

Aus der

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie

**Über die mechanischen Eigenschaften einer neuartigen
Verankerungsplatte für kieferorthopädische
Zahnbewegungen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Schuppler, Ines Julia

2023

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichtserstatter: Professor Dr. B. Koos
2. Berichtserstatter: Privatdozentin Dr. med. Dr. S. Kluba

Tag der Disputation: 25.10.2023

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	6
Tabellenverzeichnis.....	9
Abkürzungsverzeichnis	11
1 Einleitung	12
1.1 Verankerung in der Kieferorthopädie	12
1.2 Verankerungsmethoden.....	13
1.2.1 Klassische Verankerung	13
1.2.2 Skelettale Verankerung.....	15
1.3 Miniplatten.....	16
1.3.1 Aufbau, In- und Explantation.....	16
1.3.2 Vor- und Nachteile	17
1.3.3 Indikationen und Komplikationen	18
1.3.4 Die neuartige H-Platte.....	19
1.4 Fragestellung	21
1.5 Literatur mit ähnlicher Fragestellung.....	21
1.6 Notwendigkeit der Arbeit.....	22
1.7 Ziel	22
2 Material und Methode.....	24
2.1 Material	24
2.1.1 H-Platte	24
2.1.2 C-Platte	25
2.1.3 Schrauben für H-Platten.....	26
2.1.4 Schrauben für C-Platten.....	26
2.1.5 Knochenreplikat	26
2.2 Methodik	28
2.2.1 Fixierung der Miniplatten auf den Sawbones®-Blöcken	28
2.2.2 Übersicht der Versuchsreihen	28
2.2.3 Abzugsversuche.....	30
2.2.3.1 Sagittale Belastung (Abzug i.S. einer sagittalen Zahnbewegung).....	32
2.2.3.2 Rotatorische Belastung (Abzug i.S. einer In-/Extrusionsbewegung).....	33
2.2.4 Datenerfassung und Verarbeitung	35
2.2.5 Statistische Auswertung.....	36

2.2.6	Graphische Darstellung der Ergebnisse	37
3	Ergebnisse	38
3.1	Sagittale Belastung (Abzug i.S. der sagittalen Zahnbewegung)	38
3.1.1	H-Platte, 4 mm vs. 6 mm im weichen Knochen	38
3.1.1.1	Visuelle Beurteilung nach Abzug der H-Platte	38
3.1.1.2	Vergleich der initialen Lageveränderung	39
3.1.1.3	Vergleich der maximalen Abzugskraft	41
3.1.2	H-Platte, 4 vs. 6 mm im harten Knochen	43
3.1.2.1	Visuelle Beurteilung nach Abzug der H-Platte	43
3.1.2.2	Vergleich der initialen Lageveränderung	44
3.1.2.3	Vergleich der maximalen Abzugskraft	46
3.1.3	C-Platte vs. H-Platte, 4 mm im harten Knochen	48
3.1.3.1	Visuelle Beurteilung nach Abzug der C-Platte	48
3.1.3.2	Vergleich der initialen Lageveränderung	48
3.1.3.3	Vergleich der maximalen Abzugskraft	50
3.2	Rotatorische Belastung (Abzug i.S. der In-/Extrusionsbewegung)	52
3.2.1	H-Platte, 4 mm Schraubenlänge, weicher vs. harter Knochen	52
3.2.1.1	Visuelle Beurteilung nach Abzug der H-Platte	52
3.2.1.2	Vergleich der initialen Lageveränderung	53
3.2.1.3	Vergleich der maximalen Abzugskraft	55
3.2.2	C-Platte vs. H-Platte, 4 mm Schraubenlänge, im harten Knochen	58
3.2.2.1	Visuelle Beurteilung nach Abzug der C-Platte	58
3.2.2.2	Vergleich der initialen Lageveränderung	58
3.2.2.3	Vergleich der maximalen Abzugskraft	60
3.2.3	Übersicht der Messwerte	63
4	Diskussion	64
4.1	Diskussion der Zielsetzung	64
4.2	Diskussion von Material und Methoden	64
4.2.1	Diskussion der verwendeten Materialien	65
4.2.2	Diskussion der Methoden	67
4.3	Diskussion der Ergebnisse	70
4.3.1	Sagittale Belastung (Abzug i.S. einer sagittalen Bewegung)	70
4.3.2	Rotatorische Belastung (Abzug i.S. einer In-/Extrusionsbewegung)	71
4.4	Grenzen der Studie	72
4.5	Schlussfolgerungen	72

5	Zusammenfassung.....	74
6	Literaturverzeichnis	76
7	Erklärung zum Eigenanteil	85
8	Danksagung	86
9	Anhang.....	87

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht über die Verankerungsarten (Outline of anchorage) in Anlehnung an Dewey und Anderson (Dewey und Anderson, 1948)	13
Abbildung 2: Die H-Platte	20
Abbildung 3: H-Platte, Ansicht frontal, seitlich (links) und schräg.....	24
Abbildung 4: C-Platte, Ansicht frontal, seitlich (links) und schräg.....	25
Abbildung 5: Übersicht der beiden Versuchsreihen: sagittale Belastung (a) im Sinne einer sagittalen Zahnbewegung; rotatorische Belastung (b) im Sinne einer In-/ Extrusionsbewegung	30
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Prüfvorrichtung	31
Abbildung 7: Schematische Darstellung auftretender Kräfte bei sagittaler Belastung der H-Platte	32
Abbildung 8: Exemplarischer Verlauf unter sagittaler Belastung einer H-Platte .	33
Abbildung 9: Schematische Darstellung auftretender Kräfte bei rotatorischer Belastung der H-Platte	34
Abbildung 10: H-Platte (a) und C-Platte (b), jeweils vor einem rotatorischen Abzug im Sinne einer In-/ Extrusionsbewegung.....	34
Abbildung 11: Abzug einer H-Platte. Im Kraft-Weg-Diagramm wird der Beginn der initialen Lageveränderung über einen Schnittpunkt definiert.....	35
Abbildung 12: Schematische Darstellung eines Boxplots.....	37
Abbildung 13 : Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8- bzw. 20-fache Vergrößerung, die Deformation am Langloch ist mit Pfeilen markiert	38
Abbildung 14: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8-bzw. 20-fache Vergrößerung	39
Abbildung 15: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], n = 5; o = Ausreißer	40
Abbildung 16: Boxplot der Maximalkraft [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], n = 5	42
Abbildung 17: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8- bzw. 20-fache Vergrößerung	43

Abbildung 18: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8- bzw. 20- fache Vergrößerung	43
Abbildung 19: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], 4 mm-Gruppe: n = 5; 6 mm-Gruppe: n = 4	45
Abbildung 20: Boxplot der Maximalkraft [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], 4 mm-Gruppe: n = 5; 6 mm-Gruppe: n = 4	47
Abbildung 21: Fotografische Darstellung einer C-Platte nach deren Abzug, 20- fache Vergrößerung	48
Abbildung 22: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, n = 5; C-Platte, n = 4 ..	49
Abbildung 23: Boxplot der Maximalkraft [N] unter Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, n = 5; C-Platte, n = 4	51
Abbildung 24: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm im weichen Knochenblock), 8-fache Vergrößerung, links mit einligiertem Draht, rechts ohne Draht	52
Abbildung 25: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm Schraubenlänge, im harten Knochen), 8-fache Vergrößerung, links mit einligiertem Draht, rechts ohne Draht.....	53
Abbildung 26: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Knochenqualitäten: weicher Knochen, n = 10; harter Knochen, n = 10.....	54
Abbildung 27: Histogramm der maximalen Abzugskraft im harten Knochen	56
Abbildung 28: Boxplot der maximal aufgebrauchten Kraft [N] unter Verwendung verschiedener Knochenarten: weicher Knochen, n = 10; harter Knochen, n = 9	57
Abbildung 29: Fotografische Darstellung einer C-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm Schraubenlänge, im harten Knochen), 8-fache Vergrößerung, links mit einligiertem Draht, rechts ohne Draht.....	58

Abbildung 30: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter
Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, n = 10; C-Platte, n = 5 60

Abbildung 31: Boxplot der maximal aufgebrauchten Kraft [N] unter Verwendung
verschiedener Miniplatten: H-Platte, n = 9; C-Platte, n = 5..... 61

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm im weichen Knochen)...	40
Tabelle 2: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm im weichen Knochen.....	40
Tabelle 3: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm im weichen Knochen)...	41
Tabelle 4: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm im weichen Knochen.....	41
Tabelle 5: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm, im harten Knochen).....	44
Tabelle 6: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm, im harten Knochen.....	45
Tabelle 7: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm, im harten Knochen).....	46
Tabelle 8: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm, im harten Knochen.....	46
Tabelle 9: Test auf Normalverteilung (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen)	49
Tabelle 10: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen	49
Tabelle 11: Test auf Normalverteilung (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen).....	50
Tabelle 12: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen	50
Tabelle 13: Test auf Normalverteilung (weich vs. hart)	54
Tabelle 14: Ergebnis des Vergleiches weicher vs. harter Knochenblock	54
Tabelle 15: Test auf Normalverteilung (weicher vs. harter Knochen)	55
Tabelle 16: Ergebnis des Vergleiches weicher vs. harter Knochen.....	55
Tabelle 17: Test auf Normalverteilung nach Filterung des Ausreißers (weicher vs. harter Knochen).....	57
Tabelle 18: Ergebnis des Vergleiches weicher vs. harter Knochen, nach Filterung des Ausreißers	57
Tabelle 19: Test auf Normalverteilung (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen).....	59
Tabelle 20: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen	59
Tabelle 21: Test auf Normalverteilung, mit gefiltertem Ausreißer (H-Platte vs. C- Platte, im harten Knochen).....	61

Tabelle 22: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen, nach Filterung des Ausreißers	61
Tabelle 23: Deskriptive Statistik der sagittalen Belastung i.S. einer sagittalen Zahnbewegung; M = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimaler Wert, Max = Maximaler Wert	63
Tabelle 24: Deskriptive Statistik der rotatorischen Belastung i.S. einer in- /extrusiven Zahnbewegung; M = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimaler Wert, Max = Maximaler Wert	63

Abkürzungsverzeichnis

M	Mittelwert
mm	Millimeter
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
pcf	pound per cubic foot
SD	Standardabweichung
TAD	Temporary Anchorache Device

1 Einleitung

Die Kieferorthopädie umfasst Maßnahmen zur Korrektur oder Verhütung von Zahnstellungs- und Bissanomalien, wodurch die Entwicklung einer Dysgnathie bzw. deren stärkere Ausprägung verhindert oder abgeschwächt werden soll (Schopf, 2008a). Zur kieferorthopädischen Therapie sind stets Kräfte erforderlich. Bereits 1687 formulierte Sir Isaac Newton in seinem dritten Newtonschen Gesetz, dass jede *actio* eine gleich große und entgegengesetzte *reactio* hervorruft (Newton, 1726). Darauf basierend definierte Edward H. Angle 1907 in seinem Buch *Treatment of malocclusion of the teeth*: „Die Bewegung eines oder mehrerer Zähne in eine der verschiedenen Richtungen ist nur durch Anwendung einer Kraft möglich, die in Übereinstimmung mit den Gesetzen der Mechanik und Dynamik erfolgt. Nach den wohlbekanntesten Gesetzen der Physik halten sich Wirkung und Gegenwirkung das Gleichgewicht und sind einander entgegengesetzt; daraus folgt, dass der Widerstand der Verankerung größer als der des zu bewegenden Zahnes sein muss“ (Angle, 1907).

1.1 Verankerung in der Kieferorthopädie

Die zur Abstützung verwendeten Zähne und Strukturen erfahren gleich große Kräfte, wie die Zähne, die bewegt werden sollen. So führen die aufgebrachten Kräfte zu Ortsveränderungen, sowohl an den gewollt zu bewegenden Zähnen, als auch an den abstützenden Zähnen (Schopf, 2008b).

Obwohl das Prinzip der kieferorthopädischen Verankerung seit dem 17. Jahrhundert implizit als verstanden galt (Cope, 2005), wurde es erst 1923 von Louis Ottofy beschrieben. Er definierte die Verankerung als "die Basis, gegen die die kieferorthopädische Kraft, oder die Reaktion, auf die kieferorthopädische Kraft, angewendet wird" (Ottofy, 1923).

Proffit definierte die Verankerung als den „Widerstand gegenüber unerwünschten Zahnbewegungen“ bzw. als den „Umfang der tolerierbaren Zahnbewegungen der Ankerzähne“ (= reaktiven Einheit) (Proffit, 2019).

Diedrich definierte 1993 den Begriff der Verankerung als ein Abfangen oder den kontrollierten Einsatz reaktiver Kräfte und Momente in drei Raumebenen: der sagittalen, der vertikalen und der transversalen Ebene (Diedrich, 1993).

1.2 Verankerungsmethoden

1.2.1 Klassische Verankerung

Strukturen, die entgegen gerichteten Kräften und Momenten Widerstand leisten, werden als *Verankerung* bezeichnet. Bei diesen Strukturen kann es sich sowohl um einen einzelnen Zahn als auch um eine Zahngruppe und/oder um andere anatomische Strukturen des Schädels handeln (Crismani und Bantleon, 2011). Diese, der Verankerung dienenden Strukturen, lassen sich nach Dewey und Anderson zunächst in *intraorale* und *extraorale* (Abbildung 1) unterteilen (Dewey und Anderson, 1948).

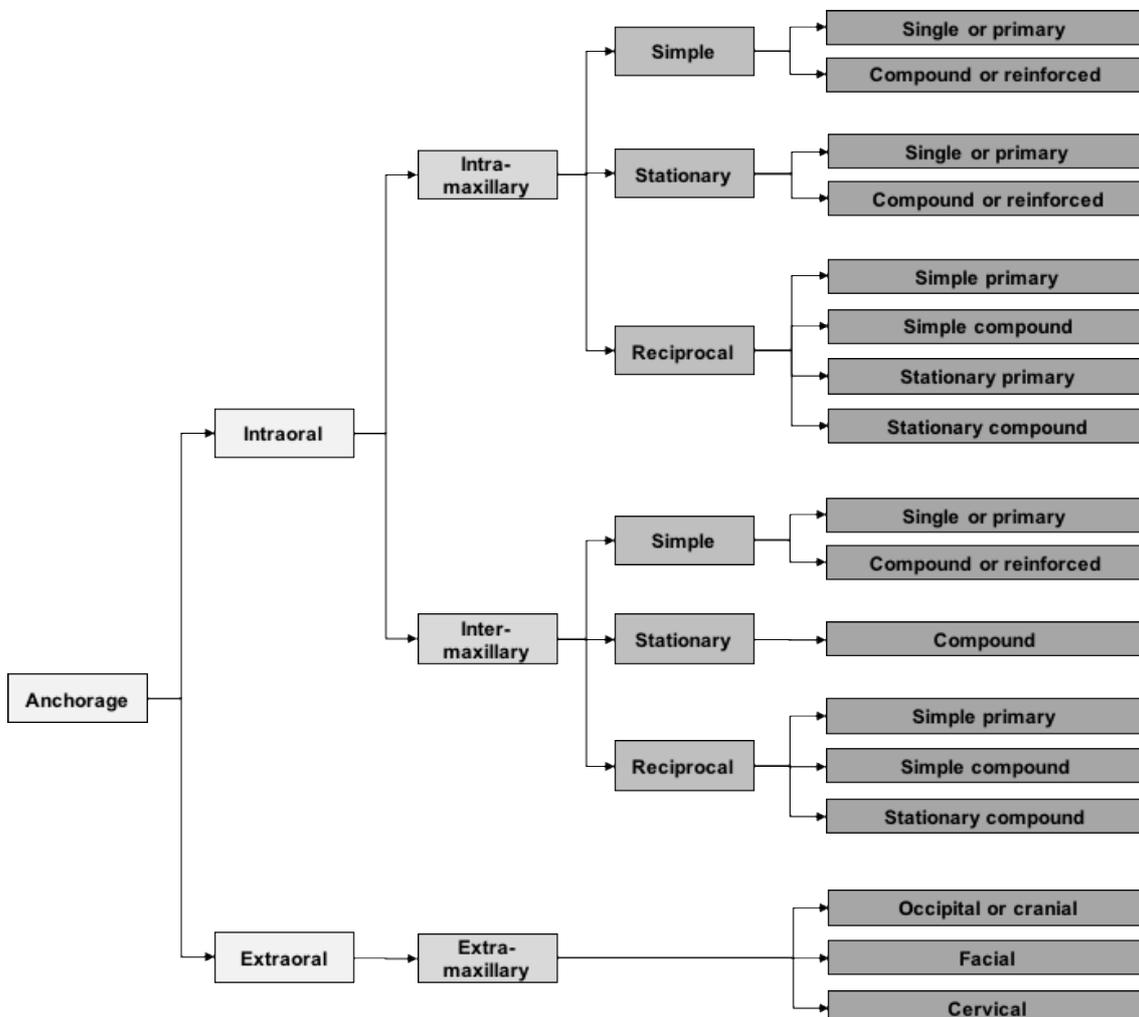


Abbildung 1: Übersicht über die Verankerungsarten (Outline of anchorage) in Anlehnung an Dewey und Anderson (Dewey und Anderson, 1948)

Zur intraoralen Verankerung, die weiter in intra- und intermaxillär unterteilt wird, werden hauptsächlich Zähne als Widerstandseinheiten genutzt, während zur extraoralen Verankerung Strukturen außerhalb der Mundhöhle herangezogen werden (Dewey und Anderson, 1948). Hier sind Strukturen wie beispielsweise der Hinterkopf, bei Verwendung eines Headgears, oder Stirn und Kinn, bei Verwendung einer Gesichtsmaske, zu nennen (Schopf, 2008b). Extraorale Apparaturen mögen frei von unerwünschten Kräften auf Verankerungszähne sein, haben jedoch den Nachteil, dass sie die Compliance des Patienten potenziell verschlechtern. Der Gesamterfolg der kieferorthopädischen Behandlung kann hierdurch gefährdet werden (Glatzmaier et al., 1995; Park et al., 2006; Nosouhian et al., 2015).

Bei der intramaxillären Verankerung werden nur Kräfte innerhalb eines Zahnbogens verwendet. Es kann sowohl ein einzelner Zahn als auch eine gesamte Zahngruppe zur Verankerung herangezogen werden (Williams et al., 2000).

Bei der intermaxillären Verankerung hingegen werden auch Zähne des Gegenkiefers zur Verstärkung der Verankerung herangezogen. Durch intermaxilläre Züge kommt es zur Kraftübertragung zwischen den Zähnen der jeweils gegenüberliegenden Zahnbögen. Die Kraftrichtung variiert je nach klinischen Erfordernissen, beinhaltet aber immer auch vertikale Kräfte (Williams et al., 2000; Schopf, 2008b).

Eine einfache Verankerung führt, bedingt durch die eingesetzte Kraft, zu einer Kippung der Zähne der Verankerungseinheit (Schmuth und Vardimon, 1993). Dahingegen wirken sich die Kräfte bei einer stationären Verankerung ausschließlich auf die zu bewegenden Zähne aus (Schopf, 2008b). Sofern reaktive Kräfte kontrolliert eingesetzt werden, ist von reziproker Verankerung die Rede (Diedrich, 1993).

Gianelly und Goldman formulierten eine andere Einteilung der Verankerung. Diese unterscheidet in der Sagittalen zwischen *minimaler*, *mittlerer* und *maximaler* Verankerung (Gianelly und Goldman, 1971). Hierbei wird im Wesentlichen beschrieben, in welchem Ausmaß die Frontzahnretraktion der

Molarenprotraktion gegenübersteht (Baumgärtel, 2011). Bei der minimalen Verankerung ist die gesamte Front verstärkt verankert, ein Lückenschluss (beispielsweise nach Prämolarenextraktion) wird hauptsächlich durch Mesialisierung der Molaren bewirkt. Bei der mittleren Verankerung wird ein Lückenschluss reziprok, sowohl durch Frontzahnretraktion als auch durch Molarenprotraktion, bewirkt. Bei der maximalen Verankerung sind die Molaren verstärkt verankert, ein Lückenschluss wird hauptsächlich durch Retraktion der Front bewirkt (Schopf, 2008b; Baumgärtel, 2011).

Alle bisher aufgeführten Arten der Verankerung bieten lediglich eine relativ stationäre Verankerung bzw. wirken mehr oder minder reziprok.

1.2.2 Skelettale Verankerung

Inspiziert von Titanimplantaten nach Brånemark für Zahnrestorationen (Brånemark et al., 1969; Brånemark et al., 1977), kam es zur Entwicklung skelettaler Verankerungselemente für kieferorthopädische Zwecke .

Temporary anchorage devices (=TADs) sind Vorrichtungen, die vorübergehend skelettal fixiert werden, um die klinisch vorhandene Verankerungssituation zu verbessern. TADs stabilisieren entweder die Zähne der reaktiven Einheit (indirekte skelettale Verankerung) oder ersetzen die dentale reaktive Einheit vollständig (direkte skelettale Verankerung). Sie können transossal, subperiostal oder enossal platziert werden (Cope, 2005; Lietz, 2008).

Durch temporary anchorage devices kann eine absolute Ortsstabilität erwartet werden (Schopf, 2008b). TADs können in zwei Kategorien eingeteilt werden, abhängig von der Art der Verankerung, die im Knochen abgeleitet wird: TADs, die osseointegrieren und TADs, die retentiv haften (Cope, 2005; Sugawara, 2014).

Zu der Gruppe der osseointegrierenden TADs zählen neben den retromolaren Implantaten (Roberts et al., 1989), palatinale Implantate (Wehrbein et al., 1996) und Mini-Implantate (Kanomi, 1997).

Mechanisch haftende TADs sind Minischrauben (Park et al., 2001) und Miniplatten (Umemori et al., 1999; Choi et al., 2005).

Die rein mechanische Implantatstabilität unmittelbar nach der Insertion wird als Primärstabilität bezeichnet (Wilmes et al., 2006; Crismani und Bantleon, 2011; Gracco et al., 2012). Die Primärstabilität ergibt sich hauptsächlich aus einer guten mechanischen Verzahnung zwischen dem Implantat und dem Knochen bei der Insertion (Roberts et al., 1990; Dalstra et al., 2004). Faktoren wie Knochenqualität, Implantatdesign und Insertionsmodalität beeinflussen die initiale Stabilität (Wilmes et al., 2006; Park und Cho, 2009; Meira et al., 2013). Nach hinreichender Ausheilung des Knochens entsteht durch die zunehmende ossäre Integration eine Sekundärstabilität, die für den langfristigen Erfolg des Implantats verantwortlich ist (Wilmes et al., 2006).

Im Vergleich zu anderen Systemen haben sich vor allem die mechanisch haftenden Minischrauben und Miniplatten in der klinischen Kieferorthopädie durchgesetzt (Cornelis et al., 2009; Lee et al., 2013; Sugawara, 2014; Nosouhian et al., 2015). Nachfolgend soll der Fokus auf den Miniplatten liegen.

1.3 Miniplatten

Osteosyntheseplatten haben sich als Fixationsplatten für Frakturen und Osteotomien in der in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie bewährt (Kalfarentzos et al., 2009). Davon abgeleitet entstanden die an kieferorthopädische Bedürfnisse angepassten Miniplatten (Wehrbein und Göllner, 2007). 1985 berichteten Jenner und Fitzpatrick erstmals über die Verwendung einer Miniplatte zur Distalisation von Unterkiefermolaren (Jenner und Fitzpatrick, 1985).

1.3.1 Aufbau, In- und Explantation

Miniplatten bestehen aus drei Bereichen: dem Kopf, dem Hals und der Plattenbasis. Sie werden grundsätzlich in folgende Grundformen eingeteilt: T- (Choi et al., 2005), L- (Cheng et al., 2004), Y- (Seo et al., 2013), und I-förmig (Chung et al., 2011).

Die Plattenbasis wird subperiostal und je nach System mit zwei oder drei Knochenschrauben an der bukkalen Kortikalis fixiert. Der Halsteil liegt

transmukosal, während der Kopfteil nach intraoral ragt und mit verschiedenen Attachments versehen ist (Choi et al., 2005). Diese können kreisförmig, hakenförmig (Sugawara und Nishimura, 2005; Sugawara et al., 2006) oder röhrenförmig (Chung et al., 2011; Lee et al., 2013) gestaltet sein.

Sowohl die Miniplatten, als auch die fixierenden Schrauben bestehen aus Reintitan (Janssen et al., 2008). Es können verschiedene Schrauben verwendet werden, häufig wird über die Verwendung von Schrauben mit einem Durchmesser von 2 mm bei einer Länge von 5 mm berichtet (Miyawaki et al., 2003; Choi et al., 2005; Sugawara et al., 2006; McGuire et al., 2006).

Die Insertion von Miniplatten erfolgt überwiegend in Lokalanästhesie. Unter L-förmiger Schnittführung wird zunächst ein Mukoperiostlappen gehoben, dessen horizontaler Schenkel in der fixierten Gingiva liegt. Anschließend wird der kortikale Knochen dargestellt und die Miniplatte mit entsprechenden Osteosyntheseschrauben fixiert. Abschließend wird der gebildete Lappen über der Platte vernäht (Choi et al., 2005; Kläger und Bensch, 2018).

Unmittelbar nach Abschluss der Behandlung erfolgt die Explantation. In Lokalanästhesie wird über eine Inzision die Miniplatte dargestellt und die Schrauben entfernt. Sugawara et al. berichten, dass die Miniplatten häufig fest mit der Knochenoberfläche verbunden ist, da sich darüber eine dünne Schicht an Knochen neu gebildet hat (Sugawara und Nishimura, 2005).

1.3.2 Vor- und Nachteile

Der Vorteil von Miniplatten gegenüber anderen TADs liegt darin, dass sie in der Regel mit einem sicheren Abstand zu den Zahnwurzeln platziert werden können. Durch die kurzen Schrauben kommt es meist weder zur Gefahr, die Zahnwurzel bei der Insertion zu beschädigen, noch kommt es zur Beeinträchtigung der gewünschten Zahnbewegung (De Clerck et al., 2002; Miyawaki et al., 2003; McGuire et al., 2006; Janssen et al., 2008).

Des Weiteren können Miniplatten aus Titan, je nach Therapiezeit, onplantäre Effekte auf der Knochenoberfläche zeigen, während die in die Kortikalis eingebrachten Schrauben, neben der mechanischen Retention, implantäre

Effekte aufweisen (Sugawara, 2014). Somit verfügen Miniplatten durch diese temporäre Osseointegration über weitere Vorteile (Sugawara, 2014). Zusätzlich zu diesem Doppelleffekt trägt die Mehrschrauben-Retention dazu bei, dass den Miniplatten ein höherer Verankerungswert und eine bessere Stabilität zukommt, als anderen TADs (McGuire et al., 2006; Chen et al., 2007; Sugawara, 2014).

Durch das breite Anwendungsspektrum haben sich Miniplatten mittlerweile auch als Alternative zur orthognathen Chirurgie bewährt (Sherwood, 2005; Reichert et al., 2014).

Zudem haben Miniplatten eine hohe Erfolgsrate (Choi et al., 2005; Takaki et al., 2010; De Clerck und Swennen, 2011; Lee et al., 2013). Auf Grundlage der in der Literatur verfügbaren Nachweise zeigten Miniplatten Überlebensraten von 90% über einen Zeitraum von mindestens 12 Wochen (Schätzle et al., 2009).

Als nachteilig kann das aufwändigere Verfahren bei der Insertion angesehen werden. Das Setzen von Miniplatten erfordert eine gewisse Erfahrung des chirurgischen Behandlers und ist etwas invasiver als das Setzen einer Minischraube (Lee et al., 2013), die direkt durch die Gingiva eingebracht werden kann.

Zudem sind Minischrauben vergleichsweise kostengünstig und in Verbindung mit einem verbesserten Design bieten sie ein immer breiter werdendes Anwendungsspektrum (Sugawara, 2014).

1.3.3 Indikationen und Komplikationen

Die Indikation zur Wahl von Implantatverankerungen aller Art muss vom jeweiligen Behandler streng gestellt werden. Sofern die Korrektur einer Fehlstellung mit kieferorthopädischen Standardmaßnahmen nicht, oder nur schwer zu bewältigen ist, kann eine skelettale Verankerung angezeigt sein (Maschinski et al., 2000; Sherwood, 2005; Schopf, 2008b; Nanda und Upadhyay, 2013; Nosouhian et al., 2015).

Miniplatten können als Ersatzsystem zum Einsatz kommen, wenn die Minischraubeninstallation aufgrund geringer Knochendichte schwierig ist, wenn Minischrauben wiederholt versagen oder wenn keine optimale Lokalisation zur

Platzierung der Minischraube gefunden wird (Chung et al., 2011). Miniplatten können sowohl zum Intrudieren von supereruptiven Zähnen (Sherwood et al., 2003), als auch zur Distalisierung von Unterkiefermolaren verwendet werden (Sugawara et al., 2004).

Vor allem Patienten mit komplexer Dysgnathie machen den Einsatz von Miniplatten erforderlich. Beispiele dafür sind Patienten, bei denen die Seitenzähne bimaxillär distalisiert werden müssen, um eine Prämolaren-Extraktionen zu vermeiden. Des Weiteren können sie bei Patienten mit skelettal offenem Biss (Umemori et al., 1999; Sugawara et al., 2002) mit einer Klasse-II-Malokklusion, die sowohl eine Distalisierung als auch eine Intrusion der Molaren benötigen, eingebracht werden (Sugawara, 2014).

Selbst eine orthopädische Therapie für die Oberkieferprotraktion mit ausschließlich knochengetragener orthopädischer Kraft zwischen Ober- und Unterkiefer wurde bereits beschrieben (De Clerck et al., 2009; De Clerck et al., 2010; Heymann et al., 2010).

Auch wenn Miniplatten in der Regel über die Behandlungsdauer stabil verbleiben (Umemori et al., 1999; De Clerck et al., 2002; Sherwood et al., 2003; Sugawara et al., 2004), können gelegentlich Komplikationen wie periimplantäre Infektionen und/oder erhöhte Plattenmobilität durch Schraubenlockerungen auftreten (Choi et al., 2005; Lee et al., 2013; Papadopoulos et al., 2013).

1.3.4 Die neuartige H-Platte

Bisherige Miniplattensysteme unterscheiden sich, verglichen mit der neuartigen H-Platte (MONDEAL Medical Systems GmbH, Mühlheim a.d.D, Deutschland), hauptsächlich im Design des Plattenkopfes, das eine Verbesserung in der Anwendbarkeit und eine Erweiterung des Einsatzspektrums verspricht.

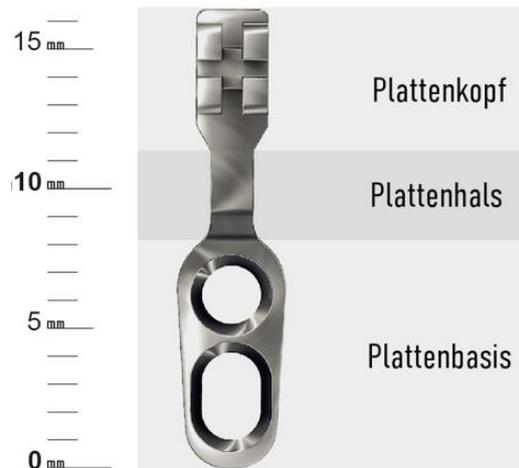


Abbildung 2: Die H-Platte

Das neue Design der H-Platte (Abbildung 2) beinhaltet in der Plattenbasis neben einem Rundloch ein Langloch, wodurch dem chirurgischen Behandler intraoral eine flexiblere Höhenpositionierung ermöglicht werden soll. Kaubelastungen auf die Platte können somit effektiv reduziert werden.

Des Weiteren ist die Platte durch einen abgewinkelten Plattenhals gekennzeichnet, was den Plattenkopf leicht von der Zahnreihe abstehen lässt. Dadurch soll die Reinigung für den Patienten erleichtert und die parodontale Situation verbessert werden.

Der bracketförmig gestaltete Plattenkopf erlaubt eine direkte Belastung und ein einfaches Einlagern von Teilbögen (Kläger und Bensch, 2018).

Die verstärkte Plattenbasis soll die H-Platte dazu befähigen, auch höheren Kräften Stand zu halten und das Anwendungsspektrum bisheriger Miniplatten zu erweitern. Das mögliche Einsatzspektrum der H-Platte umfasst die körperliche Mesialisierung und Distalisierung von Molaren zum Lückenschluss bei Aplasien oder frühzeitigem Verlust von ersten Molaren. Des Weiteren kann das System zum Platzgewinn in der Unterkieferfront ohne proximale Schmelzreduktion und/oder Extraktion, sowie für die Aufrichtung gekippter Molaren eingesetzt werden (MONDEAL, 2020). Ebenso ermöglicht die H-Platte die direkte Verankerung für Klasse-III-Gummizüge.

Laut Herstellerangaben ist die H-Platte die erste Miniplatte, die speziell zur skelettalen Verankerung im Seitenzahnbereich des Unterkiefers konzipiert ist (MONDEAL, 2020).

1.4 Fragestellung

Das neuartige Design der H-Platte (MONDEAL Medical Systems GmbH, Mühlheim a.d.D, Deutschland) verspricht neue Anwendungsmöglichkeiten innerhalb der TADs, ohne die Invasivität gegenüber bisherigen Systemen zu steigern. In dieser Arbeit soll untersucht werden, inwiefern die H-Platte Kräften ohne Deformation und Verankerungsverlust standhält. Weiterhin sollen Erkenntnisse über den Einfluss von Schraubenlänge und Knochenbeschaffenheit auf das Lage-/Ausreißverhalten der Miniplatte gewonnen werden. Zum Vergleich wird die klinisch bereits etablierte C-Platte herangezogen.

1.5 Literatur mit ähnlicher Fragestellung

Fragestellungen zum mechanischen Verhalten von Miniplatten wurden unter Verwendung eines vergleichbaren Versuchsaufbaus von Lu et al. beschrieben (Lu et al., 2011). Lu et al. verwendeten in ihren Ausreißversuchen *Sawbones*®-Blöcke in der Konfiguration einer 2 mm dicken Kortikalisschicht der Dichte 40 pcf (pound per cubic foot, die Einheit von einem pound per cubic foot entspricht 0,016 g/cm³) und einer 250 mm dicken Spongiosaschicht der Dichte 20 pcf. Sie verwendeten insgesamt 10 Miniplatten der Fa. Leibinger (Mühlheim-Stetten, Deutschland) und zogen diese in vertikaler und horizontaler Richtung mit Hilfe einer Materialprüfmaschine ab. Neben dem Eindrehmoment der beiden 7 mm langen Schrauben wurde die maximale Abzugskraft gemessen.

Leung et al. untersuchten im Rahmen einer Laborstudie die Primärstabilität von verbundenen Mini-Implantaten und Miniplatten (Leung et al., 2008). Hierfür wurden Rinderknochen präpariert und die Mini-Implantate bzw. Miniplatten darauf fixiert. Die Systeme wurden uniaxialen Auszugstests in der Mitte des Verbindungsdrahtes bzw. der Miniplatte mit Hilfe einer Materialprüfmaschine unterzogen.

1.6 Notwendigkeit der Arbeit

Keine der in der Literatur vorhandenen Vorarbeiten beschäftigt sich mit der Überprüfung von mechanischen Eigenschaften skelettaler Verankerungselemente, die ähnliche konstruktive Merkmale wie die H-Platte aufweisen: das Lochdesign in der Plattenbasis, der abgewinkelte Plattenhals, der bracketförmig gestaltete Plattenkopf und eine verstärkte Plattenbasis. Damit kann aus der vorhandenen Literatur kein Rückschluss auf die mechanischen Eigenschaften und Stabilität der H-Platten gezogen werden, insbesondere auch nicht unter Berücksichtigung der beiden Rahmenbedingungen Knochenbeschaffenheit und Länge der fixierenden Schrauben.

Obwohl die C-Platte eine hohe klinische Verbreitung erreicht hat (Chung et al., 2002; Chung et al., 2011; Lee et al., 2013; Seo et al., 2013), konnten auch hier keine Vorarbeiten identifiziert werden, die speziell Informationen über deren Verhalten unter Kraftapplikation liefern. Somit liegen auch keine wissenschaftlich publizierten Daten über die mechanischen Eigenschaften von C-Platten vor, die zu einer vergleichenden Betrachtung mit den H-Platten herangezogen werden können. Damit ist unklar, ob die H-Platte die beabsichtigte verbesserte mechanische Stabilität gegenüber der C-Platte tatsächlich aufweist, die sie für zusätzliche Anwendungsmöglichkeiten qualifiziert.

1.7 Ziel

Mit Hilfe dieser In-vitro-Untersuchung soll die Grundlage zur Beurteilung geschaffen werden, ob die H-Platte, sowohl unter sagittaler, als auch unter in-/extrusiver Belastung mindestens orthodontischen Kräften standhält. Es soll dabei durch die Krafteinwirkung weder zu einer Lageveränderung oder Deformation der verankerten Miniplatte, noch zum Ausriss der Schrauben aus dem Knochenreplikat kommen.

Darüber hinaus sollen Erkenntnisse über den Einfluss von unterschiedlichen Schraubenlängen (Asscherickx et al., 2004; Wehrbein et al., 2008) und Knochenbeschaffenheiten (Miyawaki et al., 2003; Deguchi et al., 2006) auf die Verankerungsstabilität der H-Platte gewonnen werden. Idealerweise sollen auch

kurze Schrauben (4 mm) im weichen Knochenreplikat die an die H-Platte gestellten Stabilitätsanforderungen erfüllen.

Das Verhalten der H-Platte unter Kraftapplikation soll ferner mit der bereits klinisch etablierten C-Platte verglichen werden, um die unterschiedlichen Einsatzspektren der beiden Miniplattensysteme gegeneinander abgrenzen zu können. Daraus ergeben sich folgende Hypothesen:

Sagittale Belastung (Abzug im Sinne einer sagittalen Zahnbewegung)

- 1.) H-Platten sind innerhalb eines Spektrums orthodontischer Kräfte (bis zu 200 g) in mesio-distaler Richtung orts- und formstabil.
- 2.) Zwischen 4 mm und 6 mm langen Schrauben besteht kein Unterschied bzgl. der Stabilität der H-Platte.
- 3.) Zwischen H- und C-Platte besteht kein Unterschied bzgl. der erforderlichen Kräfte zur initialen Lageveränderung oder in Bezug auf die maximale Belastbarkeit bei Verankerung im harten Knochen.

Rotatorische Belastung (Abzug im Sinne einer In-/Extrusionsbewegung)

- 4.) H-Platten sind innerhalb eines Spektrums orthodontischer Kräfte (bis zu 200 g) unter rotatorischer Belastung orts- und formstabil.
- 5.) Zwischen hartem und weichem Knochen bei Verankerung mit 4 mm langen Schrauben besteht kein Unterschied bzgl. der Stabilität der H-Platte
- 6.) Zwischen H- und C-Platte besteht kein Unterschied bzgl. der erforderlichen Kräfte zur initialen Lageveränderung oder in Bezug auf die maximale Belastbarkeit bei Verankerung im harten Knochen.

2 Material und Methode

Basierend auf der klinischen Anwendung wurden in dieser Laborstudie die Lagestabilität und die maximale Belastbarkeit von H- und C-Platten unter Kraftapplikation evaluiert und miteinander verglichen. Hierbei wurden Einflussfaktoren wie Schraubenlänge und Knochenstruktur berücksichtigt.

2.1 Material

2.1.1 H-Platte

Die H-Platte der Firma MONDEAL Medical Systems GmbH (MONDEAL Medical Systems GmbH, Mühlheim a.d.D, Deutschland) ist eine Miniplatte, die in der Kieferorthopädie zur temporären skelettalen Verankerung verwendet wird.

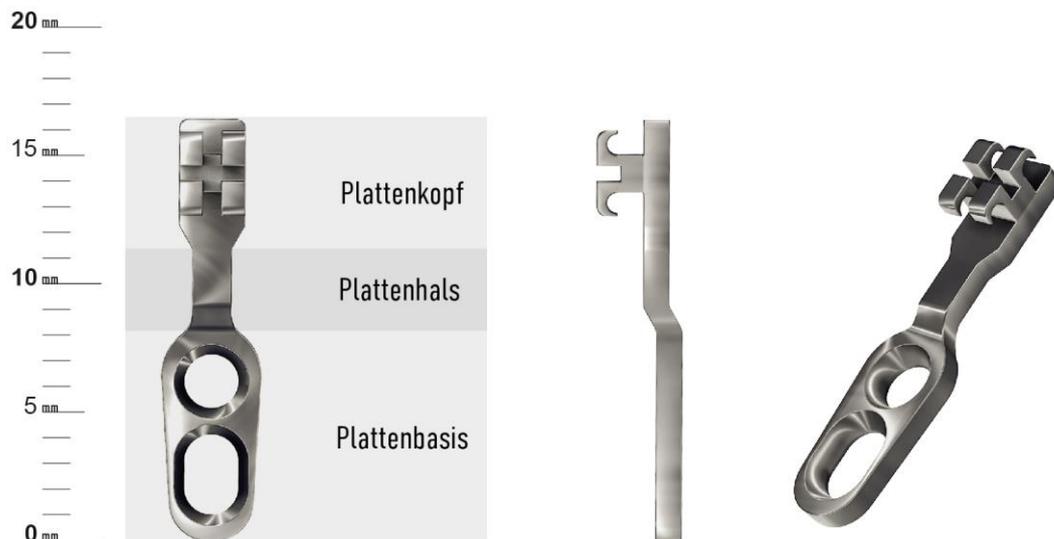


Abbildung 3: H-Platte, Ansicht frontal, seitlich (links) und schräg

Die H-Platte (Abbildung 3) misst eine Gesamtlänge von 16,5 mm und setzt sich aus Plattenkopf, Plattenhals und Plattenbasis zusammen. Die Plattendicke beträgt 0,95 mm.

Der Plattenkopf trägt nach vestibulär hin eine Bracketform und verjüngt sich in Richtung des 1,4 mm breiten Plattenhalses. Dieser zeigt zur Plattenbasis hin einen geringen Versatz in oraler Richtung.

In die Plattenbasis sind zwei Schraublöcher eingelassen, ein Rundloch und ein Langloch.

H-Platten der Firma MONDEAL Medical Systems werden aus Reintitan DIN EN ISO 5832-2/ASTM F67 hergestellt (MONDEAL, 2016).

2.1.2 C-Platte

C-Platten der Firma KLS Martin Group (Tuttlingen, Deutschland; entwickelt in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Kyu Rhim Chung, Kyung-Hee University Hospital, Seoul, South-Korea) sind Miniplatten, die in der Kieferorthopädie zur temporären skelettalen Verankerung verwendet werden.

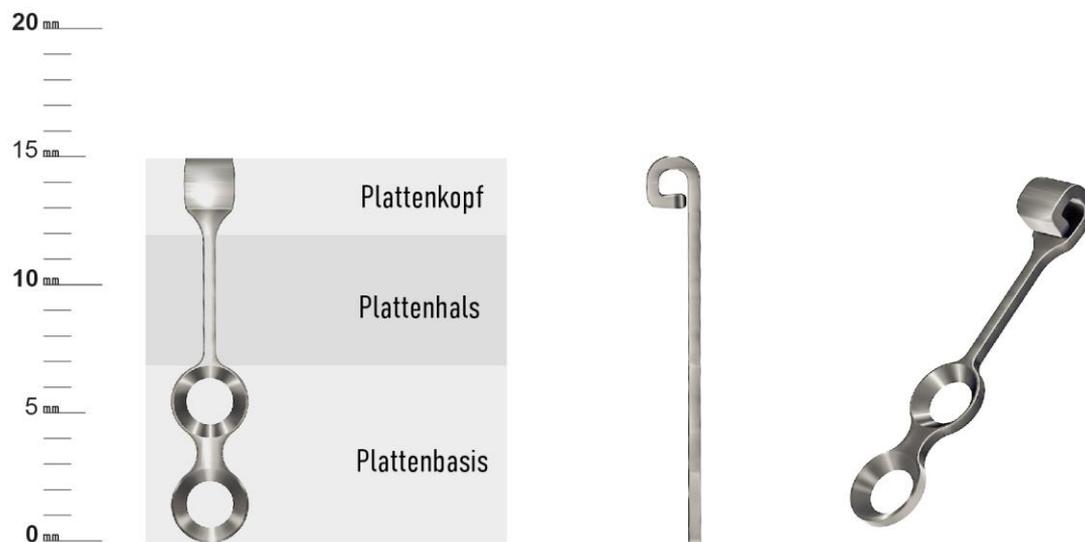


Abbildung 4: C-Platte, Ansicht frontal, seitlich (links) und schräg

Die C-Platte (Abbildung 4) misst eine Gesamtlänge von 15 mm und setzt sich aus Plattenkopf, Plattenhals und Plattenbasis zusammen. Die Plattendicke beträgt 0,6 mm.

Der Plattenkopf stellt ein unvollständig geschlossenes Röhrchen dar, das beispielsweise zur Aufnahme eines Drahtes in mesio-distaler Richtung mit maximaler Runddrahtstärke von 0,9 mm dient.

Plattenhals und -basis liegen in einer Ebene; der Plattenhals ist 0,8 mm breit. In der Plattenbasis befinden sich zwei runde Schraublöcher.

C-Platten der Firma KLS Martin Group werden aus Reintitan nach DIN ISO 5832-2/ASTM F67 hergestellt (KLS Martin, 2020).

2.1.3 Schrauben für H-Platten

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Schrauben der Firma MONDEAL (Medical Systems GmbH, Mühlheim a.d.D, Deutschland) zur Fixierung der H-Platte im synthetischen Knochenreplikat waren selbstbohrend. Die Schrauben hatten einen Durchmesser von 1,7 mm und eine Gesamtlänge von 4 mm bzw. 6 mm. Der Schraubenkopf ermöglichte eine Werkzeugaufnahme von CROSS-Fit (CF) Klingen (MONDEAL, 2016).

Diese Schrauben der Firma MONDEAL Medical Systems werden in einer Titanlegierung nach DIN EN ISO 5832-2/ ASTM F136 hergestellt (MONDEAL, 2016).

2.1.4 Schrauben für C-Platten

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Schrauben der Firma KLS Martin Group (Tuttlingen, Deutschland) zur Fixierung der C-Platten im synthetischen Knochenreplikat waren selbstbohrend. Diese Schrauben hatten einen Durchmesser von 1,5 mm und eine gesamte Schraubenlänge von 4 mm bzw. 6 mm. Der Schraubenkopf ermöglichte eine Werkzeugaufnahme von maxDrive®-Klingen.

Titanschrauben der Firma KLS Martin Group werden in einer Titanlegierung (Ti - 6Al - 4V) entsprechend ISO 5832-3, DIN 17851 und ASTM F136 hergestellt (KLS Martin, 2020).

2.1.5 Knochenreplikate

In dieser Studie wurden synthetische Knochenreplikate aus Polyurethan-Hartschaum der Firma Sawbones® (Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, WA, USA) verwendet (Petrey et al., 2010; Gracco et al., 2012; Tepedino et al., 2017; Tseng et al., 2017). Durch ihre Gleichmäßigkeit und die konsistenten Eigenschaften von Polyurethan-Hartschaum sind diese nach internationalen Standards ein ideales Material für vergleichende Tests von Knochenschrauben und anderen Geräten und Instrumenten (ASTMinternational, 2016).

Zwei unterschiedliche Knochenreplikat - harte und weiche - wurden in Anlehnung an den Versuchsaufbau von Holm et al. verwendet (Holm et al., 2012). Die Dicke der bukkalen Kortikalis im Ober- und Unterkiefer beträgt in etwa 1,5 mm. In beiden Kiefern nimmt die bukkale kortikale Knochendicke tendenziell von der Schmelz-Zementgrenze zum Apex hin zu (Park und Cho, 2009). Der geringste im Unterkiefer gemessene Wert der Kortikalis beträgt 1,3 mm und liegt auf Eckzahnhöhe (Präger et al., 2013).

Die nachfolgend als „weicher Knochen“ bezeichneten *Sawbones*®-Blöcke bestanden aus einem 40 mm dicken Spongiosateil der Dichte 10 pcf, einseitig mit einer 1,5 mm dicken Kortikalisschicht der Dichte 30 pcf beschichtet. Eine solche Konfiguration wurde gewählt, um die Knochenqualität der Oberkiefer-Prämolarenregion zu simulieren. In diesem Bereich liegt eine Kombination aus dünner Kortikalis und wenig dichter Spongiosa vor (Misch et al., 1999; Deguchi et al., 2006; Petrey et al., 2010; Holm et al., 2012).

Im Unterkiefer ist, im Vergleich zum Oberkiefer, der äußere kortikale Knochen bei Vorhandensein von Zähnen dichter und dicker und der trabekuläre Knochen gröber und dichter (Misch, 2008).

Die nachfolgend als „harter Knochen“ bezeichneten *Sawbones*®-Blöcke bestanden aus einem 40 mm dicken Spongiosateil der Dichte 30 pcf, einseitig mit einem 1,5 mm dicken Kortikalisanteil der Dichte 50 pcf beschichtet. Eine solche Konfiguration wurde gewählt, um in die Knochenqualität der Unterkiefer-Prämolarenregion hinreichend realistisch zu simulieren, auch wenn damit die Dichte der Spongiosa etwas unter den von Misch et. al gemessenen Werten liegt (Misch et al., 1999).

Die jeweils von *Sawbones*® gelieferten Blöcke (170 mm x 120 mm x 41,5 mm) wurden in kleinere Blöcke mit den Maßen 31 x 24 x 41,5 mm geteilt.

2.2 Methodik

2.2.1 Fixierung der Miniplatten auf den Sawbones®-Blöcken

Sowohl die H-Platten, als auch die C-Platten wurden mit jeweils zwei Schrauben auf den zugeschnittenen Sawbones®-Blöcken befestigt. Um ein vergleichbares Messergebnis zu erhalten, wurden die Miniplatten auf den Sawbones®-Blöcken so ausgerichtet, dass um jede der eingebrachten Schrauben noch eine ausreichende Materialstärke von 10 mm vorhanden war, um einen materialbedingten Ausbruch zu vermeiden. Bei allen inserierten Schrauben wurde darauf geachtet, dass diese in einem Winkel von 90° zur Oberfläche des synthetischen Knochenreplikats eingedreht wurden.

Das Eindrehen der Schrauben der Firma MONDEAL (Medical Systems GmbH, Mühlheim a.d.D, Deutschland) erfolgte bei den H-Platten unter Zuhilfenahme eines Drehmomentschlüssels.

Die Schrauben der Firma KLS Martin Group (Tuttlingen, Deutschland) für die C-Platte wurden mit einem Schraubendreher (iSD900, NSK) eingebracht. Dieses Chirurgiegerät beinhaltet eine digitale Vorwahl und Steuerung von Drehzahl und Drehmoment.

Alle Schrauben, die in weiche Sawbones®-Blöcke eingedreht wurden, wurden mit 10 Ncm angezogen. Schrauben, die in harte Sawbones®-Blöcke eingedreht wurden, wurden mit 20 Ncm angezogen.

2.2.2 Übersicht der Versuchsreihen

In dieser Studie wurde das Verhalten von insgesamt 40 H- und 10 C-Platten unter einer steigenden Belastung im Abzugsversuch aus synthetischen Knochenreplikaten beurteilt.

Für die vergleichende Beurteilung von H- und C-Platten im Zugversuch sind die folgenden beiden Kraftparameter von Relevanz:

- Kraft in N, bei der es zu einer initialen Lageveränderung der Miniplatte im Knochen-Schrauben-Komplex kam. Eine initial veränderte Lage der Miniplatte in ihrem Knochenlager kann bereits zu einem veränderten Kraftvektor und damit therapeutisch gesehen zu einer Fehlfunktion führen.

- Kraft in N, die maximal auf die Miniplatte aufgebracht werden konnte, bevor sich mindestens eine der beiden Verankerungsschrauben aus dem Sawbones®-Block löste. Durch die Applikation orthodontischer Kräfte kann es zu einer Lockerung und zum Schraubenverlust kommen (Schnelle et al., 2004; Reynders et al., 2009). Als klinischer Misserfolg gilt die Notwendigkeit der Entfernung der Miniplatte oder ihre Unfähigkeit, als erforderlicher stationärer Anker zu wirken (Papadopoulos et al., 2013).

Um das spezifische Abzugsverhalten von H- und C-Platte bei unterschiedlichen Rahmenbedingungen ermitteln und vergleichend beurteilen zu können, werden, gemäß der Zielsetzung dieser Arbeit, darüber hinaus die folgenden Versuchsvariablen näher erläutert:

- Länge der fixierenden Schrauben
- Knocheneigenschaften
- Abzugsrichtung

Der klinische Erfolg des Einsatzes von kieferorthopädischen Miniplatten hängt u.a. von der Stabilität der fixierenden Schrauben ab (Präger et al., 2015). Zur Beurteilung des Einflusses der Länge der fixierenden Schrauben auf das Lage-/Ausreißverhalten der Miniplatten, wurden die H-Platten mit jeweils 4 mm oder 6 mm langen Schrauben, die C-Platten mit 4 mm langen Schrauben, wie oben beschrieben, in die Kortikalis der Sawbones®-Blöcke eingedreht und abgezogen.

Ein Misserfolg der stationären Verankerung tritt häufig auf, weil TADs in einem Bereich mit geringer Knochendichte und unzureichender Kortikalisdicke platziert werden (Misch et al., 1999; Melsen und Verna, 2005). Zur Beurteilung der Knochenstruktur auf das Verformungs-/Ausreißverhalten der H-Platten wurden in beiden Versuchsreihen sowohl die weiche (30 pcf) als auch die harte (50 pcf) Sawbones®-Variante verwendet. Zum Vergleich wurden die bereits klinisch etablierten C-Platten von harten Sawbones®-Blöcken (50 pcf) abgezogen.

Zur Beurteilung des Abzugverhaltens der Miniplatten bei verschiedenen Abzugrichtungen, wurden sowohl H-, als auch C-Platten entsprechend der klinischen Anwendung in sagittaler und in in-/extrusiver Richtung abgezogen (Abbildung 5).

a) Sagittale Belastung					b) Rotatorische Belastung				
	Probennummer	Platte	Knochen	Schraubenlänge		Probennummer	Platte	Knochen	Schraubenlänge
Abzug 1	1	H	weich	4 mm	Abzug 6	1	H	weich	4 mm
	2	H	weich	4 mm		2	H	weich	4 mm
	3	H	weich	4 mm		3	H	weich	4 mm
	4	H	weich	4 mm		4	H	weich	4 mm
	5	H	weich	4 mm		5	H	weich	4 mm
Abzug 2	1	H	weich	6 mm		6	H	weich	4 mm
	2	H	weich	6 mm		7	H	weich	4 mm
	3	H	weich	6 mm		8	H	weich	4 mm
	4	H	weich	6 mm		9	H	weich	4 mm
	5	H	weich	6 mm		10	H	weich	4 mm
Abzug 3	1	H	hart	4 mm	Abzug 7	1	H	hart	4 mm
	2	H	hart	4 mm		2	H	hart	4 mm
	3	H	hart	4 mm		3	H	hart	4 mm
	4	H	hart	4 mm		4	H	hart	4 mm
	5	H	hart	4 mm		5	H	hart	4 mm
Abzug 4	1	H	hart	6 mm		6	H	hart	4 mm
	2	H	hart	6 mm		7	H	hart	4 mm
	3	H	hart	6 mm		8	H	hart	4 mm
	4	H	hart	6 mm		9	H	hart	4 mm
Abzug 5	1	C	hart	4 mm		10	H	hart	4 mm
	2	C	hart	4 mm	Abzug 8	1	C	hart	4 mm
	3	C	hart	4 mm		2	C	hart	4 mm
	4	C	hart	4 mm		3	C	hart	4 mm
	5	C	hart	4 mm		4	C	hart	4 mm
				5		C	hart	4 mm	

Abbildung 5: Übersicht der beiden Versuchsreihen: sagittale Belastung (a) im Sinne einer sagittalen Zahnbewegung; rotatorische Belastung (b) im Sinne einer In-/ Extrusionsbewegung

2.2.3 Abzugsversuche

Für jeden Abzugsvorgang wurde eine neue Miniplatte mit zwei neuen Schrauben auf einen neuen Sawbones®-Block geschraubt, sowie ein neues Flexonitseil zum Abzug verwendet. Somit konnten mögliche Materialermüdungen ausgeschlossen und eine Vergleichbarkeit innerhalb der Versuchsreihen gewährleistet werden.

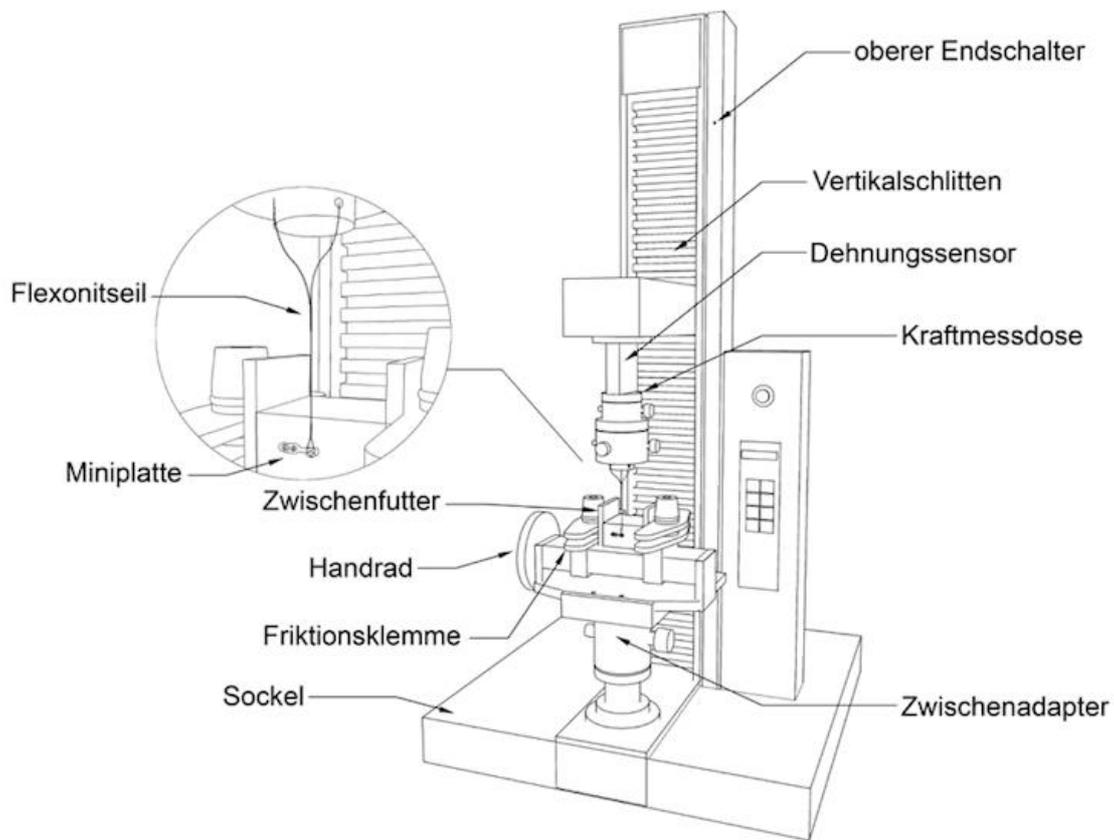


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Prüfvorrichtung

Eine computergestützte elektromechanische Werkstoffprüfmaschine (ZWICKI 1120 für Kräfte bis 2 kN, ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) wurde eingesetzt, um die entsprechende Kraft auf die Miniplatte zu applizieren und zu messen (Abbildung 6). Die Sawbones®-Blöcke, mit der darauf verankerten Miniplatte, wurden in der Prüfmaschine so ausgerichtet, dass sich die jeweilige Mitte des Miniplattenkopfes tangential unter der Kraftmessdose befand. Eine spezielle Haltevorrichtung, die über ein Handrad zu bedienen war, fixierte die Sawbones®-Blöcke in der Prüfmaschine. Ein zwischen Sawbones®-Block und Haltevorrichtung eingebrachtes Zwischenfutter aus Pressspan erhöhte die Klemmwirkung an den Sawbones®-Blöcken. Ein drallfreies Flexonitseil wurde über eine Öse sowohl am jeweiligen Plattenkopf befestigt, als auch mit dem flexiblen Vorbau der Prüfmaschine verbunden. Vor Beginn einen jeden Abzugs wurde das Gerät kalibriert, der Start der vertikalen Traversenaufwärtsbewegung wurde manuell ausgelöst. Es wurde eine Vorkraft von einem Newton angelegt,

die Prüfgeschwindigkeit betrug 3 mm/min. Der Versuch endete automatisch durch den Retentionsverlust der Miniplatte am Sawbones®-Block oder bei Verlust von 80% der aufgebrauchten Maximalkraft.

2.2.3.1 Sagittale Belastung (Abzug i.S. einer sagittalen Zahnbewegung)

Folgende Skizze (Abbildung 7) stellt schematisch die auftretenden Kräfte unter sagittaler Belastung der H-Platte dar.

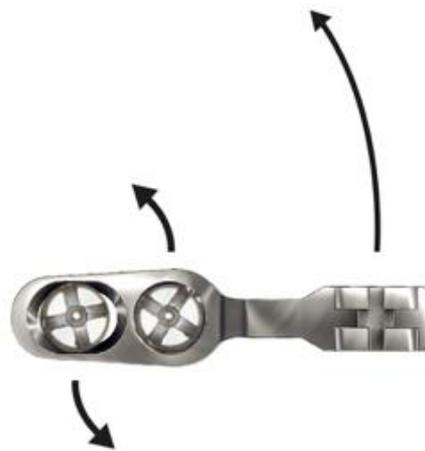


Abbildung 7: Schematische Darstellung auftretender Kräfte bei sagittaler Belastung der H-Platte

Die folgenden Abbildungen (Abbildung 8) stellen fotografisch den Verlauf während des Abzuges dar:

- a) H-Platte vor der Kraftapplikation
- b) H-Platte unter initialer Kraftapplikation
- c) Die Schraube im Rundloch wird zunehmend ausgehebelt, gleichzeitig dehnt sich das Langloch über den Schraubenkopf hinweg auf
- d) Fast vollständiger Abzug der H-Platte aus dem Sawbones®-Block

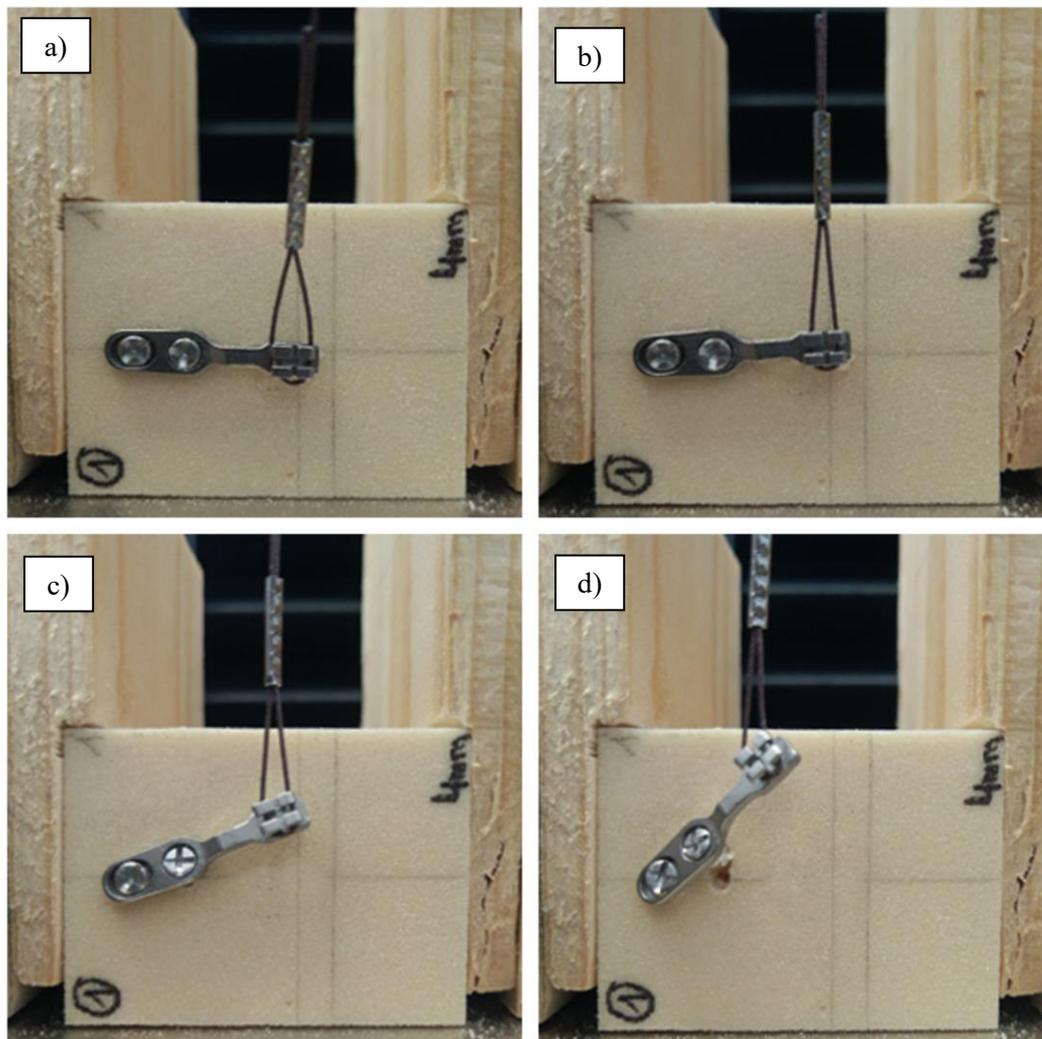


Abbildung 8: Exemplarischer Verlauf unter sagittalr Belastung einer H-Platte

2.2.3.2 Rotatorische Belastung (Abzug i.S. einer In-/Extrusionsbewegung)

Die Sawbones®-Blöcke mit der entsprechenden Miniplatte wurden, wie oben beschrieben, im Folgeversuch in vertikaler Richtung in die Haltevorrichtung der Prüfmaschine eingespannt. Folgende Skizze (Abbildung 9) stellt die zu erwartenden Kräfte unter rotatorischer Belastung der H-Platte dar.



Abbildung 9: Schematische Darstellung auftretender Kräfte bei rotatorischer Belastung der H-Platte

In den bracketförmigen Plattenkopf der H-Platte wurde ein vorgebogener, federharter Vierkantdraht der Stärke 0,48 x 0,48 mm über eine Drahtligatur einligiert (Abbildung 10). Im Röhrchen der C-Platte wurde ein vorgebogener Runddraht mit einem Durchmesser von 0,9 mm eingebracht. Dieser Draht füllte das gesamte Röhrchen aus.

Eine Flexonitschlaufe wurde sowohl bei den H-Platten als auch bei den C-Platten in den vorgebogenen Draht eingehängt und mit dem flexiblen Vorbau der Prüfmaschine verbunden.

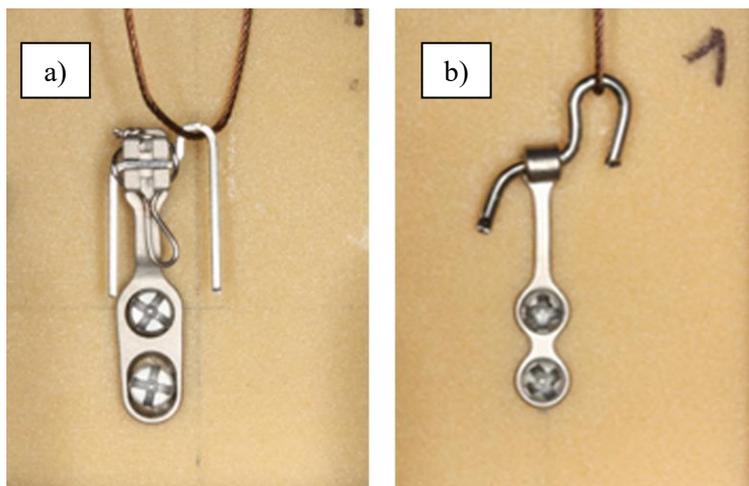


Abbildung 10: H-Platte (a) und C-Platte (b), jeweils vor einem rotatorischen Abzug im Sinne einer In-/ Extrusionsbewegung

2.2.4 Datenerfassung und Verarbeitung

Die Werkstoffprüfmaschine ZWICKI zeichnete neben der Kraft (N) und der Zeit (s), den Weg (mm), den die Traverse während des Abziehvorgangs zurücklegte, auf. Die erhobenen Messwerte wurden von der Prüfmaschine über die dazugehörige Software in einem *.TRA Datensatz gespeichert und sodann in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel® (Microsoft Corporation, Redmond, USA) übertragen. Über die in Tabellenform erfassten Messwerte wurde für jeden Abzug ein Kraft-Weg-Diagrammen erstellt (siehe Anhang). Hieraus konnten die für diese Studie relevanten Kräfte quantifiziert werden.

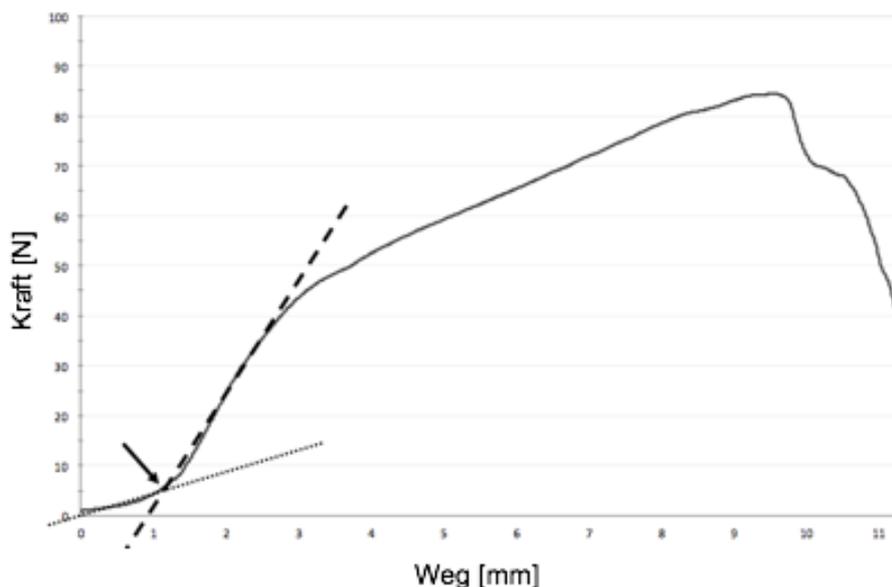


Abbildung 11: Abzug einer H-Platte. Im Kraft-Weg-Diagramm wird der Beginn der initialen Lageveränderung über einen Schnittpunkt definiert

Der Punkt, an dem es zur initialen Lageveränderung der Miniplatte kommt und somit eine Bewegung im Kraftverlauf nachvollziehbar ist, wurde mit Hilfe eines konstruierten Schnittpunktes bestimmt (Abbildung 11). Es wurden zwei Geraden gezogen, eine Hilfsgerade (gepunktet) und eine Hauptgerade (gestrichelt). Die Hilfsgerade verläuft durch den anfänglichen Spannungsaufbau im Knochen-Schrauben-Miniplattenkomplex während die Hauptgerade durch den annähernd linearen Kraftanstieg verläuft. Der Schnittpunkt der beiden Geraden im Graphen wurde als die Stelle festgelegt, bei der es zu einer initialen Bewegung der

Miniplatte im Knochenblock kam. Die zugehörige Kraft zum ermittelten Schnittpunkt wurde aus dem Diagramm ausgelesen.

Die maximale Kraft, die auf eine Miniplatte ausgeübt werden konnte, bevor es zum Ausriss kam, wurde über das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel® (Microsoft Corporation, Redmond, USA) ermittelt.

2.2.5 Statistische Auswertung

Alle nötigen Daten wurden in dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) erfasst und zur statistischen Auswertung in IBM SPSS Statistics v25 (SPSS Inc. An IBM Company, Chicago, IL, USA), unter Verwendung des Betriebssystems OS 10.12.6 für Macintosh (Apple Inc., Cupertino, CA, USA), überführt.

Für die Auswertung wurden die Variablen „harter vs. weicher Knochen“, 4 mm vs. 6 mm Schraubenlänge und H-Platte vs. C-Platte unter den beiden Zugrichtungen sagittal und in-/extrusiv getestet.

Die erhobenen Kräfte wurden über den Mittelwert, die Standardabweichung, den Minimal- und Maximalwert in einer deskriptiven Statistik aufgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt, somit galten erhobene Werte von $p > 0,05$ als normalverteilt (Bortz, 1993; Harms, 2012).

Für Parameter, die im Test nach Shapiro-Wilk nicht normalverteilt waren, wurden zur weiteren Veranschaulichung der Häufigkeitsverteilung Histogramme erstellt (Bortz, 1993).

Auf Grund der überwiegend normalverteilten Daten konnte anschließend der *t*-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt werden (Student, 1908). Da dieser Test Varianzhomogenität voraussetzt, wurde mit dem Test nach Levene überprüft, ob die Varianzen homogen sind (Levene, 1960). Das bedeutete, dass bei Werten mit $p > 0,05$ die Nullhypothese nicht verworfen und Varianzhomogenität angenommen werden konnte.

Um die Unterschiede zwischen den in den Tests verglichenen Gruppen auf statistische Signifikanz hin zu prüfen, wurde mit dem t -Test für unabhängige Stichproben zweiseitig getestet und das Signifikanzniveau auf 5 % festgelegt. Die Angabe statistischer Werte erfolgte entsprechend den APA-Richtlinien (American Psychological Association).

2.2.6 Graphische Darstellung der Ergebnisse

Neben der tabellarischen Aufführung von Mittelwerten und Standardabweichungen wurden zur Visualisierung der Gruppenunterschiede nebeneinanderliegende *Boxplots* erstellt (Abbildung 12).

Die Box erstreckt sich vom ersten bis zum dritten Quartil und spannt den Interquartilsabstand auf. Der Querstrich durch die Box stellt den Median dar, das zweite Quartil. Die von den Enden der Box nach oben und unten ragenden Antennen werden als Whisker bezeichnet. Diese kennzeichnen das Minimum bzw. Maximum der Datenreihe, sofern in der Verteilung keine Ausreißer vorhanden sind. Ein einfacher Ausreißer liegt im Bereich des anderthalbfachen Interquartilsabstandes, ein extremer Ausreißer hingegen im Bereich zwischen dem anderthalb- und dreifachen Interquartilsabstand.

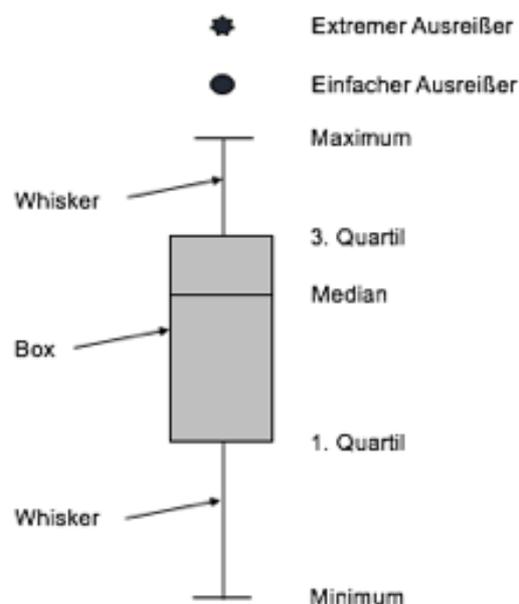


Abbildung 12: Schematische Darstellung eines Boxplots

3 Ergebnisse

3.1 Sagittale Belastung (Abzug i.S. der sagittalen Zahnbewegung)

Innerhalb einer Gruppe wurden jeweils fünf Miniplatten in sagittaler Richtung belastet. Die Miniplatten waren entweder mit 4 mm oder 6 mm langen Schrauben in weichen oder harten Sawbones®-Blöcken fixiert. Zur vergleichenden Beurteilung wurden fünf C-Platten, die mit 4 mm langen Schrauben in harten Sawbones®-Blöcken fixiert waren, abgezogen.

3.1.1 H-Platte, 4 mm vs. 6 mm im weichen Knochen

3.1.1.1 Visuelle Beurteilung nach Abzug der H-Platte

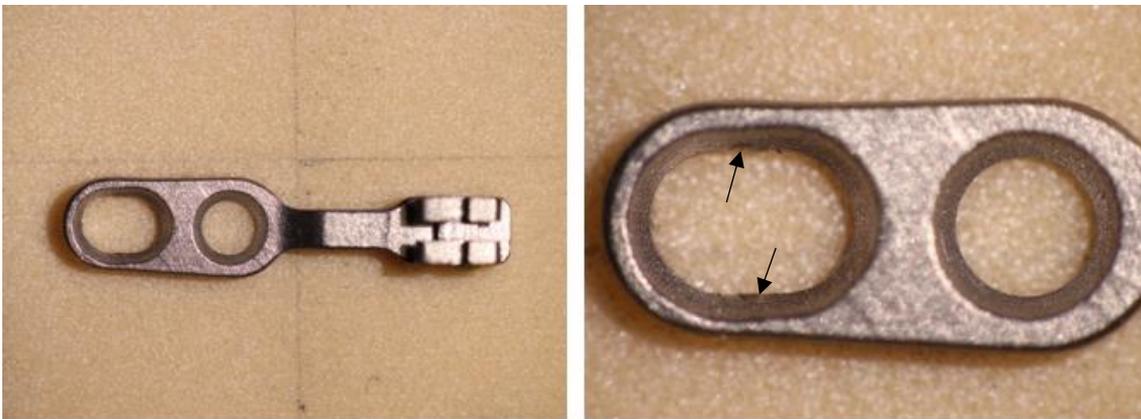


Abbildung 13 : Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8- bzw. 20-fache Vergrößerung, die Deformation am Langloch ist mit Pfeilen markiert

In Abbildung 13 ist exemplarisch eine H-Platte nach einem sagittalen Abzug dargestellt (4 mm Schraubenlänge, weicher Knochen). In der 8-fachen Übersichtsaufnahme ließ sich keine Verformung des Plattenhalses erkennen. Die Schraube aus dem Rundloch wurde bei allen fünf Proben durch den Abzug vollständig ausgehebelt, die Schraube am Langloch nur teilweise. Dies wurde in der 20-fachen Vergrößerung durch eine geringe Deformation ersichtlich. Zu dieser Deformation am Langloch kam es bei allen Abzügen der H-Platten und soll im Weiteren nicht mehr aufgeführt werden.



Abbildung 14: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8-bzw. 20-fache Vergrößerung

In Abbildung 14 ist exemplarisch eine H-Platte nach einem sagittalen Abzug (6 mm Schraubenlänge, weicher Knochen) dargestellt. In der 8- bzw. 20-fachen Aufnahme ließ sich eine leichte Auslenkung des Plattenhalses in Bezug auf den Plattenkörper erkennen. Diese Verformung, entsprechend der sagittalen Kraftzufuhr, stellte den Schwachpunkt der Platte dar. Bei allen fünf Abzügen wurde sowohl die Schraube am Rundloch, als auch die Schraube am Langloch durch die zunehmende Kraftzufuhr ausgehebelt. Der Plattenkopf blieb unverändert, mikroskopisch konnte keine Rissbildung an der gesamten Platte festgestellt werden.

3.1.1.2 Vergleich der initialen Lageveränderung

Ein t -Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um verschiedene Schraubenlängen zur Verankerung der Miniplatten im weichen Knochen miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den t -Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 2) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 1) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der t -Test (Tabelle 2) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von 4 mm langen Schrauben ($M = 2.09$ N, $SD = 0.31$ N) im Vergleich zu 6 mm langen Schrauben ($M = 2.92$ N, $SD = 0.70$ N); $t(8) = 2.39$, $p = 0.043$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die 6 mm langen Schrauben den 4 mm langen Schrauben im weichen Knochen überlegen.

Tabelle 1: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm im weichen Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Schraubenlänge	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Initiale Lageveränderung (N)	4 mm	5	.213
	6 mm	5	.251

Tabelle 2: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm im weichen Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t-Test für die Mittelwertgleichheit
	Schraubenlänge 4 mm	Schraubenlänge 6 mm	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Initiale Lageveränderung (N)	2.09 \pm 0.31	2.92 \pm 0.70	.331	.043

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 15, dass H-Platten, die mit 6 mm langen Schrauben fixiert wurden, bis zur initialen Lageveränderung höher belastet werden konnten, als H-Platten, die mit 4 mm langen Schrauben fixiert waren.

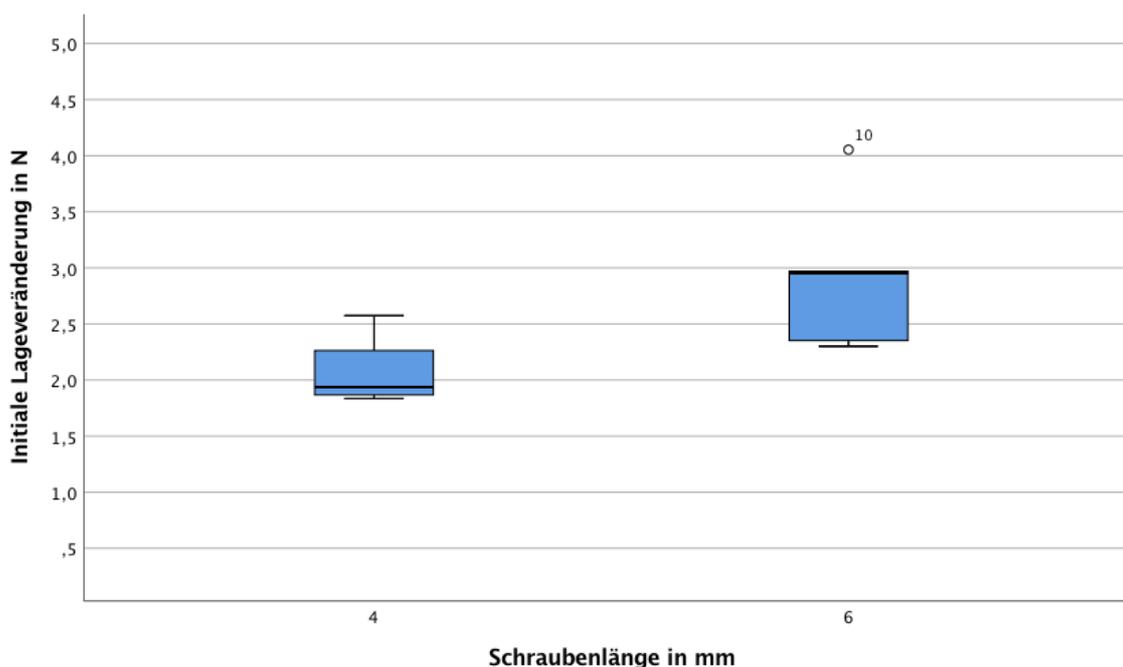


Abbildung 15: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], n = 5; o = Ausreißer

3.1.1.3 Vergleich der maximalen Abzugskraft

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um verschiedene Schraubenlängen zur Verankerung der Miniplatten im weichen Knochen bis zur Maximalbelastung miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden erfüllt, der Test nach Levene (Tabelle 4) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 3) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der *t*-Test (Tabelle 4) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von 4 mm langen Schrauben ($M = 41.72 \text{ N}$, $SD = 2.86 \text{ N}$) im Vergleich zu 6 mm langen Schrauben ($M = 78.03 \text{ N}$, $SD = 7.86 \text{ N}$), $t(8) = -9.74$, $p < 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die 6 mm langen Schrauben den 4 mm langen Schrauben im weichen Knochen überlegen.

Tabelle 3: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm im weichen Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Schraubenlänge	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Maximale Abzugskraft (N)	4 mm	5	.595
	6 mm	5	.972

Tabelle 4: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm im weichen Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	<i>t</i> -Test für die Mittelwertgleichheit
	Schraubenlänge 4 mm	Schraubenlänge 6 mm	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Maximale Abzugskraft (N)	41.72 \pm 2.76	78.03 \pm 7.86	.109	.000

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 16, dass H-Platten durch 6 mm langen Schrauben annähernd doppelt so stark belastet werden konnten, als mit 4 mm langen Schrauben.

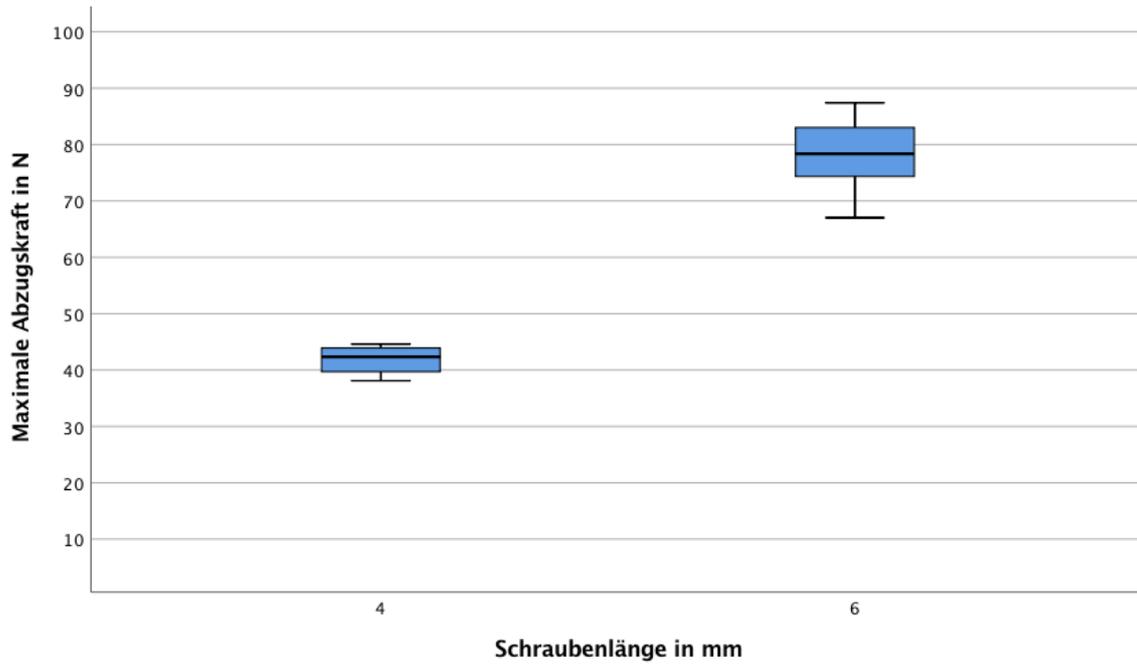


Abbildung 16: Boxplot der Maximalkraft [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], $n = 5$

3.1.2 H-Platte, 4 vs. 6 mm im harten Knochen

3.1.2.1 Visuelle Beurteilung nach Abzug der H-Platte



Abbildung 17: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8- bzw. 20-fache Vergrößerung

In Abbildung 17 ist exemplarisch eine H-Platte nach einem sagittalen Abzug zu sehen (4 mm Schraubenlänge, harter Knochen). In der 8- bzw. 20-fachen Aufnahme ließ sich eine Auslenkung des Plattenhalses in Bezug auf den Plattenkörper erkennen. Die H-Platte dehnte sich bei allen fünf Abzügen über den Schraubenkopf am Langloch hinweg auf, die Schraube am Rundloch war bei allen Abzügen im Knochenblock fixiert geblieben. Mikroskopisch konnte keine Rissbildung an der gesamten Platte festgestellt werden.



Abbildung 18: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach Abzug, 8- bzw. 20-fache Vergrößerung

In Abbildung 18 ist exemplarisch eine H-Platte nach einem sagittalen Abzug (6 mm Schraubenlänge, harter Knochen) dargestellt. In der 8- bzw. 20-fachen Aufnahme ließ sich eine deutliche Auslenkung des Plattenhalses in Bezug auf den Plattenkörper erkennen. Diese Verformung, entsprechend der sagittalen Kraftzufuhr, stellte den Schwachpunkt der Platte dar. Sowohl die Schraube am Langloch, als auch die Schraube am Rundloch sind bei allen vier Abzügen im Knochenblock verankert geblieben. Der Plattenkopf wies einen deformierten Bracketflügel auf, der durch die Befestigung im Versuchsaufbau zu begründen war und dem keine weitere Beachtung zukommen soll. Mikroskopisch konnte keine Rissbildung an der gesamten Platte festgestellt werden.

3.1.2.2 Vergleich der initialen Lageveränderung

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um verschiedene Schraubenlängen zur Verankerung der Miniplatten im harten Knochen miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 6) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 5) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der *t*-Test (Tabelle 6) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von 4 mm langen Schrauben ($M = 3.32 \text{ N}$, $SD = 0.18 \text{ N}$) im Vergleich zu 6 mm langen Schrauben ($M = 3.81 \text{ N}$, $SD = 0.29 \text{ N}$); $t(7) = -3.09$, $p = 0.018$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die 6 mm langen Schrauben den 4 mm langen Schrauben im harten Knochen überlegen.

Tabelle 5: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm, im harten Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Schraubenlänge	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Initiale Lageveränderung (N)	4 mm	5	.515
	6 mm	4	.756

Tabelle 6: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm, im harten Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t-Test für die Mittelwertgleichheit
	Schraubenlänge 4 mm	Schraubenlänge 6 mm	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Initiale Lageveränderung(N)	3.32 \pm 0.18	3.81 \pm 0.29	.444	.018

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 19, dass H-Platten, die mit 6 mm langen Schrauben fixiert waren, eine höhere Stabilität aufwiesen. Der Mittelwert der erreichten Kräfte lag bei Verwendung von 6 mm langen Schrauben um 14,7% über jenem bei Verwendung von 4 mm langen Schrauben.

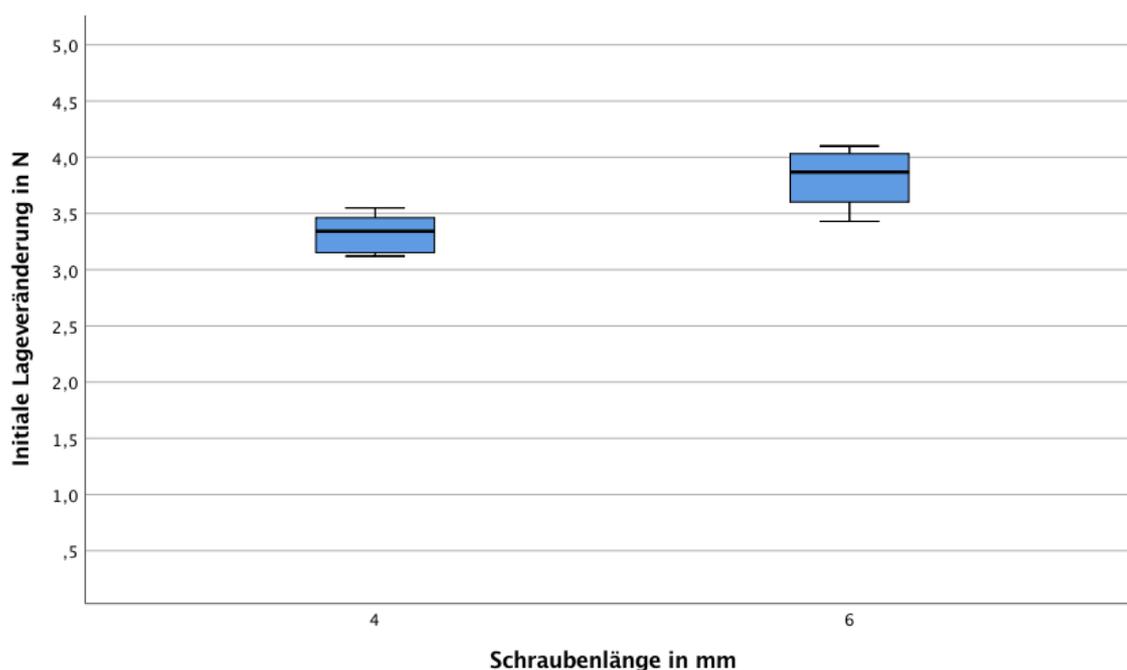


Abbildung 19: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], 4 mm-Gruppe: n = 5; 6 mm-Gruppe: n = 4

3.1.2.3 Vergleich der maximalen Abzugskraft

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um verschiedene Schraubenlängen zur Verankerung der Miniplatten im harten Knochen miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 8) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 7) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der *t*-Test (Tabelle 8) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von 4 mm langen Schrauben ($M = 80.86 \text{ N}$, $SD = 3.73 \text{ N}$) im Vergleich zu 6 mm langen Schrauben ($M = 148.47 \text{ N}$, $SD = 5.17 \text{ N}$), $t(7) = -22.86$, $p < 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die 6 mm langen Schrauben den 4 mm langen Schrauben im harten Knochen überlegen.

Tabelle 7: Test auf Normalverteilung (4 mm vs. 6mm, im harten Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Schraubenlänge	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Maximale Abzugskraft (N)	4 mm	5	.511
	6 mm	4	.108

Tabelle 8: Ergebnis des Vergleiches 4 mm vs. 6mm, im harten Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	<i>t</i> -Test für die Mittelwertgleichheit
	Schraubenlänge 4 mm	Schraubenlänge 6 mm	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Maximale Abzugskraft (N)	80.86 \pm 3.73	148.47 \pm 5.17	.544	.000

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 20, dass H-Platten, die mit 6 mm langen Schrauben fixiert waren, bis zum Ausriss - bezogen auf den Mittelwert - um 83,6% höher belastet werden konnten, als H-Platten, die mit 4 mm langen Schrauben fixiert waren.

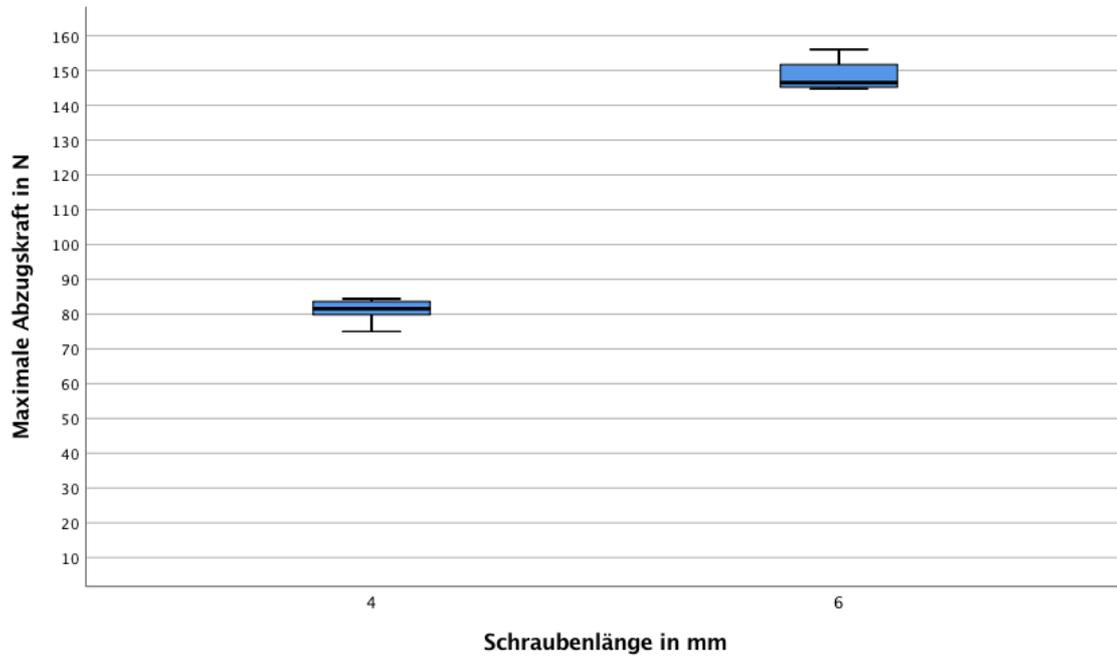


Abbildung 20: Boxplot der Maximalkraft [N] unter Verwendung verschiedener Schraubenlängen [mm], 4 mm-Gruppe: $n = 5$; 6 mm-Gruppe: $n = 4$

3.1.3 C-Platte vs. H-Platte, 4 mm im harten Knochen

3.1.3.1 Visuelle Beurteilung nach Abzug der C-Platte



Abbildung 21: Fotografische Darstellung einer C-Platte nach deren Abzug, 20-fache Vergrößerung

In Abbildung 21 ist eine C-Platte nach sagittalem Abzug dargestellt (4 mm Schraubenlänge, harter Knochen). In der 20-fachen Aufnahme ließ sich eine deutliche Verwindung am Steg erkennen. Die Schrauben am halsnahen Rundloch lösten sich bei allen fünf Abzügen vom Knochenblock. Der Plattenkopf blieb unverändert, mikroskopisch konnte keine Rissbildung an der gesamten Platte festgestellt werden.

3.1.3.2 Vergleich der initialen Lageveränderung

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um verschiedene Miniplattensysteme, jeweils mit 4 mm langen Schrauben im harten Knochen fixiert, miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 10) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 9) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der *t*-Test (Tabelle 10) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von H-Platten ($M = 3.32 \text{ N}$, $SD = 0.18 \text{ N}$) im Vergleich zu C-Platten ($M = 2.17 \text{ N}$, $SD = 0.46 \text{ N}$); $t(7) = 5.12$, $p = 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die H-Platten den C-Platten im harten Knochen überlegen.

Tabelle 9: Test auf Normalverteilung (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Miniplatte	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Initiale Lageveränderung (N)	H-Platte	5	.515
	C-Platte	4	.521

Tabelle 10: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t-Test für die Mittelwertgleichheit
	H-Platte	C-Platte	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Initiale Lageveränderung (N)	3.32 \pm 0.18	2.17 \pm 0.46	.214	.001

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 22, dass H-Platten bis zur initialen Lageveränderung bezogen auf den Mittelwert um 53% höher belastet werden konnten, als C-Platten.

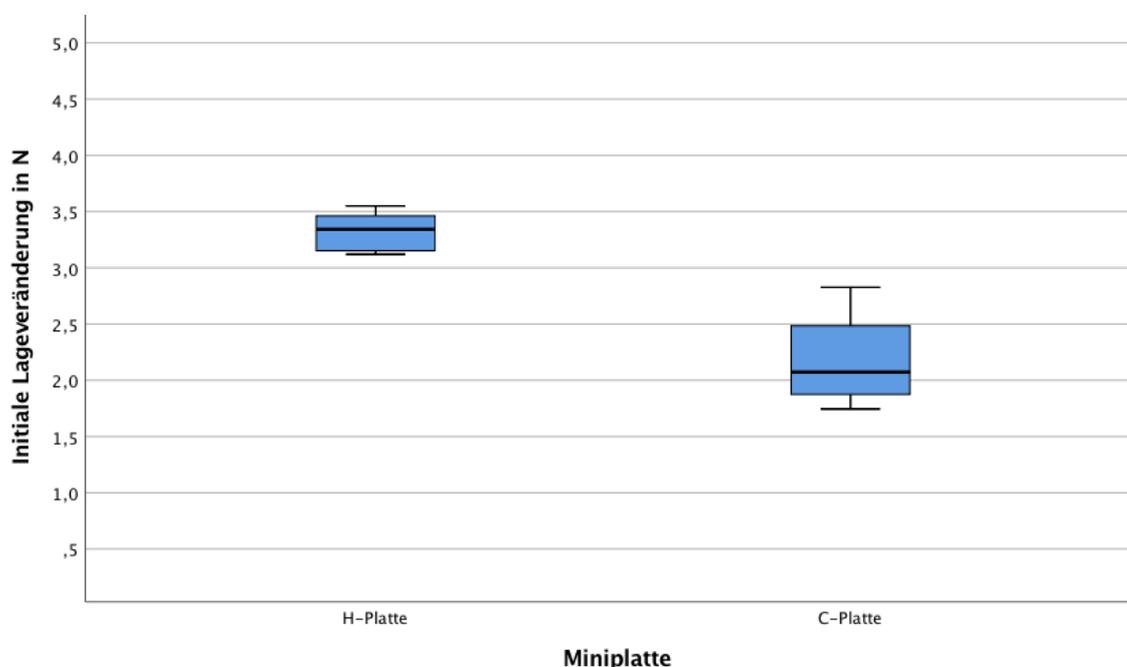


Abbildung 22: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, n = 5; C-Platte, n = 4

3.1.3.3 Vergleich der maximalen Abzugskraft

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um verschiedene Miniplattensysteme, jeweils mit 4 mm langen Schrauben im harten Knochen fixiert, miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 12) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 11) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der *t*-Test (Tabelle 12) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von H-Platten ($M = 80.86 \text{ N}$, $SD = 3.73 \text{ N}$) im Vergleich zu C-Platten ($M = 129.63 \text{ N}$, $SD = 10.0 \text{ N}$), $t(7) = -10.19$, $p < 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die C-Platten den H-Platten im harten Knochen überlegen.

Tabelle 11: Test auf Normalverteilung (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Miniplatte	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Maximale Abzugskraft (N)	H- Platte	5	.511
	C- Platte	4	.494

Tabelle 12: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	<i>t</i> -Test für die Mittelwertgleichheit
	H-Platte	C-Platte	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Maximale Abzugskraft (N)	80.86 \pm 3.73	129.63 \pm 10.00	.115	.000

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 23, dass C-Platten bis zum vollständigen Ausriss bezogen auf den Mittelwert um 60,3% höher belastet werden konnten, als H-Platten.

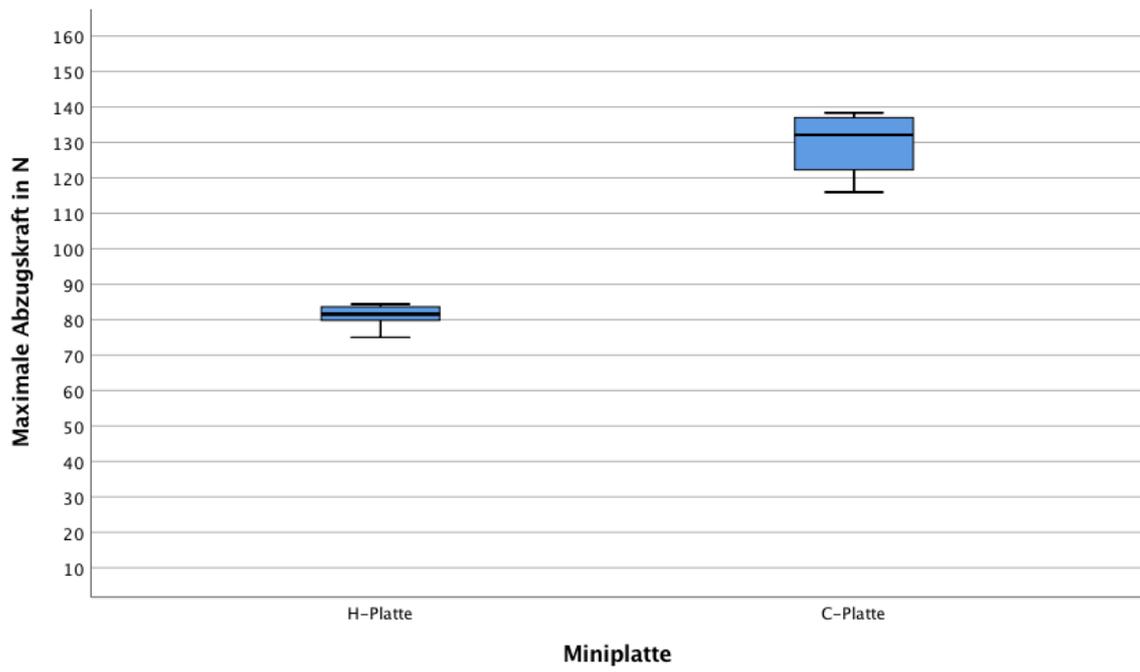


Abbildung 23: Boxplot der Maximalkraft [N] unter Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, $n = 5$; C-Platte, $n = 4$

3.2 Rotatorische Belastung (Abzug i.S. der In-/Extrusionsbewegung)

3.2.1 H-Platte, 4 mm Schraubenlänge, weicher vs. harter Knochen

3.2.1.1 Visuelle Beurteilung nach Abzug der H-Platte



Abbildung 24: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm im weichen Knochenblock), 8-fache Vergrößerung, links mit einligiertem Draht, rechts ohne Draht

In Abbildung 24 ist exemplarisch eine H-Platte nach der rotatorischen Belastung (4 mm Schraubenlänge, weicher Knochen) dargestellt, in Abbildung 25 eine H-Platte nach rotatorischer Belastung (4 mm Schraubenlänge, harter Knochen).

In der 8-fachen Vergrößerung ließ sich in beiden Abbildungen keine Auslenkung des Plattenhalses in Bezug auf den Plattenkörper erkennen. Sowohl die Schraube am Langloch, als auch die Schraube am Rundloch blieben jeweils in allen zehn Abzügen im Knochenblock fixiert. Der Plattenkopf wies einen leicht deformierten Bracketflügel auf, der durch den einligierten Draht zu begründen war und dem keine weitere Beachtung zukommen soll. Mikroskopisch konnte keine Rissbildung an der gesamten Platte festgestellt werden.



Abbildung 25: Fotografische Darstellung einer H-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm Schraubenlänge, im harten Knochen), 8-fache Vergrößerung, links mit einligiertem Draht, rechts ohne Draht

3.2.1.2 Vergleich der initialen Lageveränderung

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um das Verhalten von H-Platten bei initialer Lageveränderung sowohl im weichen, als auch im harten Knochen miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 14) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 13) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der *t*-Test (Tabelle 14) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verankerung im weichen Knochenblock ($M = 8.57 \text{ N}$, $SD = 0.78 \text{ N}$) im Vergleich zum harten ($M = 10.63 \text{ N}$, $SD = 1.21 \text{ N}$); $t(18) = -3.89$, $p = 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung war der harte Knochen dem weichen überlegen.

Tabelle 13: Test auf Normalverteilung (weich vs. hart)

Test auf Normalverteilung			
	Knochenart	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Initiale Lageveränderung (N)	weich	10	.907
	hart	10	.361

Tabelle 14: Ergebnis des Vergleiches weicher vs. harter Knochenblock

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t-Test für die Mittelwertgleichheit
	Weicher Knochen	Harter Knochen	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Initiale Lageveränderung (N)	8.57 \pm 0.78	10.36 \pm 1.21	.328	.001

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 26, dass H-Platten, die im harten Knochen fixiert wurden, höher belastet werden konnten, als H-Platten, die im weichen Knochen fixiert waren.

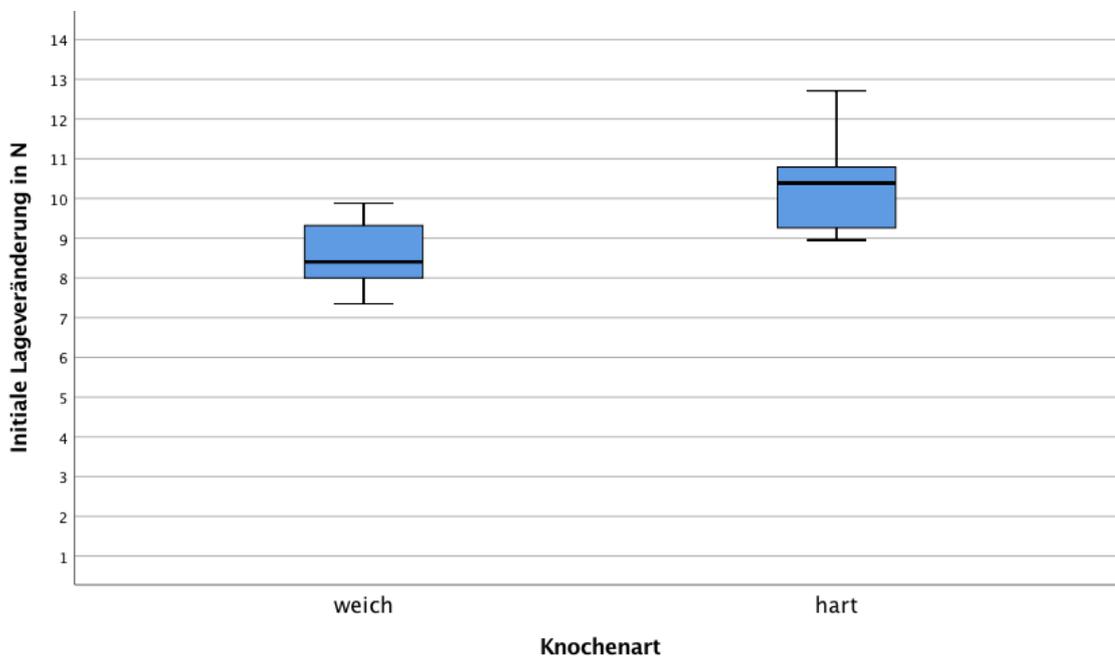


Abbildung 26: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Knochenqualitäten: weicher Knochen, n = 10; harter Knochen, n = 10

3.2.1.3 Vergleich der maximalen Abzugskraft

Ein *t*-Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um die maximale Belastbarkeit von H-Platten, sowohl im weichen als auch im harten Knochenblock, miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den *t*-Test durchzuführen, wurden nur teilweise erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 16) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 15) jedoch keine Normalverteilung ($p < .05$). Daraufhin wurde ein Histogramm erstellt, um den Ausreißer zu verdeutlichen.

Tabelle 15: Test auf Normalverteilung (weicher vs. harter Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Knochenart	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Maximale Abzugskraft (N)	weich	10	.463
	hart	10	.000

Tabelle 16: Ergebnis des Vergleiches weicher vs. harter Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	<i>t</i> -Test für die Mittelwertgleichheit
	Weicher Knochen	Harter Knochen	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Maximale Abzugskraft (N)	56.08 \pm 0.88	57.50 \pm 2.60	.173	.118

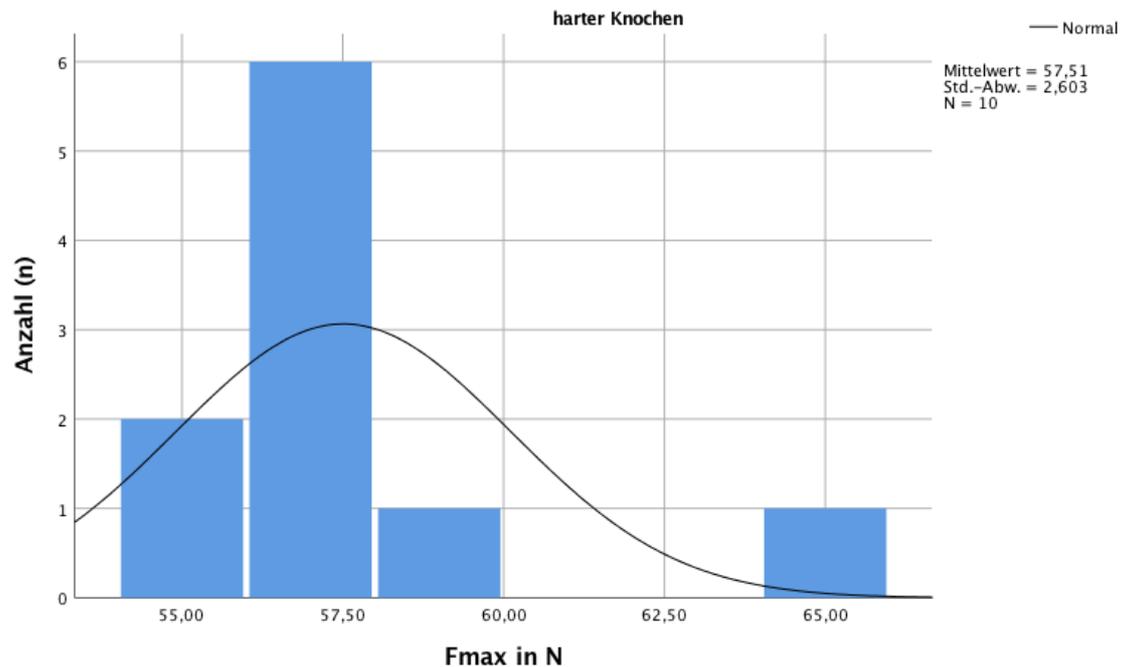


Abbildung 27: Histogramm der maximalen Abzugskraft im harten Knochen

Im Histogramm (Abbildung 27) wurde der Ausreißer für die Ungleichverteilung ersichtlich. Da sich die anderen Messwerte nahe des Mittelwertes befanden, wurde erwogen, diesen einmaligen Ausreißer zu filtern und die Analyse erneut durchzuführen.

Der t -Test (Tabelle 18) ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied für die Verankerung der H-Platten im weichen Knochenblock ($M = 56.08$ N, $SD = 0.88$ N) im Vergleich zum harten ($M = 56.72$ N, $SD = 0.83$ N); $t(17) = -1.622$, $p = 0.123$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen harten und weichen Knochen. Dieses Ergebnis visualisieren zusätzlich die Boxplots in Abbildung 28.

Tabelle 17: Test auf Normalverteilung nach Filterung des Ausreißers (weicher vs. harter Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Knochenart	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Maximale Abzugskraft (N)	weich	10	.463
	hart	9	.953

Tabelle 18: Ergebnis des Vergleiches weicher vs. harter Knochen, nach Filterung des Ausreißers

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t-Test für die Mittelwertgleichheit
	Weicher Knochen	Harter Knochen	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Maximale Abzugskraft (N)	56.08 \pm 0.88	56.72 \pm 0.83	.948	.123

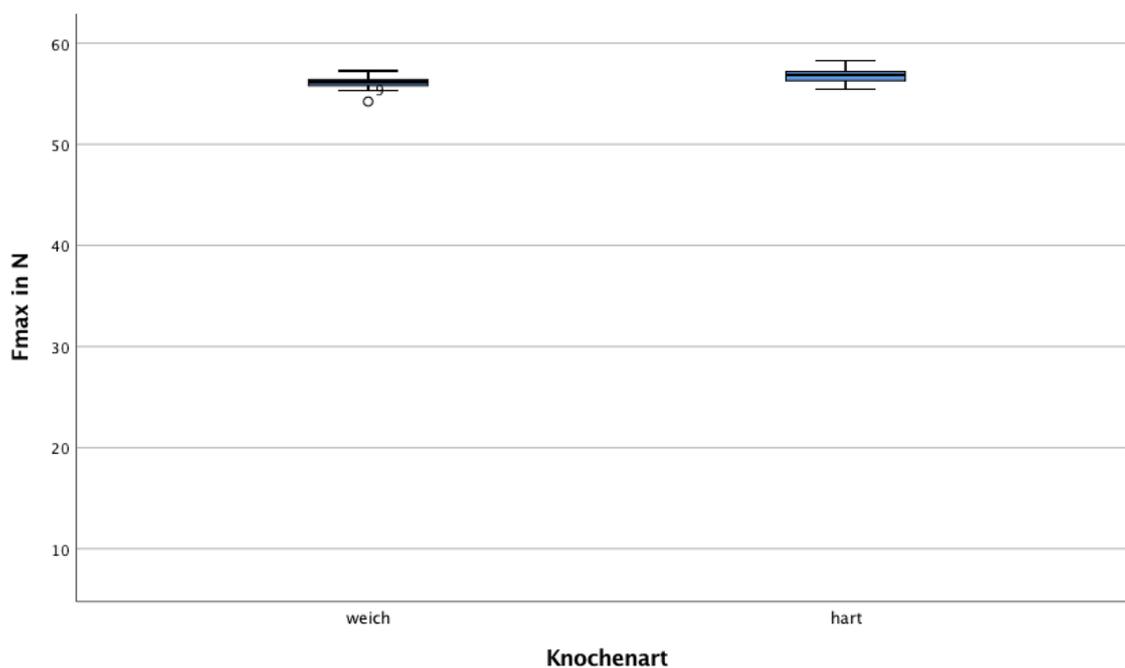


Abbildung 28: Boxplot der maximal aufgebrauchten Kraft [N] unter Verwendung verschiedener Knochenarten: weicher Knochen, n = 10; harter Knochen, n = 9

3.2.2 C-Platte vs. H-Platte, 4 mm Schraubenlänge, im harten Knochen

3.2.2.1 Visuelle Beurteilung nach Abzug der C-Platte



Abbildung 29: Fotografische Darstellung einer C-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm Schraubenlänge, im harten Knochen), 8-fache Vergrößerung, links mit einligiertem Draht, rechts ohne Draht

In Abbildung 29 ist exemplarisch eine C-Platte nach rotatorischer Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung (4 mm Schraubenlänge, harter Knochen) dargestellt. In der 8-fachen Vergrößerung ließ sich eine Auslenkung des Plattenkopfes in Bezug auf den Plattenhals erkennen. Beide Schrauben blieben bei allen fünf Abzügen im Knochen fixiert. Der Plattenkopf wies ein leicht deformiertes Röhrchen auf, das durch den eingebrachten Draht zu begründen war und dem keine weitere Beachtung zukommen soll. Mikroskopisch konnte keine Rissbildung an der gesamten Platte festgestellt werden.

3.2.2.2 Vergleich der initialen Lageveränderung

Ein t -Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um die Belastung von H-Platten und C-Platten bis zur initialen Lageveränderung im harten Knochenblock miteinander zu vergleichen.

Die Bedingungen, um den t -Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 20) ergab für die vorliegenden Parameter eine

Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 19) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der t -Test (Tabelle 20) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Verwendung von H-Platten ($M = 10.63$ N, $SD = 1.21$ N) im Vergleich zu C-Platten ($M = 5.50$ N, $SD = 1.30$ N); $t(13) = 7.13$, $p < 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung waren die H-Platten den C-Platten überlegen. H-Platten konnten im Vergleich zu C-Platten annähernd doppelt so hoch belastet werden, bis es zu einer initialen Lageveränderung kam. Dieses Ergebnis visualisieren zusätzlich die Boxplots in Abbildung 30.

Tabelle 19: Test auf Normalverteilung (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Miniplatte	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Initiale Lageveränderung (N)	H-Platte	10	.361
	C-Platte	5	.863

Tabelle 20: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t -Test für die Mittelwertgleichheit
	H-Platte	C-Platte	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Initiale Lageveränderung (N)	10.36 \pm 1.21	5.50 \pm 1.30	.752	.000

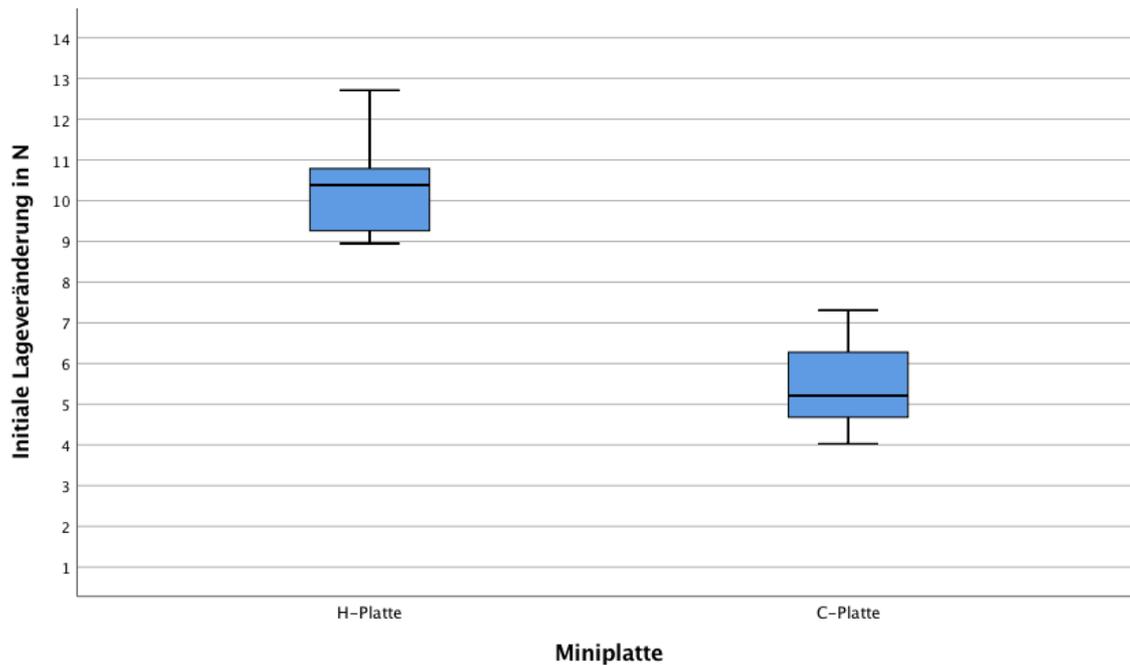


Abbildung 30: Boxplot der Kraft bis zur initialen Lageveränderung [N] unter Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, $n = 10$; C-Platte, $n = 5$

3.2.2.3 Vergleich der maximalen Abzugskraft

Ein t -Test bei unabhängigen Stichproben wurde durchgeführt, um die maximale Belastbarkeit von H-Platten und C-Platten im harten Knochenblock miteinander zu vergleichen.

Bei den H-Platten handelte es sich um den gleichen Datensatz wie im Kapitel 3.2.1.3, auch hier wurde der Datensatz mit dem gefilterten Ausreißer verwendet.

Die Bedingungen, um den t -Test durchzuführen, wurden erfüllt - der Test nach Levene (Tabelle 22) ergab für die vorliegenden Parameter eine Varianzgleichheit, der Test nach Shapiro-Wilk (Tabelle 21) eine Normalverteilung ($p > .05$).

Der t -Test (Tabelle 22) ergab einen statistisch signifikanten Unterschied für die Auswahl von H-Platten ($M = 56.72$ N, $SD = 0.83$ N) im Vergleich zur Auswahl von C-Platten ($M = 90.76$ N, $SD = 5.47$ N); $t(12) = -13.82$, $p < 0.001$.

Im Hinblick auf die Stärke der Verankerung bis zum Ausriss waren die C-Platten den H-Platten überlegen.

Tabelle 21: Test auf Normalverteilung, mit gefiltertem Ausreißer (H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen)

Test auf Normalverteilung			
	Miniplatte	Shapiro-Wilk	
		Anzahl	Signifikanz
Maximale Abzugskraft (N)	H-Platte	9	.953
	C-Platte	5	.661

Tabelle 22: Ergebnis des Vergleiches H-Platte vs. C-Platte, im harten Knochen, nach Filterung des Ausreißers

	Mittelwerte \pm Std.- Abweichung		Levene-Test der Varianzgleichheit	t-Test für die Mittelwertgleichheit
	H-Platte	C-Platte	Signifikanz (p)	Sig. (2-seitig)
Maximale Abzugskraft (N)	56.72 \pm 0.83	90.76 \pm 5.47	.000	.000

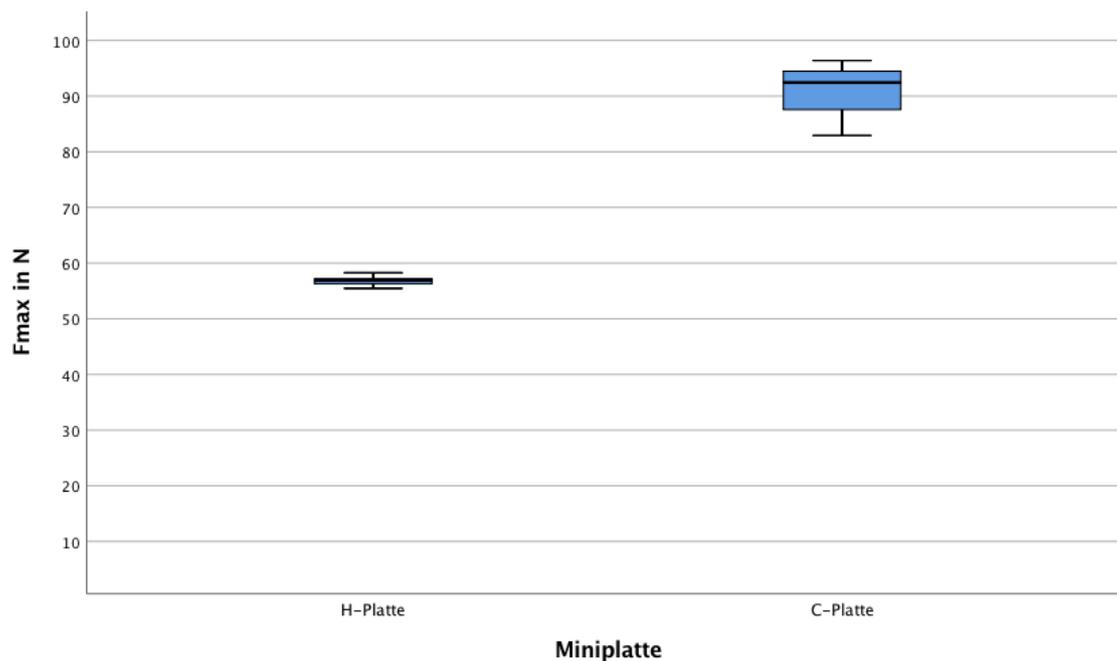


Abbildung 31: Boxplot der maximal aufgetragenen Kraft [N] unter Verwendung verschiedener Miniplatten: H-Platte, n = 9; C-Platte, n = 5

Zur Veranschaulichung des Ergebnisses visualisieren die Boxplots in Abbildung 31, dass C-Platten, die mit 4 mm langen Schrauben fixiert wurden, bis zum vollständigen Ausriss höher belastet werden konnten als H-Platten.

3.2.3 Übersicht der Messwerte

Tabelle 23: Deskriptive Statistik der sagittalen Belastung i.S. einer sagittalen Zahnbewegung; M = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimaler Wert, Max = Maximaler Wert

Schraubenlänge	Sagittaler Abzug							
	H-Platte, weicher Knochen							
	4 mm				6mm			
	M	SD	Min	Max	M	SD	Min	Max
initiale Verformung [N]	2,09	0,31	1,84	2,58	2,92	0,7	2,3	4,05
Maximalkraft [N]	41,72	2,76	38,1	44,61	78,03	7,86	67,04	87,41

Schraubenlänge	Sagittaler Abzug							
	H-Platte, harter Knochen							
	4 mm				6mm			
	M	SD	Min	Max	M	SD	Min	Max
initiale Verformung [N]	3,32	0,18	3,12	3,55	3,81	0,29	3,43	4,1
Maximalkraft [N]	80,86	3,73	75,01	84,39	148,47	5,171	144,8	156,06

Miniplatte	Sagittaler Abzug							
	harter Knochen, 4 mm Schraubenlänge							
	H-Platte				C-Platte			
	M	SD	Min	Max	M	SD	Min	Max
initiale Verformung [N]	3,32	0,18	3,12	3,55	2,17	0,46	1,75	2,83
Maximalkraft [N]	80,86	3,73	75,01	84,39	129,6	10	116	138,3

Tabelle 24: Deskriptive Statistik der rotatorischen Belastung i.S. einer in-/extrusiven Zahnbewegung; M = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimaler Wert, Max = Maximaler Wert

Knochenblock	In- / Extrusion							
	H-Platte, 4 mm Schraubenlänge							
	weich				hart			
	M	SD	Min	Max	M	SD	Min	Max
initiale Verformung [N]	8,57	0,78	7,35	9,88	10,36	1,21	8,95	12,71
Maximalkraft [N]	56,08	0,88	54,23	57,26	56,72	0,83	55,45	58,27

Miniplatte	In-/Extrusion							
	harter Knochen, 4 mm Schraubenlänge							
	H-Platte				C-Platte			
	M	SD	Min	Max	M	SD	Min	Max
initiale Verformung [N]	10,36	1,21	8,95	12,71	5,5	1,3	4,03	7,31
Maximalkraft [N]	56,72	0,83	55,45	58,27	90,76	5,47	82,93	96,38

4 Diskussion

In dieser In-vitro-Studie wurde die H-Platte, die ein neuartiges Design aufweist und damit Vorteile im praktischen Einsatz verspricht, in unterschiedlichen Abzugsversuchen auf ihre Widerstandsfähigkeit hin überprüft. Zur vergleichenden Betrachtung wurde die bereits klinisch etablierte C-Platte herangezogen.

4.1 Diskussion der Zielsetzung

Mechanische Vorversuche im Rahmen von Studien dienen als Basis für die Beurteilung und Einschätzung der klinischen Einsetzbarkeit und Wirksamkeit. Die Durchführung einer solchen experimentellen Laborstudie zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften und der Verankerungsstabilität ermöglichte die Evaluierung der H-Platten unter reproduzierbaren Laborbedingungen. Darüber hinaus bot dieses Vorgehen die Möglichkeit, mögliche Einflussfaktoren auf die Verankerungsstabilität sowie bereits klinisch etablierte Verankerungselemente in die Studie zu integrieren und strukturiert mit zu untersuchen.

Hierdurch konnte die Zielsetzung dieser Arbeit um diese Aspekte erweitert werden, wodurch wiederum Hinweise zur praktischen Anwendung der H-Platte für den Behandler in Bezug auf zu verwendende Befestigungsschrauben und den Einfluss unterschiedlicher Knochenqualitäten entstanden sind. Darüber hinaus konnten Erkenntnisse über die Anwendungseignung der H-Platte im Vergleich zu bereits existierenden Plattensystemen, hier der C-Platte, erzielt werden. Durch die klinisch ausgerichtete Zielsetzung und Vorgehensweise konnte die Relevanz der Arbeit für die Anwender aus dem klinischen Umfeld gesteigert werden.

4.2 Diskussion von Material und Methoden

In der vorliegenden Laborstudie wurde die Verankerungsstabilität von zwei verschiedenen Miniplattensystemen bei Abzug aus Knochenreplikaten unterschiedlicher Dichte und Qualität untersucht. Die Miniplatten wurden dabei mit Schrauben unterschiedlicher Längen fixiert und sowohl in sagittaler Richtung abgezogen, als auch rotatorisch im Sinne einer In-/Extrusionsbewegung.

Für den klinischen Anwender ist die Kenntnis über diese Parameter von Bedeutung, um für das jeweilige Miniplattensystem die richtige Auswahl der Schraubenlänge für das entsprechende Insertionsgebiet zu treffen.

Eine zu hohe mechanische Belastung auf die Miniplatte kann bei Verwendung zu kurzer Schrauben in einem Knochen verminderter Qualität zur Plattenlockerung führen (Präger et al., 2015).

4.2.1 Diskussion der verwendeten Materialien

Miniplatten bieten ein breites Anwendungsspektrum in der kieferorthopädischen Praxis und kommen meist zum Einsatz, wenn konventionelle Verankerungsmethoden und TADs nicht mehr indiziert sind (Sugawara, 2014).

Sowohl H-, als auch die zum Vergleich herangezogenen C-Platten bestehen grundsätzlich aus Reintitan, sodass angenommen werden kann, dass ein unterschiedliches Verhalten unter Kraftereinwirkung aus dem spezifischen Plattendesign, nicht jedoch aus dem eingesetzten Material resultiert.

Klinischen Berichten zufolge sind die Erfolgsraten beim Einsatz von Miniplatten gegenüber der Verwendung von Minischrauben höher (Miyawaki et al., 2003; Choi et al., 2005; Janssen et al., 2008; Sugawara, 2014). Der klinische Erfolg beim Einsatz von kieferorthopädischen Miniplatten hängt u.a. von der Stabilität der zur Fixierung verwendeten Schrauben ab (Präger et al., 2015). Miyawaki et al. berichteten in einer klinischen Studie, dass kein Zusammenhang zwischen der Stabilität der Schraube und der Schraubenlänge besteht, sofern die Schraubenlänge wenigstens 5 mm beträgt. Sie stellten jedoch fest, dass der Schraubendurchmesser ein die Stabilität beeinflussender Faktor ist. Miyawaki et al. verwendeten Miniplatten, die jeweils mit 2 Schrauben mit einem Durchmesser von 2 mm und einer Länge 5 oder 7 mm fixiert waren (Miyawaki et al., 2003). Nach Choi et al. gibt es Berichte darüber, dass eine höhere Stabilität der Miniplattenfixation auch durch Erhöhung der Schraubenanzahl erreicht werden konnte. Durch Erhöhung der Schraubenanzahl von 2 auf 3 konnte die Stabilität um ca. 10 N gesteigert werden (Choi et al., 2005). Choi et al. selbst konnten jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Verwendung von 2 oder

3 Fixierungsschrauben bei Verwendung von L- und T-förmigen Miniplatten feststellen (Choi et al., 2005).

Die zu untersuchende H-Platte war, genau wie die bereits etablierte C-Platte, zur Fixation mit lediglich zwei Schraublöchern versehen, sodass eine Befestigung mit mehr als zwei Schrauben nicht möglich ist. Die herstellerseitig mitgelieferten Verankerungsschrauben verfügten über einen Durchmesser von 1,7 mm (H-Platte) bzw. 1,5 mm (C-Platte), sodass keine differenzierte Betrachtung unterschiedlicher Schraubendurchmesser für die jeweiligen Plattensysteme möglich gewesen ist.

Im Hinblick auf die Schraubenlänge standen Varianten in 4 und 6 mm Länge für die Studie zur Verfügung, wodurch es in Bezug auf die Erkenntnisse von Miyawaki et al. möglich war, zu prüfen, ob auch Schraubenlängen von weniger als 5 mm eine noch hinreichende Verankerungsstabilität gewährleisten (Miyawaki et al., 2003). Eine Reduktion der Schraubenlänge ist vor dem Hintergrund einer zu verfolgenden Minimalinvasivität und der Vermeidung von Verletzungen umliegender Strukturen von Bedeutung. Alle Schrauben waren gemäß dem klinischen Standard aus einer biokompatiblen Titanlegierung hergestellt, sodass, wie auch in Bezug auf die Plattensysteme selbst, davon ausgegangen wurde, dass die verwendeten Materialien keinen Einflussfaktor für die Ergebnisse in den unterschiedlichen Messreihen darstellten.

Zur Durchführung dieser Laborstudie kamen darüber hinaus unterschiedliche Knochenmaterialien als Verankerungsbasis in Frage. Abzugsversuche wurden in weiteren Studien sowohl auf der Basis von natürlichem Knochen (Huja et al., 2005; Mischkowski et al., 2008), als auch von Knochensimulationsmaterial (Gracco et al., 2012; Meira et al., 2013; Tseng et al., 2017) durchgeführt. Yoo trug in seiner Arbeit die Einflussfaktoren Dicke und Dichte der Kortikalis zusammen, von denen verschiedene Autoren einen positiven Zusammenhang in Bezug auf die Primärstabilität festgestellt haben (Yoo, 2020).

Migliorati et al. untersuchten demgegenüber die Auswirkung unterschiedlicher Kortikalisdicken synthetischer Knochenreplikate auf die Abzugskraft von Minischrauben. Entgegen der Erkenntnisse von Yoo, konnten sie jedoch keinen

signifikanten Zusammenhang zwischen Kortikalisdicke und Abzugskraft feststellen (Migliorati et al., 2011).

Nach Jaffin et al. konnte eine Vielzahl von Faktoren für die Ätiologie von Fixturverlusten verantwortlich gemacht werden, wobei die Qualität des Knochens die wichtigste Determinante für den Verlust der Befestigungselemente darstellte (Jaffin und Berman, 1991).

Um den Einfluss auf die Verankerungsstabilität der H-Platte vor dem Hintergrund der ambivalenten Ergebnisse der genannten Vorarbeiten beurteilen zu können, wurden in der vorliegenden Studie Knochenreplikate verwendet. Diese können nach den studienspezifischen Bedürfnissen im Hinblick auf Kortikalis- und Spongiosadicke und -dichte konfiguriert werden. Des Weiteren konnte durch die inhärente Homogenität des Replikatmaterials die Vergleichbarkeit der Ergebnisse unterschiedlicher Abzüge innerhalb der Gruppen, als auch gruppenübergreifend gewährleistet werden, was einen wesentlichen Vorteil gegenüber der Verwendung von natürlichem (Kadaver-)Knochenmaterial darstellt (Calvert et al., 2010).

Wie in Kapitel 2.1.5 erläutert, wurden Konfigurationen gewählt, die jeweils eine Ober- und eine Unterkiefer-Prämolarenregion hinreichend repräsentierten. Die Konfigurationen wurden so variiert, dass auch eine Aussage über die Verankerungsstabilität bei tendenziell reduzierter Knochenqualität- und -quantität getroffen werden konnte. In der klinischen Anwendung kann im Regelfall sogar eine bessere Ausgangssituation erwartet werden, sodass hier nicht von einer Verschlechterung der Verankerungsstabilität gegenüber den Studienergebnissen ausgegangen werden muss.

4.2.2 Diskussion der Methoden

Die Miniplatten wurden manuell mit jeweils zwei Schrauben auf den *Sawbones*®-Blöcken fixiert. Somit war trotz höchster Sorgfalt eine geringe Varianz in Bezug auf die Insertionstiefe und den Winkel der beiden fixierenden Schrauben zueinander nicht auszuschließen, was jedoch auch in der klinischen Anwendung nicht vermeidbar ist. Die geringen potenziellen Abweichungen in den Messergebnissen, die aus diesem Umstand resultieren könnten, würden sich

durch die Mehrschraubenretention überwiegend auf die gemessenen Maximalwerte auswirken und in einem Bereich liegen, der intraoral nicht erreicht wird.

Auch wenn die in der zweiten Versuchsreihe verwendeten Drähte manuell vorgebogen und die Drahtligaturen manuell gebunden wurden, wurden sie jeweils von derselben Person bearbeitet, um die Varianz innerhalb der Proben so gering wie möglich zu halten.

In der klinischen Praxis werden sowohl Minischrauben als auch Miniplatten weitestgehend direkt nach der Insertion oder nach einer kurzen Einheilphase belastet, daher ist die Primärstabilität von entscheidender Bedeutung für den Verankerungserfolg (Mischkowski et al., 2008). Mangelnde Primärstabilität führt im Allgemeinen zu fortschreitender Schraubenmobilität und damit zum Misserfolg der Behandlung (Mischkowski et al., 2008). Die Stabilität ist eine Variable, die mit quantitativen Methoden, wie dem Periotest, der Resonanzfrequenzanalyse, der Aufzeichnung des Insertiondrehmoments oder über Abzugstests (Carano et al., 2005; Mischkowski et al., 2008; Lu et al., 2011; Tseng et al., 2017) bewertet werden kann. Ein Abzugstest wird im Allgemeinen verwendet, um eine mechanische Bewertung der Halteeigenschaften eines eingebetteten Materials oder eines Geräts zu erhalten (Migliorati et al., 2012). Die Beurteilung von mechanischen Eigenschaften in Ausreißversuchen unter axialen Kräften ist eine bereits etablierte Methode zum Vergleich verschiedener Minischrauben und wurde in dieser Studie auf Miniplatten angewandt. Jedoch wurde der Versuchsaufbau in der vorliegenden Studie dahingehend angepasst, dass klinisch relevante Kräfte auf die Miniplatten aufgebracht wurden.

Zur Kraftapplikation und Messung der Abzugskraft kam eine Materialprüfmaschine (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) zum Einsatz. Derartige Maschinen gelten als bewährter Standard in der Materialprüftechnik. Vor Beginn eines jeden Abzugs wurde das Gerät neu kalibriert. Die verwendete Abzugsgeschwindigkeit variierte in verschiedenen Studien zwischen 0,5 mm/min (Meira et al., 2013) und 10 mm/min (Gracco et al., 2012), wobei eine Abzugsgeschwindigkeit von 3 mm/min vermehrt verwendet wurde (Mischkowski

et al., 2008; Wei et al., 2011; Yoo, 2020) und auch für den hier vorliegenden Versuchsaufbau übernommen wurde.

Die Zugrichtung wurde so eingestellt, dass in der ersten Versuchsreihe eine sagittale Abzugskraft auf die Miniplatten wirkte, in der zweiten eine In-/Extrusiv verankernde Kraft. Über den Versuchsaufbau wurde erstmalig eine Kraft auf Miniplatten appliziert, die der klinischen Krafrichtung nahekommt. Durch den gewählten Vektor konnte jedoch nicht ausgeschlossen werden, dass zusätzlich zur abziehenden Kraft ein Biegemoment erzeugt wurde, welches sich in einem nicht messbaren Bereich auch auf die Abzugskräfte auswirkte.

Dass die Krafrichtung einen entscheidenden Einfluss auf die Auszugskraft hat, zeigt eine Studie von Pierce et al. Diese berichteten, dass Schrauben unter axialer Abzugsrichtung eine 34% höhere Auszugskraft aufwiesen, als dieselben Schrauben, die in tangentialer Richtung abgezogen wurden (Pierce et al., 2003).

Im Allgemeinen variieren die orthodontischen Kräfte für verschiedene Zahnbewegungen, liegen aber im Bereich zwischen 0,3 und 4 N (Tepedino et al., 2017). Beim Einsatz eines Headgears können orthopädische Kräfte in einer Größe bis zu 9,8 N vorliegen (Sander und Sander, 2011). In klinischen Studien wurde mehrfach beschrieben, dass Miniplatten, im Vergleich zu Minischrauben, höheren Kräften standhalten (De Clerck und Swennen, 2011; Chung et al., 2011). Entgegen der klinischen Erkenntnis von Gracco et al., dass Abzugskräfte zwischen 170 N und 192,8 N erreicht werden, konnten in der vorliegenden Arbeit maximale Abzugskräfte von 148 N in sagittaler Richtung gemessen werden. Gracco et al. untersuchten, welche Auswirkung die Gewindeform auf die axiale Auszugskraft von kieferorthopädischen Minischrauben (12 mm Gewindeschäftlänge, 2 mm Durchmesser) aus *Sawbones*®-Blöcken hatten (Gracco et al., 2012). Meira et al. berichteten von ähnlichen Kräften, die durchschnittlichen bei 175 N aus einem 45 Grad-Abzugswinkel lagen. Die Autoren untersuchen das biomechanische Verhalten von verschiedenen geneigten kieferorthopädischen Mini-Implantaten durch Analyse des Einschubdrehmoments und der axialen Auszugsfestigkeit (Meira et al., 2013).

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Laborstudie war, die Beurteilung mechanischer Eigenschaften einer neuartigen skelettalen Verankerungsplatte, der H-Platte, unter Krafteinwirkung. Im Folgenden sollen die formulierten Hypothesen überprüft werden.

4.3.1 Sagittale Belastung (Abzug i.S. einer sagittalen Bewegung)

Hypothese 1, dass H-Platten innerhalb eines Spektrums orthodontischer Kräfte (bis zu 200 g) in mesio-distaler Richtung orts- und formstabil sind, wurde bestätigt.

Eine initiale Lageveränderung ergab sich bei Verankerung im weichen Knochen über alle Abzugsversuche durchschnittlich bei einer Kraft von 2,09 N und bei Verankerung im harten Knochen bei durchschnittlich 3,81 N.

Hypothese 2, dass zwischen 4 mm und 6 mm langen Schrauben kein Unterschied bzgl. der Stabilität der H-Platte besteht, wurde widerlegt.

Sowohl im harten Knochen, als auch im weichen sorgten die langen Schrauben durchgängig für mehr Stabilität. Im weichen Knochen lag die erforderliche Kraft zur initialen Verformung bei Verwendung von 6 mm langen Schrauben um 39,7% über jener bei Verwendung von 4 mm langen Schrauben, bezogen auf die jeweiligen Mittelwerte. Die Maximalbelastbarkeit bei Verwendung von 6 mm langen Schrauben lag sogar um 87,0% über jener bei Verwendung von 4 mm langen Schrauben.

Ein ähnliches Bild ergab sich auch im harten Knochen: Die erforderliche Kraft zur initialen Lageveränderung bei 6 mm-Schrauben lag gegenüber 4 mm-Schrauben um 14,7% höher, die Maximalbelastbarkeit um 83,6% - auch hier jeweils bezogen auf die Mittelwerte.

Hypothese 3, dass zwischen H- und C-Platten kein Unterschied bzgl. der erforderlichen Kräfte zur initialen Lageveränderung oder in Bezug auf die maximale Belastbarkeit bei Verankerung im harten Knochen besteht, wurde widerlegt.

Die H-Platten konnten gegenüber den C-Platten bis zur initialen Lageveränderung um 53% und damit signifikant höher belastet werden.

Dagegen konnten die C-Platten gegenüber den H-Platten einer um 60% höheren Maximalbelastung vor einem Ausriss Stand halten. Dieses Ergebnis ließ sich im Rahmen der visuellen Versuchsbeurteilung darauf zurückführen, dass die C-Platten eine geringere Verwindungssteifigkeit besitzen als H-Platten, und sich zunächst stärker selbst verformten, bevor die Abzugskraft auf die Verankerungsschrauben wirkte und den Ausriss hervorrief.

4.3.2 Rotatorische Belastung (Abzug i.S. einer In-/Extrusionsbewegung)

Hypothese 4, dass H-Platten innerhalb eines Spektrums orthodontischer Kräfte (bis zu 200 g) in mesio-distaler Richtung orts- und formstabil sind, wurde bestätigt.

Eine initiale Lageveränderung ergab sich bei Verankerung im weichen Knochen mit 4 mm-Schrauben über alle Abzugsversuche durchschnittlich bei einer Kraft von 8,57 N und bei Verankerung im harten Knochen bei durchschnittlich 10,36 N.

Hypothese 5, dass zwischen hartem und weichem Knochen bei Verankerung mit 4 mm langen Schrauben kein Unterschied bzgl. der Stabilität der H-Platte besteht, wurde widerlegt.

Im harten Knochen war die erreichte Kraft bis zur initialen Lageveränderung um 20,9% und damit signifikant höher, als im weichen Knochen - bezogen auf die erreichten Mittelwerte. Dahingegen war die erreichte Maximalkraft im harten Knochen mit 1,1% nur unwesentlich höher als im weichen Knochen. Hier musste die Validität des Ergebnisses jedoch in Frage gestellt werden, denn anhand der visuellen Beurteilung war zu vermuten, dass eher die Belastbarkeit des einligierten Drahtes bewertet wurde, als die tatsächliche Maximalbelastung, die auf die Miniplatte wirkte.

Hypothese 6, dass zwischen H- und C-Platte kein Unterschied bzgl. der erforderlichen Kräfte zur initialen Lageveränderung oder in Bezug auf die

maximale Belastbarkeit bei Verankerung im harten Knochen besteht, wurde widerlegt.

Die H-Platten konnten gegenüber den C-Platten bis zur initialen Lageveränderung um 88,3% und damit signifikant höher belastet werden.

Dagegen konnten die C-Platten gegenüber den H-Platten einer um 60,0% und damit signifikant höheren Maximalbelastung Stand halten. Allerdings musste hier die Validität des Ergebnisses in Frage gestellt werden. Bei diesen Kräften, die weit über der klinischen Anwendung lagen, war zu vermuten, dass eher die Belastbarkeit des jeweils verwendeten Drahtes bewertet wurde, als die tatsächliche Belastbarkeit der Miniplatte.

4.4 Grenzen der Studie

Die Tatsache, dass weitere Faktoren Einfluss auf das Messergebnis nehmen können, welche im Studiendesign nicht berücksichtigt wurden, stellt eine wesentliche Limitation dieser Studie dar. Dies sind die im Versuchsaufbau verwendeten Hilfsmaterialien (Vierkantdraht/Runddraht), welche durch die erzeugte Biegebeanspruchung bei Imitation der klinischen In-/Extrusionsrichtung das Messergebnis beeinflussen.

Auch wenn Abzugstests nicht in direktem klinischen Bezug stehen, konnte mit diesem Vorgehen die Relevanz für die klinische Anwendbarkeit gesteigert werden.

Grundlage zur Gegenüberstellung der verschiedenen Miniplatten, befestigt mit 4 oder 6 mm langen Schrauben in weichen oder harten Knochen, war die Regelmäßigkeit der Messwerte während den aufeinanderfolgenden Abzügen. Die erhobenen durchschnittlichen Abzugskräfte zeigten eine hohe Konstanz, was sich in der geringen Standardabweichung, die ein Maß für die Streuung darstellt, widerspiegelte und den geringen Stichprobenumfang rechtfertigt.

4.5 Schlussfolgerungen

Basierend auf den Ergebnissen der Untersuchung konnten die folgenden Schlussfolgerungen gezogen werden.

1. Das H-Miniplattensystem zeigt insgesamt und unter Verwendung unterschiedlicher Schraubenlängen sowie Knochenqualitäten eine hohe Resilienz gegenüber sagittalen und in-/extrusiven Kräften. Die erforderlichen Kräfte zur Erzeugung einer initialen Lageveränderung des TADs, zur Deformation sowie zum Ausriss liegen allesamt deutlich über dem klinisch erreichbaren Belastungsniveau. Aus Perspektive der mechanischen Eigenschaften und der Belastbarkeit existieren keine Vorbehalte gegenüber der klinischen Einsetzbarkeit, die hier experimentell bestätigt wurde.
2. Sowohl die der Verankerung zugrundeliegende Knochenqualität, als auch die verwendete Schraubenlänge haben einen erheblichen Einfluss auf die Belastbarkeit bis zur initialen Lageveränderung bzw. bis zum Ausriss. Eine härtere Knochenqualität führt, genau wie die Verwendung von längeren Verankerungsschrauben, zu einer höheren Belastbarkeit des Miniplattensystems. Dennoch liegt die Belastbarkeit selbst bei Kombination von weichem Knochen und kurzen Schrauben von 4 mm Schraubenlänge in einem klinisch absolut akzeptablen Bereich.
3. Der Vergleich der Belastbarkeit von H- und C-Platte weist sowohl im sagittalen Abzug als auch bei In-/Extrusion auf eine erhöhte Stabilität der H-Platte gegenüber initialer Verformung hin. Dennoch kann auch der C-Platte eine für den klinischen Anwendungsbereich vollkommen ausreichende Stabilität attestiert werden.

5 Zusammenfassung

Als Alternative zu konventionellen kieferorthopädischen Apparaturen bzw. zur Erweiterung des Anwendungsspektrums hat sich eine Vielzahl an temporären skelettalen Verankerungselementen (TADs) etabliert und klinisch bewährt. Über die mechanische Belastbarkeit gegenüber Zugkräften lagen bislang jedoch keine Untersuchungen vor

In dieser experimentellen Studie wurden mechanische Eigenschaften bzw. die Verankerungsstabilität eines neuartigen Temporary Anchorage Devices, der sog. H-Platte, untersucht. Durch den hier konzipierten Versuchsaufbau konnten über Abzugstests erstmals Kräfte auf die Miniplatten aufgebracht werden, die klinischen Abzugskräften in ihrer Krafrichtung nahekommen.

Insgesamt wurden 40 H-Platten und 10 C-Platten in sagittaler oder in-/extrusiver Richtung über eine Materialprüfmaschine abgezogen. Dabei wurden Kräfte in Newton gemessen, die erforderlich waren, um eine initiale Lageveränderung der Miniplatte bzw. deren Ausriss aus dem Knochenreplikat hervorzurufen. Die Qualität des synthetischen Knochenreplikats (weich vs. hart) und die Länge der fixierenden Schrauben (4 vs. 6 mm) stellten die Variablen innerhalb der beiden Versuchsreihen dar. Zur vergleichenden Beurteilung der Messergebnisse wurde die bereits klinisch etablierte C-Platte herangezogen.

Die mittleren Kräfte bei Abzügen der H-Platte unter sagittaler Belastung aus weichen Knochenblöcken, die zur initialen Lageveränderung führten, lagen bei 2,09 N, während es bei 41,72 N zum Ausriss kam. Durch Verwendung von längeren Schrauben oder durch Verwendung eines härteren Knochenblocks konnte die jeweilige Stabilität signifikant gesteigert werden.

Die mittleren Kräfte bei Abzügen der H-Platten unter rotatorischer Belastung aus weichen Knochenblöcken, die zur initialen Lageveränderung führten, lagen bei 8,57 N, während bei 56,08 N die Maximalbelastbarkeit erreicht war.

Durch Verwendung von harten Knochenblöcken konnte die Stabilität bis zur initialen Lageveränderung signifikant gesteigert werden, während dies nur einen unerheblichen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit hatte.

Die mittleren Kräfte, sowohl in sagittaler als auch in in/extrusiver Abzugsrichtung, die zur initialen Lageveränderung führten, waren für die H-Platten signifikant höher als für die C-Platten. Dagegen konnten die C-Platten im Vergleich zu den H-Platten einer höheren Maximalbelastung bis zum Ausriss ausgesetzt werden, da diese eine geringere Verwindungssteifigkeit besaß.

Die vorliegende Studie bestätigte aus mechanischer Sicht die klinische Eignung der neuartigen H-Platte. Als eheste Schwachstelle des Knochen-Schrauben-Miniplattenkomplexes konnten die fixierenden Schrauben angesehen werden, während die H-Platte mit ihrem spezifischen Design an sich eine hohe Widerstandsfähigkeit aufwies. Es konnte ferner gezeigt werden, dass selbst eine Konstellation aus kurzen Schrauben zur Verankerung und weichem Knochen eine mehr als ausreichende Stabilität gegenüber abziehenden Kräften gewährleistete.

Weitere Studien sollten durchgeführt werden, um die mechanischen Eigenschaften der H-Platte beispielsweise unter Langzeitbelastung, entsprechend der klinischen Anwendung, zu beleuchten.

6 Literaturverzeichnis

- ANGLE, E. H. 1907. *Treatment of malocclusion of the teeth.*, Philadelphia, The S.S. White Dental Manufacturing Company.
- ASSCHERICKX, K., VANNET, B. V., WEHRBEIN, H. und SABZEVAR, M. M. 2004. Root repair after injury from miniscrew. *Clinical Oral Implants Research*, 16, 575 - 578.
- ASTMINTERNATIONAL 2016. Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments, F1839-08. West Conshohocken.
- BAUMGÄRTEL, S. 2011. *Kieferorthopädische Implantologie – wie kleine Schraubchen die moderne Kieferorthopädie verändern* [Online]. Available: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/kieferorthopaedische-implantologie--wie-kleine-schraeubchen-die-moderne-kieferorthopaedie-veraendern_556.html [Accessed 09.01.2021].
- BORTZ, J. 1993. *Statistik für Sozialwissenschaftler*, Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest, Springer.
- BRÅNEMARK, P.-I., BREINE, U., ADELL, R., HANSSON, B., LINDSTRÖM, J. und OHLSSON, A. 1969. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prothesis. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive surgery - I. Experimental studies*, 3, 81-100.
- BRÅNEMARK, P.-I., HANSSON, B., ADELL, R., BREINE, U., LINDSTRÖM, J., HALLÉN, O. und OHMAN, A. 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive surgery*, 16, 1-132.
- CALVERT, K. L., TRUMBLE, K. P., WEBSTER, T. J. und KIRKPATRICK, L. A. 2010. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21, 1453-1461.
- CARANO, A., LONARDO, P., VELO, S. und INCORVATI, C. 2005. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics*, 6, 82-97.
- CHEN, Y. J., CHANG, H. H., HUANG, C. Y., HUNG, H. C., LAI, E. H. und YAO, C. C. 2007. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res*, 18, 768-75.
- CHENG, S.-J., TSENG, I.-Y., LEE, J.-J. und KOK, S.-H. 2004. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic

- anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19, 100-106.
- CHOI, B.-H., ZHU, S.-J. und KIM, Y.-H. 2005. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128, 382-4.
- CHUNG, K.-R., KIM, S.-H., KANG, Y.-G. und NELSON, G. 2011. Orthodontic miniplate with tube as an efficient tool for borderline cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139, 551-62.
- CHUNG, K.-R., KIM, Y.-S., LINTON, J. L. und LEE, Y.-J. 2002. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 36, 407-412.
- COPE, J. B. 2005. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Seminars in Orthodontics*, 11, 3-9.
- CORNELIS, M., SCHEFFLER, N., NYSSSEN-BEHETS, C., DE CLERCK, H. und CAMILLA TULLOCH, J. 2009. Patients' and Orthodontists' Perceptions of Miniplates used for Temporary Skeletal Anchorage: A Prospective Study. *Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie*, 41, 103-109.
- CRISMANI, A. und BANTLEON, H.-P. 2011. Implantate in der Kieferorthopädie. In: SANDER, F. G., SCHWENZER, N. & EHRENFELD, M. (eds.) *Zahn-, Mund-, Kiefer-Heilkunde: Kieferorthopädie*. 2., neu erstellte und erweiterte Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- DALSTRA, M., CATTANEO, P. M. und MELSEN, B. 2004. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 1, 53-62.
- DE CLERCK, E. E. und SWENNEN, G. R. 2011. Success rate of miniplate anchorage for bone anchored maxillary protraction. *Angle Orthodontist*, 81, 1010-1013.
- DE CLERCK, H., GEERINCKX, V. und SICILIANO, S. 2002. The Zygoma anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*, 36.
- DE CLERCK, H. J., CEVIDANES, L. H. und BACCETTI, T. 2010. Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: A controlled study of consecutively treated Class III patients. *American Journal of Dentofacial Orthopedics and Orthodontics*, 138.
- DE CLERCK, H. J., CORNELIS, M. A., CEVIDANES, L. H., HEYMANN, G. C. und TULLOCH, C. J. F. 2009. Orthopedic Traction of the Maxilla With Miniplates: A New Perspective for Treatment of Midface Deficiency. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67, 2123-2129.
- DEGUCHI, T., NASU, M., MURAKAMI, K., YABUUCHI, T., KAMIOKA, H. und TAKANO-YAMAMOTO, T. 2006. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants.

- American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129, 721 e7-721 e12.
- DEWEY, M. und ANDERSON, G. M. 1948. *Practical Orthodontics*, St. Louis, The C.V. Mosby Company.
- DIEDRICH, P. 1993. Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme: eine kritische Betrachtung. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 54, 156-171.
- GIANELLY, A. A. und GOLDMAN, H. M. 1971. *Biologic basis of orthodontics*, Lea & Febiger.
- GLATZMAIER, J., WEHRBEIN, H. und DIEDRICH, P. 1995. Die Entwicklung eines resorbierbaren Implantatsystems zur orthodontischen Verankerung. *Fortschritte der Kieferorthopädie*, 56, 175-181.
- GRACCO, A., GIAGNORIO, C., INCERTI PARENTI, S., ALESSANDRI BONETTI, G. und SICILIANI, G. 2012. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142, 186-190.
- HARMS, V. 2012. *Medizinische Statistik*, Lindhöft, Harms Verlag.
- HEYMANN, G. C., CEVIDANES, L. H., CORNELIS, M. A., DE CLERCK, H. J. und TULLOCH, C. J. F. 2010. Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137, 274-284.
- HOLM, L., CUNNINGHAM, S. J., PETRIE, A. und COUSLEY, R. R. 2012. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 82, 1022-8.
- HUJA, S. S., LITSKY, A. S., BECK, F. M., JOHNSON, K. A. und LARSEN, P. E. 2005. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127, 307-313.
- JAFFIN, R. A. und BERMAN, C. L. 1991. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology*, 62, 2-4.
- JANSSEN, K. I., RAGHOEBAR, G. M., VISSINK, A. und SANDHAM, A. 2008. Skeletal anchorage in orthodontics-a review of various systems in animal and human studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23, 75-88.
- JENNER, J. D. und FITZPATRICK, B. N. 1985. Skeletal anchorage utilising bone plates. *Australasian Orthodontic Journal* 9, 231-233.
- KALFARENTZOS, E. F., DELIGIANNI, D., MITROS, G. und TYLLIANAKIS, M. 2009. Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular

- angle fractures: the introduction of a new 3D plate approach. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 13, 139-44.
- KANOMI, R. 1997. Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31, 763-767.
- KLÄGER, R. und BEMSCH, A. 2018. Miniplatten zur skelettalen Verankerung im Unterkiefer. *Wissenschaft & Praxis KN*, 16, 3-7.
- KLS MARTIN. 2020. *Produktdatenblatt: Level One Fixation* [Online]. KLS Martin Group. Available: https://www.klsmartin.com/fileadmin/user_upload/Homepage/Mediathek/90-441-08_LevelOne_Fixation_1.5_Micro.pdf [Accessed 16.11.2020].
- LEE, S.-J., LIN, L., KIM, S.-H., CHUNG, K.-R. und DONATELLI, R. E. 2013. Survival analysis of a miniplate and tube device designed to provide skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144, 349-356.
- LEUNG, M. T. C., RABIE, A. B. M. und WONG, R. W. K. 2008. Stability of connected mini-implants and miniplates for skeletal anchorage in orthodontics. *European Journal of Orthodontics*, 30, 483-4899.
- LEVENE, H. 1960. *Robust tests for equality of variances, in Contributions to probability and statistics*, Stanford University Press.
- LIETZ, T. 2008. Mini-Screws - Aspects of Assessment and Selection Among Different Systems. In: BAUMGAERTEL, S. & BOWMAN, J. (eds.) *Mini-Implantats in Orthodontics: Innovative Anchor Concepts*. London, Berlin, Chicago, Tokio u.a.: Quintessenz Publishing Co Ltd.
- LU, P.-C., WANG, C.-H., WANG, H.-C., LEE, K.-T., LEE, H.-E. und CHEN, C.-M. 2011. A study of the mechanical strength of miniscrews and miniplates for skeletal anchorage. *Journal of Dental Sciences*, 6, 165-169.
- MASCHINSKI, G., HASENAU, T. und ILLIG, U. 2000. *Lexikon Zahnmedizin Zahntechnik*, München, Urban & Fischer
- MCGUIRE, M. K., SCHEYER, E. T. und GALLERANO, R. L. 2006. Temporary anchorage devices for tooth movement: a review and case reports. *J Periodontol*, 77, 1613-24.
- MEIRA, T. M., TANAKA, O. M., RONSANI, M. M., MARUO, I. T., GUARIZAFILHO, O., CAMARGO, E. S. und MARUO, H. 2013. Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. *The European Journal of Orthodontics*, 35, 766-771.
- MELSEN, B. und VERNA, C. 2005. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11, 24-31.

- MIGLIORATI, M., BENEDICENTI, S., SIGNORI, A., DRAGO, S., BARBERIS, F., TOURNIER, H. und SILVESTRINI-BIAVATI, A. 2012. Miniscrew design and bone characteristics: An experimental study of primary stability. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142, 228-234.
- MIGLIORATI, M., SIGNORI, A. und SILVESTRINI-BIAVATI, A. 2011. Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. *European Journal of Orthodontics*, 34, 582-586.
- MISCH, C. E. 2008. *Contemporary Implant Dentistry*, St. Louis, Mosby Elsevier.
- MISCH, C. E., QU, Z. und BIDEZ, M. W. 1999. Mechanical properties of trabecular bone in human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 57, 700-708.
- MISCHKOWSKI, R. A., KNEUERTZ, P., FLORVAAG, B., LAZAR, F., KOEBKE, J. und ZOLLER, J. E. 2008. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 37, 948-54.
- MIYAWAKI, S., KOYAMA, I., INOUE, M., MISHIMA, K., SUGAHARA, T. und TAKANO-YAMAMOTO, T. 2003. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124, 373-378.
- MONDEAL. 2016. *Technischer Leitfaden: Technische und klinische Informationen, face* [Online]. Mondeal GmbH. Available: https://www.mondeal.de/fileadmin/mondeal/Dokumente/Technische_Leitfäden/97-T116-D_MONDE-face_01_10-16_web.pdf [Accessed 18.11.2020].
- MONDEAL. 2020. *Produktankündigung* [Online]. Available: <https://www.mondeal.de/h-platte/> [Accessed 17.01.2021].
- NANDA, R. und UPADHYAY, M. 2013. Skeletal and dental considerations in orthodontic treatment mechanics: a contemporary view. *European Journal of Orthodontics*, 634-643.
- NEWTON, I. 1726. *Philosophiae naturalis principia mathematica*, London, Innys.
- NOSOUHIAN, S., RISMANCHIAN, M., SHADMEHR, E., BADRIAN, H. und DAVOUDI, A. 2015. A Mini-review on the Effect of Mini-implants on Contemporary Orthodontic Science *Journal of International Oral Health*, 7, 83-87.
- OTTOFY, L. 1923. *Standard Dental Dictionary*, Chicago, Laird and Lee Inc.
- PAPADOPOULOS, M. A., PAPAGEORGIU, S. N. und ZOGAKIS, I. P. 2013. Success rates and risk factors of miniscrew implants used as temporary

- anchorage devices for orthodontic purposes. *Skeletal Anchorage in Orthodontic Treatment of Class II Malocclusion*. Elsevier Ltd.
- PARK, H.-S., BAE, S.-M., KYUNG, H.-M. und SUNG, J.-H. 2001. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *Journal of clinical orthodontics*, 35, 417-422.
- PARK, H.-S., JEONG, S.-H. und KWON, O.-W. 2006. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Dentofacial Orthopedics and Orthodontics* 130, 18-25.
- PARK, J. und CHO, H. J. 2009. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136, 314 e1-e12.
- PETREY, J. S., SAUNDERS, M. M., KLUEMPER, T. G., CUNNINGHAM, L. L. und BEEMAN, C. S. 2010. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthodontist*, 80, 446-453.
- PIERCE, W. A., SUCATO, D. J., YOUNG, S., PICETTI, G. und MORGAN, D. M. 2003. Axial and tangential pullout strength of uni-cortical and bi-cortical anterior instrumentation screws. *49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Poster #0543.
- PRÄGER, T. M., BROCHHAGEN, H. G., MISCHKOWSKI, R., JOST-BRINKMANN, P. G. und MÜLLER-HARTWICH, R. 2015. Bone condition of the maxillary zygomatic process prior to orthodontic anchorage plate fixation. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 76, 3-13.
- PRÄGER, T. M., BROCHHAGEN, H. G., MUSSLER, A., MISCHKOWSKI, R., JOST-BRINKMANN, P. G. und MULLER-HARTWICH, R. 2013. Investigation of bone conditions for orthodontic anchorage plates in the anterior mandible. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 74, 409-419.
- PROFFIT, W. R. 2019. Biomechanics, Mechanics and Contemporary Orthodontic Appliances. *Contemporary Orthodontics*. 6 ed. Philadelphia: ELSEVIER
- REICHERT, I., FIGEL, P. und WINCHESTER, L. 2014. Orthodontic treatment of anterior open bite: a review article-is surgery always necessary? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 18, 271-277.
- REYNDERS, R., RONCHI, L. und BIPAT, S. 2009. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135, 564 e1- 564 e7.
- ROBERTS, E., HELM, F. R., MARSHALL, K. J. und GONGLOFF, R. K. 1989. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthodontist*, 59, 247-256.

- ROBERTS, E., MARSHALL, K. J. und MOZSARY, P. G. 1990. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *The Angle Orthodontist*, 60, 135-152.
- SANDER, F. G. und SANDER, C. 2011. Extraorale Verankerung: der Headgear. *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Kieferorthopädie*. 2., neu erstellte und erweiterte Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- SCHÄTZLE, M., MANNCHEN, R., ZWAHLEN, M. und LANG, N. P. 2009. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 1351-1359.
- SCHMUTH, G. P. und VARDIMON, A. D. 1993. *Kieferorthopädie*, Stuttgart, Georg Thieme Verlag
- SCHNELLE, M. A., BECK, F. M., JAYNES, R. M. und HUJA, S. S. 2004. A radiographic evaluation of the Availability of Bone for Placement of Miniscrews. *Angle Orthodontist*, 74, 832-837.
- SCHOPF, P. 2008a. *Kieferorthopädie, Band I*, Berlin, Quintessenz Verlags-GmbH.
- SCHOPF, P. 2008b. *Kieferorthopädie, Band II*, Berlin, Quintessenz Verlags-GmbH.
- SEO, K.-W., NAHM, K.-Y., KIM, S.-H., CHUNG, K.-R. und NELSON, G. 2013. Chin plate with a detachable C-tube head serves for both osteotomy fixation and orthodontic anchorage. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 24, e424-e428.
- SHERWOOD, K. 2005. *A minimally invasive alternative to orthognathic surgery* [Online]. Available: <https://orthodonticproductsonline.com/treatment-products/brackets-wires/brackets/miniplates-for-orthodontic-anchorage-2005-02-09/>
[Accessed 22.01.2021].
- SHERWOOD, K., H., BURCH, J. und THOMPSON, W. 2003. Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. *Angle Orthodontist*, 73, 597-601.
- STUDENT 1908. *The Probable Error of a Mean*, Biometrika.
- SUGAWARA, J. 2014. Temporary skeletal anchorage devices: the case for miniplates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145, 559-565.
- SUGAWARA, J., BAIK, U. B., UMEMORI, M., NAGASAKA, H., KAWAMURA, H. und MITANI, H. 2002. Treatment and posttreatment changes following intrusion of mandibular molars with application of a skeletal anchorage system (SAS) for open bite correction. *International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic surgery*, 17, 243-253.
- SUGAWARA, J., DAIMARUYA, T., UMEMORI, M., NAGASAKA, H., TAKAHASHI, I., KAWAMURA, H. und MITANI, H. 2004. Distal movement

- of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125, 130-138.
- SUGAWARA, J., KANZAKI, R., TAKAHASHI, I., NAGASAKA, H. und NANDA, R. 2006. Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129, 723-33.
- SUGAWARA, J. und NISHIMURA, M. 2005. Minibone plates: The skeletal anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11, 47-56.
- TAKAKI, T., TAMURA, N., YAMAMOTO, M., TAKANO, N., SHIBAHARA, T., YASUMURA, T., NISHII, Y. und SUEISHI, K. 2010. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment-Stability of micro/mini-screws and miniplates: Experience with 455 cases. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 51, 151-163.
- TEPEDINO, M., MASEDU, F. und CHIMENTI, C. 2017. Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic miniscrews - an in vitro study. *Head and Face Medicine*, 13, 1-7.
- TSENG, Y.-C., TING, C.-C., WU, J.-H., CHEN, H.-S. und CHEN, C.-M. 2017. Effect of Anchor Length on the Pullout Strength of Palatal Mini Implants. *Implant Dentistry*, 26, 1-6.
- UMEMORI, M., SUGAWARA, J., MITANI, H., NAGASAKA, H. und KAWAMURA, H. 1999. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115, 166-174.
- WEHRBEIN, H. und GÖLLNER, P. 2007. skeletal Anchorage in Orthodontics - Basics and Clinical Application. *Journal of Orofacial Orthopedics* 68, 443-461.
- WEHRBEIN, H., JUNG, B. und KUNKEL, M. 2008. *Wissenschaftliche Stellungnahme zur kieferorthopädischen Verankerung mit Kortikalisschrauben und Gaumenimplantaten* [Online]. Available: https://www.dgkfo-vorstand.de/fileadmin/redaktion/veroeffentlichungen/Stellungnahme_DGKFO_KS_und_GI_Wehrbein_Jung_Kunkel_08-09-26.pdf [Accessed 30.11.2020].
- WEHRBEIN, H., MERZ, B., DIEDRICH, P. und GLATZMAIER, J. 1996. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clinical Oral Implants Research*, 7, 410-416.
- WEI, X., ZHAO, L., XU, Z., TANG, T. und ZHAO, Z. 2011. Effects of cortical bone thickness at different healing times on microscrew stability. *The Angle Orthodontist*, 81, 760-766.
- WILLIAMS, J. K., COOK, P. A., ISAACSON, K. G. und THOM, A. R. 2000. *Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen: Grundlagen und klinische Anwendung*, Stuttgart, Thieme Verlag.

- WILMES, B., RADEMACHER, C., OLTHOFF, G. und DRESCHER, D. 2006.
Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 67, 162-174.
- YOO, S.-W. 2020. *Über den Zusammenhang zwischen Eindrehmoment und Gewindedesign kieferorthopädischer Miniimplantate mit Bezug auf deren Primärstabilität*, Dissertation, Medizinische Fakultät, Tübingen.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen unter Betreuung von Prof. Dr. Bernd Koos durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Priv.-Doz. Dr. Till E. Bechtold.

Die Versuche wurden nach technischer Einarbeitung durch Priv.-Doz. Dr. Ashraf Elayouti von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung durch Dr. Gunnar Blumenstock durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den 25.10.2023

8 Danksagung

Für die Überlassung des Themas und die Abfassung des ersten Gutachtens danke ich Herrn Prof. Dr. B. Koos.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. T. Bechtold für die Überlassung des Themas, die engagierte Betreuung und Hilfsbereitschaft bei der Entstehung dieser Arbeit.

Danken möchte ich Herrn Dr. A. Hohensee, sowie Herrn A. und M. Fritz für die großzügige Bereitstellung der Miniplatten.

Für die ausführliche Beratung zur Ausführung der Versuche danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. Ashraf Elayouti und Herrn S. Spintzyk.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung möchte ich Herrn Dr. G. Blumenstock danken.

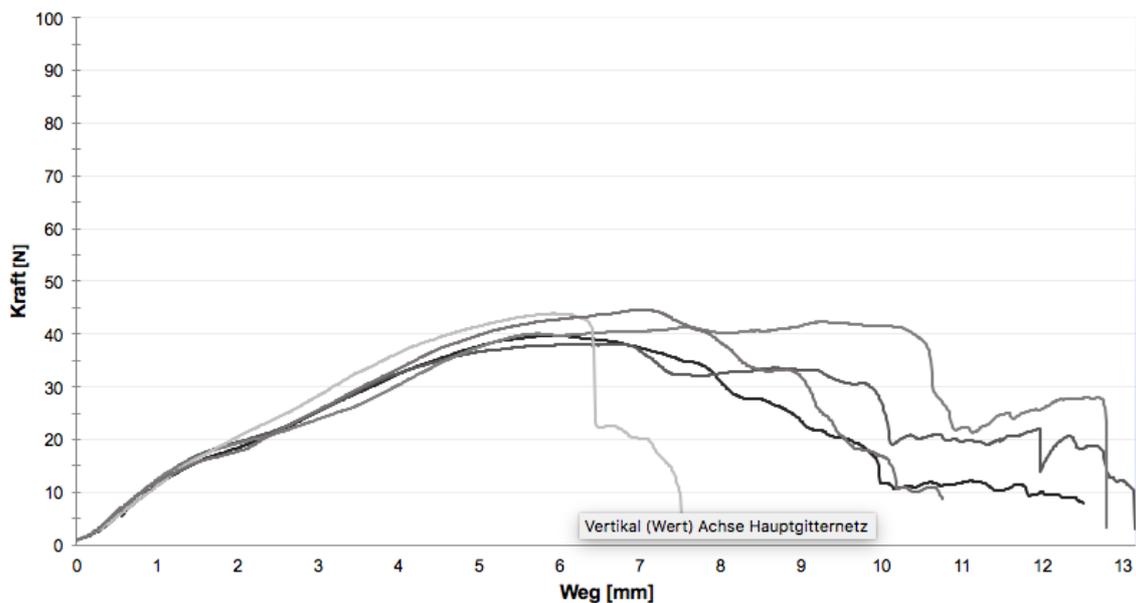
Mein größter Dank gilt meiner Familie, die mir immer bedingungslos unterstützend und geduldig zur Seite steht, sowie meinen Freunden für ihre Motivation.

9 Anhang

Sagittale Abzugsrichtung

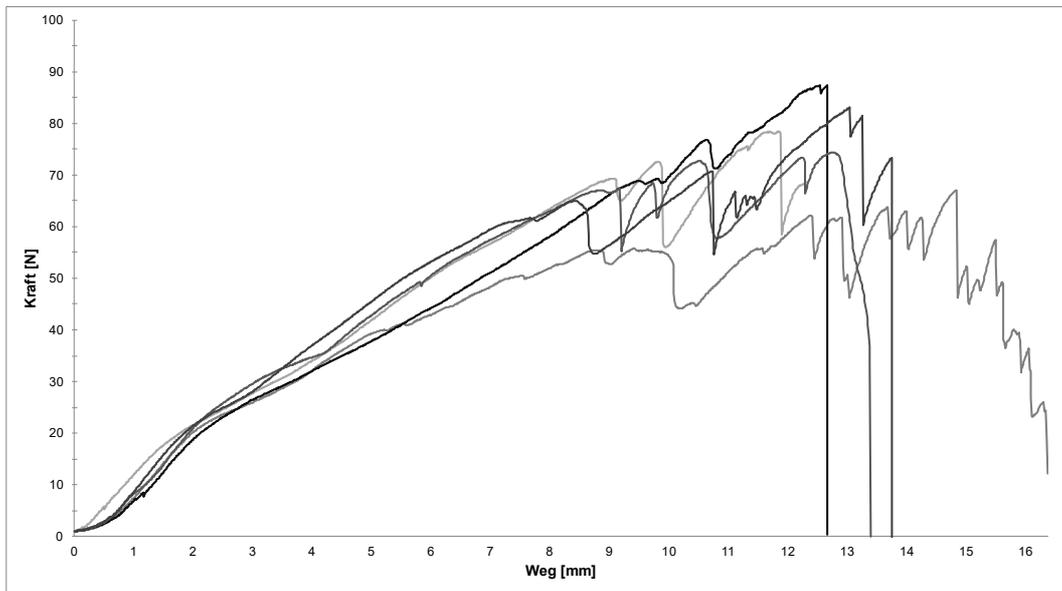
Nachfolgend sind sagittale Abzüge von jeweils fünf H- bzw C-Platten aus weichen *Sawbones*®-Blöcken in einem Kraft-Weg-Diagramm dargestellt. Die Miniplatten wurden jeweils mit zwei Schrauben der Länge 4 bzw 6 mm auf dem Knochenblock fixiert und nacheinander abgezogen; jede Kurve entspricht einem Abzug.

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (H-Platte, 4 mm im weichen Knochen)



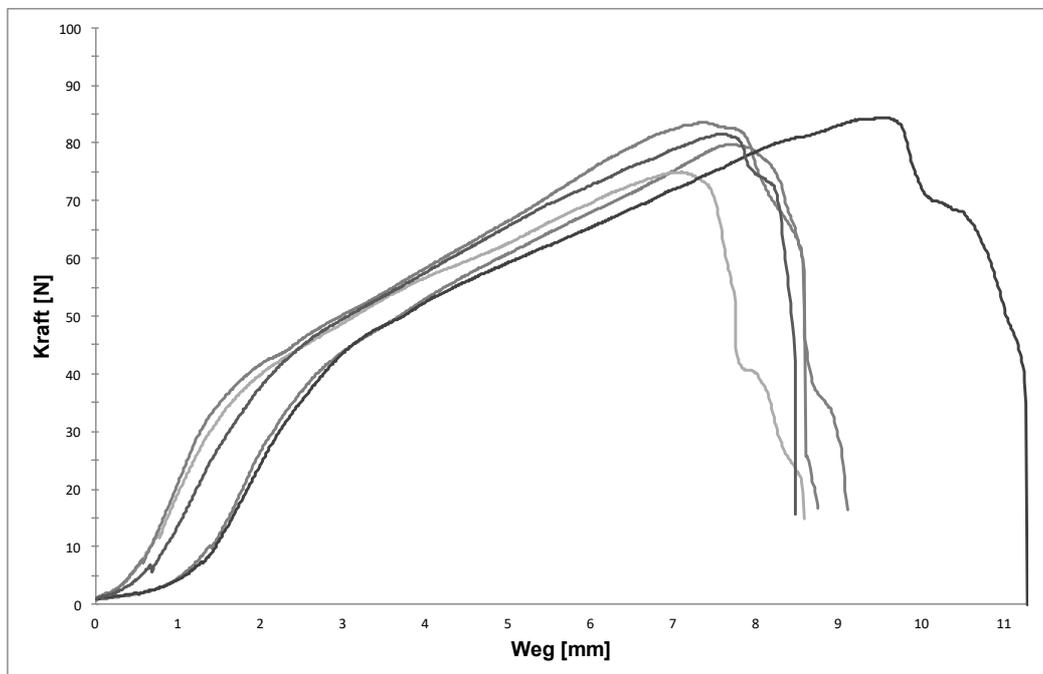
Kraft-Weg-Diagramm vom sagittalen Abzug von fünf H-Platten, fixiert mit 4 mm langen Schrauben, aus weichen Knochenblöcken

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (H-Platte, 6 mm im weichen Knochen)



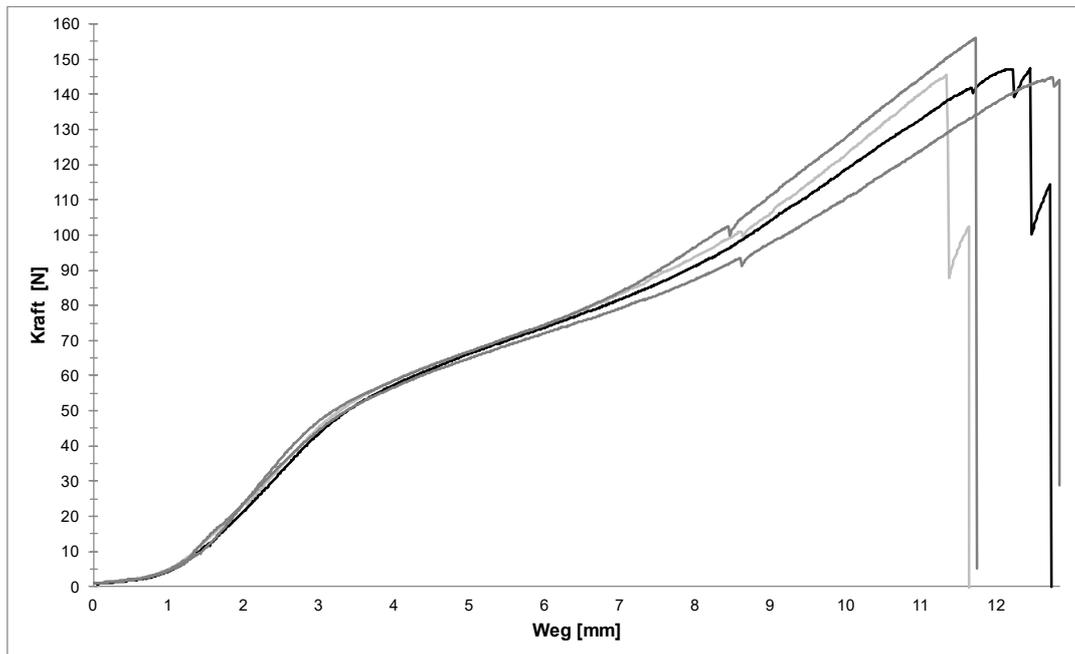
Kraft-Weg-Diagramm vom sagittalen Abzug von fünf H-Platten, fixiert mit 6 mm langen Schrauben, aus weichen Knochenblöcken

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (H-Platte, 4mm im harten Knochen)



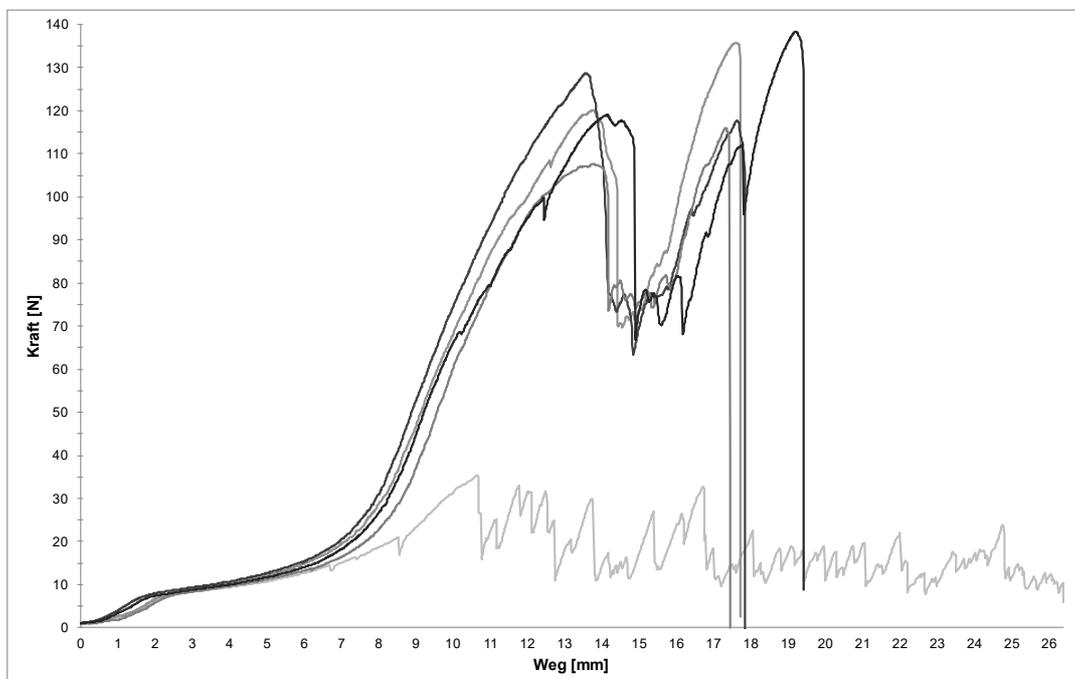
Kraft-Weg-Diagramm vom sagittalen Abzug von fünf H-Platten, fixiert mit 4mm langen Schrauben, aus harten Knochenblöcken

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (H-Platte, 6 mm im harten Knochen)



Kraft-Weg-Diagramm vom sagittalen Abzug von vier H-Platten, fixiert mit 6 mm langen Schrauben, aus harten Knochenblöcken

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (C-Platte, 4mm im harten Knochen)

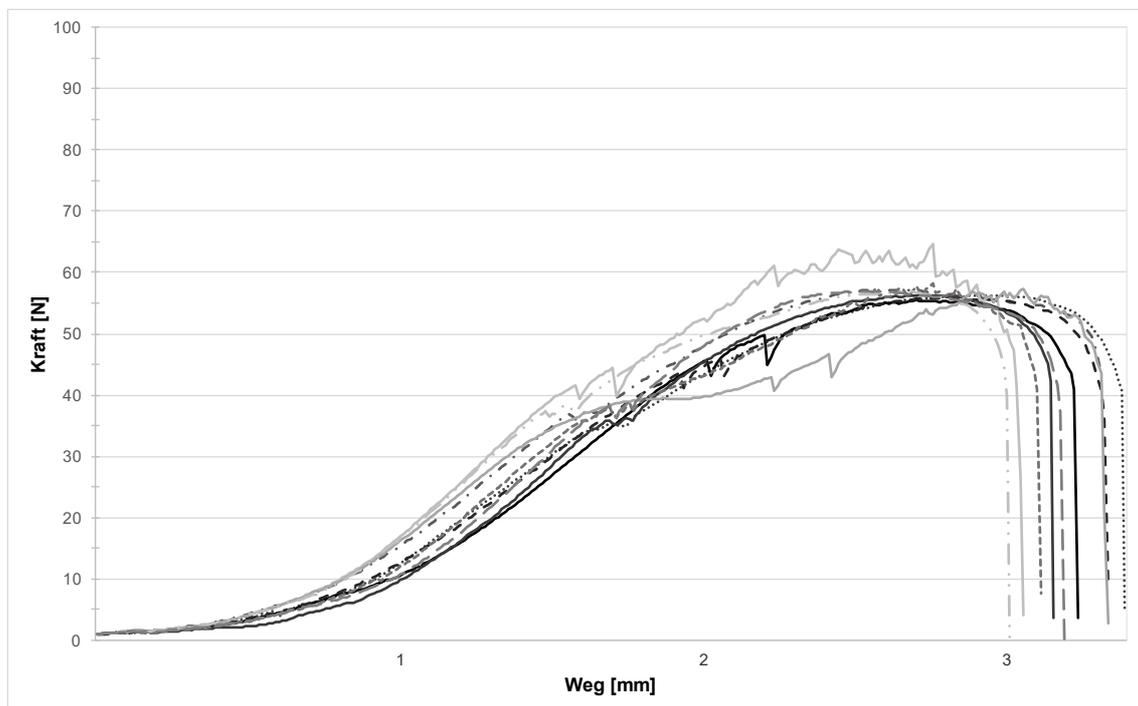


Kraft-Weg-Diagramm vom sagittalen Abzug von fünf C-Platten, fixiert mit 4 mm langen Schrauben, aus harten Knochenblöcken

In-/extrusive Abzugsrichtung

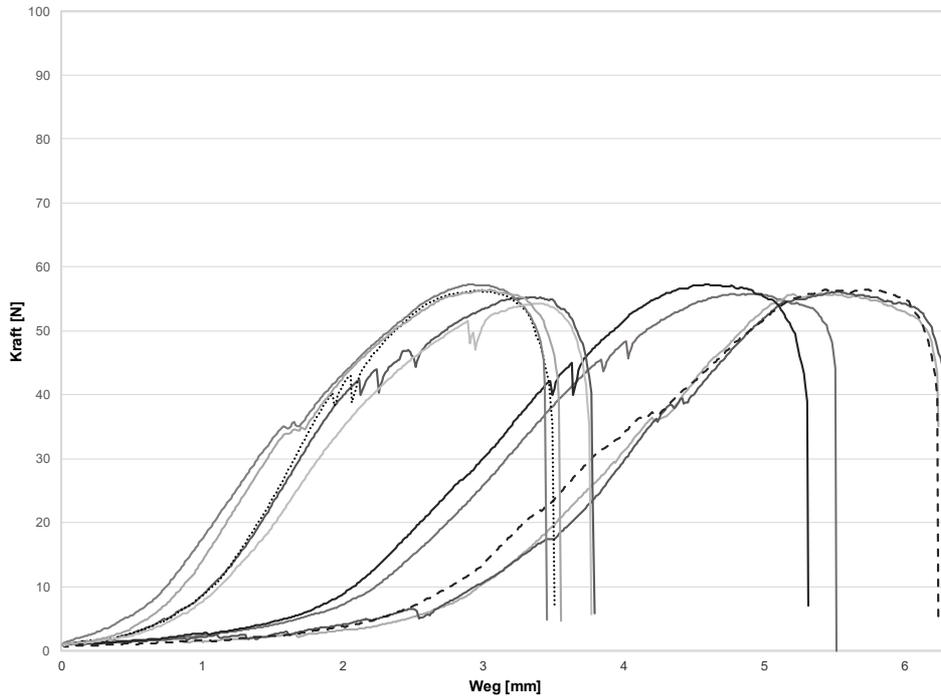
Nachfolgend dargestellt ist der in-/extrusive Abzug von jeweils zehn H- Platten bzw von fünf C-Platten aus weichen *Sawbones*®-Blöcken in einem Kraft-Weg-Diagramm. Die Miniplatten wurden jeweils mit zwei 4 mm langen Schrauben auf dem Knochenblock fixiert und nacheinander abgezogen. Jede Kurve entspricht einem Abzug.

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (H-Platte, 4 mm im weichen Knochen)



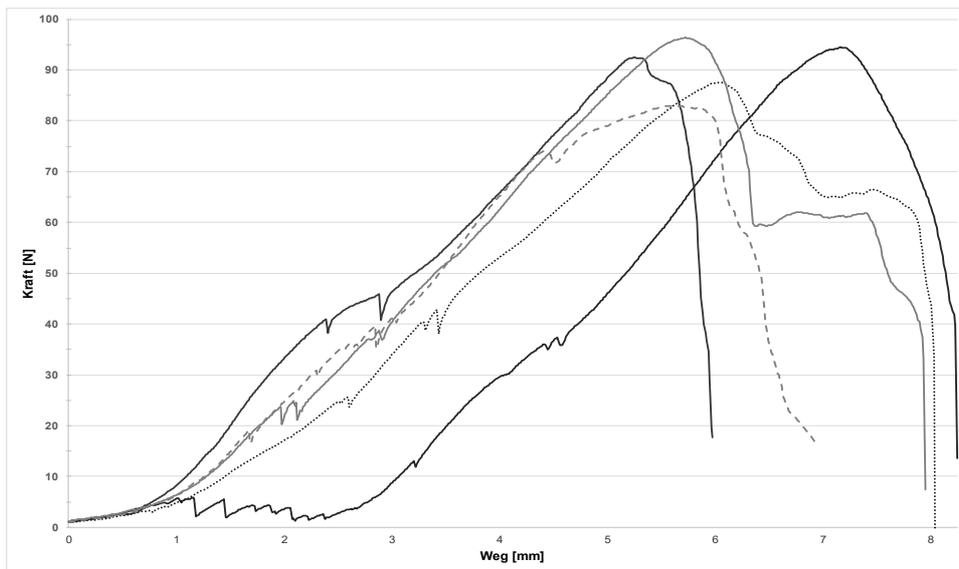
Kraft-Weg-Diagramm vom in-/extrusiven Abzug von zehn H-Platten, fixiert mit 4mm langen Schrauben, aus weichen Knochenblöcken

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (H-Platte, 4 mm im harten Knochen)



Kraft-Weg-Diagramm vom in-/extrusiven Abzug von zehn H-Platten, fixiert mit 4mm langen Schrauben, aus harten Knochenblöcken

Abzugsprotokoll im Kraft-Weg-Diagramm (C-Platte, 4 mm im harten Knochen)



Kraft-Weg-Diagramm vom in-/extrusiven Abzug von zehn C-Platten, fixiert mit 4mm langen Schrauben, aus harten Knochenblöcken