1, 2].

Ein zentrales Problem dieser kieferorthopädischen Zahnbewegung ist somit das Prinzip der Verankerung. Das bedeutet, Kräfte die auf einen Zahn ausgeübt werden der bewegt werden soll, führen immer zu einer reziproken Wirkung, einer unerwünschten Zahnbewegung an benachbarten Zähnen. Hierbei gilt, dass je größer die im Parodont befindliche Wurzeloberfläche des Zahnes ist, desto mehr Kraft wird abgefangen und desto mehr Widerstand setzt sich einer Zahnbewegung entgegen. Bei großen Veränderungen der Zahnstellung kann es somit passieren, dass nicht nur die zu behandelnden Zähne kontrolliert an die gezielte Position wandern, sondern auch die Zähne, die der Verankerung dienen, unkontrolliert entgegen der therapeutischen Krafrichtung bewegt werden. Dies ist jedoch in vielen Fällen unerwünscht und muss durch geeignete Maßnahmen verhindert werden. Darum ist es von elementarer Bedeutung für eine kieferorthopädische Therapie, dass eine Fixierung, im Sinne einer Verankerung, der nicht zu bewegenden Zähne erfolgt, um die reziproken Wirkungen so minimal wie möglich zu halten oder gänzlich zu vermeiden [1]. Es gibt unterschiedliche Formen der Verankerung, einerseits die zahnabhängige dentoalveoläre Verankerung mit den oben beschriebenen möglichen Nebenwirkungen, andererseits die zahnunabhängige skelettale Verankerung bei der keine unerwünschten Zahnbewegungen zu erwarten sind.

Die für die gewünschte Zahnbewegung aufzubringenden Kräfte wirken sich somit immer auch auf die für die Verankerung benutzten Zähne aus, wie folgende klinische Situation verdeutlicht. Verbindet man zum Beispiel zwei Zähne mit vergleichbaren Wurzelflächen im gesunden Parodont durch eine Zugfeder miteinander, werden sich aufgrund der reziproken Wirkung immer beide Zähne aufeinander zu bewegen. Durch die Benutzung von mehreren Zähnen als Verankerung kann die reziproke Wirkung reduziert, aber nicht komplett aufgehoben werden. Verschärft wird das Problem der



dentalen Verankerung wenn zum Beispiel Erkrankungen des Zahnhalteapparates vorliegen oder bei reduzierter Zahnanzahl besonders während der Wechselgebissphase oder durch frühzeitigen Zahnverlust. Extraorale Verankerungsmöglichkeiten, wie beispielsweise eine am Schädel ansetzende Kopfkappe oder ein sogenannter Headgear können zusätzlich zum Einsatz kommen [3]. Diese Hilfen sind in ihrer Wertigkeit den Mini-Implantaten vergleichbar, sind aber einerseits sehr stark compliance-abhängig und zum anderen sehr umständlich im Tragekomfort. Bei sportlichen Aktivitäten oder beim Essen sollten diese Geräte abgenommen werden; zudem sind sie aufgrund der äußeren Erscheinung und der eingeschränkten Funktion im Alltag besonders bei der Behandlung von Erwachsenen äußerst unbeliebt [4, 5].

Generell ist bei herausnehmbaren kieferorthopädischen Geräten der Erfolg der Behandlung sehr stark von der Compliance des Patienten abhängig. Festsitzende Apparaturen sind davon weniger abhängig. Aber auch bei diesen Therapiemitteln ist eine sichere Verankerung erforderlich, um die reziproke Wirkung zu vermeiden. Seit Anfang der neunziger Jahre [6, 7] hat sich zunehmend die skelettale Verankerung kieferorthopädischer Apparaturen etabliert. Diese zuverlässige Art der Verankerung vereint eine einfache Handhabung für den Kieferorthopäden mit einer von der Mitarbeit des Patienten unabhängigen Therapiedurchführung [8] bei geringer lokaler Irritation [9].

Diese Kriterien können zum Beispiel mit Hilfe von Mini-Implantaten, der skelettalen Verankerung, aufgrund ihrer geringen Dimension, der minimalinvasiven Insertion sowie Explantation und der vielseitigen Nutzung bei sofortiger Belastbarkeit erreicht werden [9]. Zudem ist es im klinischen Alltag von Vorteil, wenn die Zugstrecke zwischen Halteelement (Mini-Implantat) und zu bewegendem Element (Zahn oder Zahngruppe) möglichst kurz gehalten ist, da die Steuerbarkeit dadurch präzisiert werden kann [10].

Der erste publizierte Versuch mit Mini-Implantaten wurde bereits 1945 von Gainsforth und Higley durchgeführt [11]. Vermutlich aufgrund des Misserfolges, gemessen anhand der schnellen Verlustrate und der geringen Kenntnisnahme dieses Tierversuches, gab es erst 1983 einen von Creekmore publizierten Fall [7], bei dem Mini-Implantate erfolgreich am Menschen eingesetzt wurden. Darauf folgten weitere Versuchsreihen am Menschen. 1998 beispielsweise wurden von Costa die Einflüsse für frühzeitigen Verlust der Mini-Implantate, also vor Behandlungsabschluss, untersucht [12]. Es wurde ein Zusammenhang mit der Art des Kraftansatzes

beobachtet, sofern diese Torsionskräfte beinhalten und eine frühzeitige Lockerung bewirken können.

Die breite kieferorthopädische Nutzung von Mini-Implantaten begann erst ab dem Jahr 2000. Meist wurden sie interradikulär inseriert [13]. Dort sind die Verlustraten heute immer noch relativ hoch, im Vergleich zu Insertionsregionen, die keinen nahen Kontakt zu Zahnwurzeln haben (zum Beispiel an der Spina nasalis anterior, Sutura palatina mediana oder am Processus infrazygomaticus [12]).

Retrospektiv betrachtet waren und sind die Verlustraten teilweise sehr hoch. Sie schwankten zwischen 0% (=keine Verluste) und 30% [14, 15]. Allerdings korrelieren diese Verluste sehr stark mit dem Ort der Insertion. Beispielsweise ist lingual der Mandibula ein Mini-Implantat durch die Mobilität der Zunge mit einem sehr hohen Verlust, nahezu 100%, zu rechnen [14]. Ein weiterer beschriebener Ansatz in der Ursachenforschung liegt in der Torsionsbelastung [12, 15]. Im Gegensatz dazu zeigten sich im vorderen harten Gaumen, etwa zwischen dem zweiten und dritten Gaumenfaltenpaar mit entsprechend längerem Mini-Implantat, kaum Verluste [14].

Auf der Suche nach den möglichen Ursachen für die zum Teil hohen Verlustraten stand auch immer wieder das Schraubendesign im Mittelpunkt der Aufmerksamkeit. In den letzten Jahrzehnten wurden verschiedenste Materialien und Formen, meist in klinischen Tierstudien mit extrahierten Prämolaren (Beagle-Hunde), erprobt [16]. Beispielsweise wurde versucht auf das Herausschrauben der Mini-Implantate nach Beendigung der Behandlung zu verzichten, weil es dabei gelegentlich zur intraossären Schraubenfraktur gekommen ist. So wurden 2004 [17] bioresorbierbare Schrauben aus synthetisch hergestellten Polylactiden (Biegefestigkeit 0,89-1,03 MPa) angewendet und sofort mit 1 Newton belastet. Die Distalisierung des zu bewegenden Zahnes konnte ohne Entzündungsanzeichen stattfinden und die Oberflächenbeschaffenheit des Mini-Implantats wurde allerdings wegen der Bioresorbierbarkeit von 0 über 3 bis 6 Monate kontinuierlich brüchiger [17]. Ganz aktuell wurde in einer Tierstudie (Kaninchen) eine Verankerung mit Mini-Implantaten und zusätzlichem skelettalen Hilfsadapter erprobt, mit erfolgsversprechendem Ergebnis und geringer Verlustwahrscheinlichkeit, auch im vestibulären Alveolarkamm [18].

## 1.1. Einsatz in der Kieferorthopädie

Die Mini-Implantate werden immer häufiger in Kombination mit festsitzenden Apparaturen verwendet. Es gibt mittlerweile kieferorthopädische Geräte, wie zum Beispiel das Benefit-System (Beneslider, Mesialslider [19]), welche extra für die Kombination mit Mini-Implantaten hergestellt wurden. Besonders bei der Distalisierung der Oberkiefermolaren im Rahmen einer Klasse II Malokklusionstherapie wurde bisher häufig auf extraorale Verankerungen zurückgegriffen. Dabei war für den Therapieerfolg die Abhängigkeit von der Patientenmitarbeit meist der limitierende Faktor. Alternativ dazu können compliance-unabhängig und unsichtbar, meistens zwei, Mini-Implantate im vorderen Gaumen verwendet werden [20]. Generell erweitern Mini-Implantate das Behandlungsspektrum und verkürzen die Behandlungsdauer, da mit weniger bis gar keiner reziproken Wirkung zu rechnen ist [21].

Bei den Mini-Implantaten unterscheidet man zwischen selbstschneidenden und selbstbohrenden Schrauben. Die Größe und Form des Gewindes variiert zwischen etwa 1,2 und 3,5 Millimetern Durchmesser, sowie zwischen konisch und zylindrisch. Die Länge der Mini-Implantate variiert zwischen 4 und 14 Millimetern [2, 22]. In der Gestaltung des Schraubenkopfes gibt es diverse Varianten, angepasst an die zu kombinierende kieferorthopädische Apparatur.

Die Oberflächenbeschaffenheit der Miniimplantate ist aufgrund der temporären Tragedauer glatt, so dass sie sich nach Abschluss der Therapie leichter entfernen lassen. Es wurden allerdings auch Studien beschrieben, in denen angerauhte Mini-Implantate das Remodelling im Knochen verstärkt induzieren und somit die Einheilphase verkürzen würden [23].

Ausschlaggebend für den primären skelettalen Halt ist die mechanische Verankerung, in der Regel durch Verdrängen des umgebenden Knochens [2]. Das Ausmaß ist abhängig vom Schraubendesign sowie von der Schraubengröße und der Insertionstechnik [24].

Als skelettale Verankerung haben sich in der Kieferorthopädie Gaumenimplantate (Abbildung 1), Mini-Implantate (Abbildung 2) und Mini-Platten etabliert [25]. Wobei die Mini-Implantate, u.a. auch als Minischrauben bezeichnet, die größte Verbreitung gefunden haben [26].

Für den Klinikalltag ergeben sich unter anderem die relativ minimalinvasive Insertion und die einfache Entfernung mit schneller Abheilung.

Ein weiteres Argument für eine kombinierte kieferorthopädische Therapie mit Mini-Implantaten ist die sofortige Belastbarkeit, die post insertionem mit reduzierter Kraft erfolgen kann [24].

Die gewünschte Zugkraft ist dabei nach der primären Einheilungsphase nach ca. 4 bis 6 Wochen möglich. Als erfolgsversprechender und damit geeigneter Insertionsort zeigt sich mehr und mehr der vordere Gaumen [27]. Dieser Bereich hat ein großes Knochenangebot, bietet eine ortsständige Verankerung auch unabhängig von stabilitätstragenden Zähnen (zum Beispiel Eckzähnen) sowie einen sicheren Abstand zu Nerven oder Gefäße [28, 29]. Die Handhabung und der Behandlungsverlauf sind erleichtert. Letzteres vor allem dadurch, dass die Mini-Implantate keiner Zahnbewegung im Weg stehen. Bei der interradikulären Insertion im vestibulären Alveolarkamm ist die Nähe zu den Zahnwurzeln ein Risikofaktor. Die Insertion erfordert besondere Vorsicht und die Wahl eines schmalen Durchmessers des Mini-Implantates [27].



**Abbildung 1:** Gaumenimplantat  
[aus Mini-Implantate in der Kieferorthopädie innovative Verankerungskonzepte, Ludwig 2007]



**Abbildung 2:** Vestibuläres Alveolarkammimplantat.  
[aus Mini-Implantate in der Kieferorthopädie, Innovative Verankerungskonzepte, Ludwig 2007].

## 1.2. Belastungsintensität / Primärstabilität

Je nach Insertionsrichtung und der Zugrichtung elastischer Elemente (Federn und elastische Ketten) erfolgt die Belastung eines Mini-Implantats idealerweise im Winkel zwischen  $60^\circ$  und  $70^\circ$  abhängig vom Schraubendurchmesser; bei einem Durchmesser von 2 mm liegt der Insertionswinkel mit der höchsten Stabilität bei  $66,7^\circ$  und bei 1,6 mm Durchmesser bei  $63,8^\circ$  [30]. Also je kleiner der Durchmesser, desto spitzer sollte der Ansetzwinkel des Zuelementes gewählt werden, um die Hebelwirkung etwas zu reduzieren. Dabei bewegt sich die Variationsbreite um nur ca.  $4^\circ$ .

Interradikuläre Insertionen haben aufgrund der Nähe zu den Zahnwurzeln häufigere Verlustraten; diese erfolgen in der Regel innerhalb der ersten 4 Wochen nach der Implantation. Insbesondere wenn die Mini-Implantate zu stark belastet wurden oder der Durchmesser zu groß gewählt wurde, so dass es zu einer akzidentellen Tangierung der Wurzeloberfläche kommen kann [24, 30]. Um den Erfolg der Mini-Implantate interradiikulär zu erhöhen, empfiehlt sich hier eine schräge Insertion (von bukkal-koronal nach oral-apikal), weil dort das Platzangebot durch das Winkelmerkmal der Wurzeln wieder zunimmt [30]. Neben der Belastungsintensität und dem

Schraubendurchmesser spielt die Dicke der Kortikalis eine wichtige Rolle für den Halt eines Mini-Implantats im Knochen.

Scheinbar haben die Faktoren Mundhygiene, sowie der allgemeine Gesundheitszustand noch Einfluss auf die Erfolgsrate. Eine mangelnde Mundhygiene kann zu einer lokalen Entzündungsreaktion des Weichgewebes führen [26] und die Einheilung erschweren oder gar verhindern.

Auch allgemeinmedizinische systemische Erkrankungen, die eine therapeutische Bestrahlung mit anschließender Knochennekrose oder Infarktareale im Knochen zur Folge haben [31], können insgesamt die Abwehrlage des Körpers schwächen und Einfluss auf die Erfolgsrate des Mini-Implantates nehmen. Auch endogen oder exogen hervorgerufene Stoffwechselveränderungen, wie etwa das Einsetzen der Menopause bei der Frau mit folglich reduzierter Östrogenmenge oder die Gabe von Glukokortikoiden können die Apoptose der Osteozyten induzieren [32] und somit die Einheilung der Mini-Implantate verzögern.

In jedem Fall ist es, wie mehrere Studien gezeigt haben [2], förderlich für das Remodelling post insertionem, wenn die Schraube zwar sofort belastet wird [33], allerdings mit reduzierter Kraft. In Abhängigkeit vom Alter kann die Schraube bei der fortlaufenden Behandlung bis ca. 3 bis 6 N (300 bis 600 g) pro Mini-Implantat belastet werden [34, 35]. Bei erwachsenen Patienten, bei denen der Knochen bereits vollständig mineralisiert ist, sind generell größere Kräfte pro Mini-Implantat nach der Einheilungsphase anzustreben als im jugendlichen Alter zwischen 10 und 18 Jahren [35].

Der Zeitpunkt der Belastung variiert in der Literatur von einer Woche nach der Insertion des Mini-Implantates bis zu 4 Wochen später [2, 26], abhängig von der Kraft, der Zugrichtung und der Dauer der Belastung [29, 36, 37]. Finden frühzeitig starke Bewegungen an der Kontaktfläche zwischen Schraube und Knochen statt, so wird die Bildung von Osteoklasten, Fibroblasten und Chondroblasten induziert. Dies hätte lediglich eine bindegewebige oder knorpelige Verankerung zur Folge und würde den Halt der Schraube verringern [37, 38].

Es findet zeitlebens, unabhängig von der Insertion, ein belastungsabhängiges Remodelling des Knochens statt [39].

Durch die Insertion wird die zirkumferente Knochendichte innerhalb weniger Wochen, induziert durch Umbauvorgänge, erhöht [33]. Aus Studien zu dentalen, prothetisch

getragenen Implantaten, ist bekannt, dass während des Remodellings (Umbau- und Anpassungsvorgänge) durch die Abnahme der Primärstabilität und dem Anstieg der Sekundärstabilität eine Stabilitätslücke [40] entsteht. Daher sollte die volle Zugkraft erst allmählich erreicht werden, um einen optimalen Halt des Mini-Implantats, sowohl während der Einheilungs-, als auch bei der Hauptbehandlungsphase zu gewähren. Faktoren zur Vermeidung eines vorzeitigen Implantatverlustes scheinen die Zugstärke und Zugrichtung während der Einheilungsphase zu sein; diese erstreckt sich über etwa 4 Wochen nach der Schraubeninsertion. In dieser Zeit ist die Verlustrate am höchsten [41]. Sollte das Mini-Implantat anfangs gelockert sein, so ist es sofort an anderer Stelle neu zu setzen, da der Aufbau einer sekundären Stabilität mehrere Wochen in Anspruch nimmt. In dieser Zeit bilden sich Spalträume, die sich anfangs mit Blut füllen, über verschiedene Zwischenstufen in Granulationsgewebe und schnell gebildeten Geflechtknochen umgebaut werden, bis es später mit der Bildung von Lamellenknochen zur Sekundärstabilität kommt [2, 42, 43]. In dieser kritischen Phase sind die Verlustraten am ehesten zu erwarten.

Es ist sowohl auf ausreichende Primärstabilität der Schraube, sowie auf den idealen Sitz des Schraubenkopfes in Relation zu der damit verbundenen kieferorthopädischen Apparatur [2], sowie zur Gingiva zu achten.

Die Primärstabilität wird maßgeblich beeinflusst durch die Kompression des Knochens während der Insertion. Bewährt haben sich folgende Varianten an Mini-Implantaten und Insertionsmethoden:

- Zum einen gibt es selbstbohrende Mini-Implantate. Diese sind charakterisiert durch stark verjüngt auslaufende Gewindeflanken mit scharfkantiger Schraubenspitze. Diese Merkmale ermöglichen den Effekt des Selbstbohrens. Solche Mini-Implantate werden gern benutzt und haben sich am Markt stark etabliert da keine Vorbohrung erforderlich ist. Nachteilig sind der hohe Anpressdruck zu Beginn der Insertion, sowie die starke Knochenkompression auf der gesamten Schraubenlänge. Dies kann nachfolgend zu Drucknekrosen führen [2]. Mit zunehmender Härte des Knochens, Alter des Patienten und Durchmesser der Schraube steigt der Anpressdruck. Das verdrängte Knochenvolumen führt zu leichten Spannungen im Kiefer [1], welche für den Patienten noch Tage später spürbar sein können. Um den Patienten dies zu ersparen, wird zumindest eine vorherige Perforation der Kortikalis auch bei

selbstbohrenden Schrauben empfohlen [10]. Diese Perforation, eine sogenannte Ankörnung, führt man mit einem kugelförmigen Fräser (Rosenbohrer) von etwa 1 mm Durchmesser aus, indem man eine kleine Vertiefung in die Knochenoberfläche schafft [2].

Dadurch lässt sich auch das Einhalten der Insertionsrichtung besser kontrollieren und es besteht weniger die Gefahr der akzidentellen Gingiva- oder Wurzelhautperforation durch ein mögliches Abgleiten.

- Demgegenüber gibt es selbstschneidende Mini-Implantate mit stumpfer Spitze und stärker abgerundeten Flanken. Für deren Insertion ist eine auf den Kerndurchmesser der Schraube und der Knochendichte abgestimmte Pilotbohrung erforderlich (hier: 1,1 mm Pilotbohrung bei 1,2 mm Kerndurchmesser).
- Die Insertion kann für beide Gewindevarianten manuell oder maschinell erfolgen.
- Ab dem 12. Lebensjahr ca. wird aufgrund der zunehmenden Mineralisierung generell eine Vorbohrung empfohlen [44].

Vergleichend ist zu sagen, dass bei den selbstbohrenden Mini-Implantaten je nach Stärke und Dichte der Kortikalis gegebenenfalls ein sehr hoher Widerstand bei der Insertion ohne Vorbohrung überwunden werden muss. Ab einer Kortikalisdicke von ca. 1 mm steigt das notwendige Drehmoment exponentiell zur Eindringtiefe [2], so dass es währenddessen zu starken Torsionskräften, sogar, in Abhängigkeit vom Material, sogar bis zur Schraubenfraktur kommen kann [45].

Bei der Insertion der Mini-Implantate entstehen beim Einschrauben feine Mikrorisse [46]. Diese werden ähnlich wie beim physiologischen Knochenumbau vorerst durch neuen Ersatzknochen - sogenannter Geflechtknochen - aufgefüllt.

Bestandteil weiterer Untersuchungen könnte sein, in wie fern die Mini-Implantate nicht nur einfach in der Handhabung im klinischen Alltag eines Kieferorthopäden sind, sondern auch welche Insertionsmethode die besten Langzeitergebnisse zeigt. Es soll eine Primärstabilität erreicht werden, bei der möglichst viel Kontaktfläche zwischen Knochen und Mini-Implantat gegeben ist [1]. Allerdings sollte der zirkumferente Knochen in vivo möglichst wenig gestaucht werden, um keine Nekrose zu induzieren. Bei Regionen mit dünner Kortikalis und großem Anteil an Spongiosa, wie beispielsweise vestibulär des Oberkiefer-Alveolarfortsatzes, ist das Setzen von



selbstbohrenden Mini-Implantaten im jugendlichen Alter gut möglich. Allerdings wird bei einer Kompaktadicke ab 2 mm und fester Knochenstruktur, vergleichbar mit dem Unterkiefer, eine Pilotbohrung empfohlen [2].

### **1.3. Fragestellung und Zielsetzung**

Anhand einer In-vitro-Studie soll untersucht werden, wie groß das Ausmaß der Knochentraumata direkt post insertionem ohne kieferorthopädischer Belastung ist. Durchgeführt wird diese Untersuchung an einem nativen, devitalen und post mortem exartikulierten Unterkiefer mit dennoch großen regionalen Unterschieden der Gesamtknochendicke und auch der Kompaktadicke.

Mitberücksichtigt wurde, sofern möglich, der dreidimensionale Rissverlauf in den tiefer liegenden Schichten.

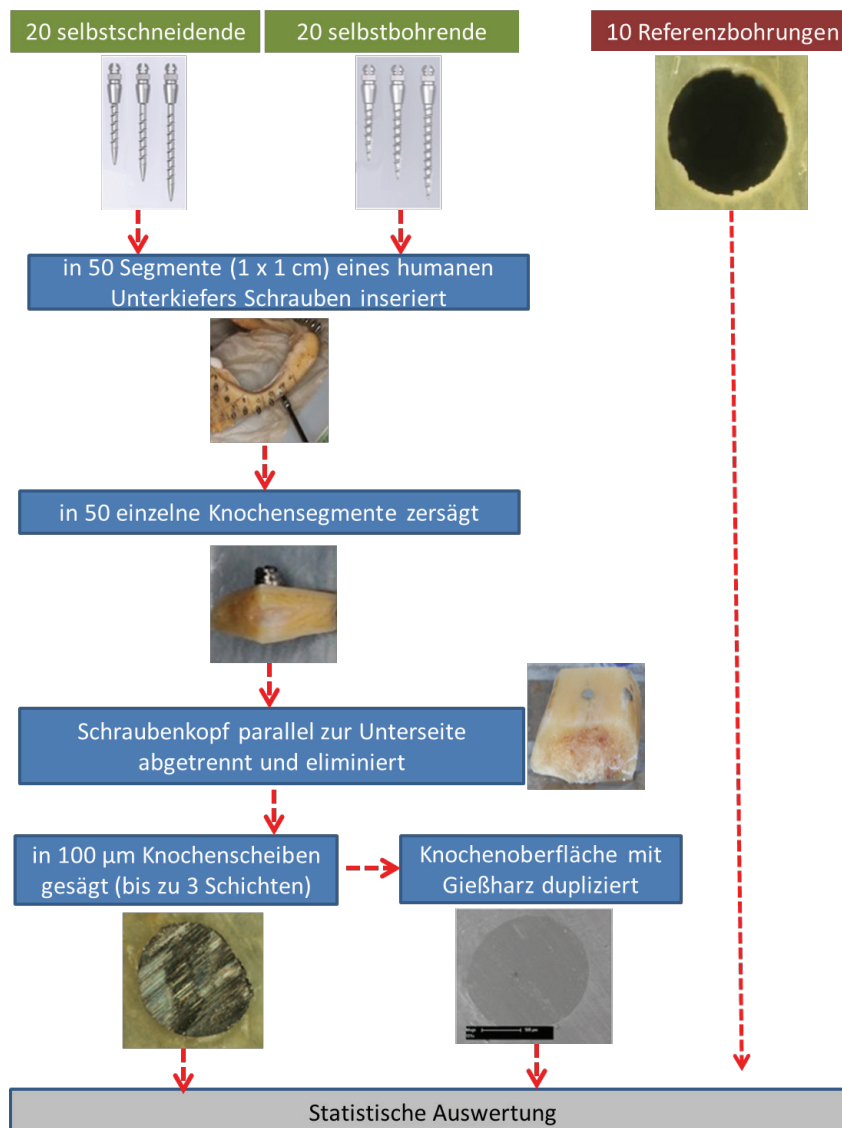
Folgende Hypothesen sollten untersucht werden:

1. Zeigen die beobachteten Parameter signifikante Unterschiede zwischen den Mini-Implantaten mit und ohne Vorbohrungen: Diffuser zirkumferenter Schaden, Anzahl, Länge und Breite der Mikrorisse?
2. Was fällt im direkten Vergleich der Knochentraumata bei selbstbohrenden und selbstschneidenden Mini-Implantaten auf?
3. Gibt es beeinflussende Störfaktoren während der Versuchsdurchführung?

## 2. MATERIAL UND METHODIK

An nativen bis einschließlich aufs Periost präparierten humanen Unterkiefern wurden selbstbohrende und selbstschneidende Mini-Implantate nach verschiedenen Protokollen inseriert. Im Anschluss wurden die Knochen in bis zu drei kortikale Scheiben zersägt. Im Auflichtmikroskop (LM) wurden die Präparate mit offensichtlichen Mängeln eliminiert und anschließend im Raster-Elektronenmikroskop (REM) auf Mikrotraumen hin untersucht.

Zusätzlich wurden die Horizontalschnitte mit einem hochpräzisen Abdruckmaterial dupliziert, sodass nachträglich entstandene Artefakte, die auf die Methodik zurückzuführen sind, auch als solche identifiziert werden konnten.

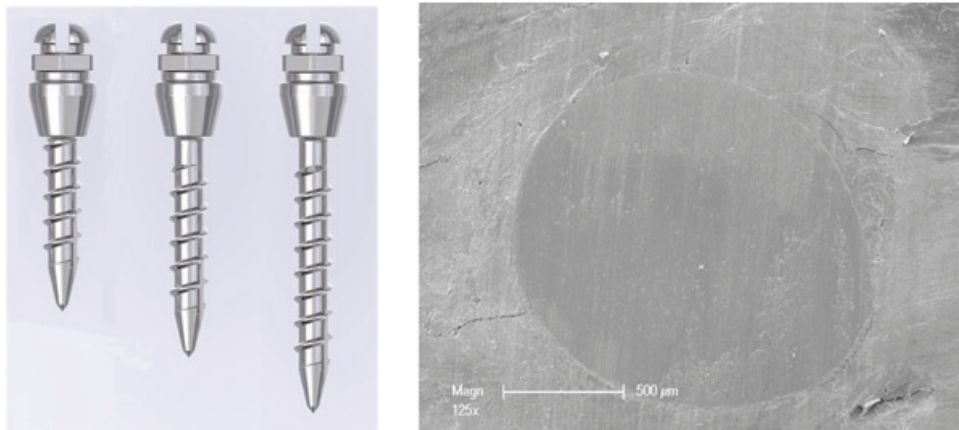


**Grafik 1:** Übersicht der Versuchsdurchführung.

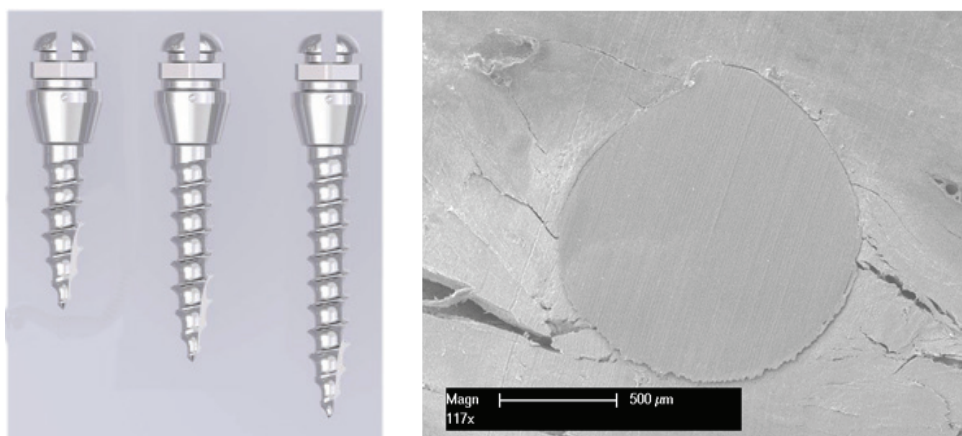
## 2.1. Schraubenauswahl

Aufgrund der häufigen Anwendung im klinischen Alltag in der Klinik für Kieferorthopädie im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein Campus Kiel wurden als Mini-Implantate der tomas<sup>®</sup>-pin (Fa. Dentaurum; Ispringen, Deutschland) ausgewählt.

- 20 tomas<sup>®</sup>-pin (REF 302-006-30). Diese Mini-Implantate haben ein **selbst-schneidendes**, zylindrisches Gewinde von 1,6 mm Durchmesser und eine Länge von 6 mm (Abbildung 3)
- 20 tomas<sup>®</sup>-pin SD (REF 302-106-30). Diese Mini-Implantate haben ein **selbst-bohrendes**, leicht konisches Gewinde von 1,6 mm Durchmesser und eine Länge von 6 mm (Abbildung 4)



**Abbildung 3:** tomas<sup>®</sup>-pin (links), selbstschneidendes Gewinde in 6, 8 und 10 mm Länge. Selbstschneidender Pin inseriert (rechts), Gewindedurchmesser von 1,6 mm, Länge 6 mm mit Vorbohrung.



**Abbildung 4:** tomas<sup>®</sup>-pin SD (links): selbstbohrendes Gewinde in 6, 8 und 10 mm Länge. Selbstbohrender Pin inseriert (rechts); Gewindedurchmesser von 1,6 mm, Länge 6 mm ohne Vorbohrung.

Um die Rahmenbedingungen möglichst vergleichbar zu halten, wurden beide Arten des Gewindes mit derselben Länge ausgewählt.

## 2.2. Knochenmodell

Um die anatomischen Verhältnissen bei der Insertion von Mini-Implantaten möglichst real zu simulieren, wurden für die Versuche humaner Knochen benutzt. Verwendet wurde ein Unterkiefer aus dem Anatomischen Institut der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel verwendet (letztwillige Verfügung der Körperspender entspricht in diesem Fall dem Ethikvotum).

Der Versuchsknochen (Abbildung 5) entstammte einer weiblichen Probandin (Leichenummer 963), die im Alter von 80 Jahren an einer cardiopulmonalen Dekompensation, exazerbierten chronisch-obstruktiven pulmonalen Dekompensation (COPD), Aortenstenose sowie arterieller Hypertonie, starb. Der gesamte Korpus wurde post mortem innerhalb von 24 Stunden nativ eingefroren und 12 Stunden vor der Versuchsreihe aufgetaut (Abbildung 5).



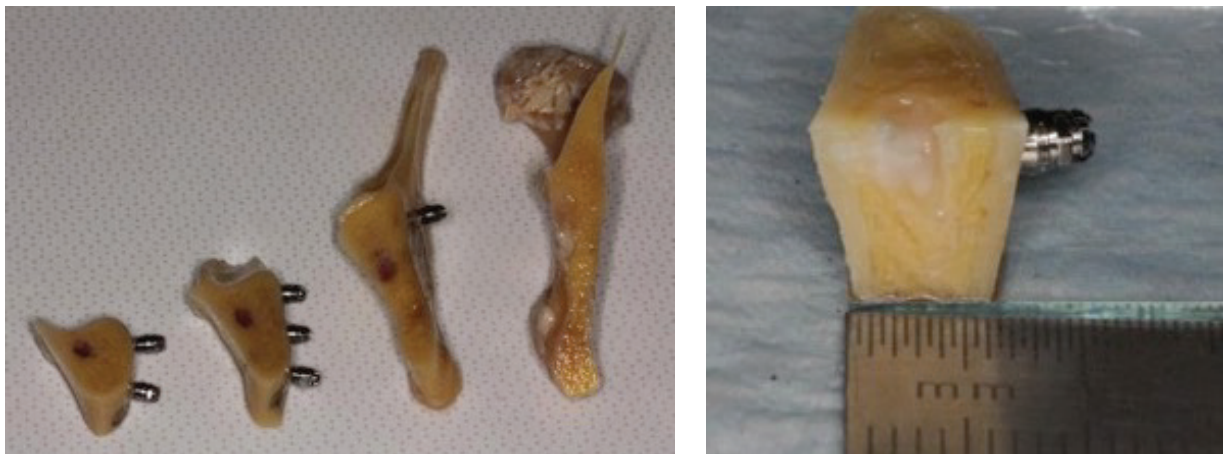
**Abbildung 5:** Humane Mandibula; unfixiert, post mortem eingefroren. 12 Stunden vor Aufbereitung aufgetaut.

Aus dem Unterkiefer wurden nach Exartikulation und dem Abpräparieren des gesamten Weichgewebes samt Periost 50 Resektate von jeweils ca. 1 x 1 cm Größe hergestellt. Einige Resektate konnten aufgrund der dünnen Kortikalis nicht weiter verwendet werden, da eine plane Oberfläche nicht zu realisieren war. Dies betraf

insbesondere Knochenareale im aufsteigenden Ast in der Nähe des Canalis mandibulae. Diese Region entspricht ohnehin nicht dem Insertionsort für Mini-Implantate. Die Dicke der Kompakta dieser Mandibula (Abbildung 6) schwankte zwischen circa 0,5 mm (in der Nähe des Nervus alveolaris mandibulae) und 3 mm (Mentalis-Region).

Sowohl während des Entfernens der Weichgewebe, als auch direkt nach dem Sägen der Knochensegmente müssen die nativen Knochenpräparate entsprechend den natürlichen physiologischen Bedingungen möglichst feucht gelagert werden. Dazu wurde die Mandibula während der Verarbeitung stets mit Pufferlösung beträufelt. Die fertigen Segmente wurden in ca. 2 x 2 cm große Well-Platten mit 0,1 molarer Phosphatpuffer-Lösung (kurz: PBS) bei ca. 7°C gekühlt gelagert. Diese Lösung setzte sich aus 17,8 g  $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \times 2 \text{H}_2\text{O}$  und 13,61 g  $\text{KH}_2\text{PO}_4$ , mit jeweils einem Liter aqua destillatus zusammen und liefert im Mischungsverhältnis von 4:1 einen neutralen pH-Wert von 7,4. Somit konnte ein Austrocknen mit iatrogenen Rissbildungen vermieden werden.

Das Aufbereiten des Knochens vom Zeitpunkt der Exartikulation bis zur endgültigen Fixierung der Horizontalschnitte mit den inserierten Mini-Implantaten in Glutaraldehyd erfolgte innerhalb von 10 Stunden.



**Abbildung 6:** Mandibuläre Kompakta.  
Sagittalschnitte der Mandibula von medial nach lateral (links).  
Nahaufnahme mit Markierung der Kompakta- und Spongiosadicke (rechts).

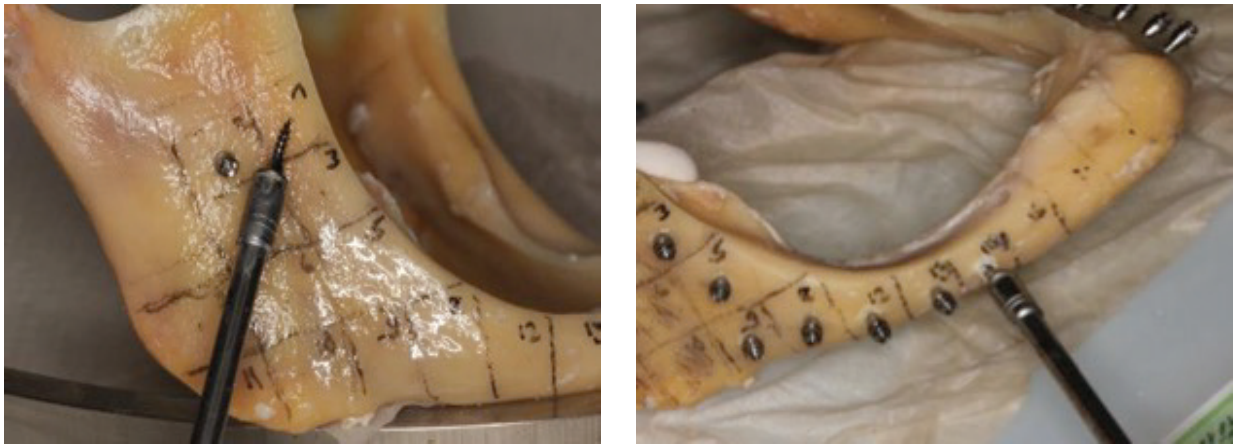
### **2.3. Pilotbohrung und Insertion der Mini-Implantate**

Die Insertion erfolgte von einer Zahnärztin, die zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung oralchirurgisch in einer niedergelassenen Praxis tätig war. Sie hatte keinerlei klinische Erfahrungen mit kieferorthopädischen Mini-Implantaten.

Um die Methodik möglichst konstant unter gleichen Bedingungen und gleichem Kraftaufwand durchführen zu können, hat sie vorab zusätzlich 20 Mini-Implantate in einer bovinen Scapula (10 tomas®-pin SD mit einer Länge von 10 mm selbstbohrend und 10 tomas®-pin mit einer Länge von 10 mm selbstschneidend) inseriert. Für die Referenzgruppe wurden hieraus Pilotbohrungen ohne Insertion von Mini-Implantaten ausgewählt. Von diesen wurden auch Präparate als Gießharz-Modell angefertigt.

Der freipräparierte und mit PBS benetzte Unterkiefer wurde mit einem Bleistift in 50 einzelne Segmente mit einer Größe von ca. 1 x 1 cm markiert. Im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes ergaben sich 4 Reihen sowohl in der horizontalen als auch in der vertikalen Dimension. Im horizontalen Unterkieferast reichte das Platzangebot aufgrund des starken Knochenverlustes im Vergleich zu einem juvenilen Kiefer nur für eine Reihe zur Implantation der Mini-Implantate. Das Knochenangebot zeigte interregional sehr große Unterschiede. Im Bereich des horizontalen Unterkieferastes zeigte sich durchschnittlich eine Dicke der äußersten Kompaktaschicht von gemittelt etwa 2 mm. Dieses insgesamt stabile Knochenangebot, auch in der 3-dimensionalen Ebene, erstreckte sich bis zur Basis des Kieferwinkels. Kranial davon, im aufsteigenden Unterkieferast, besonders im Bereich des Foramen alveolaris inferior, zeigte sich der Knochen während des Bohrvorganges teilweise papierdünn und porös. Die Kortikalisdicke lag in dieser Region bei durchschnittlich nur ca. 0,3 mm.

In diese 50 markierten Segmente wurden dann 20 Mini-Implantate (tomas®-pin, selbstschneidendes Gewinde) mit Vorbohrung, 20 selbstbohrenden Mini-Implantaten (tomas®-pin SD) ohne Vorbohrung inseriert und in 10 Segmenten wurde nur als Referenz vorgebohrt, um zu sehen, ob eine Vorbohrung schon zur Traumatisierung des Knochens führte (Abbildung 7).



**Abbildung 7:** Insertion von selbstbohrenden Mini-Implantaten in eine humane Mandibula.

Vorgebohrt wurde mit einem Winkelstück (Firma Kavo). Das Übersetzungsverhältnis zwischen Umdrehungszahl am Motor und Umdrehung am Winkelkopf lag bei 1:1. Nach Empfehlung des Schraubenherstellers erfolgte die Vorbohrung niedrigtourig mit  $800 \text{ Umin}^{-1}$  unter stetiger Wasserkühlung. Der Pilotbohrer hatte einen Durchmesser von 1,1 mm und eine Länge von 4 mm (tomas<sup>®</sup>-drill SD 1.1, REF 302-103-00).

Anschließend wurden die Minipins mit einer zum Schraubensystem gehörigen manuellen Einbringhilfe (tomas<sup>®</sup>-screw driver, REF 302-004-10) mit mäßigem annähernd konstantem Anpressdruck und möglichst rechtwinklig zur Knochenoberfläche inseriert. Dabei wurde sehr genau darauf geachtet, dass die Schraube nicht zu tief und möglichst orthograd zur Oberfläche gesetzt wurde, um die Kortikalisoberfläche nicht zu stauchen und somit iatrogene Mikrorisse zu vermeiden.

Nach der Insertion und den reinen Pilotbohrungen wurde der Unterkiefer entlang der zuvor angezeichneten Markierung mit einer elektrischen Bandsäge für Hartgewebe (Hartschliff I, Fa. Exakt, Norderstedt, Deutschland) mit fortlaufender Wasserkühlung zerteilt. Die so entstandenen 1 x 1 cm großen Segmente wurden zur Fixierung in verschlossene Well-Platten mit 7°C kalter Glutar-Aldehyd-Lösung (25%-ige Glutaraldehyd-Lösung in PBS im Verhältnis 1:9) für eine Woche gelagert, um die Resektate zu fixieren.

## 2.4. Herstellung der Knochenscheiben

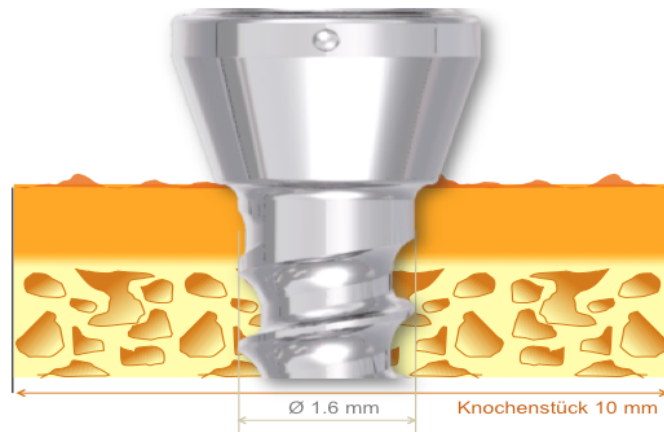
Zur licht- und elektronenmikroskopischen Beurteilung der Mikrotraumen im kortikalen Knochen sollten aus den 50 Knochenblöcken so viele Scheiben wie möglich geschnitten werden. Der erste Präparationsschritt war das zweimalige Auswaschen der Knochenblöcke für jeweils 12 Stunden mit frisch angesetzter physiologischer PBS-Lösung.

Nun wurde die Unterseite des Knochenblocks mit 120-körnigem Schleifpapier an einer rotierenden Poliermaschine unter Wasserkühlung begradigt (Buehler Metaserv grinder-polisher, Buehler ITW, Illinois, USA), und annähernd parallel zur Knochenoberfläche geschliffen. Anschließend wurde diese begradigte Unterseite mit Aceton bepinselt um sie sauber und fettfrei zu halten. Diese wurde dann mit Sekundenkleber (Dentalkleber, Fa. Pluradent, Kiel, Deutschland) auf herkömmliche Acrylglas-Objektträger geklebt und jeweils 3 Minuten unter leichtem Druck ausgehärtet (Abbildung 8).

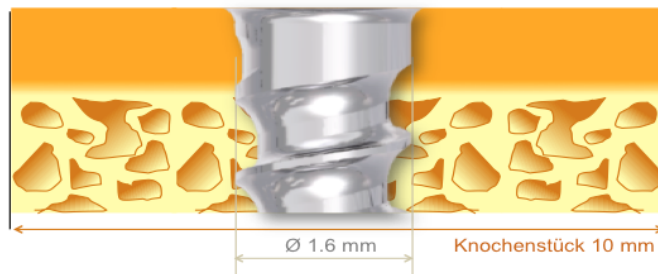
Nach dem Einspannen des fixierten Knochenblocks in einem Sägemikrotom (Fa. Leitz 1600, Wetzlar, Deutschland) wurden in Abhängigkeit von der Knochendicke jeweils 2 bis 4 Horizontalschnitte der vestibulären Kortikalis abgetragen und unverzüglich wieder in frischer und gekühlter PBS-Lösung gelagert. Das diamantierte Sägeblatt hatte eine Stärke von 100  $\mu\text{m}$ .

1. Im ersten Schnitt wurde die Knochenoberfläche parallel zur Unterseite gesägt, anschließend Unebenheiten auf der Knochenbasis mittels rotierender Schleifmaschine entfernt und der Schraubenkopf abgetrennt (Abbildung 9). Diese Scheibe wurde verworfen.
2. Dann wurde eine zweite möglichst rein kortikale Scheibe abgetrennt. Diese Scheibe wurde bei allen Präparaten bewertet.
3. Sofern die vestibuläre Kortikalis nach dem Planschnitt dicker als 300  $\mu\text{m}$  war, wurde versucht eine zweite, in seltenen Fällen auch eine dritte Schicht für die Auswertung abzutragen (Abbildung 10). Dies sollte eine möglichst dreidimensionale Darstellung, bzw. Weiterverfolgung der Mikrotraumen ermöglichen.





**Abbildung 8:** Schraube samt Schraubkopf (bikortikal) in den Knochen inseriert. Knochenboden mittels rotierender Schleifscheibe zur Oberseite parallelisiert und auf einer Glasplatte fixiert.



**Abbildung 9:** Schraubkopf parallel zum Knochenboden abgetrennt. Die obere Scheibe verworfen



**Abbildung 10:** Die oberen kortikalen Schichten in möglichst drei Scheiben zersägt. Je ca.  $100 \mu\text{m}$  Dicke (orange Linie), dazwischen Verlust durch die Sägeblattschichtstärke ebenfalls  $100 \mu\text{m}$  Dicke (schwarze Linie).

## **2.5. Abformung der Probenoberfläche mit ultrapräzisem Silikon**

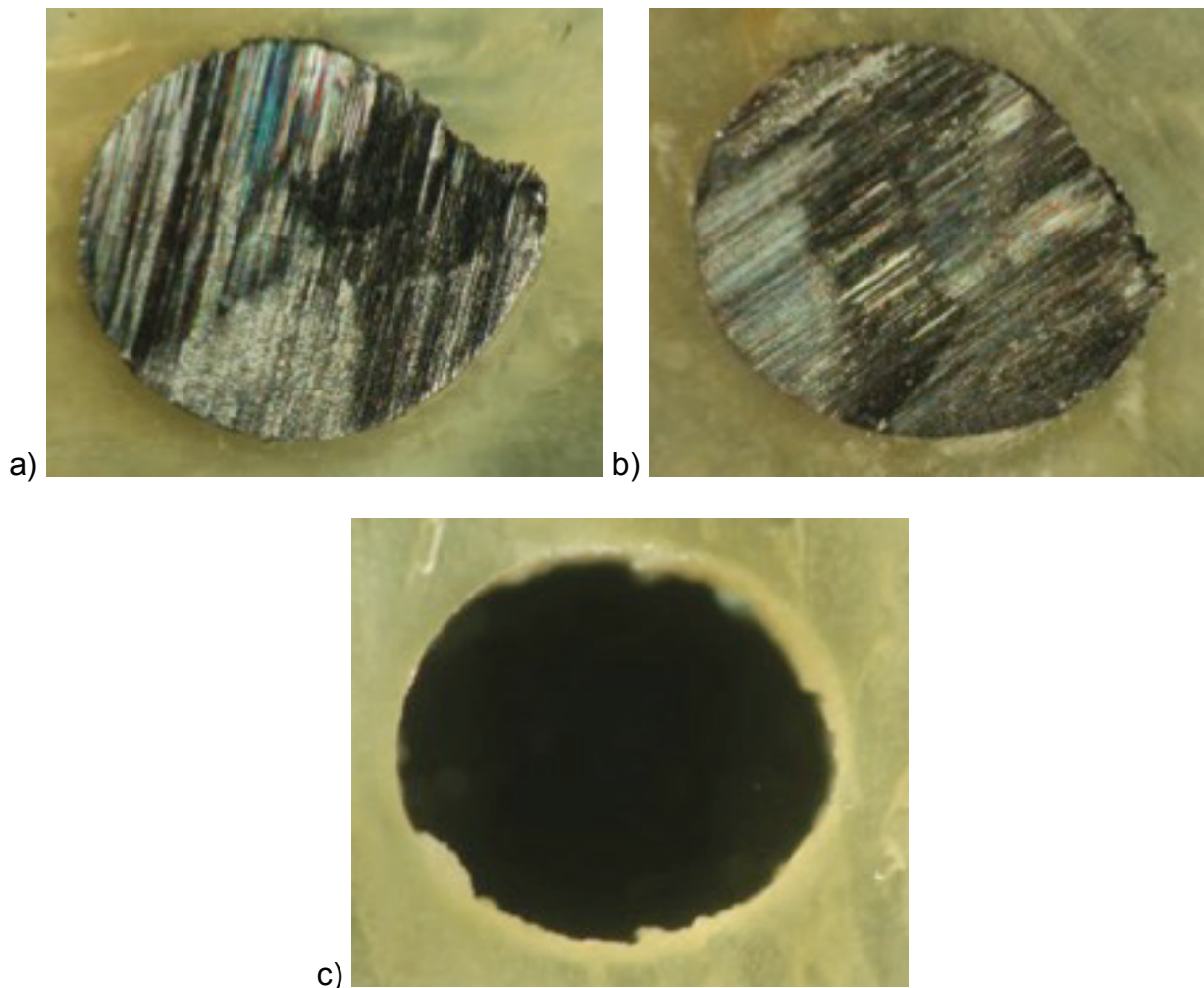
Für die Analyse der Mikrotraumen im Rasterelektronenmikroskop (REM) ist eine Trocknung der Proben erforderlich. Bei diesem techniksensitiven Trocknungsvorgang können Artefakte in Form von Mikrorissen entstehen. Darum wurden von der Oberfläche aller Horizontalschnitte Duplikate aus Gießharz angefertigt, um diese später unter dem REM mit den originalen Knochenblöcken vergleichen zu können. Die Gießharz-Modelle wurden ausschließlich von der obersten Schicht, nach Abtragen des Schraubenkopfes (s.o.), hergestellt. Von den tiefer liegenden Knochenscheiben konnte aufgrund der dünnen Schichtstärke von 100 µm keine Abformung genommen werden.

Dafür wurden die 1 x 1 cm großen Horizontalschnitte mit einem ultrapräzisem Silikon (Ultra light body quick express 2; 3M Espe, Seefeld, Deutschland) abgeformt. Um die bereits ausgehärtete Silikonmasse herum wurde ein Gießreservoir aus einem weiteren Silikon angefertigt. Diese Form wurde anschließend mit einem niedrigviskösem Gießharz (Gießharz-Modell: Stycast 1266; Viskosität im gemischten Zustand bei 25°C = 650 centipoise) ausgefüllt. Dieses Harz setzt sich aus 2 Komponenten zusammen, die im Verhältnis von 0,28 : 1 unter Hochvakuum vermischt wurden. Das Gießharz härtet bei Raumtemperatur (ca. 25°C) innerhalb von 12 Stunden aus. Die Duplikate aus Gießharz konnten ohne Verzerrung besputtert werden.

## **2.6. Auswertung der Proben im Auflichtmikroskop**

Die drei Gruppen der 100 µm dicken Kortikalisscheiben wurden unter einem Auflichtmikroskop (Fotomakroskop M420, Leica/Wild, Heerbrugg, Schweiz mit einer Vergrößerungsvarianz von 5.8 bis 35.0) bei Verwendung der doppelten Linse mit 35-facher Vergrößerung (also insgesamt bei 70-facher Vergrößerung) beurteilt. Während dieser Auswertung wurden die Scheiben stets mit PBS-Lösung beträufelt, um die Proben vor Trocknungsartefakten zu schützen. Die an das Mikroskop angeschlossene Digitalkamera diente zur Fotodokumentation aller Proben (Abbildung 11).

Anhand dieses Verfahrens konnte eine Vorauswahl der geeigneten Präparate gestellt werden.



**Abbildung 11:** Darstellung der Schnitte im Auflichtmikroskop.  
 a) Mini-Implantat mit Vorbohrung  
 b) Mini-Implantat ohne Vorbohrung  
 c) Pilotbohrungen ohne Insertion von Mini-Implantaten (Referenzpräparat)

## 2.7. Auswertung der Proben im REM

Als Vorbereitung für die Auswertung der 100 µm dünnen Kortikalisscheiben musste vorher mit Hilfe einer sogenannten kritischen Punkt-Trocknung die gesamte enthaltene Flüssigkeit verdunstet werden. Um Artefakte zu vermeiden durften die Präparate während der Trocknung nicht spröde werden. Die Trocknung begann mit der Entwässerung in einer aufsteigenden Alkoholreihe (2 Mal 30% Ethanol, je 1 Mal 50% Ethanol, 70% Ethanol, 80% Ethanol, 96% Ethanol, 100% Ethanol, vergällt, abschließend 100% Ethanol, absolut). In jeder Lösung wurden die Proben für 10 Minuten inkubiert.

Anschließend wurden die Knochenscheiben mit doppelseitigem Klebeband auf Probenteller mit Leitsilber geklebt. Dadurch wurden sie vor mechanischen Einflüssen während der kritischen Punkt-Trocknung geschützt und konnten mit Hilfe des Tellers später im REM beurteilt werden.

Direkt im Anschluss erfolgte die kritische Punkt-Trocknung zur absoluten Entwässerung mit flüssigem CO<sub>2</sub> unter Druck. Die Konstanten Temperatur und Druck, bei denen die Flüssigkeit vollständig aus den Exponaten entweicht, ohne dass es dabei zu Oberflächenspannungen führt, ist abhängig vom eingesetzten Medium. Hier wurde flüssiges CO<sub>2</sub> bei einer Temperatur von 31,1° C verwendet und in der Kammer herrschte ein Druck von 1072 p.s.i. (Gerät: CPD K850, Emitech Ltd., Ashford, England). Nach der Trocknung müssen die Proben zur weiteren absoluten Trockenhaltung im Exsikkator gelagert werden, um eine erneute Flüssigkeitsaufnahme aus der Luft zu vermeiden. Die Glasränder des Exsikkators wurden zur vollständigen Luftabdichtung stets mit fester Vaseline bestrichen und die darin enthaltenen Resorptionsperlen (2 bis 5 mm Korngröße) wurden bei zu langem Kontakt mit der Luftfeuchtigkeit erneut im Ofen bei 130 bis 160°C getrocknet und wieder regeneriert. Aufgrund der großen inneren Oberfläche (ca. 750 m<sup>2</sup>/g) und der stark hygroskopischen Eigenschaften bietet das Silica Gel eine große Aufnahmekapazität für Wasserdampf bei hoher Adsorptionsgeschwindigkeit. Es handelt sich dabei um amorphes, also gestaltloses Aluminiumsilicagel mit schwermetallfreiem Feuchtigkeitsindikator. Es gehört zur Stoffgruppe der Xerogele, das bedeutet es handelt sich um einen trockenen Feststoff mit gitterartiger Struktur, dessen Poren durch ein Gas ausgefüllt sind.

Für die Beurteilung im REM wurden die Knochenscheiben mit einer 15 µm dicken Goldschicht unter Hochvakuum und Argondurchflutung besputtert (Gerät SCD 500, Bal-Tec, Balzers, Liechtenstein) und anschließend unverzüglich bis zur endgültigen Auswertung im Exsikkator aufbewahrt. Auf den Probentellern fixiert und mit Gold beschichtet konnten die trocken gehaltenen Präparate unter dem Hochvakuum-REM (XL-30 ESEM FEG, Philips, Eindhoven, Holland) untersucht werden. Zunächst erfolgte eine Übersichtsaufnahme mit 50-facher Vergrößerung, bevor die Grenzschicht zwischen Knochen und Mini-Implantat kontinuierlich bei einer 150-fachen Vergrößerung untersucht wurden. Von beiden Vergrößerungen wurden während der Untersuchung Bilder angefertigt.

Alle Auffälligkeiten in Form von periimplantären Randspalten oder zirkumferent um die Mini-Implantate herum entstandene Mikrorisse wurden mit der REM-Betriebssoftware (Microscope Control, Philips, Eindhoven, Holland) vermessen für die Beurteilung der Knoentraumata wurden folgende Parameter registriert:

a) **Traumata** (Begutachtung nach Quantität in Zahlen):

- längster Riss
- Summe der Gesamtrisslänge
- Rissanzahl
- Summe der Rissbreite

b) **Qualität der REM-Bilder**

- Bildqualität, allgemein und verglichen mit dem Abformmodell aus Stycast (subjektive Bewertung in Prozent: 1 = / < 33%, 2 = 33 - 66%, 3 = / > 66%)

c) **Artefakte:**

- Trocknungs- und Sägeartefakte, Artefaktanteil unklarer Ursache
- diffuser Schaden
- Traumatisierung direkt in der periimplantären Region, bedingt durch eine zu geringe Knochenschichtstärke

d) **vergleichende Beobachtungen:**

- Ähnlichkeit zwischen den Oberflächen:  
Die abgeformten Gießharz-Modelle mit den gesägten Knochenmodellen
- Quantität der Traumata zwischen den Sägeschichten
- Trauma-Ausmaß mit und ohne Vorbohrung
- Knochenschaden in Abhängigkeit von der Unterkieferposition  
(1 = horizontale Mandibula, 2 = ascendierender Ramus mandibulae, 3 = Angulus mandibulae, 4 = Regio mentalis)
- Insertionsposition von kranial nach kaudal durch nummeriert
- Dicke der Kortikalis in der inserierenden Schicht und an der lingualen, insertionsfernen Seite und Dicke der Spongiosa
- Rissbildung direkt am Schraubengewinde

- Ähnlichkeit der Rissbildung zwischen den Modellen der abgeformten Gießharz-Modellen mit denen der gesägten Knochenmodellen, besonders im Gewindebereich

Zur Validitätsprüfung wurden alle Bilder im Abstand von 1 Woche erneut von derselben Person, die auch die erste Beurteilung vorgenommen hat, begutachtet und ausgewertet.

Im Vergleich zur ersten Messung wurden nur marginale Unterschiede festgestellt, da das Vermessen der Risse mittels der Betriebssoftware sowie die prozentuale Begutachtung der Artefakte mathematisch gut nachvollzogen und damit annähernd objektiviert werden konnte.

Alle Messwerte wurden mit Hilfe von Excel-Tabellen Version 14.5.2 erfasst und mit der Statistiksoftware IBM SPSS Statistics Version 22 deskriptiv ausgewertet.

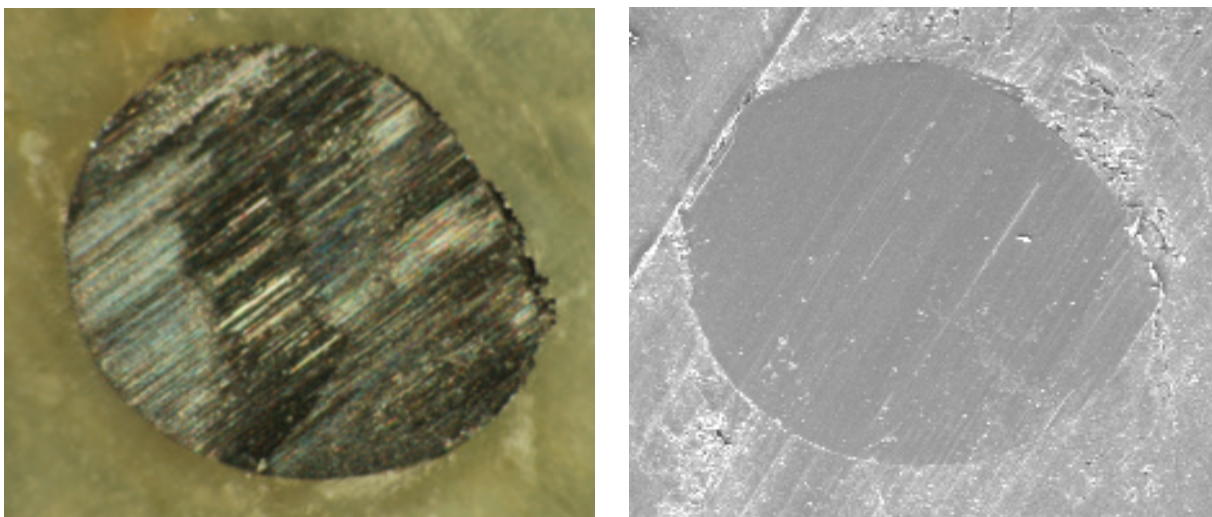
Der Gruppenvergleich auf Signifikanz erfolgte mittels ANOVA.

### 3. ERGEBNISSE

Unter dem Lichtmikroskop wurde zunächst untersucht, ob alle Präparate eine ausreichende Schichtstärke ohne poröse Anteile im relevanten Randbereich der Pilotbohrung haben. Zudem wurde kontrolliert, dass keine Artefakte, wie etwa Verunreinigungen oder Knochendefekte, die spätere detaillierte Sicht im REM erschweren oder gar verdecken würde.

Im REM wurde dann in einer Übersichtsaufnahme bei 50-facher Vergrößerung ein Gesamtüberblick der jeweiligen Knochentextur sowie des Übergangsbereichs zum Gewinde verschafft. Dieser wurde unter 125-facher Vergrößerung sorgfältig abgescannt und auf Mikrorisse untersucht, die dann mit der gerätespezifischen Betriebssoftware genau in Länge und Breite vermessen wurden.

Es wurden die Präparate hinsichtlich der Anzahl der Risse (R-Anz), des längsten Risses (R-Laengst), Gesamtlänge der Risse (R-Sum), Rissbreite (R-Max) und nach Schichten untersucht. Dabei gingen zunächst 40 Schnitte in bis zu 3 Schichten in die Auswertung ein (Abbildung 12). Die 3 Kortikalisschichten waren insgesamt bei 5 Präparaten möglich. Bei den anderen Resektaten war die Kortikalisdicke nur für ein oder zwei Schichten ausreichend.



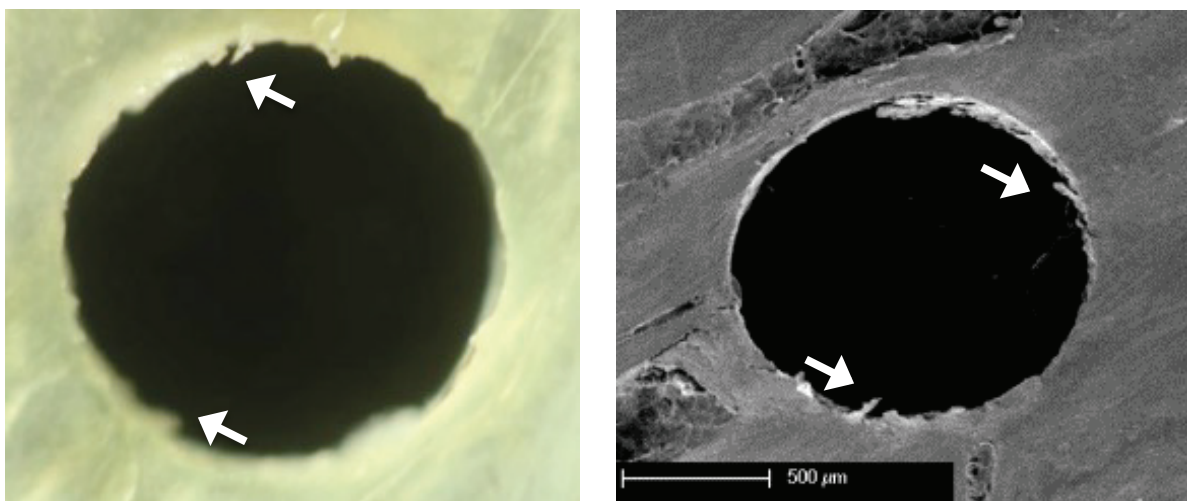
**Abbildung 12:** Mini-Implantat mit Vorbohrung im LM (links) und unter dem REM (rechts).

### 3.1. Auswertung der Referenzgruppe

Die Pilotbohrungen, die in unserer Versuchsreihe im anterioren Bereich der Mandibula vorgenommen wurden, zeigten im Lichtmikroskop glatte Ränder mit lediglich kleinen Knochenvorsprüngen, die ins Lumen ragen. Insgesamt erscheint der Übergang von Bohrloch zu Knochen ebenmäßig und weist nur sehr feine Mikrorisse entlang der Knochenfaserung auf (Abbildung 13), die hier nur angedeutet erkennbar sind.

Im Rasterelektronenmikroskop sind die Risse in ihrer Länge klar erkennbar. Die Bilder der Referenzpräparate zeigten um die Pilotbohrung herum minimale haarfeine Risse im Knochen. Am Knochenrand waren leichte Pressfahnen sichtbar, welche durch die Bohrung entstanden sind (Abbildung 13). Insgesamt sind bei der Pilotbohrung kaum Mikrotraumen zu verzeichnen. Sie dient lediglich der Beobachtung, dass die Vorbohrung an sich atraumatisch für den umliegenden Knochen verläuft. Von dieser selbst gehen keine hier messbaren Risse aus.

**Fazit:** Es wird deutlich, dass die Mikrotraumen bei der Pilotbohrung sehr fein und insgesamt sehr wenig sind. Die Mikrorisse, die bei den Präparaten mit der Schraubeninsertion entstanden sind, gehen vermutlich nicht von der ursprünglichen Pilotbohrung aus, sondern sind unabhängig von der Pilotbohrung entstanden. Dafür würde auch die Tatsache sprechen, dass bei den selbstbohrenden Schrauben deutlich größere Risse entstanden sind, als bei den Präparaten mit Vorbohrung.



**Abbildung 13:** Referenzpräparat mit Pilotbohrung. Kleine Knochenspäne ragen ins Lumen. Lichtmikroskopisch (links). Rasterelektronenmikroskopisch (rechts).

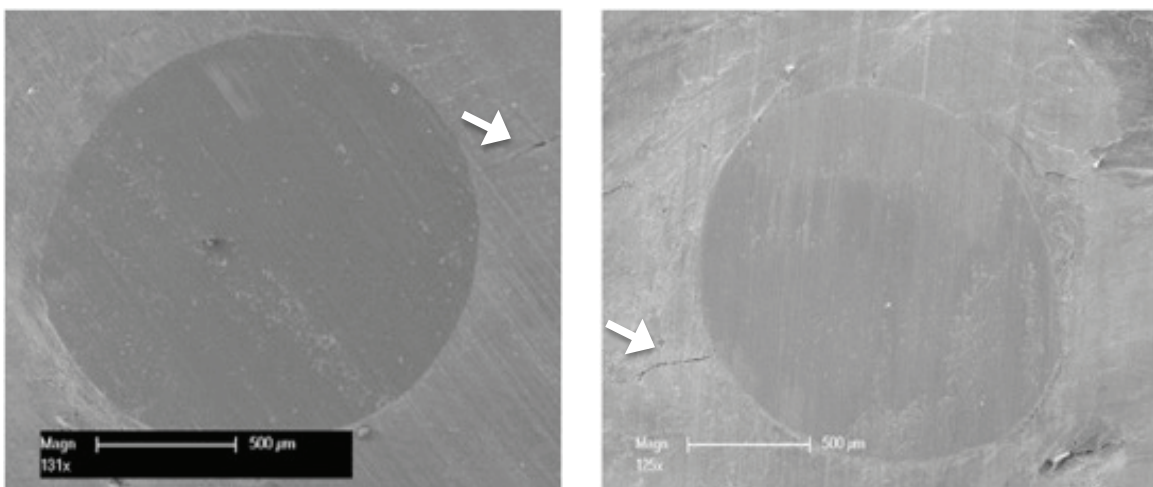


### 3.2. Spezielle Begutachtung nach Material, in Gießharz-Modellen vor Trocknung und im Knochen nach Kritischer-Punkt-Trocknung

Die Gießharz-Modelle fixierten den Istzustand und zeigten den ursprünglichen Zustand der Knochenoberfläche vor der Kritischen-Punkt-Trocknung. Selbst feine Haarrisse, die bei der Insertion der Mini-Implantate entstanden sind, wurden maßgetreu abgezeichnet (Abbildung 14).

Bei dem Vorgang des Trocknens mittels CO<sub>2</sub> und unter einem Druck von 1072 p.s.i. in der Kammer der kritischen Punkt-Trocknung wurden die feuchten Knochenpräparate graduiert in einen trockenen Zustand überführt. Dies sollte möglichst unter so exakten Bedingungen erfolgen, dass dabei die Knochenstruktur unbeschädigt erhalten bleibt. Da hierbei große Drücke entstehen, die nur in einem engen Toleranzbereich zu einer unveränderten Entwässerung führen, können zusätzliche grob-diffuse oder fein-lineare Knochenartefakte entstehen. Erschwerend kommt hinzu, dass es sich um 100 µm feine Knochenscheiben handelt, die unter physikalischer Belastung (Druck und Temperaturschwankungen) sehr anfällig für Mikrorisse sind.

Diese Druckbelastung fehlte bei den Gießharzmodellen gänzlich, so dass insgesamt deutlich weniger Traumen in Form von Rissen oder Stauchungen sichtbar wurden. Ein weiterer Erklärungsansatz für die deutliche Diskrepanz in dem Oberflächenrelief zwischen Gießharz und Knochen könnte auch an der Viskosität des Abformmaterials (additionsvernetzendes Silikon) liegen und wird im Diskussionsteil näher erläutert.



**Abbildung 14:** Darstellung im REM von selbstschneidenden Mini-Implantaten im Gießharz-Modell (links) und im Knochenmodell (rechts)

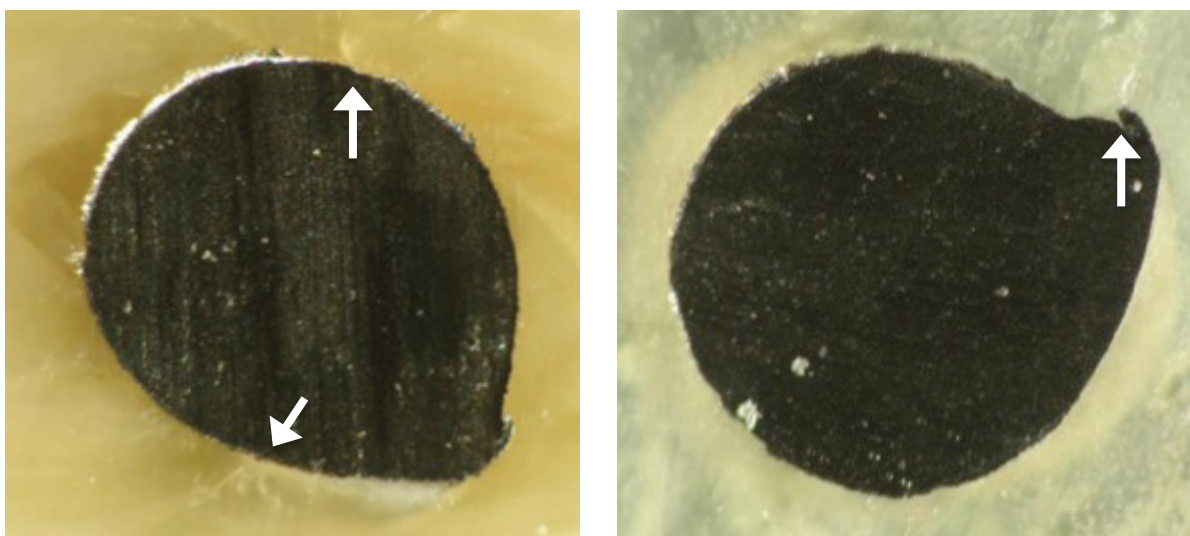
### 3.3. Lichtmikroskopische Auswertung

Die Beurteilung im Auflichtmikroskop (LM) diente einer weiteren Überprüfung ob alle vorhandenen Proben verwertbar sind. Gleichzeitig wurde der Zustand der Nativpräparate vor der irreversiblen Veränderung der Oberfläche mit Gold (Besputtern) fixiert. Dazu wurde untersucht, ob Deformitäten der dünnen Horizontalschnitte bereits mit 35-facher bzw. 70-facher Vergrößerung besonders an der Knochenoberfläche erkennbar wurden. Wichtig war die Bewertung des Zustandes der nativen Präparate, da später während der kritischen Punkt-Trocknung eine Artefaktbildung nicht auszuschließen war (Abbildung 21 bis 24).

Fraglich bleibt, ob feine zu erahnende Mikrorisse oder ins Lumen neigende Pressfahnen Ausgangspunkt für später stärker sichtbare Rissverläufe sind, die während der Insertion weiter fortgeführt wurden.

Alle Knochenscheiben wurden im Auflichtmikroskop unter 70-facher Vergrößerung gesichtet (Abbildung 15). Dabei wurde die Vorauswahl der auswertbaren Präparate nach folgenden Parametern getroffen:

- Mindestschichtstärke der Kortikalis von 100  $\mu\text{m}$
- Gewinderand grenzt ausschließlich an Kompakta
- Keine Trocknungsartefakte im relevanten Schrauben-Knochen-Übergang (erkennbar an diffusem Schaden, der nicht von der Schraube ausgeht oder an Spaltbildung um die Schraube herum)



**Abbildung 15:** Zirkumferente Haarrisse im Auflichtmikroskop.  
Selbstbohrendes Mini-Implantat ohne Vorbohrung (links).  
Selbstschneidendes Mini-Implantat mit Vorbohrung (rechts).

Aufgrund der großen regionalen Unterschiede in der Knochenbeschaffenheit der humanen Mandibula konnten nicht alle Proben für die Auswertung verwendet werden.

- Regionale Unterschiede nach Schichtstärke:

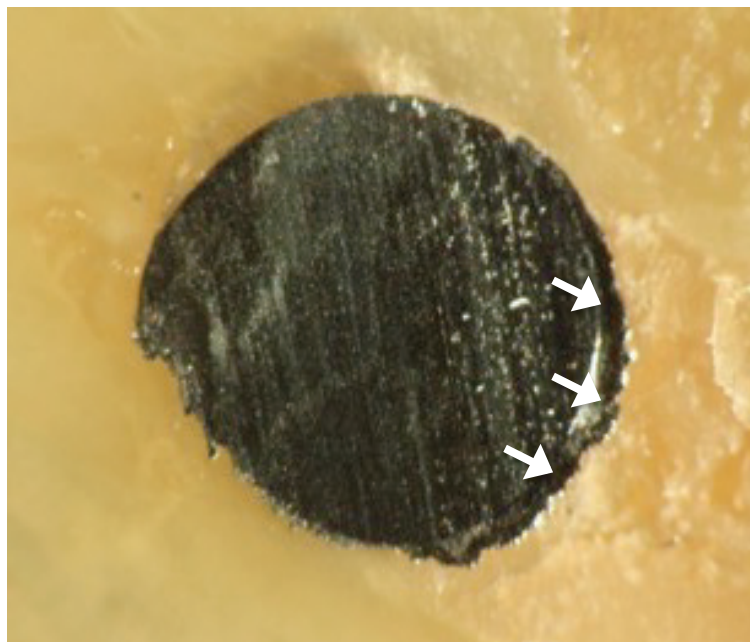
Bei einem Anteil des Knochens, besonders in der Nähe des Nervkanals für den Nervus alveolaris inferior im ascendierenden Unterkieferast, war die Kompaktaschicht zu dünn und zu fragil, um der Prozedur der Versuchsreihe stand zuhalten.

- Regionale Unterschiede nach Kortikalisanteil:

Einige Präparate sind in der Anwendung frakturiert, bei anderen war der Anteil der Spongiosa so groß, so dass keine exakte Auswertung der Risse möglich war. Anteilige Spongiosa im Schrauben-Knochen-Randbereich gehörte zu den Ausschlusskriterien.

- Strukturelle Artefakte:

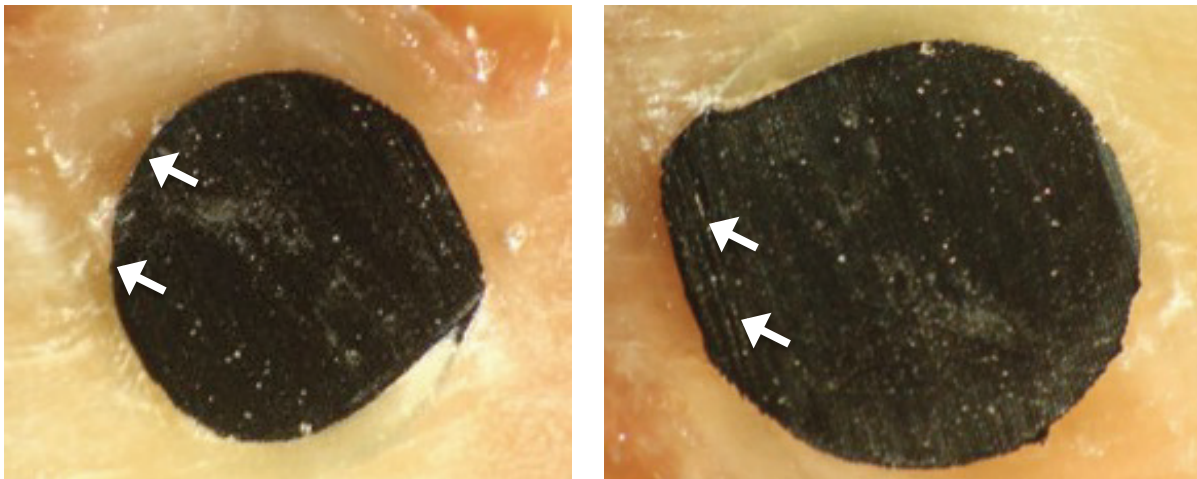
Präparate, die aufgrund der dünnen Schichtstärke der Kortikalis starke Deformitäten am relevanten Schraubenbereich zeigten wurden aus der Wertung genommen (Abbildung 16).



**Abbildung 16:** Riss mit Knochendeformität am relevanten Schraubenbereich. Ausgefranzte Ränder am Übergang zwischen Schraube und Kortikalis

Knochenscheiben, bei denen die Minischraube in direktem Kontakt zur Spongiosa stand, wurden aussortiert, da die Risse in Qualität und Quantität unabhängig von der Schraubeninsertion überdurchschnittlich hoch waren (Abbildung 17).

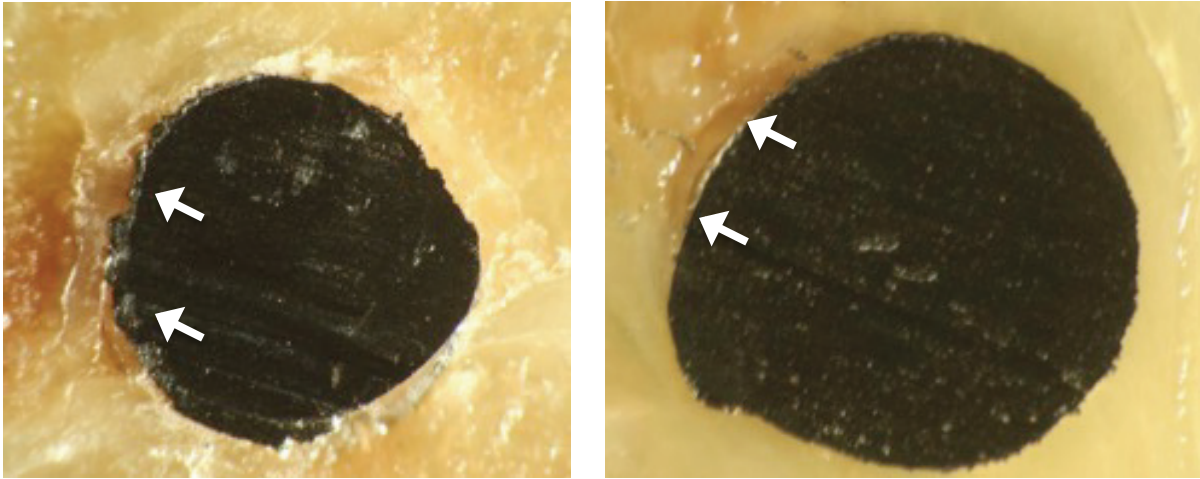
Bei einigen wenigen Präparaten zeigte sich eine Spaltbildung zwischen Knochen und Schraube, auch diese wurden nicht bewertet.



**Abbildung 17:** Der spongiöse Anteil grenzt am Schraubenanschnitt an.

Resektate, die schon im Auflichtmikroskop Frakturen im zu beurteilenden Abschnitt zeigten und sich in der Ausdehnung prozentual deutlich von den übrigen Präparaten abhoben, wurden an dieser Stelle bereits aussortiert (Abbildung 18, links). Es handelte sich überwiegend um zerbrechliche Scheiben, bei denen der Gewinderand nicht vollständig von der Kortikalis gefasst war.

Zu den bewertenden Kriterien im Versuchsaufbau gehört die Messung der Mikrotraumen zwischen Gewindeübergang und Kortikalis. Ein zirkumferenter Spaltverlauf lässt auf ein Artefakt schließen und könnte somit die Ergebnisse verfälschen (Abbildung 18, rechts).



**Abbildung 18:** Darstellung eines Spaltes unter LM.  
 Ein Großteil der Zirkumferenz des Mini-Implantats liegt in der Spongiosa, auf ca. 8- bis 10-Uhr-Position (links).  
 Randspalt zwischen Mini-Implantat und Knochen auf ca. 10-Uhr-Position (rechts)

Insgesamt wurden 12 Präparate zusätzlich aus der Wertung genommen, davon 7 Scheiben ohne Vorbohrung und 5 mit Vorbohrung. Zur Auswertung im Auflichtmikroskop und im REM kamen dann 72 Präparate zuzüglich deren Duplikate als Gießharz-Modell:

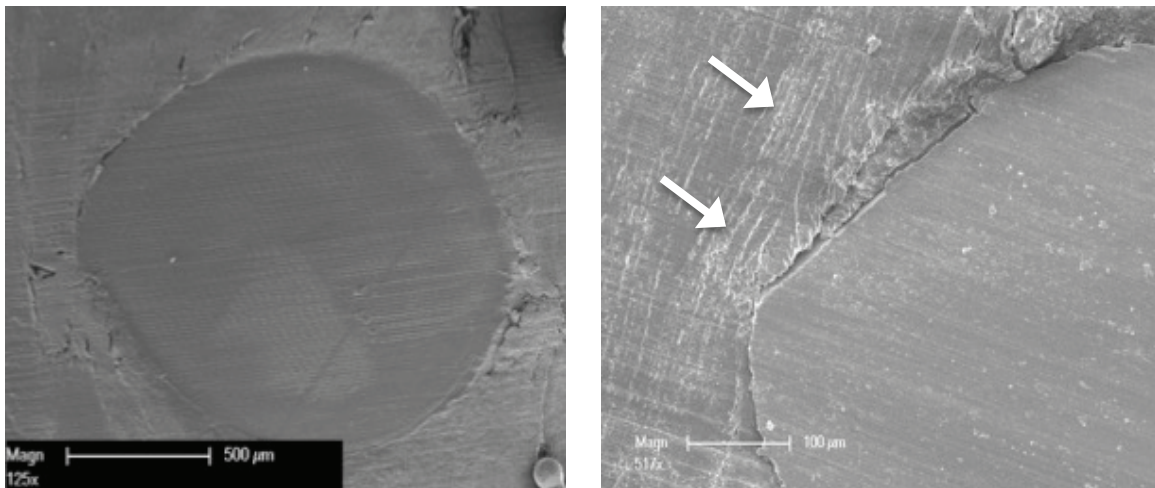
- **Gruppe 1:** 20 Blöcke **mit** Vorbohrung und selbstschneidenden Mini-Implantaten ergaben 36 Resektate  
 (20 aus Schicht 1, 12 aus Schicht 2 und 4 Präparate aus Schicht 3).
- **Gruppe 2:** 20 Blöcken **ohne** Vorbohrung mit selbstbohrenden Mini-Implantaten ergaben ebenfalls 36 Resektate  
 (20 aus Schicht 1, 12 aus Schicht 2, sowie 4 Präparate aus Schicht 3).

**Fazit:** Im Lichtmikroskop konnten bereits Risse erkannt werden, die aber nur im Rasterelektronenmikroskop unter stärkerer Vergrößerung messbar waren. Alle vorher aussortierten Präparate wurden in der Excel Tabelle als „missing values“ vermerkt.

### 3.4. Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

Hier sollte untersucht werden, ob die Rissausdehnung durch die Insertion erfolgt ist und die sich zwischen den 2 Versuchsreihen Mini-Implantate mit und ohne Vorbohrung sowie deren Duplikate als Gießharz-Modell unterscheiden lässt.

Zunächst wurden alle Präparate als Übersicht in 50-facher Vergrößerung aufgenommen. Anschließend erfolgten Detailaufnahmen bei 100- bis 150-facher Vergrößerung (Abbildung 19, links) und in Ausnahmefällen eine Zoom-Aufnahme bei 500-facher Vergrößerung (Abbildung 19, rechts). Bei diesen Detailaufnahmen erfolgte eine Skalierung der Mikrorisse in zweidimensionaler Ausdehnung. Insgesamt wurden 322 Fotos mit dem REM angefertigt.



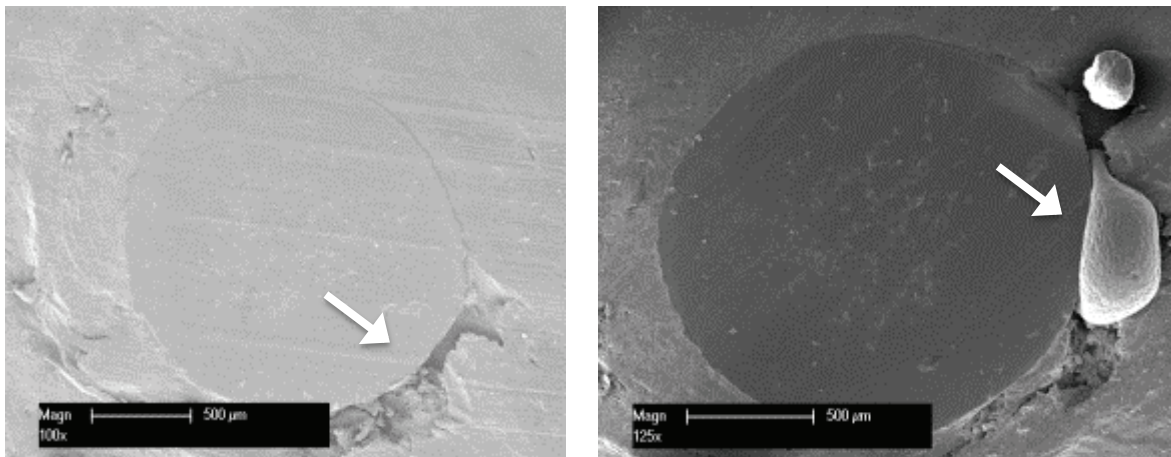
**Abbildung 19:** Präparate ohne Vorbohrung: Diffuser Schaden an den Gewindeaußenkanten.  
125 x Vergrößerung (links). 517 x Vergrößerung (rechts).

### 3.4.1. Allgemeine Auswertung der Präparate

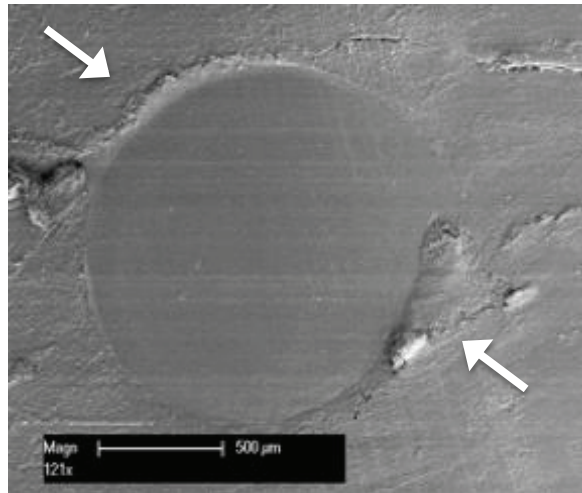
Die Bildqualität fasst die Parameter Sauberkeit und Artefaktfreiheit zusammen. Sie hat insgesamt eine hohe Varianzbreite und kann auf unterschiedliche Ursachen zurückgeführt werden. Vereinzelt ist die Schraubenoberfläche beispielsweise durch Titanspäne verunreinigt, was bei manchen Präparaten während des Sägevorganges verursacht wurde. Auch bei den selbstschneidenden Mini-Implantaten wurden Knochendefekte im Schraubengrenzbereich gefunden, welche sich in dem Gießharz-Modell mit Abformmasse gefüllt haben (Abbildung 20).

Insgesamt war die Bildqualität nach der stattgefundenen Vorabauswahl als gut zu bewerten. Alle übrigen Bilder wurden verwendet, die zu quantifizierenden Mikrorisse waren anhand der Software sehr gut messbar, reproduzierbar und untereinander vergleichbar.

Gemäß der definierten Güteklasse wurden 90% der Bilder mit der Klasse 1 bewertet, was einer Artefaktbildung von unter 33% entspricht. Nur bei ca. 5% wurde die Klasse 3 vergeben und diese Präparate aufgrund der Artefaktbildung aus der Wertung genommen. Teilweise war die Auswertung aufgrund undeutlicher Konturen nicht möglich (Abbildung 21), was im Diskussionsteil näher erläutert wird.



**Abbildung 20:** Artefakt bei Mini-Implantat mit Vorbohrung.  
Knochenmodell, Randspalt auf 3-6 Uhr-Position (links).  
Gießharz-Modell, Randspalt z.T. mit Abformmasse befüllt (rechts).

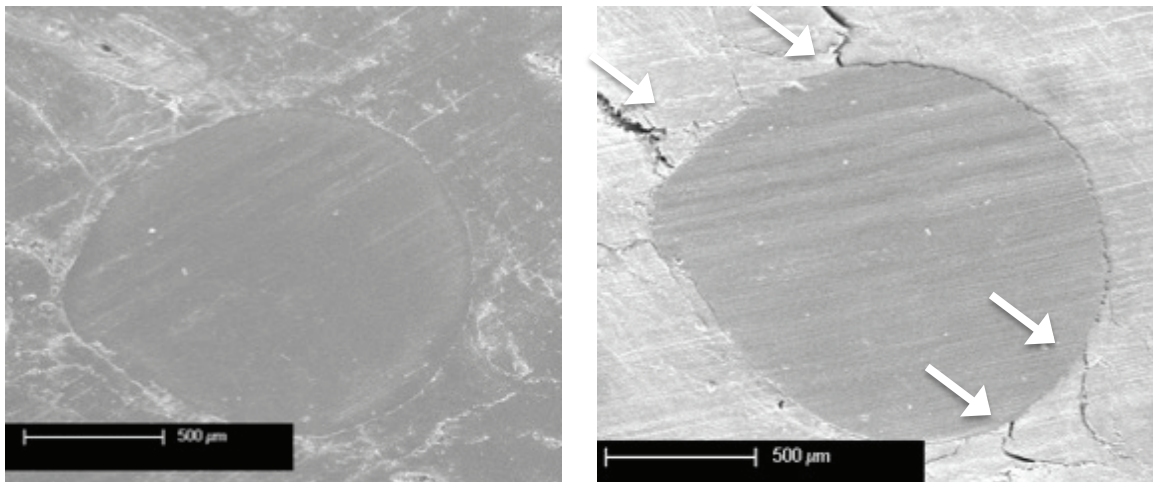


**Abbildung 21:** Gießharzmodell ohne Vorbohrung: Undeutliche Gewindekonturen.

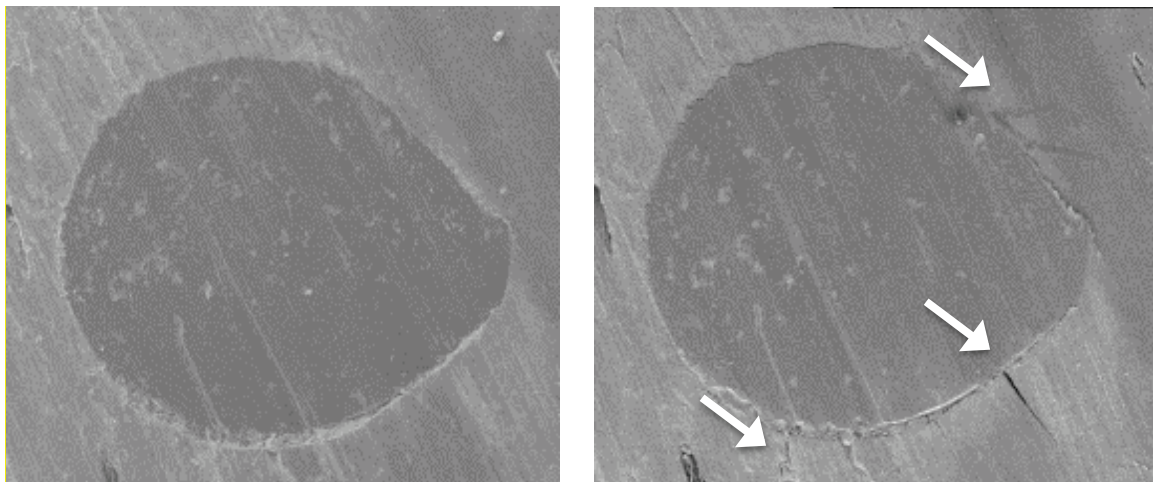
Bei der Auswertung der REM-Bilder gab es hinsichtlich der Rissbildung einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,005$ ) bei den Knochenscheiben mit und ohne Vorbohrung. Die Resektate ohne Vorbohrung zeigten insgesamt größere Ausprägungen der Mikrotraumen. Im Vergleich war sowohl die Anzahl als auch die Größe (Breite und Länge) der Knochenbrüche bei den selbstbohrenden Knochenscheiben vermehrt. Erkennbar wurden zusätzlich gehäufte diffuse Schäden im umliegenden Knochengewebe bei dem der Knochenrand durch die raumfordernde Schraubeninsertion gestaucht erscheint und die entstandene Knochenkompression erkennbar wurde (Abbildung 19, rechts).

Bei der Gegenüberstellung von Gießharz-Modellen und Knochenmodellen (Abbildung 22 bis 24) zeigte sich unter dem Rasterelektronenmikroskop, dass die Gießharzmodelle insgesamt ein glatteres und ebenmäßigeres Oberflächenrelief darstellten. Die Gießharz-Modelle zeigten weniger Mikrotraumen sowie weniger Unregelmäßigkeiten in der Knochentextur. Auch nach der objektiven Messung der Faserrisse erschienen diese insgesamt schmäler. Nähere Begründungen dazu werden im Diskussionsteil erläutert.

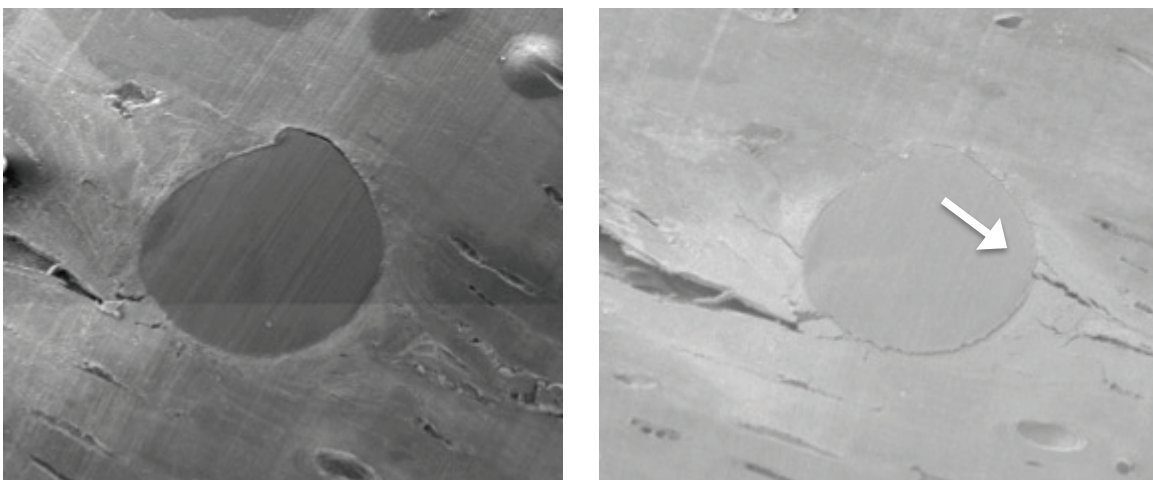




**Abbildung 22:** Gegenüberstellung der Präparatoberfläche ohne Vorbohrung. Gießharz-Modell (links): Ebenmäßiger Knochen. Knochenmodell (rechts): Risse am Gewinderand

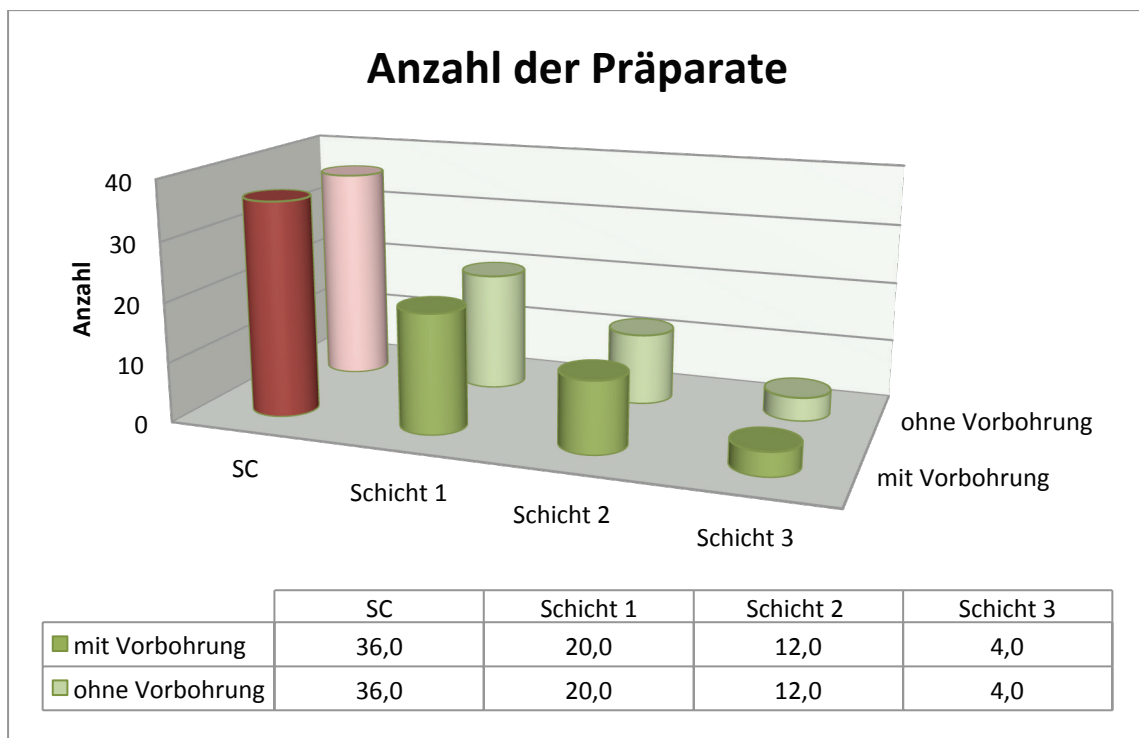


**Abbildung 23:** Trocknungsartefakte bei Präparaten mit Vorbohrung. Im Gießharz-Modell (links). Im Knochenmodell (rechts).



**Abbildung 24:** Trocknungsartefakte bei Präparaten ohne Vorbohrung. Im Gießharz-Modell (links). Im Knochenmodell (rechts).

Nach Eliminierung aller nicht verwertbaren Präparate wurden bei 72 Knochenscheiben die Anzahl der Risse (R-Anz), der längste Riss (R-Längst), die Gesamtlänge der Risse (R-Sum) und die Rissbreite (R-Max) nach Schichten bestimmt. Die Werte sind in Tabelle 1 (Anhang) dargestellt.



**Grafik 2:** Darstellung der verwertbaren Präparate mit und ohne Vorbohrung.

### 3.5. Spezielle Betrachtung der Präparate nach Insertionsmethode

Ziel der Studie war die Beurteilung, ob sich die Primärstabilität anhand des Gesamtausmaßes der Risse beeinflussen lässt. Im Vergleich wurden Mini-Implantate mit und ohne Vorbohrung in einen humanen Unterkiefer inseriert und deren Risse post insertionem quantifiziert. Als Referenzmodell galten die Präparate an denen nur Vorbohrungen mit einem Pilotbohrer vorgenommen wurden. Anhand derer wurde gezeigt, dass die Vorbohrung an sich zu keiner hier messbaren Rissbildung geführt hat.

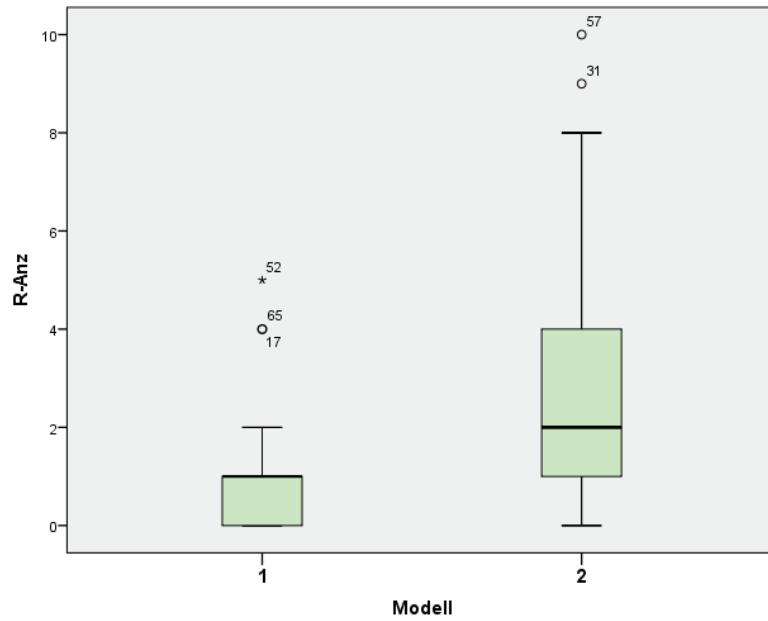
**(1) Anzahl (R-Anz) der Mikrotraumen**

Die Präparate mit Vorbohrung zeigten signifikante Unterschiede ( $p < 0,005$ , Tabelle 6 Anhang) in der Anzahl (R-Anz) der Mikrotraumen zwischen den Knochenmodellen und den Gießharz-Modellen.

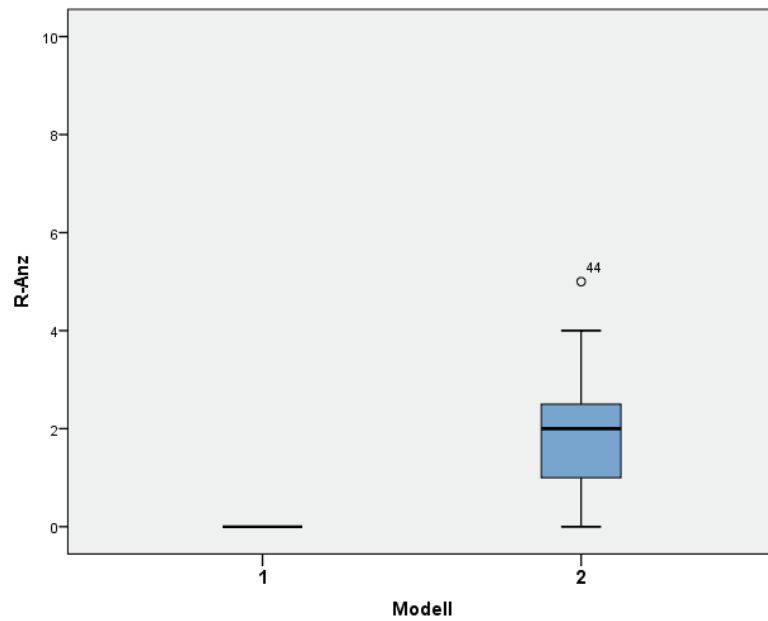
- Bei der Insertion von selbstbohrenden Mini-Implantaten ohne zusätzlicher Vorbohrung waren diese im periimplantären Bereich deutlich rissanfälliger als bei den Knochenblöcken, in die selbstschneidende Mini-Implantate mit Vorbohrung inseriert wurden (Abbildung 3 und 4). Insgesamt hatten die Knochenresektate der ersten Gruppe (ohne Vorbohrung) bei 36 Präparaten 102 Risse. Dies entspricht im Mittel  $2,9 (\pm 2,5)$  Rissen (Grafik 3).

Davon wurden insgesamt 84 Risse bei den Knochenpräparaten und 18 Risse bei den Gießharz-Modellen gezählt. Von den 102 Rissen befanden sich 49 in der obersten Knochenschicht und 53 in der zweiten und dritten Schicht zusammen.

- Im Vergleich dazu entstanden nach der Insertion von selbstschneidenden Mini-Implantaten mit einer Vorbohrung von 1,1 mm insgesamt 44 Risse. Dies entspricht im Mittel  $1,8 (\pm 1,3)$  Rissen. Diese waren alle nur in den Knochenpräparaten und keiner in den Gießharz-Modellen zu finden (Grafik 4). In der zweiten und dritten Schicht lagen 20 der 44 Risse; dies entspricht einer gemittelten Gesamtanzahl von 1,3 pro fortlaufende Schicht. Die restlichen 24 Mikrotraumen verteilten sich auf die oberste Kortikalisschicht, das ergibt bei 20 Proben ein Median von 1,2. Folglich zeigten sich keine Unterschiede zwischen den obersten und den fortlaufenden Knochenschichten bezüglich der Rissanzahl.

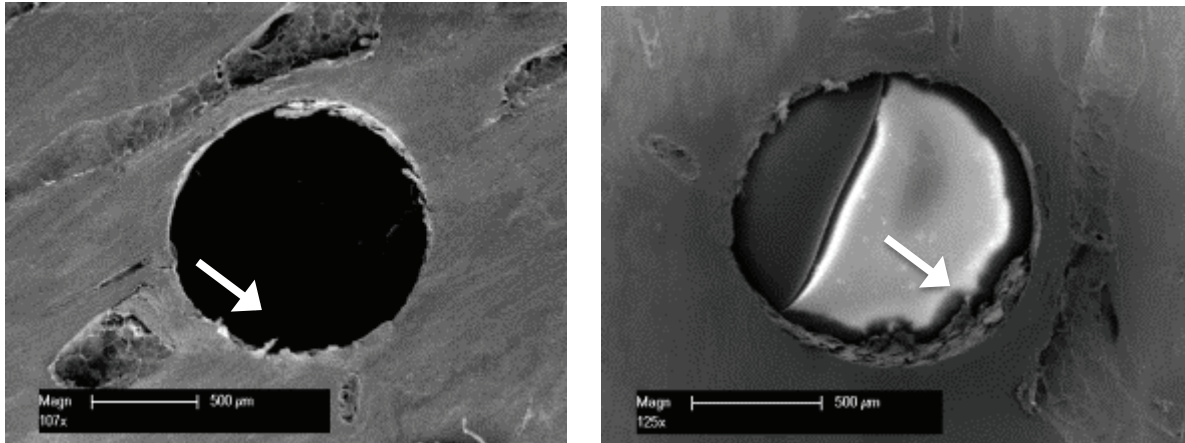


**Grafik 3:** Darstellung Anzahl der Risse (R-Anz) ohne Vorbohrung.  
1 = Gießharzmodell. 2 = Knochenmodell



**Grafik 4:** Darstellung Anzahl der Risse (R-Anz) mit Vorbohrung.  
1 = Gießharzmodell. 2 = Knochenmodell

Die Referenzbohrungen zeigten sowohl im Knochen als auch im Gießharz-Modell nur minimale Mikrotraumen, die in ihrer Ausprägung weniger als 50 µm Länge ausmachten und nicht genauer vermessen wurden (Abbildung 25).



**Abbildung 25:** Referenz-Präparat, Pilotbohrung, beide Präparate ohne Rissbildung. Knochenmodell (links). Gießharz-Modell (rechts).

## (2) Längster Riss (R-Laengst)

Im Vergleich zwischen den Präparaten mit und ohne Vorbohrungen zeigten sich die Risslängen bei den selbstbohrenden Schrauben im Schnitt geringfügig länger, als bei den selbstschneidenden Präparaten, was einem Mittelwert von 182,14 µm bei den Erstgenannten und 157,78 µm bei den Zuletzt genannten entspricht.

Schwierig in der Aussage sind die Präparate der Gießharz-Modelle. Bei den Präparaten mit Vorbohrungen, wo insgesamt weniger und feinere Risse gemessen wurden, zeigten sich in den Duplikaten als Gießharz-Modell keinerlei Risse. Bei den selbstbohrenden Mini-Implantaten fielen die Risse in den Gießharz-Modellen insgesamt in sehr reduzierter Anzahl und Länge auf, worauf in der Diskussion näher eingegangen wird.

### **(3) Gesamtlänge (R-Sum) aller Risse**

Die Gesamtlänge (R-Sum) aller gemessenen Risse liegt im Mittel bei 332,0 µm bei den selbstbohrenden und bei 256,78 µm bei selbstschneidenden Mini-Implantaten im Knochenmodell. Hier konnte ein signifikanter Unterschied ( $p = 0,02$  Tabelle 6 Anhang) zwischen Präparaten mit und ohne Vorbohrung festgestellt werden.

Bei den Referenzbohrungen wurden keine messbaren Risse beobachtet. Die Mikroschäden werden aufgrund des geringen Durchmessers und Länge eher als diffus bezeichnet und nicht genau vermessen (Abbildung 26).

### **(4) Rissbreite (R-Max)**

Bei der Rissbreite (R-Max) wurde insgesamt ein Mittelwert von 18,42 ( $\pm 14,6$ ) µm bei den selbstbohrenden Mini-Implantaten gefunden. In den Gießharz-Modellen hingegen lag der Mittelwert der gleichnamigen Implantate nur bei 6,81 µm. In der obersten Schicht ohne Vorbohrung wurde eine gemittelte Rissbreite von 18,09 µm im Knochen gemessen.

Im Vergleich dazu gab es bei den Präparaten mit Vorbohrungen keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0.35$ ). Es zeigten sich ähnliche Werte von 20,72 ( $\pm 17,2$ ) µm bei den Knochenmodellen und 0 Risse bei den Gießharz-Modellen. In der obersten Schicht zeigte sich im Mittel eine Rissbreite von 22,86 µm.

Hierbei sollte vermerkt werden, dass zwischen den Schichten jeweils etwa 100 µm Verlust durch das Sägeblatt entstanden sind, so dass die einzelnen Schichten weiter entfernt voneinander liegen, als in der Realität. Auch in Bezug auf die Rissbreite konnten bei den Referenzbohrungen keine messbaren Werte gefunden werden. Am vorgebohrten Knochenrand zeigten sich lediglich feine Rissausläufer, die meist dem Faserverlauf folgten. Die Software zum Vermessen konnte diese filigranen Rissausläufer nicht erfassen.

### 3.6. Bewertung nach abgetragener Schicht

Bei den selbstbohrenden und selbstschneidenden Mini-Implantaten schwankte die Rissanzahl je abgetragener Schicht ohne Vorbohrung im Mittel zwischen 2,9, 2,8 und 3,0, mit Vorbohrung zwischen 1,7, 1,6 und 2,3 Rissen (Abbildung 26).

Bei den selbstbohrenden und selbstschneidenden Mini-Implantaten gab es hinsichtlich der Rissbildungen zwischen den Schichten im Mittel kaum Unterschiede. Statistisch konnte nur beim längsten Riss (R-Laengst) ein signifikanter Unterschied (R-Laengst,  $p = 0.10$  Tabelle 7 Anhang) festgestellt werden.

Für die mikroskopische Auswertung, insbesondere für das REM, war es notwendig, die Knochenscheiben an Ober- und Unterseite parallel zu gestalten. Zunächst musste die oberste Knochenschicht einschließlich des Implantat-Kopfes abgetragen werden. Demzufolge konnten eventuell dort liegende Mikrorisse nicht bewertet werden. Besonders zu Beginn des Eindrehens, wenn der Widerstand gegen die äußerste Schicht der Kompakta überwunden werden muss, entstehen sehr große Drücke, die sich als Rissbildung fortleiten.

Bei den Knochenscheiben mit den selbstbohrenden Mini-Implantaten zeigten sich in der obersten Schicht eine gemittelte maximale Risslänge (R-Laengst) von 158,27 $\mu\text{m}$ , 218,60  $\mu\text{m}$  in der 2. Schicht sowie 222,3  $\mu\text{m}$  in der darunter liegenden Schicht. Korrespondierend zu den Knochenmodellen fanden sich in den Gießharz-Modellen folgende Werte: 74,50  $\mu\text{m}$  in der obersten Schicht, 121,8  $\mu\text{m}$  in der mittleren Schicht, sowie 173,8  $\mu\text{m}$  in der untersten Schicht.

Im Vergleich dazu wurde bei den selbstschneidenden Mini-Implantaten eine gemittelte maximale Risslänge von 180,9  $\mu\text{m}$  in der 1. Schicht, 115,1  $\mu\text{m}$  in der darauf folgenden sowie 153,8  $\mu\text{m}$  in der letzten Schicht im Mittel gemessen.

Die Gesamtrisslänge (R-Sum) in den Knochenpräparaten mit den Mini-Implantaten ohne Vorbohrung beträgt 295,6  $\mu\text{m}$  in der 1. Schicht sowie 359,1  $\mu\text{m}$  und 464,8  $\mu\text{m}$  in der 2. Und 3 Schicht im Mittel. Bei den Gießharz-Modellen ließen sich gemittelte Risslängen von 91,3  $\mu\text{m}$  über 151,8  $\mu\text{m}$  bis 318,5  $\mu\text{m}$  errechnen.

In Gegenüberstellung zu den selbstschneidenden Knochenmodellen, bei denen Risslängen von 280,5  $\mu\text{m}$ , 189,5  $\mu\text{m}$  und 317,5  $\mu\text{m}$  in der 1., 2. und 3. Schicht

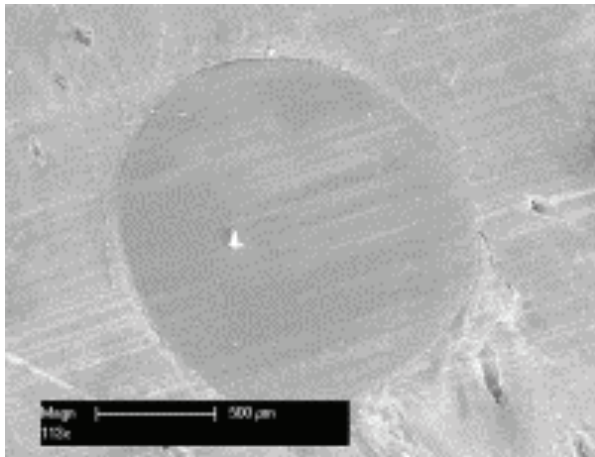
gemittelt ausgewertet wurden. In den dazugehörigen Gießharz-Modellen wurden keinerlei Mikrotraumen beobachtet.

Bezüglich der Rissbreite (R-Max) wurden im Knochen mit Mini-Implantaten ohne Vorbohrung 18,1  $\mu\text{m}$ , 20,3  $\mu\text{m}$  und 15,5  $\mu\text{m}$  von außen nach innen vermessen. In den dazugehörigen duplizierten Gießharz-Modellen der gleichen Präparatereihe fanden sich Werte von der äußersten zu der innersten Schicht von 4,9  $\mu\text{m}$ , 7,2  $\mu\text{m}$  und sowie 15,0  $\mu\text{m}$  fortlaufend.

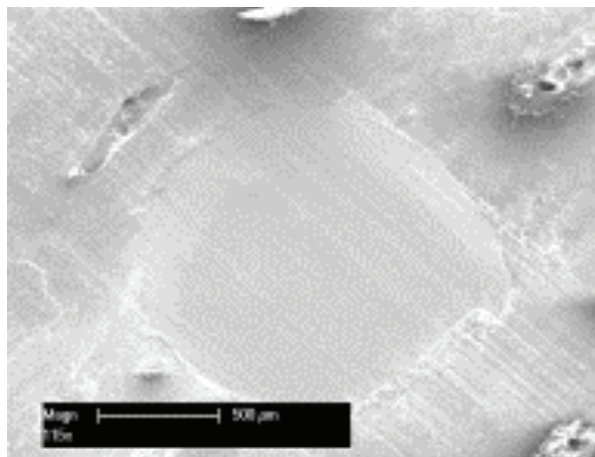
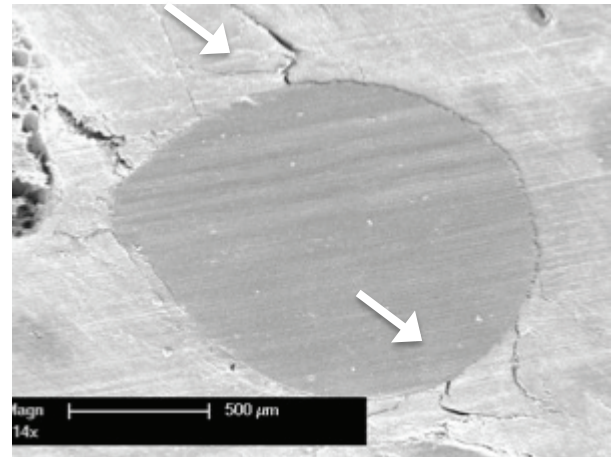
Die Rissbreiten bei den Präparaten mit Vorbohrung hatten Werte um 22,9  $\mu\text{m}$ , 15,5  $\mu\text{m}$  und 24,0  $\mu\text{m}$  im Mittel in den Knochen-Modellen. Vergleichend dazu wurden in den Gießharz-Modellen keine Risse sichtbar.

**Fazit:** Die Rissbildung unterscheidet sich zwischen den einzelnen Schichten. Die Mikrotraumen, die sich an der obersten Schicht zeigten wurden in Abhängigkeit von der Region und der Kortikalisdicke mit unterschiedlicher Ausprägung in die tiefer liegenden Schichten weiter fortgeleitet.

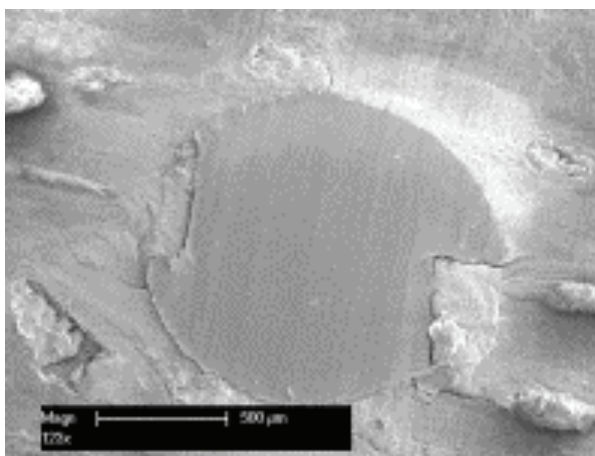
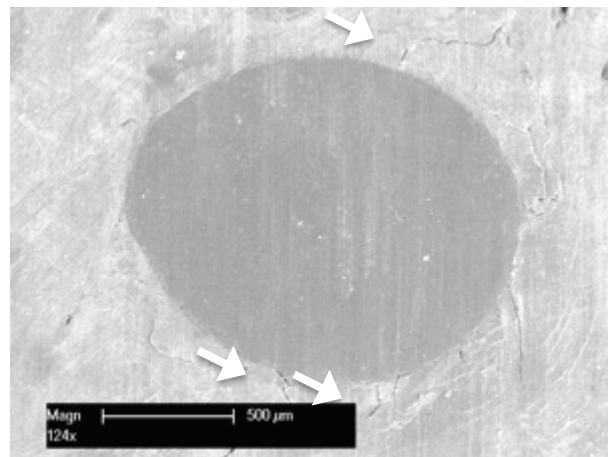




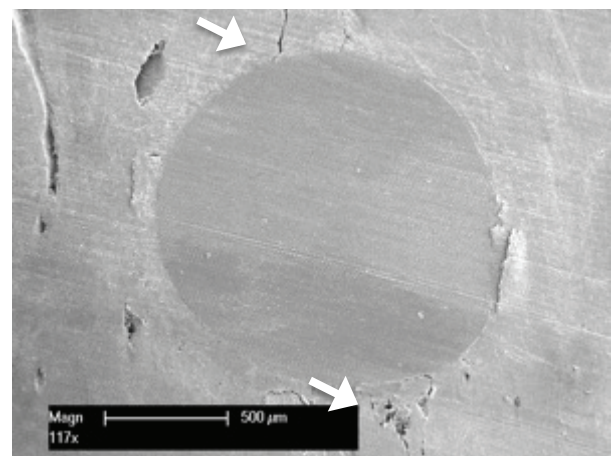
1. Schicht



2. Schicht



3. Schicht



**Abbildung 26:** Mini-Implantat in 3 Schichten.  
Mit Vorbohrung (links). Ohne Vorbohrung (rechts)

## 4. DISKUSSION

Ziel der Versuchsreihe war die Evaluation von Mikrotraumen im kortikalen Knochen der Mandibula nach der Insertion von kieferorthopädischen Mini-Implantaten. Es sollte dabei der Unterschied zwischen der Insertion von selbstschneidenden Mini-Implantaten mit Vorbohrung und selbstbohrenden Mini-Implantaten ohne Vorbohrung untersucht werden. Die einzelnen Knochenblöcke wurden horizontal gesägt, um so viele Schichten wie möglich aus der Kortikalis für die Auswertung zu bekommen. Aufgrund der lokalen Kortikalisdicke und dem Abtrag durch das Sägeblatt waren nicht mehr als maximal drei Schichten möglich.

Von jeder obersten Schicht wurden mit einem additionsvernetzenden Silikonabformmaterial und Gießharz Replika angefertigt. Diese dienten als Kontrolle, um eventuell entstandene methodische Fehler bei der Aufbereitung der Knochenscheiben für die REM-Untersuchung aufzudecken. Als mögliche Fehlerquellen (Confounder) sind kritisch zu betrachten:

- die Entwässerungsreihe mit steigendem Alkoholgehalt
- die kritische Punkt-Trocknung
- das Sägeverfahren mittels Rotationsmikrotom

### 4.1. Diskussion der Methodik

Für die Durchführung der Versuchsreihen stand ein nativer, humaner Unterkiefer aus dem anatomischen Institut der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel (CAU) zur Verfügung. Die Körperspenderin wurde post mortem eingefroren und 12 Stunden vor Versuchsbeginn aufgetaut. Die Körperspenderin kam innerhalb von 24 Stunden nach ihrem Tod in das Anatomische Institut und wurde dort am selben Tag bei  $-18^{\circ}\text{C}$  eingefroren. 4 Tage später wurde der Leichnam für die Versuchsreihe binnen 12 Stunden aufgetaut und konnte am 5. Tag post mortem für die Versuchsreihe verwendet werden. Die Auswirkungen dieser Faktoren (Einfrier- und Auftauzyklus) waren im konkreten Fall unbekannt. Somit können Unterschiede in den Strukturveränderungen nach der Insertion von Mini-Implantaten im vitalen und devitalen Knochen nicht ausgeschlossen werden. Im vitalen Knochen gibt es

altersabhängige physiologische Unterschiede in der Knochenstruktur [47] und ggf. auch pathologische Veränderungen im höheren Alter (z.B. Osteoporose mit verminderter Knochendichte). Es wurde in der Literatur jedoch beschrieben, dass die Verankerung eines Mini-Implantates nicht primär von der Knochenstruktur abhängt [47]. Die Patienten, bei denen kieferorthopädische Mini-Implantate inseriert werden, sind überwiegend im Alter zwischen 12 und 18 Jahren. Der hier verwendete Unterkiefer entstammte einer zahnlosen 80-jährigen Frau.

Dieser Unterschied könnte sich ebenfalls auf die Versuchsergebnisse ausgewirkt haben. Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Dichte der Trockenmasse und der Resistenz für Brüche und Risse nach Belastung. So ist auch bekannt, je älter der Knochen ist, desto niedriger ist die Widerstandsstärke und führt somit schneller zu Mikroschäden aufgrund von porösen Anteilen [32].

#### **4.1.1. Auswahl des Knochens**

Für die Versuche stand ein zahnloser Unterkiefer einer Körperspenderin zur Verfügung. Diese Tatsache bringt folgende Vor- und Nachteile im Vergleich zur klinischen Situation mit sich:

##### **4.1.1.1. Kortikalisdicke**

Insgesamt ist die Kortikalisdicke des Kieferkamms in der Knochendimension gut vergleichbar. Es wurde versucht, so viele Mini-Implantate wie ohne gegenseitige Beeinflussung möglich auf der Vestibulärseite des Alveolarkammes zu inserieren. Dies entspricht einem typischen Insertionsort in der klinischen Anwendung [48]. Zudem sollte eine maximale Anzahl an Proben aus dem einen Unterkiefer gewonnen werden, damit eine genauere Aussage zu den Strukturveränderungen nach der Insertion von Mini-Implantaten möglich ist. Aus diesem Grund wurden auch Mini-Implantate im aufsteigenden Ast des Unterkiefers und im Kieferwinkel inseriert. Was nicht dem klinischen Alltag entspricht. Die verschiedenen Insertionsorte zeigten sowohl in der äußeren Kortikalisdicke (2 bis 4 mm) eine große Varianz wie auch in der gesamten Knochendicke (6 bis 15 mm).

In Bezug auf die Dicke der Kortikalis wurde von Wright et al. [49] beschrieben, dass es keinen direkten Zusammenhang zwischen der Rissanfälligkeit und der Kortikalisdicke gibt, sofern eine Schichtstärke der Kortikalis von mindestens 200 µm vorhanden war. In den Regionen mit der Mindestschichtstärke konnte nur eine Schicht gewonnen werden, da zuvor auch noch ca. 50-100 µm bei der Abtrennung des Schraubenkopfes verloren ging.

#### **4.1.1.2. Zustand und Alter des verwendeten Knochens**

Das Alter der Körperspenderin unterscheidet sich deutlich vom Altersdurchschnitt der Patienten in der Kieferorthopädie. Sofern keine Osteoporose, also eine Reduktion der Knochendichte vorliegt [50], ist mit einer stärkeren Mineralisierung des Knochens als im jugendlichen Alter zu rechnen. Laut der in der Anatomie verfügbaren Daten war bei dieser Körperspenderin keine Osteoporose bekannt.

Die Knochendichte des hier verwendeten Unterkiefers wurde jedoch nicht gemessen. Ein weiterer Unterschied ist die Tatsache, dass dieser Kiefer unbezahlt ist und demzufolge zu Porositäten der Kompakta [51] sowie zu einer Atrophie des Alveolarkamms geführt hat. Vermutlich wurde zu Lebzeiten eine Totalprothese getragen, die auch aufgrund der Druckbelastung zusätzlich zu einer konsekutiven Kieferatrophie geführt haben könnte.

Die in einem post mortem behandelten Präparat fehlenden Stoffwechselprozesse spielten für diesen Versuch keine Rolle. Es soll eine Momentaufnahme gezeigt werden, wie der Knochen unmittelbar auf eine Schraubeninsertion mit und ohne Vorbohrung reagiert hat. Ob sich die entstandenen Risse in Anzahl und Ausdehnung von denen in einem vitalen Gewebe unterscheiden, konnte in dieser Studie nicht geklärt werden. Die Versuchsergebnisse zeigten allerdings Ähnlichkeiten zu den Versuchsreihen am Ileum oder an der Mandibula eines Landschweines [44]. Danach lässt sich vermuten, dass der Zustand und das Alter des Knochens nicht als Hauptkriterien für die Reaktion auf eine Schraubeninsertion zu bewerten sind. Dennoch ist bekannt, dass die Rissausdehnung positiv mit dem Grad der Mineralisierung korreliert [52]. Das bedeutet, je höher die Knochendichte ist, umso stärker fallen die Mikrotraumen aus.

#### **4.1.1.3. Insertionsregion**

In den letzten Jahren werden kieferorthopädische Mini-Implantate im Oberkiefer immer weniger interradikulär und zunehmend im vorderen Gaumen gesetzt. Im Unterkiefer hingegen gibt es zur interradikulären Insertion von Mini-Implantaten kaum Alternativen.

In der hier vorliegenden Studie wurde nur die Mandibula als Versuchsobjekt ausgewählt. Dafür gab es mehreren Gründe. Für die Versuchsdurchführung ist zirkulär um das Mini-Implantat und bezogen auf dessen Achse eine orthograde plane Knochenoberfläche von mindestens 0,3 mm äußerer kortikaler Schichtstärke die Voraussetzung, um die horizontalen Knochenscheiben vollständig in der Kortikalis zu erfassen. Dies kann an einem einzigen Gaumen nicht realisiert werden. Aufgrund der Bogenform hätte ein Großteil der Proben verworfen werden müssen.

Ein weiterer Grund keine Versuche an der Maxilla zu machen ist der höhere Anteil an Spongiosa. In vivo korreliert die Verlustrate an Mini-Implantaten mit der Dicke der Kortikalis [53], in vitro sind die Mikrotraumen nur in der Kortikalis quantitativ messbar. Bei einem erhöhten Verlust an Proben aufgrund von angrenzender Spongiosa im Schrauben-Knochen-Grenzbereich kann die Anzahl verwertbarer Proben unter ein Mindestmaß sinken und dabei die Aussagekraft schmälern. Da wir nur einen Kiefer zur Verfügung hatten, haben wir uns aus Sicherheitsgründen für die Mandibula anstatt der Maxilla entschieden.

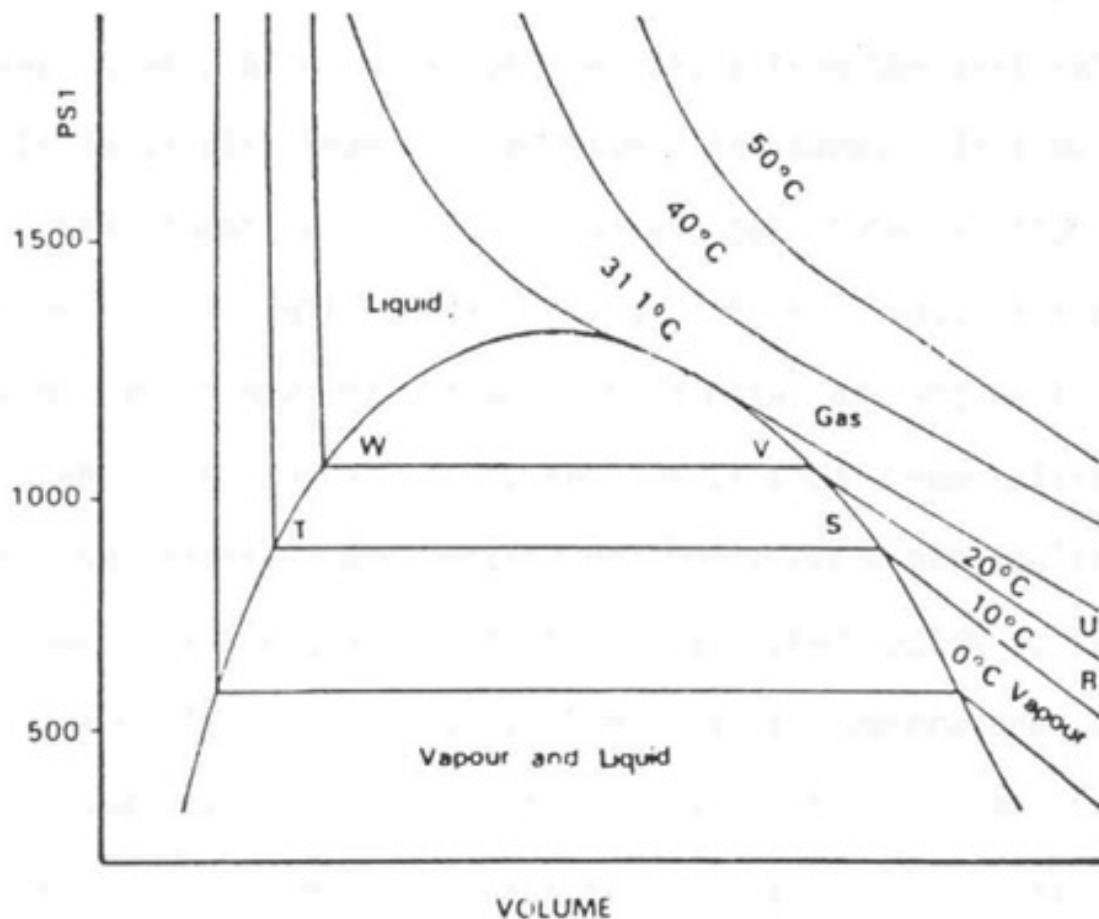
#### **4.1.2. Präparation der Knochenblöcke**

Vom Zeitpunkt der Exartikulation der Mandibula bis zur Fixierung in Glutaraldehyd sollten maximal 12 Stunden liegen, um die Knochenstruktur möglichst nicht weiter zu verändern. Bei unserem Versuch erfolgten die Exartikulation, das Freipräparieren, die Insertionen, sowie alle weiteren Schnitte inklusive der Fixierung innerhalb von 10 Stunden. Während der Versuchsreihe wurde das gesamte Präparat stets mit PBS-Pufferlösung benetzt.

Die Methodik der Trocknung in der aufsteigenden Alkoholreihe und noch mehr während der kritischen Punkt-Trocknung ist sehr fehleranfällig, da die gewünschte Umsetzung von der Flüssigkeit in den Knochenscheiben zu einem gasförmigen

Zustand nur in einem sehr engen Arbeitsbereich (Zusammenspiel aus Druck und Temperatur, Grafik 5) passiert. Das könnte schnell zu iatrogen verursachten Trocknungsartefakten führen. Daher ist es besonders wichtig, die vorgegebenen Einwirkzeiten der Alkohollösung, sowie die exakten Werte an Luftdruck und Temperatur in dem Gerät einzuhalten. Mögliche Fehler werden erst später als Artefakte im REM sichtbar.

Ein im Vergleich zu den gemessenen Werten überdimensionaler Riss mit mehr als 1000  $\mu\text{m}$  Länge und eventuell zusätzlicher diffuser Ausbreitung sowie eine Querfraktur der Knochenscheibe wären Anzeichen einer fehlerhaften Anwendung der Druck und/oder Temperaturparameter (Abbildung 22 bis 24).



**Grafik 5:** Übersicht über den Übergang der Flüssigkeit in den Proben vom flüssigen in den gasförmigen Zustand bei 1072 p.s.i. und 31,1°C. Auszug aus der technischen Zusammenfassung „Critical Point Drying Incorporating Emitech K850“

Während der gesamten Versuchsreihe von der Probenentnahme bis zur Beurteilung unter dem REM wurden stets unsterile Vinylhandschuhe getragen, um eine Verunreinigung der Knochenoberfläche so gering wie möglich zu halten. Die feinen Knochenscheiben wurden nur mittels Pinzette transportiert, so dass diese einerseits möglichst sauber gehalten wurden und andererseits keine großen äußeren Kräfteinflüsse auf die Proben einwirken konnten. Auch nach dem Trocknungsvorgang und dem Besputtern mit Gold ist es wichtig, die Knochenscheiben dauerhaft, bis zur letzten Begutachtung im REM luftdicht aufzubewahren. Darum befanden sich die Proben stets im Exsikkator, einem dickwandigen Gefäß mit planem Schliff, welches mit fester Vaseline eingefettet und somit luftdicht verschlossen wurde. Dennoch wurde während der Umlagerung dorthin unweigerlich Luft mit eingeschlossen. Die Trocknungspelen im Exsikkator, welche die restliche Luftfeuchtigkeit in einem abgedichteten System aufnehmen, mussten regelmäßig unter Erhitzung regeneriert oder nach einigen Zyklen substituiert werden.

Eine große mögliche Fehlerquelle stellt die Trocknung der Proben dar. Um morphologische Unterschiede vor und nach der Trocknung zu erkennen, wurden von den Knochensegmenten Replika hergestellt. Diese Modelle dienten dem Vergleich mit den getrockneten Präparaten.

Die Auswertung der mikromorphologischen Veränderung des kortikalen Knochens um die Mini-Implantate erfolgte rein visuell mittels der REM-Betriebssoftware. Da die Parameter durch nur eine Person möglicherweise subjektiv bewertet wurden, empfahl es sich, die Ergebnisse mit einer Woche Abstand erneut zu beurteilen. Die Häufung gleicher Ergebnisse ermöglicht eine annähernd objektive Beurteilung.

Bei anderen experimentellen Studien zum Thema Mini-Implantate wurden meist Beckenknochen oder Unterkiefer vom Schwein [44, 45] selten auch von Hunden [16] oder vom Hinterbein eines Meerschweinchens [36] verwendet. Wir haben einen humanen Knochen gewählt, um die Knochenverhältnisse möglichst real zu simulieren.

### **4.1.3. Einflüsse durch das Schraubensystem**

Bei der Wahl der Mini-Implantate wurde auf ein System zurückgegriffen, welches häufig in der Klinik zur Anwendung kommt. Die gängigsten Mini-Implantate haben eine Länge von 6 bis 11 mm und einen Durchmesser von 1,5 bis 2 mm [44]. Um eine mögliche Knochenschädigung durch die Insertionstechnik auszuschließen, wurden vorab 10 Mini-Implantate zu Übungszwecken in den Schulterknochen vom Rind eingeschraubt.

### **4.1.4. Fazit**

Abschließend ist zu sagen, dass ein humaner Kiefer zu Forschungszwecken sehr gut geeignet ist, da die Dimensionen maßgetreu sind und die Rissausdehnung in zum Teil dreidimensionaler Ausrichtung nachvollzogen werden kann.

Ein weiterer Vorteil ist die exakte Vergleichbarkeit des klinischen Insertionsortes. Dadurch kann die Relation zwischen Wirkung, Nebenwirkungen und Nutzen einer Schraube in Länge, Breite und Design beurteilt werden.

In einer Folgestudie könnten humane Präparate zur weiteren Optimierung der Schraubenform für verschiedene Zwecke, auch kieferchirurgische Untersuchungen, dienen. Sicherlich sollte man nicht unberücksichtigt lassen, dass es aufgrund des Alters und des Zahnstatus bei den in der Anatomie zur Verfügung stehenden Kiefern einige Unterschiede in der Knochenzusammensetzung im Vergleich zur klinischen Situation gibt. Ein Ansatzpunkt für weitere Studien könnte sein, die Dichte des humanen Kiefers mit der Knochendichte vom Ileum eines Landschweins zu vergleichen, da Untersuchungen an Landschweinen bisher eine häufige Anwendung in verschiedenen In-vitro-Studien fanden [46].



## 4.2. Diskussion der Ergebnisse

Unabhängig von der Art der Insertion (selbstschneidende Mini-Implantate mit Vorbohrung und selbstbohrende Mini-Implantate ohne Vorbohrung) ist zu beobachten, dass es generell zu Mikrorissen im angrenzenden Knochen kommt.

Ergänzend ist zu sagen, dass es auch bei physiologischen Umbauprozessen im Kiefer auch ohne Schraubeninsertion zu einer milden Rissbildung aufgrund der Druck- und Zugbeanspruchung im Rahmen von Mastikationsbelastungen kommt [32]. Das Ausmaß der Rissbildung korreliert mit dem Anpressdruck pro Fläche [52]. Folglich zeigten sich bei den selbstbohrenden Mini-Implantaten mehr Risse sowohl in der Anzahl als auch in der Ausdehnung. Der tomas<sup>®</sup>-pin (selbstschneidend) und der tomas<sup>®</sup>-pin SD (selbstbohrend) haben beide den gleichen Kerndurchmesser von 1,2 mm. Der tomas<sup>®</sup>-pin hat einen zylindrischen Kern. Der tomas<sup>®</sup>-pin SD hat einen leicht konischen Kern, der in seinem Durchmesser von der Spitze zum Schraubenhals geringfügig zunimmt. Beide haben in dem für die Untersuchung relevanten Teil den gleichen Kerndurchmesser von 1,2 mm. Bei einem selbstbohrenden Mini-Implantat, also der Insertion ohne Vorbohrung, muss das Gewinde den Knochen sehr stark komprimieren, damit die Schraube in die gewünschte Position gebracht werden kann. Geht man von einer gleichmäßigen Kompression um die Achse des Mini-Implantats aus, muss der zirkumferente Knochen an jeder Seite um 0,6 mm komprimiert werden. Bei einer Vorbohrung von 1,1 mm (tomas<sup>®</sup>-drill SD) muss der Knochen nur um 0,05 mm komprimiert werden. Das heißt, bei einem selbstbohrenden Mini-Implantat entsteht ein viel größerer Druck pro Fläche bzw. ist deutlich mehr Knochenvolumen zu verdrängen. Die begrenzte Elastizität bzw. die Sprödigkeit des kortikalen Knochens kann diesen Druck nicht vollständig kompensieren und es kommt zwangsläufig zu den beobachteten Mikrotraumen. Diese Risse kann man als Ermüdungsrisse interpretieren [52]. Darum fanden sich um die selbstbohrenden Mini-Implantate eine höhere Anzahl und tiefere Risse als bei den selbstschneidenden Mini-Implantaten.

Betrachtet man lediglich den diffusen Schaden am Knochen, also Mikrotraumen die mit der REM-Betriebssoftware nicht messbar waren, aber durch die Anhäufung auf geringster Fläche imponierten, so fanden wir diese auch vermehrt bei den selbstbohrenden Knochenscheiben (Abbildung 19).

Bei Beurteilung der Knochenpräparate im Auflichtmikroskop kann aufgrund des aufgefaseren Knochenrandes um die selbstschneidenden Mini-Implantate bereits erahnt werden, dass sich der Verlauf der Risse in der Tiefe fortsetzt. Die ebenmäßigsten Knochenränder zeigten sich an den Referenzpräparaten, die lediglich nur bei geringem Anpressdruck vorgebohrt wurden ohne dass ein Mini-Implantat inseriert wurde.

Eine detaillierte Darstellung des Rissverlaufs, auch in dreidimensionaler Ansicht, konnte durch die Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop gewonnen werden. Gemittelt wurden in den 3 Schichten der Knochenpräparate mit den selbstbohrenden Mini-Implantaten (ohne Vorbohrung) ca. 313,7  $\mu\text{m}$  Risslänge pro Scheibe gefunden. Bei den selbstschneidenden Mini-Implantaten (mit Vorbohrung) wurden ca. 206,7  $\mu\text{m}$  Risslänge pro Scheibe gefunden.

Bei der Auswertung der Gießharz-Modelle von den selbstbohrenden Mini-Implantaten (ohne Vorbohrung) fällt insgesamt jedoch eine geringere Risslänge von nur 129,8  $\mu\text{m}$  im Mittel auf. Der Grund dafür kann in der Viskosität der Abformmasse und / oder des Gießharzes liegen. Diese war für die Darstellung der sehr feinen Risse eventuell nicht niedrig genug.

Entlang des Alveolarkamms gibt es große regionale Unterschiede in der Knochendicke [51]. Generell korreliert diese mit der Beanspruchung der Zähne. So fällt auf, dass in bezahnten Kieferabschnitten physiologische Mikroschäden gefunden wurden [54], die insgesamt die Knochenumsetzungsrate erhöht und dort insgesamt mit einer höheren Stabilität der Kortikalis zu rechnen ist. Vorausgesetzt es besteht ausreichend Platz zu dem angrenzenden Desmodont [48].

Für die vorliegende Studie bleibt die Frage offen, in wieweit die Eigenschaften des Knochens durch den post mortem Zustand, sowie durch das einmalige Einfrieren und Auftauen bis zur Verarbeitung beeinflusst wurden. Unter Umständen wurde der Knochen dadurch bereits vor Beginn der Versuchsreihe verändert. Dies ist jedoch nicht messbar, da wir keinen vitalen Vergleichsknochen als Referenz nehmen können.

Generell ist die Induktion von Knochenumbauprozessen hilfreich für die langfristige, sekundäre Stabilität von Implantaten und damit auch für kieferorthopädische Mini-Implantate zur skelettalen Verankerung.

Das Entstehen von Rissen stellt Verletzungen dar, die die Induktion von Knochenregeneration fördern [31]. Insofern könnte ein gewisses Maß an Rissen eine erwünschte Begleiterscheinung sein. Unklar bleibt jedoch welche Menge und Ausdehnung an Rissen förderlich bzw. hinderlich für die Integration des Mini-Implantats in den ersten 4 bis 6 Wochen nach der Insertion ist.

Übersteigen die Mikrotraumen eine kritische Grenze während der Einheilungsphase, so könnte es besonders während der anfänglichen Belastung dazu führen, dass ein Verlust auftritt [31]. Dies wäre eine mögliche Ursache oder Erklärung, dass bei der interradikulären Platzierung Verluste vorwiegend in den ersten 4 bis 6 Wochen nach der Insertion auftreten. Aus der Literatur ist bekannt [55], je näher sich ein interradikulär inseriertes Mini-Implantat an einer Zahnwurzel befindet, umso mehr steigt das Risiko für einen vorzeitigen Verlust. Unbekannt hingegen ist, wie sich die vorhandene Rissbildung in der Kompakta und / oder die Kompression des Knochen in der Nähe der Zahnwurzel auswirken. Vermutlich gibt es dort Interaktionen, da die Verlustrate bei Mini-Implantaten fern von Zahnwurzeln (z.B. am vorderen Gaumen), deutlich geringer ist. Für die Zahnwurzel selber wurde in einer Studie gezeigt, dass diese sich 18 Wochen nach der Explantation wieder vollständig erholen kann [48].

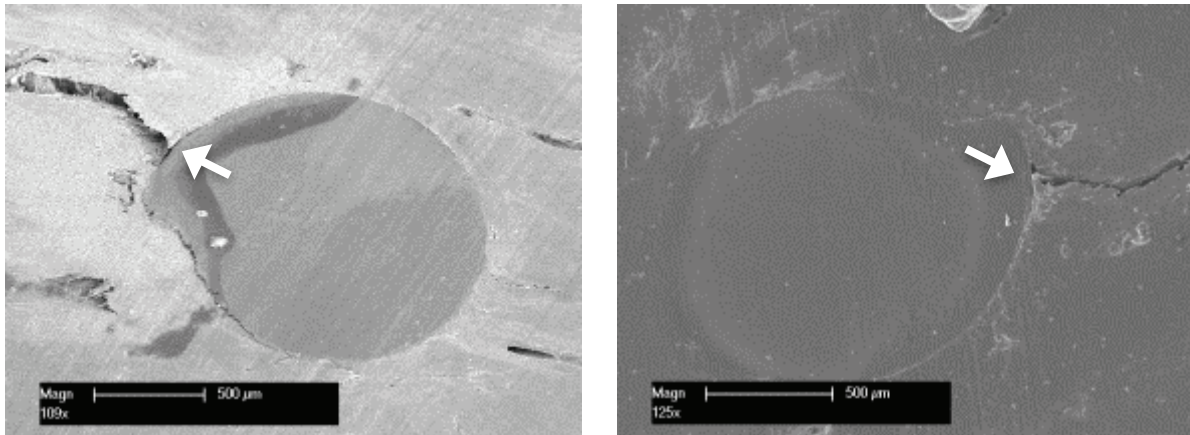
Ein Stabilitätsfaktor für diese kritische Phase der ersten 4 Wochen wäre die Insertion von zwei nebeneinander liegenden Implantaten, auf welche die an das Mini-Implantat angreifenden Kräfte aufgeteilt werden könnten [56]. Aus Platzgründen ist es im Unterkiefer nach Abhängigkeit des Zahnstatus fast nie möglich zwei Implantate in direkter Nachbarschaft, also in einen Interradikularraum, zu inserieren. In einem Lückengebiss oder am vorderen Gaumen gestaltet sich die doppelte Insertion nebeneinander einfacher.

Im Vergleich der verschiedenen Schichten (erste bis dritte Knochenscheibe) konnte nicht beobachtet werden, dass die Mikroschäden mit der Dicke der Kompakta korrelierten. In Abhängigkeit von der Knochendichte wurden in der Literatur jedoch Unterschiede beschrieben [49]. So wurde beschrieben, dass der kritische Stress-Intensitäts-Faktor bei steigender Knochendichte steigt. Das bedeutet, je höher die Knochendichte, desto robuster ist der Knochen gegen inneren Gewebsschwund [49].

Für Versuche, wie der hier durchgeführte, steht humaner Knochen nicht in großer Menge zur Verfügung. Aus diesem Grund wurden fast alle Knochenflächen, einschließlich der aufsteigenden Unterkieferäste für die Insertion genutzt. Obwohl diese als Insertionsorte klinisch irrelevant sind. Aus den Ästen wurden ca. 2 Knochenblöcke pro Seite verworfen, da die Knochenscheiben aufgrund der Nähe des Canalis mandibulae zu fragil waren. Die Risse erschienen nach dem beanspruchenden Vorgang der kritischen Punkt-Trocknung, bei der sehr hohe Drücke entstehen, verbreitert (Abbildung 22-24).

Es konnten nicht aus jedem Knochenblock mehrere Horizontalschichten entnommen werden. Sobald im Anschnitt Spongiosa, also eine schwammartige Knochenstruktur an das Schraubengewinde angrenzte, wurde diese Schicht nicht bewertet. Auch dies trat aufgrund der dünnen Substanzstärke vermehrt im ascendierenden Ramus mandibulae auf.

In der Studie wurde ein komplett von den Weichgeweben befreiter Unterkiefer verwendet. Für die Fragestellung der Studie – das Ermitteln von Mikrorissen im Knochen nach der Insertion – spielten patientenabhängige Einflüsse wie die Mundhygiene und die periimplantäre Lage der Weichgewebe zum Mini-Implantats keine Rolle. Die Relation zu den Weichteilstrukturen konnten in der Studie nicht beachtet werden, da es ausschließlich in vitro statt fand wo der Knochen bis auf das Periost abpräpariert wurde. In vivo hat die Mundhygiene sowie das Rauchverhalten einen erheblichen Einfluss auf die lokalen Reizverhältnisse [15]. Aus der Literatur von dentalen Implantaten ist bekannt, dass eine erhöhte Keimbesiedlung die Entzündungsprozesse an der Gingiva fördert, was vermutlich auch die Festigkeit eines Implantates mitbestimmen kann. Diese Prozesse konnten hier nicht mitberücksichtigt werden.



**Abbildung 27:** Mini-Implantat ohne Vorbohrung:  
 Links: Knochenmodell, Riss erscheint verbreitert.  
 Rechts: Gießharz-Modell, Riss erscheint im Vergleich schmaler.

Abschließend ist zu sagen, dass eine Rissbildung an sich für die Knochenstabilität als förderlich zu bewerten ist [15], da neue Umbauprozesse induziert werden, die konsekutiv zu einer erhöhten Knochendichte führen. In Bezug auf die Stabilität der Mini-Implantate verhält es sich prinzipiell sehr ähnlich, so dass eine Knochenumstrukturierung die Einbindung des Implantates in das Gewebe verfestigt und anfängliche Spaltbildungen im Schrauben-Knochen-Übergang allmählich in Gewebe, im Sinne einer Osseointegration, umbaut [2]. Jedoch darf das Ausmaß der Traumen, besonders in der Einheilungsphase während der ersten 4 Wochen nicht den gesamten Umfang der Schraube umfassen, da dies die Verlustrate der Implantate begünstigt. Es ist also ein Vorteil, wenn, wie in unserer Studie gezeigt, der Anteil an Mikrotraumen nicht mehr als etwa ein Drittel der Zirkumferenz umfasst. Somit besteht einerseits eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass das Implantat genug Festigkeit während der Einheilungsphase hat und andererseits im Verlauf an Stabilität zunimmt so dass auch die kieferorthopädisch ansetzende Kraft zunehmend gesteigert werden kann.

#### 4.3. Schlussfolgerung und Ausblick

Bei der Insertion von Minischrauben in den Knochen, unabhängig davon, ob es sich um Osteosyntheseschrauben oder kieferorthopädische Mini-Implantate handelt, kommt es zu Mikrorissen in der Kortikalis. Die Fragestellung dieser Arbeit war, ob es einen

signifikanten Unterschied hinsichtlich der Rissbildung nach der Insertion von selbstbohrenden oder selbstschneidenden kieferorthopädischen Mini-Implantaten gibt. Die selbstbohrenden tomas<sup>®</sup>-pins SD wurden ohne und die selbstschneidenden tomas<sup>®</sup>-pins mit Vorbohrung inseriert. Als Vergleichsgruppe wurden Knochenblöcke nur vorgebohrt ohne Implantatinsertion. Darüber hinaus sollte überprüft werden, ob während der Aufbereitung der Präparate für das REM neue Artefakte entstehen, die das Ergebnis möglicherweise verfälschen könnten.

In der In-vitro-Studie konnte nachgewiesen werden, dass es einen signifikanten Unterschied in der Knochenstruktur nach der Insertion der beiden Schraubentypen gibt. Die Präparate mit Vorbohrung (1,1 mm Durchmesser und 6 Millimeter Länge) zeigten ein wesentlich glatteres, periimplantäres Knochenrelief, als die Präparate ohne Vorbohrung. Hierbei fiel auf, dass die Knochenschädigung in beiden Versuchsreihen unterschiedlich auf die einzelnen Schichten der Kortikalis verteilt war.

Folglich ist zu sagen, dass anhand der Ergebnisbilder dieser Studie eine Pilotbohrung von 1,1 mm Durchmesser zu empfehlen ist, sofern die Patienten das 12. Lebensjahr erreicht haben und der Knochen stärker mineralisiert ist [49].

Die Verluste von kieferorthopädischen Mini-Implantaten treten am häufigsten in den ersten 2-4 Wochen post-insertionem auf [23]. Da jede Verdrängung des Knochengewebes, hier ausgelöst durch die Minischraube, Umbauvorgänge im Knochen induziert, ist in der Einheilungsphase zu empfehlen, das Mini-Implantat noch nicht voll zu belasten. Zugkräfte sollten (altersabhängig) in etwa zwischen 300 und 600 cN sein und nicht höher als 900 cN, da sonst die Lockerungsrate für Mini-Implantate steigt [33, 45].

Das Entstehen von Mikrorissen bei der Insertion von Mini-Implantaten ist bekannt und wurde in diesen Versuchen an einem humanen Knochen erneut bestätigt. Unbekannt hingegen ist, ob sich die Risse positiv bzw. negativ auf die Integration des Mini-Implantates in den Knochen und damit auch die Erfolgsrate auswirken. Dies könnte in einer weiteren Studie erforscht werden.

## 5. ZUSAMMENFASSUNG

Die Erfolgsrate von interradikulär inserierten kieferorthopädischen Mini-Implantaten variiert zwischen durchschnittlich 70 bis 91,6 % [15, 57]. In der Literatur werden die unterschiedlichsten Gründe für den vorzeitigen Verlust diskutiert. Beschrieben wurden übermäßige Kraftansätze oder eine zu geringe Primärstabilität [58].

Ein möglicher Faktor für die verminderte Primärstabilität sind die bei der Insertion entstehenden Mikrorisse im Knochen.

Ziel der Studie war der Vergleich der Rissbildung nach der Insertion von selbstschneidenden und selbstbohrenden Mini-Implantaten.

Für die Versuche wurde ein von Weichteilen befreiter humaner Unterkiefer verwendet. An der blanken Knochenoberfläche wurde ein aus 50 Segmenten bestehendes Raster mit einer Größe von 1 x 1 cm angezeichnet. In diese Segmente erfolgte mittig die Insertion von 20 Mini-Implantaten mit Vorbohrung (tomas<sup>®</sup>-pin, selbstschneidendes Gewinde) und 20 ohne Vorbohrung (tomas<sup>®</sup>-pin SD, selbstbohrendes Gewinde). In 10 Segmenten wurde nur vorgebohrt. Diese dienten als Referenz, bzw. um zu beobachten, welche Schäden bei der Vorbohrung entstehen.

Entlang der Segmentgrenzen erfolgte die Zerteilung in einzelne Knochenblöcke mittels Rotationsmikrotom, aus denen 1 bis 3 Schichten kortikaler Knochenscheiben als Horizontalschnitte mit einer Dicke von 100 µm gewonnen wurden. Die Untersuchung der nativen Feuchtpräparate auf periimplantäre Mikrorisse, Faserrisse und Strukturunebenheiten erfolgte zunächst mit einem Licht- und dann mit einem Raster-Elektronenmikroskop. Ausgewertet wurde anfänglich mit einer Übersichtsaufnahme bei 50-facher Vergrößerung, anschließend folgte eine detaillierte Betrachtung bei 125-facher Vergrößerung. Vereinzelt Bezirke wurden auch bei 500-facher Vergrößerung untersucht.

Die Aufbereitung von Knochenscheiben für die Auswertung im REM ist ein störanfälliger Prozess, der leicht zu Artefakten führen kann. Um die Sicherheit dieser Methodik an sich zu überprüfen, sind alle Horizontalschnitte vor der kritischen Punkt-Trocknung mit einem hochpräzisen Silikon (Ultra light body quick express 2<sup>TM</sup> Firma 3M Espe) abgeformt und anschließend mit Gießharz ausgegossen, sowie zur Betrachtung im REM vorbereitet worden. Dadurch war es möglich, die Mikrorisse vor und nach der Aufbereitung fürs REM zu sehen und zu vergleichen. Nachträglich

entstandene Artefakte, die auf die Methodik zurückzuführen waren, konnten so erfasst werden. Dennoch ist dabei fraglich, ob die Viskosität des Abformsilikon für jede Strukturveränderung fein genug war.

Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den 2 Versuchsgruppen ( $p < 0,005$ ). Die Proben mit Vorbohrung waren im periimplantären Bereich deutlich glatter und wiesen weniger Risse auf als die Proben die ohne Pilotbohrung mit selbstbohrenden Schrauben versehen wurden. Die Referenzpräparate wiederum zeigten ein fast unversehrtes Profil mit kaum Faserrissen.

Auffällig zu sehen war, dass die destruktiven Komponenten an der äußersten Schicht bei den selbstbohrenden Schrauben, also ohne Vorbohrung, meist stärker ausgebildet waren als in den 2 darunter folgenden Lagen.

Abschließend ist zu sagen, dass die Knochenscheiben mit Vorbohrung eine geringere Rissbildung zeigten. Die direkte Auswirkung auf die Primär- und Sekundärstabilität ist in nachfolgenden Untersuchungen, ggf. *in vivo*, zu überprüfen. Bei qualitativen und quantitativen Untersuchungen der Sekundärstabilität, sowie bei Versuchen zu Verlustraten ist aus ethischen Gründen das Tiermodell zu favorisieren. Es wurden allerdings auch schon *In-vivo*-Versuche in humaner Mandibula beschrieben, bei denen die Knochenschraube samt Knochenblock im unbezahnten Bezirk mittels Trepanbohrer entfernt wurde [1].

In dieser hier vorliegenden Studie zeigte sich, dass es bei den Proben mit einer Pilotbohrung zu einer geringeren Traumatisierung der umliegenden Kortikalis kam als bei den selbstschneidenden Pins. Zu berücksichtigen ist der Insertionsort, da es bei besonders dicker Kortikalis, aufgrund der großen Kraftaufwendung zum einen eher zu einer Nekrotisierung des komprimierten Knochens führen kann [1] und zum anderen bei Eindrehmomenten von über 230Nmm zu einer Schraubenfraktur kommen kann [44]. Auch kann es bei zu großen Mikrotraumen konsekutiv zu Umbauprozessen führen, die in ihrer Summe nicht die Reparaturrate übersteigen sollte, da dies einen frühzeitigen Schraubenverlust bedingen kann [59]. Bei solchen Gegebenheiten ist eine Pilotbohrung zu empfehlen [60].



## 6. Anhang

### mit Vorbohrung

| Modell   | Schicht   | Statistik  | R-Anz | R-Max | R-Sum  | R-laengst |       |
|----------|-----------|------------|-------|-------|--------|-----------|-------|
| Gießharz | 1         | Mittelwert | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      |       |
|          |           | N          | 20,0  | 20,00 | 20,00  | 20,00     |       |
|          |           | SD         | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      |       |
|          | 2         | Mittelwert | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      | 0,00  |
|          |           | N          | 12,0  | 12,00 | 12,00  | 12,00     | 12,00 |
|          |           | SD         | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      | 0,00  |
|          | 3         | Mittelwert | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      | 0,00  |
|          |           | N          | 4,00  | 4,00  | 4,00   | 4,00      | 4,00  |
|          |           | SD         | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      | 0,00  |
|          | Insgesamt | Mittelwert | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      | 0,00  |
|          |           | N          | 36,00 | 36,00 | 36,00  | 36,00     | 36,00 |
|          |           | SD         | 0,0   | 0,00  | 0,00   | 0,00      | 0,00  |
| Präparat | 1         | Mittelwert | 1,7   | 22,86 | 280,49 | 180,90    |       |
|          |           | N          | 20,00 | 20,00 | 20,00  | 20,00     |       |
|          |           | SD         | 1,5   | 20,30 | 278,34 | 132,50    |       |
|          | 2         | Mittelwert | 1,6   | 15,45 | 189,45 | 115,09    |       |
|          |           | N          | 12,00 | 12,00 | 12,00  | 12,00     |       |
|          |           | SD         | 1,1   | 10,82 | 163,29 | 70,50     |       |
|          | 3         | Mittelwert | 2,3   | 24,00 | 317,50 | 153,75    |       |
|          |           | N          | 4,00  | 4,00  | 4,00   | 4,00      |       |
|          |           | SD         | 1,0   | 12,03 | 207,12 | 39,16     |       |
|          | Insgesamt | Mittelwert | 1,8   | 20,72 | 256,78 | 157,78    |       |
|          |           | N          | 36,00 | 36,00 | 36,00  | 36,00     |       |
|          |           | SD         | 1,3   | 17,15 | 240,31 | 111,71    |       |

**Tabelle 1:** Deskriptive Statistik für Präparate mit Vorbohrung. Anzahl der Präparate (n), Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) für die Anzahl der Risse, Gesamtlänge der Risse, Rissbreite und den längsten Riss nach Schichten.

## ohne Vorbohrung

| Modell   | Schicht   | Statistik  | R-Anz | R-Max | R-Sum  | R-Laengst |
|----------|-----------|------------|-------|-------|--------|-----------|
| Gießharz | 1         | Mittelwert | 0,7   | 4,90  | 91,25  | 74,50     |
|          |           | N          | 20,00 | 20,00 | 20,00  | 20,00     |
|          |           | SD         | 1,0   | 6,87  | 158,11 | 138,49    |
|          | 2         | Mittelwert | 1,0   | 7,25  | 151,75 | 121,83    |
|          |           | N          | 12,00 | 12,00 | 12,00  | 12,00     |
|          |           | SD         | 1,4   | 6,92  | 174,69 | 128,34    |
|          | 3         | Mittelwert | 2,3   | 15,00 | 318,50 | 173,75    |
|          |           | N          | 4,00  | 4,00  | 4,00   | 4,00      |
|          |           | SD         | 1,3   | 5,42  | 166,15 | 64,05     |
|          | Insgesamt | Mittelwert | 0,9   | 6,81  | 136,67 | 101,31    |
|          |           | N          | 36,00 | 36,00 | 36,00  | 36,00     |
|          |           | SD         | 1,3   | 7,28  | 174,82 | 130,75    |
| Präparat | 1         | Mittelwert | 2,9   | 18,09 | 295,55 | 158,27    |
|          |           | N          | 20,00 | 20,00 | 20,00  | 20,00     |
|          |           | SD         | 2,6   | 16,19 | 348,50 | 157,82    |
|          | 2         | Mittelwert | 2,8   | 20,30 | 359,10 | 218,60    |
|          |           | N          | 12,00 | 12,00 | 12,00  | 12,00     |
|          |           | SD         | 2,9   | 14,34 | 450,03 | 298,88    |
|          | 3         | Mittelwert | 3,0   | 15,50 | 464,75 | 222,25    |
|          |           | N          | 4,00  | 4,00  | 4,00   | 4,00      |
|          |           | SD         | 0,8   | 5,07  | 408,91 | 188,38    |
|          | Insgesamt | Mittelwert | 2,9   | 18,42 | 332,00 | 182,14    |
|          |           | N          | 36,00 | 36,00 | 36,00  | 36,00     |
|          |           | SD         | 2,5   | 14,64 | 377,28 | 204,64    |

**Tabelle 2:** Deskriptive Statistik für Präparate ohne Vorbohrung. Anzahl der Präparate (n), Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) für die Anzahl der Risse, Gesamtlänge der Risse, Rissbreite und den längsten Riss nach Schichten.

| ohne<br>Vorbohrung              | R-Anz |    |    |                  | R-max [in $\mu\text{m}$ ] |      |      |                  | R-sum [in $\mu\text{m}$ ] |       |       |                  | R-laengst [in $\mu\text{m}$ ] |       |       |                  |
|---------------------------------|-------|----|----|------------------|---------------------------|------|------|------------------|---------------------------|-------|-------|------------------|-------------------------------|-------|-------|------------------|
|                                 | n     | MW | SD | $x_{\text{Med}}$ | n                         | MW   | SD   | $x_{\text{Med}}$ | n                         | MW    | SD    | $x_{\text{Med}}$ | n                             | MW    | SD    | $x_{\text{Med}}$ |
| BQ = 1<br>Schicht = 1           | 15    | 2  | 2  | 2                | 15                        | 15,9 | 13,5 | 15,0             | 15                        | 353,4 | 469,7 | 150,0            | 15                            | 167,9 | 166,7 | 123,0            |
| BQ = 1<br>Schicht = 2           | 5     | 3  | 4  | 2                | 4                         | 23,5 | 22,7 | 21,0             | 5                         | 432,0 | 593,7 | 134,0            | 5                             | 291,0 | 376,0 | 120,0            |
| BQ = 1<br>Schicht = 3           | 4     | 3  | 1  | 3                | 4                         | 15,5 | 5,1  | 13,5             | 4                         | 462,0 | 412,7 | 397,0            | 4                             | 225,8 | 183,7 | 189,5            |
| BQ = 1,2,3<br>Schicht = 1       | 20    | 3  | 2  | 2                | 20                        | 18,4 | 17,0 | 13,5             | 19                        | 319,8 | 424,1 | 150,0            | 19                            | 151,0 | 153,7 | 123,0            |
| BQ = 1,2,3<br>Schicht = 1,2,3,4 | 33    | 3  | 2  | 2                | 32                        | 18,6 | 15,4 | 14,5             | 32                        | 351,0 | 418,5 | 225,0            | 32                            | 191,4 | 209,5 | 127,5            |

| mit<br>Vorbohrung               | R-Anz |    |    |                  | R-max [in $\mu\text{m}$ ] |       |      |                  | R-sum [in $\mu\text{m}$ ] |       |       |                  | R-laengst [in $\mu\text{m}$ ] |       |       |                  |
|---------------------------------|-------|----|----|------------------|---------------------------|-------|------|------------------|---------------------------|-------|-------|------------------|-------------------------------|-------|-------|------------------|
|                                 | n     | MW | SD | $x_{\text{Med}}$ | n                         | MW    | SD   | $x_{\text{Med}}$ | n                         | MW    | SD    | $x_{\text{Med}}$ | n                             | MW    | SD    | $x_{\text{Med}}$ |
| BQ = 1<br>Schicht = 1           | 18    | 2  | 2  | 1                | 15                        | 24,6  | 23,4 | 23,0             | 17                        | 320,1 | 292,8 | 240,0            | 17                            | 198,2 | 138,0 | 217,0            |
| BQ = 1,2,3<br>Schicht = 1,2,3,4 | 24    | 2  | 1  | 2                | 20                        | 22,40 | 21,9 | 21,5             | 23                        | 312,4 | 278,0 | 260,0            | 22                            | 178,5 | 133,9 | 198,0            |

**Tabelle 3:** Anzahl der Präparate (n), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD) und Median ( $x_{\text{Med}}$ ) für Anzahl der Risse (R-Anz) bei entsprechender Bildqualität (BQ) und Schicht.

|                  |                        | Levene-Test der Varianzgleichheit |             | T-Test für die Mittelwertgleichheit |       |                 |                    |                              |
|------------------|------------------------|-----------------------------------|-------------|-------------------------------------|-------|-----------------|--------------------|------------------------------|
|                  |                        | F                                 | Signifikanz | T                                   | df    | Sig. (2-seitig) | Mittlere Differenz | Standardfehler der Differenz |
| <b>R-Anz</b>     | Varianzen gleich       | 69,44                             | 0,00        | -8,10                               | 70,00 | <b>0,00</b>     | -1,75              | 0,22                         |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -8,10                               | 35,00 | <b>0,00</b>     | -1,75              | 0,22                         |
| <b>R-Max</b>     | Varianzen gleich       | 26,48                             | 0,00        | -7,25                               | 70,00 | <b>0,00</b>     | -20,72             | 2,86                         |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -7,25                               | 35,00 | <b>0,00</b>     | -20,72             | 2,86                         |
| <b>R-SUM</b>     | Varianzen gleich       | 50,45                             | 0,00        | -6,41                               | 70,00 | <b>0,00</b>     | -256,78            | 40,05                        |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -6,41                               | 35,00 | <b>0,00</b>     | -256,78            | 40,05                        |
| <b>R-laengst</b> | Varianzen gleich       | 59,57                             | 0,00        | -8,47                               | 70,00 | <b>0,00</b>     | -157,78            | 18,62                        |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -8,47                               | 35,00 | <b>0,00</b>     | -157,78            | 18,62                        |

**Tabelle 4:** t-test auf signifikante Unterschiede zwischen Gießharz- und Knochenmodellen bei Präparaten **mit Vorbohrung** auf dem 5%-Niveau.

|                  |                        | Levene-Test der Varianzgleichheit |             | T-Test für die Mittelwertgleichheit |       |                 |                    |                              |
|------------------|------------------------|-----------------------------------|-------------|-------------------------------------|-------|-----------------|--------------------|------------------------------|
|                  |                        | F                                 | Signifikanz | T                                   | df    | Sig. (2-seitig) | Mittlere Differenz | Standardfehler der Differenz |
| <b>R-Anz</b>     | Varianzen gleich       | 9,55                              | 0,00        | -4,11                               | 70,00 | <b>0,00</b>     | -1,92              | 0,47                         |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -4,11                               | 51,82 | <b>0,00</b>     | -1,92              | 0,47                         |
| <b>R-Max</b>     | Varianzen gleich       | 6,19                              | 0,02        | -4,26                               | 70,00 | <b>0,00</b>     | -11,61             | 2,73                         |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -4,26                               | 51,30 | <b>0,00</b>     | -11,61             | 2,73                         |
| <b>R-SUM</b>     | Varianzen gleich       | 7,79                              | 0,01        | -2,82                               | 70,00 | <b>0,01</b>     | -195,33            | 69,30                        |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -2,82                               | 49,37 | <b>0,01</b>     | -195,33            | 69,30                        |
| <b>R-laengst</b> | Varianzen gleich       | 2,75                              | 0,10        | -2,00                               | 70,00 | <b>0,049</b>    | -80,83             | 40,47                        |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | -2,00                               | 59,49 | <b>0,049</b>    | -80,83             | 40,47                        |

**Tabelle 5:** t-test auf signifikante Unterschiede zwischen Gießharz- und Knochenmodellen bei Präparaten **ohne Vorbohrung** auf dem 5%-Niveau.

|                  |                        | Levene-Test der Varianzgleichheit |             | T-Test für die Mittelwertgleichheit |        |                 |                    |                              |
|------------------|------------------------|-----------------------------------|-------------|-------------------------------------|--------|-----------------|--------------------|------------------------------|
|                  |                        | F                                 | Signifikanz | T                                   | df     | Sig. (2-seitig) | Mittlere Differenz | Standardfehler der Differenz |
| <b>R-Anz</b>     | Varianzen gleich       | 9,40                              | 0,00        | 3,45                                | 142,00 | <b>0,00</b>     | 1,03               | 0,30                         |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | 3,45                                | 113,73 | <b>0,00</b>     | 1,03               | 0,30                         |
| <b>R-Max</b>     | Varianzen gleich       | 3,64                              | 0,06        | 0,93                                | 142,00 | <b>0,35</b>     | 2,25               | 2,41                         |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | 0,93                                | 136,05 | <b>0,35</b>     | 2,25               | 2,41                         |
| <b>R-SUM</b>     | Varianzen gleich       | 4,79                              | 0,03        | 2,40                                | 142,00 | <b>0,02</b>     | 105,94             | 44,11                        |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | 2,40                                | 126,11 | <b>0,02</b>     | 105,94             | 44,11                        |
| <b>R-laengst</b> | Varianzen gleich       | 3,86                              | 0,05        | 2,57                                | 142,00 | <b>0,01</b>     | 62,83              | 24,49                        |
|                  | Varianzen nicht gleich |                                   |             | 2,57                                | 120,46 | <b>0,01</b>     | 62,83              | 24,49                        |

**Tabelle 6:** t-test auf signifikante Unterschiede zwischen Präparaten mit und ohne Vorbohrung auf dem 5%-Niveau.

| Paare                              | T      | df | Sig. (2-seitig) |
|------------------------------------|--------|----|-----------------|
| <b>R-Anz 1 vs. R-Anz 2</b>         | -3,107 | 28 | <b>,004</b>     |
| <b>R-Max 1 vs. R-Max 2</b>         | -3,780 | 28 | <b>,001</b>     |
| <b>R-SUM 1 vs. R-SUM 2</b>         | -2,717 | 28 | <b>,011</b>     |
| <b>R-laengst 1 vs. R-laengst 2</b> | -1,699 | 28 | <b>,100</b>     |

**Tabelle 7:** Paarweiser t-test auf signifikante Unterschiede zwischen den Schichten 1 bis 3.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Bohm B, Fuhrmann R. Clinical Application and Histological Examination of the FAMI Screw for Skeletal Anchorage-a Pilot Study\*. J Orofac Orthop. 2006;67(3):175-85.
2. Lietz T. Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. 1. ed: Quintessenz; 2007 31.07.2008. 176 p.
3. Cho HJ. Clinical applications of mini-implants as orthodontic anchorage and the peri-implant tissue reaction upon loading. J Calif Dent Assoc. 2006;34(10):813-20.
4. Costa A, Maric M, Danesino P. Comparison between two orthodontic skeletal anchorage devices: osseointegrated implants and miniscrews - Medical-Legal Considerations. Prog Orthod. 2006;7(1):24-31.
5. Wehrbein H, Diedrich P. Implantate zur orthodontischen Verankerung. In: Diedrich P, editor. Praxis der Zahnheilkunde - Kieferorthopädie II: Therapie. Praxis der Zahnheilkunde. 11/II. 4. Auflage ed. München: Urban & Fischer; 2000. p. 157-67.
6. Sugawara J. Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. Interview by Dr. Larry W. White. J Clin Orthod. 1999;33(12):689-96.
7. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod. 1983;17(4):266-9.
8. Ismail SF, Johal AS. The role of implants in orthodontics. J Orthod. 2002;29(3):239-45.
9. Melsen B. Accroissement des possibilités thérapeutiques orthodontiques à l'aide de l'ancrage Aarhus (Widening the orthodontic possibilities with the Aarhus Anchorage). Journal de parodontologie & d'implantologie orale. 2000;19:333-47.
10. Fritz U, Diedrich P, Ehmer A. Implantatgestützte orthodontische Verankerung. Zahnärztliche Mitteilungen. 2003;2(Fortbildungsteil).
11. Gainsforth B, Higley L. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. Am J Orthod Oral Surg. 1945;31:406-117.
12. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1998;13(3):201-9.
13. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic

- scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;129(6):721 e7-12.
14. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy. *J Orofac Orthop.* 2006;67(6):450-8.
  15. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J Orofac Orthop.* 2004;65(5):410-8.
  16. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(5):489-97.
  17. Aoki T, Ogawa K, Miyazawa K, Kawai T, Goto S. The use of bioabsorbable implants as orthodontic anchorage in dogs. *Dent Mater J.* 2005;24(4):628-35.
  18. Miyawaki S, Tomonari H, Yagi T, Kuninori T, Oga Y, Kikuchi M. Development of a novel spike-like auxiliary skeletal anchorage device to enhance miniscrew stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(2):338-44.
  19. Wilmes B, Nienkemper M, Nanda R, Lubberink G, Drescher D. Palatally anchored maxillary molar mesialization using the mesialslider. *J Clin Orthod.* 2013;47(3):172-9.
  20. Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax. *World J Orthod.* 2010;11(4):323-30.
  21. Gandedkar NH, Revankar AV, Ganeshkar SV. Correction of a severe skeletal Class II occlusion with a fixed functional appliance anchored on mini-implants: a patient report. *World J Orthod.* 2010;11(4):369-79.
  22. Fritz U, Diedrich P, Kinzinger G, Al-Said M. The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces. *J Orofac Orthop.* 2003;64(4):293-304.
  23. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):425-31.
  24. Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J. Success rates of mini- and microscrews as skeletal anchorage in orthodontics. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2005;37:283-7.



25. Wilmes B, Drescher D, Nienkemper M. A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 2009;43(8):494-501.
26. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(8):704-7.
27. Wilmes B, Vasudavan S, Stocker B, Willmann JH, Drescher D. Closure of an open bite using the 'Mousetrap' appliance: a 3-year follow-up. *Aust Orthod J.* 2015;31(2):208-15.
28. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, et al. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod.* 1988;58(2):151-62.
29. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(1):42-7.
30. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1065-70.
31. Frost HM. A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *J Orthop Sci.* 1998;3(5):272-81.
32. Noble B. Bone microdamage and cell apoptosis. *Eur Cell Mater.* 2003;6:46-55; discussion
33. Nkenke E, Lehner B, Weinzierl K, Thams U, Neugebauer J, Steveling H, et al. Bone contact, growth, and density around immediately loaded implants in the mandible of mini pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):312-21.
34. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod.* 2002;36(5):298-302.
35. Ngan P, Wilmes B, Drescher D, Martin C, Weaver B, Gunel E. Comparison of two maxillary protraction protocols: tooth-borne versus bone-anchored protraction facemask treatment. *Prog Orthod.* 2015;16:26.
36. De Smet E, Jaecques S, Vandamme K, Vander Sloten J, Naert I. Positive effect of early loading on implant stability in the bi-cortical guinea-pig model. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):402-7.
37. Löhr J, Gellrich NC, Buscher P, Wahl D, Rahn BA. [Comparative in vitro studies of self-boring and self-tapping screws. Histomorphological and physical-technical studies of bone layers]. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000;4(3):159-63.

38. Vangsnæs CTJ, Carter DR, Frankel VH. In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-self-tapped cortical bone screws. *Clin Orthop Relat Res.* 1981(157):279-86.
39. McNamara LM, Prendergast PJ. Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli. *J Biomech.* 2007;40(6):1381-91.
40. Straumann. *Wissenschaftliche Studien 02/2007.* Basel, Schweiz: Straumann; 2007.
41. Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A, Drescher D. Impact of mini-implant length on stability at the initial healing period: a controlled clinical study. *Head Face Med.* 2013;9:30.
42. Schatzker J, Horne JG, Sumner-Smith G. The reaction of cortical bone to compression by screw threads. *Clin Orthop Relat Res.* 1975(111):263-5.
43. Uthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg Br.* 1973;55(3):633-9.
44. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *J Orofac Orthop.* 2006;67(3):162-74.
45. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):473-9.
46. Wawrzinek C, Sommer T, Fischer-Brandies H. Microdamage in cortical bone due to the overtightening of orthodontic microscrews. *J Orofac Orthop.* 2008;69(2):121-34.
47. Konermann A, Appel T, Wenghoefer M, Sirokay S, Dirk C, Jäger A, et al. Impact of radiation history, gender and age on bone quality in sites for orthodontic skeletal anchorage device placement. *Ann Anat.* 2015;199:67-72.
48. Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(5):575-8.
49. Wright TM, Hayes WC. Fracture mechanics parameters for compact bone - effects of density and specimen thickness. *J Biomech.* 1977;10(7):419-30.
50. Mohsin S, O'Brien FJ, Lee TC. Microcracks in compact bone: a three-dimensional view. *J Anat.* 2006;209(1):119-24.
51. Heibel H, Alt KW, Wachter R, Bahr W. [Cortical thickness of the mandible with special reference to miniplate osteosynthesis. Morphometric analysis of autopsy material]. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2001;5(3):180-5.

52. Boyce TM, Fyhrie DP, Glotkowski MC, Radin EL, Schaffler MB. Damage type and strain mode associations in human compact bone bending fatigue. *J Orthop Res.* 1998;16(3):322-9.
53. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):779-84.
54. Verna C, Dalstra M, Lee TC, Melsen B. Microdamage in porcine alveolar bone due to functional and orthodontic loading. *Eur J Morphol.* 2005;42(1-2):3-11.
55. Min KI, Kim SC, Kang KH, Cho JH, Lee EH, Chang NY, et al. Root proximity and cortical bone thickness effects on the success rate of orthodontic micro-implants using cone beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2012;82(6):1014-21.
56. Wilmes B, Willmann J., Stocker B., Drescher D. The Benefit System and its scope in contemporary orthodontic protocols. *APOS Trends Orthod* 2015. 2015(5):174-80.
57. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(1):18-25.
58. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491-501.
59. Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone.* 1999;25(2):217-22.
60. Phillips JH, Rahn BA. Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg.* 1989;83(3):447-58.

## **8. Veröffentlichung**

Die Veröffentlichung der Studie erfolgte als Kurzvortrag im Rahmen einer Poster-demonstration auf der wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie im Jahr 2014 mit dem Thema Tradition und Innovation in München.

**Titel:** Rissbildung in humanem Knochen bei Implantatinsertion mit und ohne Pilotbohrung

**Autoren:** M. Sallam, H. Fischer-Brandies, R. Ciesielski, B. Koos (Kiel)

Ein Auszug dieser Demonstration befindet sich im Abstract Band dieser Tagung auf Seite 62.

Der Ethikantrag entspricht der letztwilligen Verfügung der Körperspenderin an das Anatomische Institut der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel.







