

Diplomarbeit

**Vergleichende In-vitro Untersuchung der
Bruchfestigkeit von Edelstahlmischschrauben zu
Titanmischschrauben**

eingereicht von

Laura Prattes

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Zahnheilkunde

(Drⁱⁿ. med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und

Kieferorthopädie

unter Anleitung von

Univ.-Prof. Univ. FÄ Priv.-Doz. Dr. Brigitte Wendl

Univ. ZA Dr. med. univ. Dr. med. dent. Gal Ivancic

Graz, am 10.08.2022

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 10.08.2022

Laura Prattes eh.

Danksagungen

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich sowohl während der Fertigung dieser Arbeit als auch während der gesamten Studienzeit motiviert und unterstützt haben.

Ich möchte mich ganz besonders bei Frau Univ.-Prof. Univ. FÄ Priv.-Doz. Dr. Brigitte Wendl und Herrn Univ. ZA Dr. med. univ. Dr. med. dent. Gal Ivancic bedanken, die mir mit ihrer großartigen Unterstützung und Betreuung sehr geholfen haben und immer viel Geduld und Zeit für mich hatte. Bei Anliegen und Fragen konnte ich mich jederzeit an Sie wenden. Vielen lieben Dank dafür!

Ein großes Dankeschön auch an Felix Pirrung MSc. MSc. und an das anatomische Institut der Meduni Graz für die Bereitstellung der Geräte für den Versuch und für die tatkräftige Unterstützung.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, ohne deren Unterstützung mein Studium gar nicht möglich gewesen wäre und die alle Höhen und Tiefen in diesen Jahren mit mir durchgemacht haben. Danke für die wertvolle Unterstützung, für die vielen aufbauenden Worte und für die Geduld die ihr für mich aufgebracht habt.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei meinem Freund Pascal bedanken, dem ich besonders in den letzten Monaten einiges an Geduld und Einfühlungsvermögen abverlangt habe und der mir immer gut zuredet und mich wieder aufgebaut hat.

Ein großes Danke auch an all meine Freunde und Freundinnen, die mir immer zugehört haben und stets für eine schöne Ablenkung von der Uni gesorgt haben.

Inhaltsverzeichnis

<i>Eidesstattliche Erklärung</i>	1
Danksagungen	2
Abkürzungen und deren Erklärung.....	5
Abbildungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis.....	8
Zusammenfassung	9
Abstract	10
1 Einleitung	11
1.1 Verankerung.....	11
1.2 Arten der Verankerung.....	12
1.3 Klassifizierung von Implantaten für die kieferorthopädische Verankerung.....	14
1.4 Aufbau der Minischrauben	15
1.4.1 Schraubenkopf.....	16
1.4.2 Transgingivaler Anteil.....	18
1.4.3 Schaft und Gewinde.....	20
1.5 Insertion.....	22
1.6 Insertionsorte.....	24
1.7 Explantation und Nachsorge	31
1.8 Erfolg, Misserfolg.....	31
1.9 Risiko.....	33
1.9.1 Überblick der Risiken von Minischrauben	33
1.9.2 Auswirkungen des pH-Wertes und Biokompatibilität	35
1.10 Werkstoffe zur Herstellung von Minischrauben	38
2 Material und Methoden	39
2.1 Ziel des Versuchs.....	39
2.2 Vorbereitung des Versuches	39
2.2.1 Vorbereitung des Prüflings.....	39

2.2.2	Messapparatur ZwickRoell Z020 TN.....	42
2.2.3	Vorbereitung des Versuchsaufbaus.....	43
3	Ergebnisse.....	45
3.1	<i>Ergebnisse der Literaturrecherche.....</i>	45
3.1.1	Material- und Laborstudien.....	45
3.1.2	In-Vivo-Studien.....	47
3.1.3	Zusammenfassung der Materialeigenschaften aus Studienergebnissen.....	52
3.2	<i>Ergebnisse des Eigenversuchs.....</i>	53
3.2.1	Ergebnisse der Titanmischschrauben.....	53
3.2.2	Ergebnisse der Edelstahlmischschrauben.....	56
3.2.3	Zusammenfassung der Versuchsergebnisse.....	60
4	Interpretation der Ergebnisse aus der Literaturrecherche und Diskussion.....	61
4.1	<i>Vergleich der Ergebnisse.....</i>	62
4.2	<i>Material und Geometrie.....</i>	65
4.3	<i>Insertionsorte.....</i>	66
4.4	<i>Diskussion der Biokompatibilität zwischen TADs aus Edelstahl und Titan.....</i>	67
4.5	<i>Stärken und Limitationen des Versuches.....</i>	67
4.6	<i>Ausblick.....</i>	68
5	Conclusio.....	69
6	Literaturverzeichnis.....	70

Abkürzungen und deren Erklärung

Abkürzung	Erklärung
3D	Dreidimensional
AB	Antibiotikum
dt.	Deutsch, Ins Deutsche übersetzt
DVT	Digitale Volumetomographie
E-Modul	Elastizitätsmodul
HaCaT	Human adult low Calcium Temperature keratinocytes, dt. permanente humane Keratinozyten-Zelllinie
HGFs	Human Gingival Fibroblast, dt. primäre humane orale Gingivafibroblasten
kN	Kilonewton
MAS	Miniscrew Anchorage System®
mPa	Millipascal
Ncm	Newtoncentimeter
Nm	Newtonmeter
Nmm	Newtonmillimeter
OMI	Orthodontic Mini-Implants®
OS	Ortho Screw®
SS	Stainless Steel, dt. Edelstahl
SSAS	Spider Screw anchorage System®
TAD	Temporary Anchorage Device, dt. temporärer Anker
TiA	Titanium Alloy, dt. Titanlegierung
U2OS	Menschliche Knochenosteosarkom-Epithelzellen
Umin ⁻¹	Umdrehungen pro Minute

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Delaire-Maske (Holberg, 2018)	12
Abbildung 2: Pendulum (Bozkaya et al., 2020)	13
Abbildung 3: Aufbau einer Minischraube am Beispiel von tomas-pin SD 08 (Ludwig et al., 2007a)	16
Abbildung 4: Verschiedene Kopfvarianten von Minischrauben (Ludwig et al., 2007a)	16
Abbildung 5: Gestaltungsvarianten des transgingivalen Anteils (Ortho Technology; American Orthodontics; GmbH; Tiger Dental GmbH)	19
Abbildung 6: selbstschneidender (links) und selbstbohrender (rechts) Mechanismus (Ludwig et al., 2008b).....	21
Abbildung 7: Forest Plot, der die Ausfallraten für verschiedene palatinale Insertionsstellen zeigt (Mohammed et al., 2018).....	26
Abbildung 8: Empfohlene Insertionsstelle posterior der Rugae palatinae. Der Knochen ist in den posterioren und lateralen Bereichen zu dünn. (Wilmes et al., 2016)	27
Abbildung 9: mediane Insertion (links) und paramediane Insertion (rechts) (Wilmes et al., 2016)	28
Abbildung 10: Forest Plot zur Darstellung der Ausfallraten für verschiedene bukkale Einführungsstellen im Oberkiefer (Mohammed et al., 2018).....	29
Abbildung 11: Forest Plot, der die Ausfallraten für verschiedene bukkale Insertionsstellen im Unterkiefer zeigt (Mohammed et al., 2018)	30
Abbildung 12: Diagramm zur Darstellung der Ausfallraten (Mohammed et al., 2018)	31
Abbildung 13: Beispiel für die Schrauben welche für den Versuch herangezogen wurden (BOMEi, 2020).....	40
Abbildung 14: Stahlblock mit Markierung	40
Abbildung 15: Stahlblock mit vorgebohrten Löchern.....	41
Abbildung 16: Stahlblock mit den befestigten Schrauben	42

Abbildung 17: Prüfling-Testkörper in der Tischprüfmaschine.....	43
Abbildung 18: Kraffteinwirkung der Tischprüfmaschine auf die eingebettete Schraube	44
Abbildung 19: Gesamtversuchsaufbau	44
Abbildung 20: Titanminischrauben nach der Versuchsdurchführung.....	53
Abbildung 21: Kraftverlauf bei Titanminischrauben: Betrachtung aller Proben im Vergleich	54
Abbildung 22: Kraftverlauf bei Titanminischrauben: Betrachtung der Proben 2 und 10	55
Abbildung 23: Edelstahlminischrauben nach der Versuchsdurchführung.....	57
Abbildung 24: Kraftverlauf bei Edelstahlminischrauben: Betrachtung aller Proben im Vergleich	58
Abbildung 25: Kraftverlauf bei Edelstahlminischrauben: Betrachtung der Proben 8 und 9	58
Abbildung 26: Kraftverläufe der Titan- und Edelstahlminischrauben im Vergleich	60
Abbildung 27: Stahlblock mit abgebrochenen Titanminischrauben nach Versuchsdurchführung	62
Abbildung 28: Kraftverläufe der Titan- und Edelstahlminischrauben im Vergleich: Betrachtung von 2 Proben.....	63
Abbildung 29: Maximal aufgezeichneten Kräfte im Vergleich	64

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Länge der Minischrauben in Abhängigkeit der Knochendicke (Ludwig et al., 2011)	22
Tabelle 2: Erkrankungen und daraus resultierende Risiken (Ludwig et al., 2007a: S. 123 ff.)	33
Tabelle 3: Produktdaten RenCast® FC 52/53 Isocyanat und RenCast® FC 53 Polyol (Huntsman Advanced Materials, 2014)	41
Tabelle 4: Technische Eigenschaften ZwickRoell Z020 TN	43
Tabelle 5: Ausfallraten verschiedener Mini-Implantate in Abhängigkeit vom Zeitpunkt der Implantation (Yao et al., 2015)	49
Tabelle 6: Analyse von Patientenfaktoren im Zusammenhang mit der Ausfallrate von Miniimplantaten (Yao et al., 2015).....	50
Tabelle 7: Analyse der Implantationsfaktoren, die mit der Ausfallrate von Miniimplantaten zusammenhängen(Yao et al., 2015)	50
Tabelle 8: Aufgezeichnete Messwerte der Titanminischrauben 1-10.....	55
Tabelle 9: Überblick der Messwerte der Titanminischrauben	56
Tabelle 10: Aufgezeichnete Messwerte der Edelstahlminischrauben 1-10.....	59
Tabelle 11: Überblick der Messwerte der Edelstahlminischrauben.....	59
Tabelle 12: Vergleich der Messwerte von Edelstahl- und Titanminischrauben.....	61

Zusammenfassung

Hintergrund: Bei der kieferorthopädischen Behandlung hat sich der Einsatz von Minischrauben als ein wichtiger Bestandteil herauskristallisiert. Minischrauben werden dabei als skelettale Verankerung genutzt und sind in verschiedenen Materialien und Geometrien verfügbar. Neben den sehr weit verbreiteten Titanminischrauben werden auch Minischrauben aus medizinischem Edelstahl in Teilen verwendet. Der Erfolg der Verankerung ist von mehreren Faktoren abhängig.

Zielsetzung: Ziel dieser Arbeit ist der Vergleich von Minischrauben bestehend aus einer Titanlegierung und eines medizinischen Edelstahls bzw. die Bewertung der mechanischen Eigenschaften für den Einsatz als skelettale Verankerung. Zusätzlich werden weitere Faktoren, die maßgeblich für den Erfolg der Verankerung beitragen, recherchiert.

Methoden: Zur Bewertung der mechanischen Stabilität wird ein Abscherversuch mit der Messapparatur ZwickRoell Z020 TN durchgeführt. Dafür werden Minischrauben aus Titanlegierung und Minischrauben aus medizinischem Edelstahl in einem Stahlblock verankert und anschließend einer Scherkraft ausgesetzt. Zusätzlich wird eine Literaturrecherche durchgeführt, die diese Ergebnisse stützen oder widerlegen soll. Dabei werden auch weitere Faktoren für den Erfolg der Verankerung beurteilt.

Ergebnisse: Im Mittel war die maximal aufgezeichnete Kraft bei Edelstahlminischrauben um 36 % größer als bei Titanminischrauben. Während bei Titanminischrauben ein Bruch der Schraube beobachtet werden konnte, kam es bei den Edelstahlminischrauben trotz höherer aufgezeichneter Maximalkraft nicht zum Bruch, jedoch zu einer starken Verformung der Schraube. Bruch beziehungsweise Verformung wurden im Bereich des Schraubenschaftes festgestellt. Die Streuung der aufgezeichneten Maximalkräfte bei den Titanminischrauben ist im Vergleich deutlich geringer.

Schlussfolgerung: Aus mechanischer Sicht sind beide untersuchten Schrauben für die kieferorthopädische Behandlung bzw. als Verankerungshilfe geeignet. In Bezug auf die Biokompatibilität konnten keine negativen Einflüsse recherchiert werden. Der Erfolg der Verankerung ist von multiplen Faktoren wie dem Insertionsort und der Erfahrung der behandelnden Person abhängig.

Abstract

Background: In orthodontic treatment, the use of mini-screws has emerged as an important component. Mini-screws are used as skeletal anchorage and are available in different materials and geometries. In addition to the very widespread titanium mini-screws, mini-screws made of medical stainless steel are also used in parts. The success of the anchorage depends on several factors.

Objective: The purpose of this paper is to compare mini-screws made of a titanium alloy and a medical stainless steel and to evaluate their mechanical properties for use as skeletal anchorage. In addition, further factors that contribute significantly to the success of the anchorage are researched.

Methods: To evaluate the mechanical stability, a shear test is carried out with the ZwickRoell Z020 TN testing machine. For this purpose, titanium alloy mini-screws and medical stainless steel mini-screws are anchored in a steel block and then subjected to a shear force. In addition, a literature review will be carried out to support or refute these results. Other factors for the success of the anchorage will also be assessed.

Results: On average, the maximum force recorded for stainless steel mini-screws was 36% higher than for titanium mini-screws. While a breakage of the screw could be observed with titanium mini-screws, the stainless steel mini-screws did not break despite a higher recorded maximum force, but a strong deformation of the screw occurred. Breakage or deformation was observed in the area of the screw shaft. The scatter of the recorded maximum forces for the titanium mini-screws is significantly lower in comparison.

Conclusion: From a mechanical point of view, both screws examined are suitable for orthodontic treatment. No negative influences were found with regard to biocompatibility. Taking into account the factors investigated, both materials are suitable for the required use. The success of the anchorage depends on multiple factors such as the insertion site and the experience of the operator.

1 Einleitung

1.1 Verankerung

Bereits 1907 führte Edward Hartley den Begriff der „Verankerung“ in der Kieferorthopädie ein und beschrieb in seinem Buch „Treatment of malocclusion of teeth“, dass eingesetzte Kräfte, welche eine Zahnbewegung ermöglichen sollen, reziprok wirken und sich daher Wirkung und Gegenwirkung im Gleichgewicht halten (Pasch, 2012).

Die Newton'schen Gesetze, welche im Folgenden erklärt werden, sind in der Kieferorthopädie zur Bewegung der Zähne relevant. Es gibt drei Newton'sche Gesetze:

1. Newton'sche Gesetz:

Das erste Newton'sche Gesetz ist das Trägheitsprinzip, oder auch Trägheitsgesetz genannt. Es besagt: „Jeder Körper behält seine Geschwindigkeit nach Betrag und Richtung so lange bei, bis er durch äußere Kräfte gezwungen wird, seinen Bewegungszustand zu ändern.“ (Studyflix, 2022)

2. Newton'sche Gesetz:

Das Aktionsprinzip, oder auch *lex secunda*, ist das zweite Newton'sche Gesetz. Es lautet: „Wirkt auf einen Körper eine Kraft, so wird er in Richtung der Kraft beschleunigt. Die Beschleunigung ist dabei direkt proportional zur Kraft und indirekt proportional zur Masse des Körpers.“ Zu diesem Gesetz gehört auch eine mathematische Formulierung: $F = m \cdot a$

F steht für die Kraft, m für die Masse und a für die Beschleunigung. (Studyflix, 2022)

3. Newton'sche Gesetz:

Das dritte Newton'sche Axiom ist das Reaktionsprinzip. Dieses Gesetz besagt folgendes: „Besteht zwischen zwei Körpern 1 und 2 eine Kraftwirkung, so ist die Kraft, die Körper 1 auf Körper 2 auswirkt, gleich der Kraft, die Körper 2 auf Körper 1 auswirkt.“ (Studyflix, 2022)

Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung erfolgt die benötigte Bewegung durch den Einsatz von physikalischen Kräften. Hierfür muss eine Verankerung gegeben sein, die sowohl an anderen Zähnen desselben Kiefers (intramaxilläre) als auch an Zähnen des Gegenkiefers (intermaxillär) oder an zahnunabhängige Strukturen des Schädels erfolgen kann. Ein Beispiel für eine intramaxilläre Abstützung ist die Lückenöffnung durch eine Platte oder eine Druckfeder ohne weitere Verankerung.

Eine intermaxilläre Abstützung sind zum Beispiel Gummizüge der Klasse II und Klasse III. Headgear oder Gesichtsmaske werden zu den zahnunabhängigen Abstützungen gezählt, die durch extraorale Apparaturen erfolgt. Dabei ist zu beachten, dass die einwirkenden Kräfte, die auf die Zähne und auf das abgestützte Gewebe wirken, im Sinne des Dritten Newton'schen Gesetzes, Actio=Reactio, auch reziprok wirken. Das heißt, dass auf die Abstützung die gleichen Kräfte einwirken, wie auf die Zähne, die bewegt werden sollen. Solche Gegenkräfte können zu unerwünscht auftretende Zahnbewegungen führen. (Ludwig et al., 2007a)

1.2 Arten der Verankerung

Es gibt verschieden Arten, um eine Verankerung zu erreichen, die im Folgenden aufgeführt sind:

Extraorale Abstützung

Bei den extraoralen Apparaturen erfolgt die Abstützung dem Namen entsprechend extraoral über am Schädelknochen angebrachte Apparaturen. Dabei wird auf unterschiedliche Formen der Abstützung zurückgegriffen. Während der Headgear am Hinterkopf bzw. am Nacken abgestützt wird, wird die Gesichtsmaske sowohl an Stirn als auch am Kinn stabilisiert – sie ist in Abbildung 1 dargestellt.

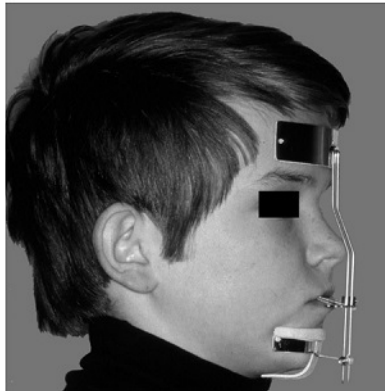


Abbildung 1: Delaire-Maske (Holberg, 2018)

Eine ausreichende Tragedauer von mindestens 14 bis 16 Stunden pro Tag ist bei dieser Form der Abstützung eine zwingende Voraussetzung für ein gutes Therapieergebnis. Daher ist eine Kooperation des*der Patienten*Patientin unbedingt erforderlich. Diese gestaltet sich bei Kindern meist problemlos, bei Pubertierenden aufgrund der

auffälligen Optik hingegen schon erheblich komplizierter. Bei Erwachsenen ist die nötige Kooperation im Berufsleben nahezu unerreichbar – die extraorale Abstützung ist hier schlecht mit dem Alltag zu vereinen. (Ludwig et al., 2007a; Sinko, 2007)

Intraorale zahngetragene Systeme

Eine weitere Möglichkeit der Verankerung ist das intraorale zahntragende System, das im Gegensatz zu extraoralen Apparaturen deutlich unauffälliger ist, und deshalb auch deutlich besser in den Alltag zu integrieren ist. Sie dienen zur Abstützung bei Zahnbewegungen im Ober- und Unterkiefer. Ein Beispiel dafür ist die Nance-Apparatur, welche am Gaumen abgestützt ist und eine relativ sichere, complianceunabhängige stationäre Verankerung ermöglicht. Die Nance-Apparatur dient zur Stabilisierung der Molaren und ist aufgebaut aus einer Kunststoffplatte, welche sich am Gaumen abstützt und mit Bändern oder Drähten an den Prämolaren oder Molaren verbunden ist. Eine daraus entwickelte Apparatur wird als Pendulum-Apparatur bezeichnet, die eine Kombination aus der Nance-Apparatur und der Distalisierung der Molaren mittels Federelement darstellt. Diese Apparatur wird in Abbildung 2 dargestellt. Weitere Apparaturen sind der Transpalatinal- und der Lingualbogen. Hierbei werden die Bögen in die Ober- bzw. Unterkiefermolarenschlösser eingeführt, um so die Zähne in der Transversalen zu stabilisieren. Somit wird der Widerstand der Zähne gegenüber kippenden und transversalen Kräften wie Rotationen erhöht. Allerdings haben diese Bögen gegenüber sagittal und vertikal wirkenden Kräfte keinen signifikanten Einfluss. Sie haben aber den entscheidenden Vorteil, dass sie ohne jegliche Patientencompliance funktionieren. (Sinko, 2007; Ludwig et al., 2007a; Gahl, 2019)



Abbildung 2: Pendulum (Bozkaya et al., 2020)

Dentale Unterstützung der Verankerung

Bei der Behandlung mit einer festsitzenden Apparatur, ist eine Verankerung durch Torquen der Wurzel, der zur Abstützung herangezogenen Zähne in die buccale Kortikalis oder durch Verblockung von Zahngruppen möglich (Ludwig et al., 2007a).

Torquen bedeutet in diesem Zusammenhang, dass eine Kippbewegung der Wurzel allein stattfindet und die Krone dabei in ihrer Ausgangsposition bleibt.

Abstützung im Gegenkiefer (intermaxilläre Gummizüge)

Eine Mesialbewegung der Seitenzähne ist im Rahmen einer Retrusion der Frontzähne bzw. eine Retraktion der Eckzähne unvermeidlich, sollte eine reziproke Kraftanwendung ohne ausreichende Verankerung vorhanden sein. Um diese unerwünschte Bewegung zu umgehen, ist eine Anwendung von intermaxillären Gummizügen möglich. (Ludwig et al., 2007a)

Stationäre, zahnunabhängige Verankerung durch intraorale, knochentragende Systeme

Dieses System der skelettalen Verankerung wird auch als TAD (Temporary Anchorage Device, dt. temporärer Anker) bezeichnet und ist verglichen mit den anderen vorgestellten Systemen noch relativ modern. Es wird gegliedert in Implantate, Drähte, Plattensystem und Minischrauben. (Ludwig et al., 2007a)

1.3 Klassifizierung von Implantaten für die kieferorthopädische Verankerung

Nach Singh et al. erfolgt die Klassifizierung wie folgt (Singh et al., 2010):

(1) Klassifizierung nach Form und Größe:

- a. konische (zylindrische) Minischraubenimplantate, Gaumenimplantate, Prothetikimplantate
- b. Miniplatten, Miniimplantate
- c. Scheibenimplantate (Onplantate)

(2) Klassifizierung nach dem Knochenkontakt des Implantates:

- a. Osteointegration
- b. keine Osteointegration

(3) Klassifizierung nach der Anwendung:

- a. Verwendung nur für kieferorthopädische Zwecke (kieferorthopädische Implantate)

- b. Verwendung für prothetische und kieferorthopädische Zwecke (prothetische Implantate)

1.4 Aufbau der Minischrauben

Bereits 1945 wurde mit dem Einsatz von Implantaten zur Verankerung von Gainsforth und Highley begonnen, welche allerdings wenig Erfolg zeigten. Erneute Versuche gab es Mitte der 70er-Jahre durch Sherman, Creekmore, Roberts und Turley, deren umfassende klinische und tierexperimentelle Studien den Grundstein für die heutige skelettale Verankerung legten. (Ludwig et al., 2007b)

Die Minischrauben gehören in der Kieferorthopädie zu den sogenannten TADs und dienen zur temporären skelettalen Verankerung. Aufgrund des temporären Einsatzes gehören die Minischrauben zu Implantaten, welche nach Erreichen der speziellen Aufgaben von Miniimplantaten wieder entfernt werden.

Bei der skelettalen Verankerung müssen erfahrungsbedingt nach verschiedenen Autoren zusammengefasst folgende Anforderungen erfüllt werden (Ludwig et al., 2007a):

1. Geringe Kosten
2. Einfache Entfernung
3. Klinisch gleichwertige oder bessere Ergebnisse im Vergleich zu herkömmlichen Verankerungsvarianten
4. Unabhängigkeit von der Kooperation des*der Patienten*Patientin
5. Nutzbarkeit mit den bekannten kieferorthopädischen Mechaniken
6. Ausreichender Widerstand gegen orthodontische Kräfte
7. Sofortige Belastbarkeit
8. Primärstabilität
9. Einfache Platzierung und Nutzung
10. Geringe Dimension
11. Biokompatibel

Unter den skelettalen Verankerungssystemen werden diese Anforderungen nur von Minischrauben erfüllt, weshalb sie im alltäglichen Gebrauch bevorzugt eingesetzt werden (Ludwig et al., 2007a: S. 11). Besonders wichtig sind hierbei die einfache Insertion und Entfernung, sowie die sofortige Belastbarkeit aufgrund der nicht essenziellen Osseointegration. Darüber hinaus können sie auch im bezahnten Kieferabschnitt eingesetzt werden. (Sinko, 2007)

Eine Minischraube ist aus drei Teilen aufgebaut, die in Abbildung 3 dargestellt und im Folgenden erklärt werden.

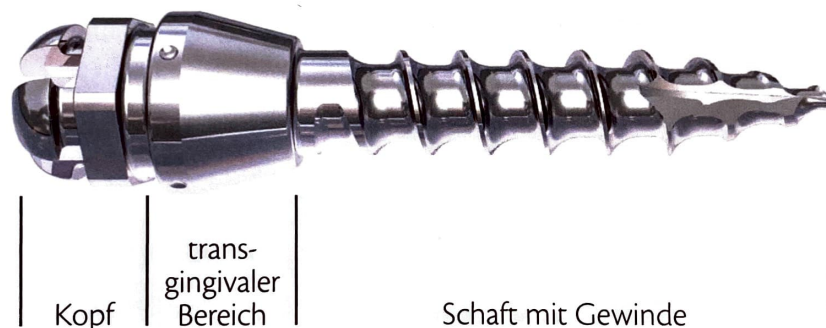


Abbildung 3: Aufbau einer Minischraube am Beispiel von tomas-pin SD 08 (Ludwig et al., 2007a)

1.4.1 Schraubenkopf

Der Kopf fungiert als Befestigungselement der Kopplungselemente wie Federn, Runddräht, Vierkantdrähte und elastische Ketten. Mit diesen Kopplungselementen wird eine Verbindung zwischen der Minischraube und der Apparatur hergestellt. Trotz der großen Designauswahl lassen sich die Schraubenköpfe in fünf Gruppen einteilen, die in Abbildung 4 gezeigt werden (Ludwig et al., 2007a):

- Schrauben mit Haken (a)
- Schrauben mit Kugelkopf (b)
- Schrauben mit Ösen und Bohrungen (c)
- Schrauben mit einfachem Slot (d)
- Schrauben mit Kreuzslot (e)

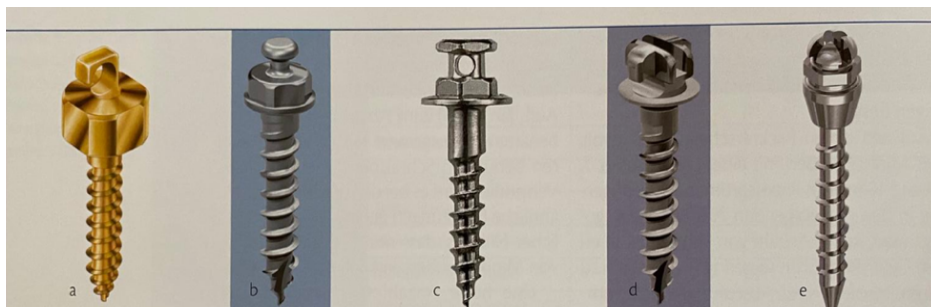


Abbildung 4: Verschiedene Kopfvarianten von Minischrauben (Ludwig et al., 2007a)

Schrauben mit Haken:

Indikation für diese Schraube ist hauptsächlich die Mesialisation, Distalisation und Intrusion. Durch diese Art des Schraubenkopfes lassen sich die Kopplungselemente leicht einhängen, was einen großen Vorteil darstellt. Bei der Intrusion muss darauf geachtet werden, dass der Haken so ausgerichtet ist, dass die Kopplungselemente während der Behandlung an Ort und Stelle bleiben und nicht abrutschen. Dies und die Dimensionierung des Hakens, er könnte sich während der Behandlung verbiegen oder abbrechen, stellen einen Nachteil dar. (Ludwig et al., 2007a)

Schrauben mit Kugelkopf:

Auch bei dieser Schraube ist die Hauptindikation eine Mesialisation und Distalisation. Der Vorteil ist auch hier ein leichtes Einhängen der Kopplungselemente, wobei hier nicht auf die Stellung der Schraube geachtet werden muss. Somit stellt diese Variante eine bessere Möglichkeit dar als die Schraube mit Haken. (Ludwig et al., 2007a)

Schrauben mit Ösen und Bohrungen:

Diese Schrauben haben die gleichen Indikationen wie die bereits genannten. Einen Vorteil gegenüber dem Schrauben mit Haken oder Kugelkopf gibt es nicht. Allerdings gibt es einen Nachteil, wenn mit Runddrähten gearbeitet wird. Denn dieser Kopplungsdraht muss durch die Öse gefädelt werden, was abhängig von der Position der Schraube und der Größe der Bohrung durchaus eine Herausforderung darstellen kann. Eine geringe Wandstärke, abhängig von der Dimension der Bohrung und dem Design des Kopfes, kann durchaus auch eine Schwachstelle darstellen. Im Falle einer Fraktur muss die Schraube natürlich entfernt werden. (Ludwig et al., 2007a)

Schrauben mit einfachem Slot:

Die Indikation zur Verwendung dieser Schraube ist vielseitig. Sowohl Intrusion und Extrusion gehören dazu, aber auch Aufrichten, Mesialisation, Distalisation und viele andere Bewegungen. Der Vorteil liegt hier bei der Möglichkeit Vierkantdrähte nutzen zu können, was eine dreidimensionale Kontrolle der Zahnbewegung beziehungsweise Verankerung ermöglicht. Bei einem Runddraht ist nur eine dreidimensionale Kontrolle möglich.

Abhängig vom Verwendungszweck, sollte der Slot vertikal oder horizontal stehen. Das kann bei einer Schraube mit einem einfachen Slot bedeuten, dass die Schraube um

maximal 90 Grad weiter eingedreht oder wieder zurückgedreht werden müsste. Diese Eigenschaft wird als Nachteil angeführt. (Ludwig et al., 2007a)

Schrauben mit Kreuzslot:

Die Indikationen sind die gleichen wie bei den bereits zuvor erwähnten Schrauben mit einfachem Slot.

Nach der Quelle „Mini-Implantate in der Kieferorthopädie“, ist dies die beste Kopfvariante, da sie aufgrund des Kreuzschlitzes alle Indikationen abdeckt. Da auch bei dieser Variante die Verwendung eines Vierkantdrahtes möglich ist, hat man eine höhere qualitative Stufe der skelettalen Verankerung. Grundsätzlich können hier aber alle Kopplungselemente verwendet werden. Ein Vorteil gegenüber der Schraube mit einfachem Slot besteht darin, dass das Problem mit der Slotausrichtung nicht vorhanden ist. Nachteile werden keine erwähnt. (Ludwig et al., 2007a)

Neben den fünf vorgestellten Gruppen gibt es auch noch Mischformen. Auf der einen Seite bietet die Vielzahl an unterschiedlichen Kopfvarianten einen Vorteil im Rahmen des großen Einsatzspektrums, auf der anderen Seite bringt die Auswahl aber auch Nachteile mit sich. Im Laufe der Behandlung könnten Komplikationen auftreten, die den Wechsel des Kopplungselementes erzwingen. Unter diesen Umständen müsste die Schraube gegen eine andere ausgetauscht werden. Das ist allerdings weder praktikabel noch für den*die Patienten*Patientin zumutbar. Daher sind eine genaue Planung und eine Überlegung bezüglich der Therapie und die Auswahl der Schrauben im Vorfeld absolut erforderlich. Es ist auch empfehlenswert eine Variante zu wählen, welche universell nutzbare Kopfvarianten bietet, der Kopf sollte dabei eine Befestigung von allen Kopplungselementen ermöglichen. (Ludwig et al., 2007a)

In Bezug auf die Dimension, sollte der Kopf vom Durchmesser und seiner Höhe klein sein, um für den*die Patienten*Patientin so angenehm wie möglich zu sein. Aufgrund der unterschiedlichen Ausdehnungen der Varianten, sollte der Vergleich der Dimension nur innerhalb einer Gruppe stattfinden. (Ludwig et al., 2007a)

1.4.2 Transgingivaler Anteil

Dieser Teil, auch als Gingivahals oder Kragen bezeichnet, ist wie bei den Implantaten der sensibelste Anteil. Es besteht die Gefahr einer Entzündung des periimplantären Weich- und Hartgewebes, hervorgerufen durch Mikroorganismen, die während der Perforation der Gingiva eindringen können. Solche Entzündungen können maßgeblich

für vorzeitigen Verlust der Minischraube verantwortlich sein. Zu vermeiden sind außerdem ausgeprägte Unterschnitte, da sie die Anlagerung von Plaque und Speisereste begünstigen und somit auch das Risiko einer Perimukositis oder Periimplantitis steigern können. (Baumgärtel, 2011)

Auch bei diesem Anteil der Minischraube gibt es verschiedene Grundformen:

- zylindrisch (a)
- konisch (b)
- mehrkantige Form (c)
- bis zum Kopf fortgesetztes Gewinde (d)

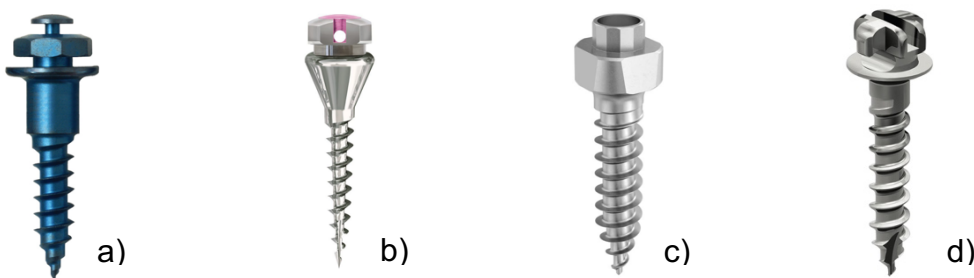


Abbildung 5: Gestaltungsvarianten des transgingivalen Anteils (Ortho Technology; American Orthodontics; GmbH; Tiger Dental GmbH)

Im Rahmen der Ausheilung passt sich die Gingiva an die Form der Schraube an. Um eine Abdichtung um diesen Bereich zu ermöglichen, sollte in der postoperativen Phase die Schleimhaut so dicht wie möglich und ohne Druckzonen an der Schraube anliegen. Bei zylindrischen Formen sind häufig entstehende Druckzonen zu beachten, die außerdem von der Insertionsrichtung der Minischraube abhängig sind. Solche Druckzonen werden bei konischen Formen vermieden. Darüber hinaus schließt die konische Form die Perforationswunde, erschwert das Eindringen von Mikroorganismen und beugt Entzündungen vor. (Ludwig et al., 2008a)

Bei Minischrauben ist auch das Verhältnis zwischen Gingivahals (innen) und Schraubenkopf (außen) zu berücksichtigen, wobei es 3 verschiedene Varianten gibt:

- Größe innen > Größe außen
- Größe innen < Größe außen
- Größe innen = Größe außen

Sollte bei der Minischraube außen > innen sein, sprich der Kopf hat einen größeren Durchmesser als der transgingivale Anteil, so entstehen Nischen, welche schwer zu reinigen sind. Darüber hinaus ermöglichen solche Nischen auch die Anlagerung von Mikroorganismen. Um das Risiko einer Entzündung und eines vorzeitigen Verlustes

zu reduzieren, sollte man daher eine Minischraube auswählen, die den gleichen Durchmesser am Kopfanteil und am Gingivahals hat, oder aber der Durchmesser ist am Kopfanteil kleiner als am transgingivalen Anteil. (Ludwig et al., 2007a)

1.4.3 Schaft und Gewinde

Der Schaft ist jener Teil der Minischraube, welcher im Knochen verankert ist und das Gewinde trägt. Dieser Aufbau kann konisch, zylindrisch oder kombiniert konisch-zylindrisch, auch Hybridschaft genannt, sein. Bei den konisch aufgebauten Schaften hat man aufgrund ihres Keileffekts eine große Primärstabilität. Diese sind auch dazu in der Lage, leichte Abweichungen der Insertionsrichtung zu kompensieren. Allerdings ist bei dieser Art des Schaftes das Risiko einer Knochenkompression erhöht. Minischrauben mit einer zylindrischen Form haben einen konstanten Durchmesser, was eine schonendere Insertion ermöglicht. Außerdem können zylindrische Minischrauben mit einem geringeren Drehmoment eingebracht werden. Eine ausreichende Primärstabilität herzustellen kann bei dieser Art der Minischrauben allerdings oft schwierig sein. (Baumgärtel, 2011)

Ein wichtiger Faktor für den Halt einer Minischraube ist die Dicke der Kortikalis, durch die Verankerung von Schaft und Gewinde im Knochen. Zu berücksichtigen ist dabei immer, dass die Schichtdicke der Substantia corticalis und der Substantia spongiosa von Region zu Region, aber auch vom Alter und der Genetik des Menschen, stark variiert. (Ludwig et al., 2007a)

Beim Gewinde gibt es zwei verschiedene Arten – selbstschneidend und selbstbohrend, die in Abbildung 6 dargestellt sind.

Beim selbstschneidenden Gewinde erfolgt das Einbringen der Schraube mittels Abtragens von Knochensubstanz durch eine Vorbohrung, auch Pilotbohrung genannt. Im Gegensatz dazu findet beim selbstbohrenden Gewinde eine Verdrängung und keine Perforation der Substantia corticalis statt.

Beide Methoden bringen sowohl Vorteile als auch Nachteile mit sich. Für die selbstschneidende Variante ist eine, zur Länge und Durchmesser sowie der Knochenqualität abhängige, Vorbohrung notwendig. In diese Pilotbohrung wird anschließend die Minischraube eingedreht. Da die Spitzen solcher Minischrauben stumpf sind können sie nicht in die Wurzel eingedreht werden. Durch diese Pilotbohrung vor dem Einbringen der Minischraube, kommt es zu einer geringen Verdrängung des Knochens, was dazu führt, dass weniger Spannung entsteht und somit auch weniger Drucknekrosen. Für

den*die Patienten*Patientin hat es den Vorteil, dass er*sie meist schon wenige Stunden nach der Insertion nichts mehr von diesem Eingriff spüren. (Ludwig et al., 2007a)

Die selbstbohrende Variante, in der Literatur bezeichnet als Schraube mit selbstbohrendem Gewinde, bohrt sich von selbst in den Knochen. Somit ist bei dieser Variante keine Pilotbohrung erforderlich. Da diese Schraube gleichzeitig bohrt und schneidet, gibt es gewisse Faktoren zu berücksichtigen. Die Stärke und Härte des Knochens begrenzen gemeinsam mit dem Durchmesser der Schraube den Einsatz dieser Variante. Beim Einsatz der selbstbohrenden Schraube ist das verdrängte Knochenvolumen hoch, was dazu führt, dass der Knochen stark komprimiert wird und die Spannung hoch ist. Dies führt wiederum dazu, dass die Patienten*Patientinnen noch länger nach dem Eingriff Schmerzen verspüren. Außerdem können leichter Knochennekrosen entstehen. Aufgrund der teilweise schwer kontrollierbaren Eindrehrichtung ist bei den selbstbohrenden Schrauben auch die Gefahr einer Verletzung der Wurzel erhöht. (Ludwig et al., 2007a)

Da Böhm und Fuhrmann feststellten, dass im periimplantären Knochen nach dem Eingriff Risse entstanden und durchaus auch Drucknekrose auftreten können, wird die Corticalis häufig auch bei der selbstbohrenden Variante durch eine Vorbohrung perforiert. Dies hat den Vorteil, dass der hohe zu überwindende Widerstand durch die Corticalis verringert wird. Auch die Gefahr einer Schraubenfraktur sinkt, da ohne eine Vorbohrung hohe Torsionskräfte beim Eindrehen durch die Corticalis entstehen. (Ludwig et al., 2007a)

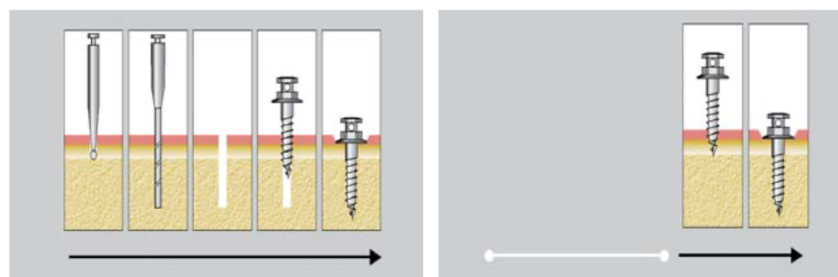


Abbildung 6: selbstschneidender (links) und selbstbohrender (rechts) Mechanismus (Ludwig et al., 2008b)

1.5 Insertion

Grundsätzlich ist die Insertion eine einfache und rasche therapeutische Maßnahme. Damit diese erfolgreich ist, müssen wenige, sehr wichtige Grundsätze beachtet werden, da die Insertion eine große Auswirkung auf den Gesamterfolg des Ergebnisses hat. Dafür entscheidend sind primär die Insertionsinstrumente, welche gut an der Kopplungsstelle der Minischraube passen müssen. Dies ist die Voraussetzung dafür, dass das Drehmoment möglichst verlustfrei übertragen werden kann. Bevor man mit dieser therapeutischen Maßnahme startet, ist eine exakte präoperative Planung eine Grundvoraussetzung. Diese umfasst sowohl eine genaue Anamnese als auch eine exakte Befunderhebung. Auch eine Aufklärung über diesen Eingriff ist erforderlich. Zusätzlich beinhaltet die präoperative Planung die Beurteilung der Situation des*der jeweiligen Patienten*Patientin sowohl am Modell als auch am Röntgenbild. Dies ist, gemeinsam mit dem Behandlungsziel und der sich daraus ergebenden kieferorthopädischen Apparatur, die Voraussetzung für die Auswahl des Insertionsortes. Im Rahmen dieses Eingriffes bekommt der*die Patient*Patientin eine lokale Anästhesie. (Ludwig et al., 2008b; Ludwig et al., 2011)

Für die Auswahl der Schraubenart, ist eine Messung der Dicke der Gingiva möglich. Die daraus gewonnene Information kann bei der endgültigen Festlegung der Schraubenlänge hilfreich sein. Wichtig bei der Länge ist das Knochenangebot und die Dicke der Schleimhaut in Insertionsrichtung. Jener Teil der Schraube, der sich im Knochen befindet, muss gleich lang sein wie jener Teil, der sich außerhalb des Knochens befindet. (Ludwig et al., 2011)

Es ergeben sich in Tabelle 1 folgende Längen der Minischrauben unter der Berücksichtigung der Dicke des Knochens in geplanter Insertionsrichtung:

Tabelle 1: Länge der Minischrauben in Abhängigkeit der Knochendicke (Ludwig et al., 2011)

Knochendicke	Länge der Minischrauben
Knochendicke > 10 mm	Minischraube bis 10 mm Länge möglich
Knochendicke < 10 mm und > 7 mm	Verwendung von Minischrauben mit 8 mm
Knochendicke < 6 mm	Keine Insertion von Minischrauben möglich

Anschließend erfolgt das Festlegen der Gewindeart. Wie bereits erwähnt gibt es die Möglichkeit von selbstschneidenden und von selbstbohrenden Minischrauben. Laut Literatur ist die Empfehlung für Regionen mit einer dünnen Corticalis und

aufgelockerter Knochenstruktur, wie beispielsweise im Oberkiefer, selbstbohrende Schrauben zu verwenden. Sollte eine dicke Corticalis und feste Knochenstruktur, wie zum Beispiel im anterioren Bereich des Unterkiefers, vorliegen, können sowohl selbstschneidende als auch selbstbohrende Minischrauben verwendet werden. Bei den selbstbohrenden wird allerdings die Perforation der Kompakta empfohlen. (Ludwig et al., 2011)

Da die Minischraube durch die Gingiva durchtreten muss, ist eine Perforation dieser erforderlich. Dies erfolgt heute durch die direkte Insertion der Gingiva.

Nach der Perforation der Gingiva erfolgt das Eindrehen der Minischraube. Dabei sollte auf eine gleichmäßige Rotationsbewegung von ca. 30 Umin^{-1} und einem konstanten Drehmoment geachtet werden. Es gibt zwei Möglichkeiten der Insertion: die maschinelle und die manuelle Insertion. (Ludwig et al., 2008b)

Maschinelle Insertion:

Hier sollte die Verwendung eines speziellen Winkelstückes erfolgen, welches ca. 25 Umin^{-1} hat. Mit diesem Winkelstück werden die Minischrauben bei gleichbleibendem Drehmoment inseriert, was dazu führt, dass die Belastung sowohl für den Knochen als auch für die Schraube konstant ist. Sollten Winkelstücken ohne Einstellungsmöglichkeiten bezüglich der Umdrehungen und des Drehmomentes verwendet werden, kann das maximale Drehmoment rasch überschritten werden. Dadurch droht die Gefahr einer Fraktur der Minischraube durch Überlastung. Im Vergleich zur manuellen Insertion hat der*die Behandler*Behandlerin außerdem bei der maschinellen Insertion ein vermindertes Gefühl für den Widerstand des Knochens und der Belastung der Schraube. Darüber hinaus ist die Gefahr eine Wurzel zu verletzen erhöht. Allerdings ist beim Setzen einer Minischraube im posterioren Bereich diese Art von Insertion ein Vorteil, da sie durch den kleinen Kopf des Winkelstückes leichter erfolgen kann. (Ludwig et al., 2007a)

Manuelle Insertion:

Die manuelle Insertion ermöglicht dem*der Behandler*Behandlerin ein taktiles Gefühl bezüglich der Knochenqualität und der Belastung der Schraube. Es gibt hier verschiedene Schraubendreher und Klingen in unterschiedlichen Längen und Durchmessern.

Beim Einsatz von kurzen Instrumenten besteht der Vorteil darin, dass nahezu jeder Insertionsort gut erreicht werden kann und außerdem eine bessere Kontrolle für das

Drehmoment gegeben ist. Allerdings erfordern kurze Insertionsinstrumente beim Eindrehen einen höheren Kraftaufwand. (Ludwig et al., 2007a)

Lange Instrumente haben den Vorteil, dass die Insertion durch den längeren Hebelarm mit einem geringeren Kraftaufwand erfolgen kann. In diesem Vorteil steckt auch ein gewisses Gefährdungspotenzial, da je nach Kraftaufwand ein sehr hohes Drehmoment entstehen kann. Daher muss das Eindrehen mit Vorsicht erfolgen, um einen Bruch der Schraube zu vermeiden. Nach erfolgtem Eindrehen ist ein postoperatives Röntgenbild erforderlich. (Ludwig et al., 2007a)

Unmittelbar nach der Insertion kann die Minischraube belastet werden, es ist keine Einheilungsphase erforderlich. Allerdings folgt nach der Insertion eine Gebrauchs- und Nutzungsphase. Vor der Kopplung ist die Lage und die Primärstabilität mit Bewegungselementen zu prüfen und gegebenenfalls ist das Ausrichten des Kopfes durch ein Nachdrehen der Schraube erforderlich. Das vorbereitete und ausgewählte Kopplungselement kann anschließend am Kopf der Schraube befestigt werden. Die Belastung des Kopplungselementes sollte zwischen 0,5 und 2 Newton liegen, um eine Schädigung der zu bewegenden Zähne zu vermeiden. Der*die Patient*Patientin sollte nach der erfolgten Insertion zusätzlich zur täglichen Mundhygiene die Minischraube mit in Chlorhexidin getränkten Wattestäbchen säubern. (Ludwig et al., 2011; Sinko, 2007)

1.6 Insertionsorte

Minischrauben können in unterschiedlichen Insertionsorten eingebracht werden. Es wird jedoch die Insertion im unbezahnten Kieferabschnitt ohne größere Blutgefäße oder Nerven empfohlen. Bei bezahnten Kieferabschnitten sollte ein Mindestabstand von 2 mm zwischen Minischraube und Wurzel eingehalten werden. (Liou et al., 2004)

In der Regel sind Patienten*Patientinnen, die im Rahmen ihrer kieferorthopädischen Behandlung eine Minischraube benötigen voll bezahnt. Daher ist für Wehrbein und Göller die Insertion von Minischrauben im zahnlosen Kiefer nicht sinnvoll (Wehrbein and Gollner, 2007).

Park empfiehlt die Insertion von Minischrauben über, zwischen oder unter den Zahnwurzeln beziehungsweise im Gaumen oder auch im Retromolarbereich. (Park, 2002)

Im Oberkiefer geeignete Insertionsorte sind der Bereich der Spina nasalis, der infrazygomatikalere Bereich, Tuber, medianer oder paramedianer Gaumen und Alveolar-

kamm. Im Unterkiefer ist die Insertion im Bereich der Parasymphyse, Symphyse, Alveolarkamm und der Retromolarraum geeignet. (Papadopoulos and Tarawneh, 2007)

Anhand einer DVT Untersuchung (Digitale Volumetomographie) wurde für eine sichere Insertion ein Leitfaden entwickelt. Im Unterkiefer des posterioren Bereich liegen die sicheren Insertionsorte vestibulär zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren und zwischen dem ersten und zweiten Molaren. Im Oberkiefer befindet sich das größte Knochenangebot im posterioren Bereich, genauer interradikulär-palatinal zwischen dem ersten Molaren und dem zweiten Prämolaren. Dort ist eine Knochenhöhe von 6-8 mm vorhanden. Auch zwischen dem ersten und zweiten Molaren in einer Höhe von 2-5 mm entfernt von der Alveolarkammspitze. (Hernandez et al., 2008; Ishii et al., 2004; Poggio et al., 2006)

Im Oberkiefer ist im Rahmen einer Insertion immer das Risiko einer Kieferhöhleneröffnung zu berücksichtigen. Daher sollte man keine Minischrauben mehr als 8-10 mm vom Alveolarkamm entfernt in den Molarbereich inserieren. Poggio et al. raten bei noch vorhandenen Weisheitszähnen auch von einer Insertion im Tuberbereich aufgrund des geringen Knochenangebots ab. (Poggio et al., 2006)

Aufgrund der kompakteren Knochenstruktur im Unterkiefer könnte man von einer besseren Erfolgsrate im Unterkiefer ausgehen. Untersuchungen zeigen allerdings, dass die Erfolgsrate im Oberkiefer höher ist. Grund dafür könnte ein mögliches überhitzen des Bohrers bei der Insertion sein, aber auch eine erhöhte Belastung bei der Mastikation. (Park, 2002; Park et al., 2006; Takahashi, 2006)

Eine hohe Verlustrate zeigt sich im lingualen Bereich des Unterkiefers. Eine Studie zeigte, dass ein möglicher Grund dafür die ständige Berührung und mechanische Belastung der Minischraube durch die Zunge sein könnte. Dazu kommt, dass die Insertion in diesem Bereich, aufgrund der schwierigen Zugangsverhältnissen, eine größere Herausforderung darstellt. (Berens et al., 2005)

In einer Studie nach Mohammed et al. aus dem Jahr 2018 wurden mehrere Insertionsstellen und deren Misserfolgsrate untersucht.

Palatinale Insertionsposition:

Es wurden hierfür drei verschiedene palatinale Insertionsstellen untersucht: mittelpalatal, paramedian und parapalatal. Insgesamt lag die Misserfolgsrate bei Minischrauben, die in den Gaumen gesetzt wurden bei 4,7 %. Einzel betrachtet war die Misserfolgsrate in der Mittelpalatalregion eingesetzten Schrauben, aus drei Studien zusammengefasst, bei 1,3 %. In dem paramedianen Bereich eingesetzte Minischrauben aus sechs Studien zeigten einen Misserfolg von 4,8 %. Für den parapalatalen Bereich ergab sich aus fünf Studien eine Gesamtmisserfolgsrate von 5,5 %. In Abbildung 7 sind die Studien, aus denen sich die Zahlen für die Misserfolgsrate ergeben abgebildet und zeigen den Durchschnitt der Misserfolgsrate für die jeweiligen Insertionsstelle am Gaumen. (Mohammed et al., 2018)

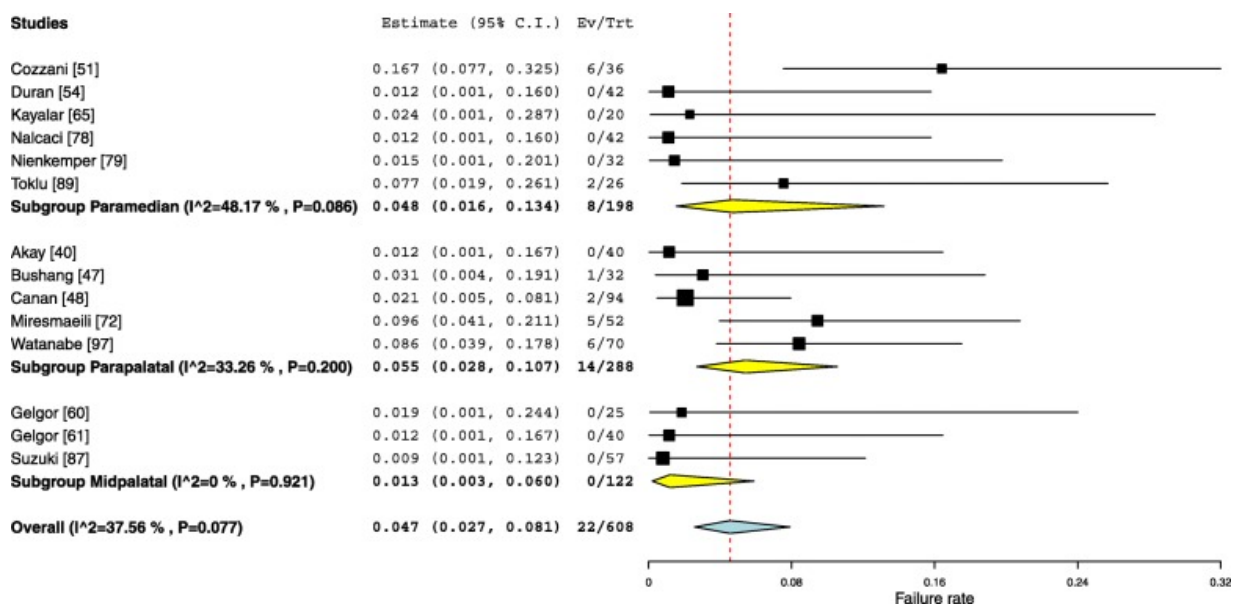


Abbildung 7: Forest Plot, der die Ausfallraten für verschiedene palatinale Insertionsstellen zeigt (Mohammed et al., 2018)

Palatinale Insertion – T-Zone:

Der anteriore Gaumen ist eine gute Insertionsstelle, da hier Minischrauben mit größeren Abmessungen und höherer Stabilität in einer Region mit hoher Knochenqualität, dünnem darüber liegendem Weichgewebe und einem fast vernachlässigbaren Risiko von Wurzelschäden oder Interferenzen mit Zähnen eingesetzt werden können. Da das Knochenvolumen in den lateralen und posterioren Bereichen des Gaumens reduziert ist, ist im hinteren Gaumen nur eine mediane Insertion möglich. In der Nähe der Schneidezähne ist der Gaumen mit dem dicken Weichgewebe, der Rugae palatinae, bedeckt, was ein erhöhtes Risiko des Kippens und Scheiterns mit sich bringt. Außerdem muss die Nähe zu Strukturen wie den Schneidezahnwurzeln berücksichtigt werden. Der Bereich unmittelbar hinter der Rugae palatinae, der als „T-Zone“ bezeichnet wird und in Abbildung 8 dargestellt ist, ist aufgrund des verfügbaren Knochenvolumens eine geeignetere Region für die Insertion von palatinalen Minischraubenimplantate. (Wilmes et al., 2016)

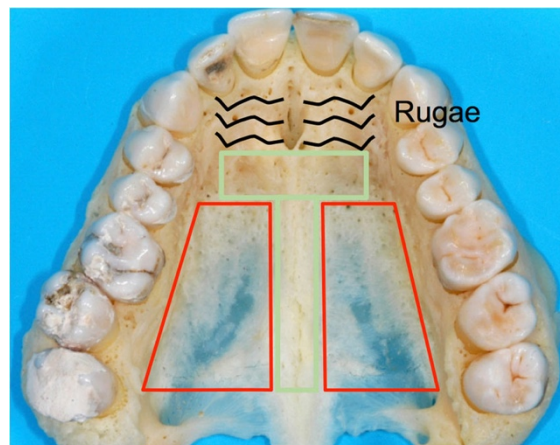


Abbildung 8: Empfohlene Insertionsstelle posterior der Rugae palatinae. Der Knochen ist in den posterioren und lateralen Bereichen zu dünn. (Wilmes et al., 2016)

In einem Fall mit symmetrischen Verankerungsanforderungen kann ein einzelnes Minischraubenimplantat mit ausreichender Länge und Durchmesser, beispielsweise 2,3 mm × 9 mm, ausreichend sein. Bei rotierenden Drehkräften müssen möglicherweise zwei Minischraubenimplantate gekoppelt werden, um das Risiko des Kippens und eines möglichen Versagens zu verringern. Zwei nebeneinander liegende Minischrauben können in sagittaler Richtung (mediane Insertion) oder in transversaler Richtung (paramediane Insertion) positioniert werden. Bei einer medianen Insertion werden die Implantate entlang einer anteroposterioren Linie innerhalb der T-Zone im Abstand von 7-14 mm gesetzt. Bei einer paramedianen Insertion werden die Miniimplantate in einer transversalen Konfiguration platziert. Durch das Vorhandensein von dickem lateralen

Weichgewebe wird der Abstand zwischen den Miniimplantaten auf 5-10 mm begrenzt. (Wilmes et al., 2016)

Bei erwachsenen Patienten*Patientinnen sollte ein Loch mit der Tiefe von 2 bis 3 mm vorgebohrt werden, da sie im anterioren harten Gaumen in der Regel eine hohe Knochendichte aufweisen. Bei Kindern und Jugendlichen ist hingegen kein Vorbohren aufgrund der geringen Knochenmineralisierung nötig. Bei einem Durchmesser von 2 mm oder 2,3 mm und einer Länge von 9 mm anterior und 7 mm posterior, ist eine ausreichende Stabilität des Implantats gegeben. Für eine maximale Retention im Knochen, sollte die Spitze einer median inserierten Minischraube während der Insertion senkrecht zum Gaumengewölbe verlaufen, ungefähr 10-30° senkrecht zur Okklusionsebene. Im anterioren Bereiches des harten Gaumens kann aufgrund des reichlichen Knochenangebots ein längeres Miniimplantat, 9-11 mm, verwendet werden. Da bei einer paramedianen Insertion die Gefahr einer Wurzelschädigung der Schneidezähne gegeben ist, sollte ein paramedianes Miniimplantat nicht nach anterior abgewinkelt gesetzt werden, sondern direkt senkrecht zur Okklusionsebene. In dieser Region ist das Knochenvolumen geringer, was bei der Auswahl der Länge der Minischraube zu beachten ist. Hierfür sollten kürzere Schrauben mit einer Länge von 7-9 mm verwendet werden. (Wilmes et al., 2016)

Der anteriore Gaumen ist eine ideale Stelle für die vorhersagbare und zuverlässige Platzierung von Minischrauben. Innerhalb der Abgrenzungen der T-Zone hat man die Wahl, Minischrauben entweder median oder paramedian zu platzieren. Unter sorgfältiger Berücksichtigung der anatomischen Strukturen der Insertionsstelle muss die Biomechanik vor der Insertion bestimmen werden, damit die Behandlung erfolgreich verläuft. Die mediane Insertion eignet sich für sagittale und vertikale Zahnbewegungen und für die Expansion des Oberkiefers bei Patienten*Patientinnen mit palatinal retinierten oberen Eckzähnen. Die paramediane Insertion wird bevorzugt für eine schnelle maxilläre Expansion und anschließender sagittale und vertikale Zahnbewegungen eingesetzt. (Wilmes et al., 2016)



Abbildung 9: mediane Insertion (links) und paramediane Insertion (rechts) (Wilmes et al., 2016)

Maxillär-bukkale Insertionsstelle:

Es wurden hier drei bukkale Stellen im Oberkiefer untersucht. Die Misserfolgsrate für bukkale Insertion im Oberkiefer lag insgesamt bei 9,6 %. Für die Insertion im interradikulären Bereich zwischen dem ersten Molaren und dem zweiten Prämolaren lag die Misserfolgsrate bei 9,2 %. Dies ist das Ergebnis aus 37 Studien, welche den Misserfolg in diesem Bereich untersuchten. Die Misserfolgsrate für die Insertion im Bereich des lateralen oberen Schneidezahns und dem Eckzahn wurde zusammengezogen und betrug 9,7 %. Die höchste Misserfolgsrate, welche sich aus vier Studienergab, war im Bereich des Jochbeinpfilers und betrug 16,4 %. Abbildung 10 zeigt die Studien und deren Ergebnisse in Bezug auf die Misserfolgsrate, abhängig von der jeweiligen Lokalisation. (Mohammed et al., 2018)

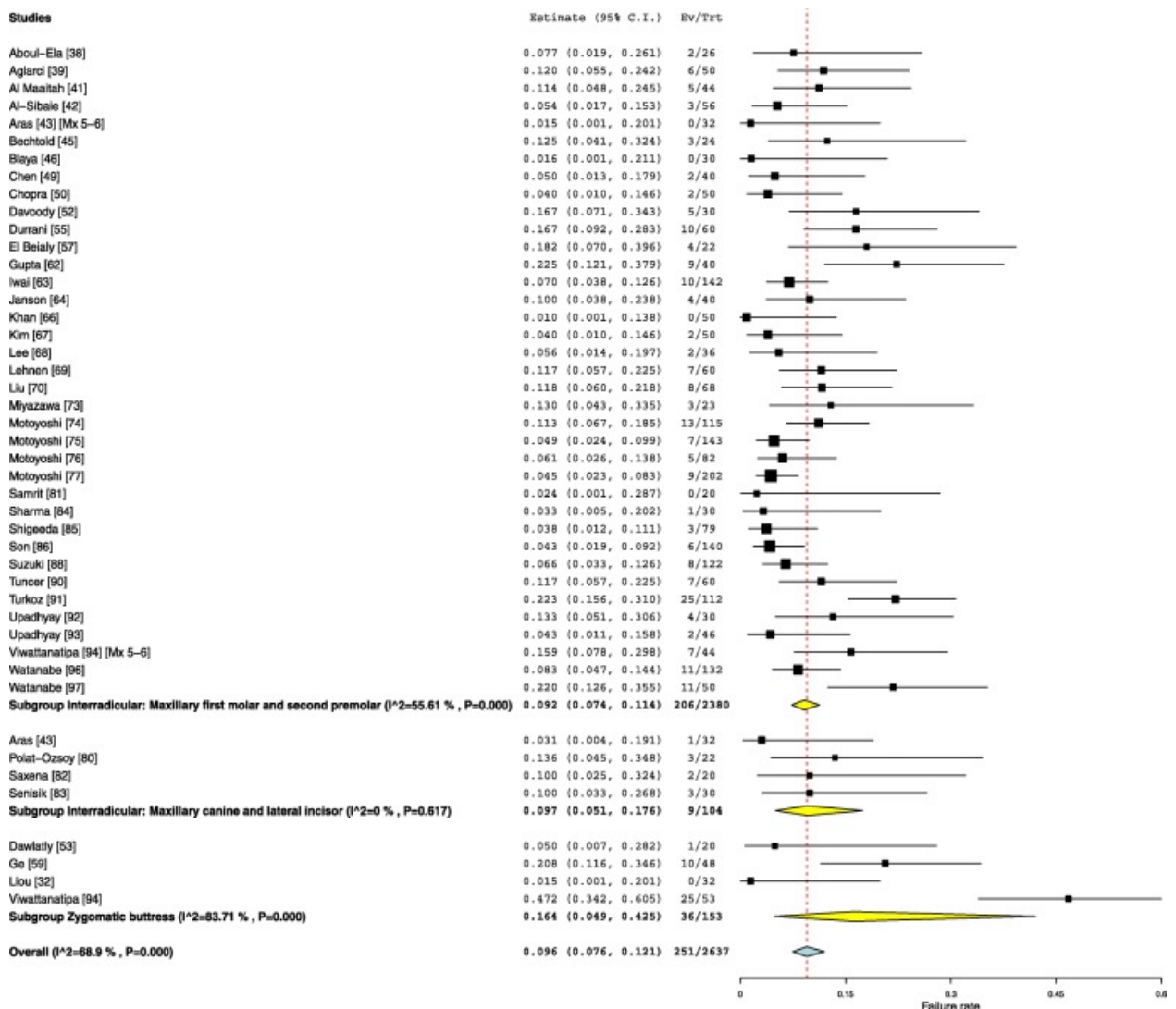


Abbildung 10: Forest Plot zur Darstellung der Ausfallraten für verschiedene bukkale Einführungsstellen im Oberkiefer (Mohammed et al., 2018)

Mandibuläre Insertionsposition:

Bei 2 mandibulären Insertionsstellen, wobei eine zwischen dem ersten Molaren und dem zweiten Prämolaren und die andere Insertionsstelle interradikulär zwischen dem Eckzahn und dem ersten Prämolaren war, lag die Gesamtmisserfolgsrate bei 12,3 %. Der Misserfolg im Bereich des ersten Molaren und zweiten Prämolaren, womit sich acht verschiedene Studien beschäftigten, lag bei 13,5 %. Für die Lokalisation einer Minischraube zwischen Eckzahn und ersten Prämolaren ergab sich aus drei Studien ein Misserfolg von 9,9 %. Es wurde auch die Insertionsstelle im Bereich des Eckzahnes und dem lateralen Schneidezahn im Rahmen einer Studie untersucht. Dies ergab eine Versagensrate von 7,6 %. Eine andere Studie analysierte die Ausfallsrate im Bereich des ersten und zweiten Molaren und kam zu einem Ergebnis von 25,9 %. In Abbildung 11 ist das Forest Plot Diagramm dargestellt, welches die Studien und die daraus resultierenden Misserfolge in Abhängigkeit der Lokalisation zeigt. (Mohammed et al., 2018)

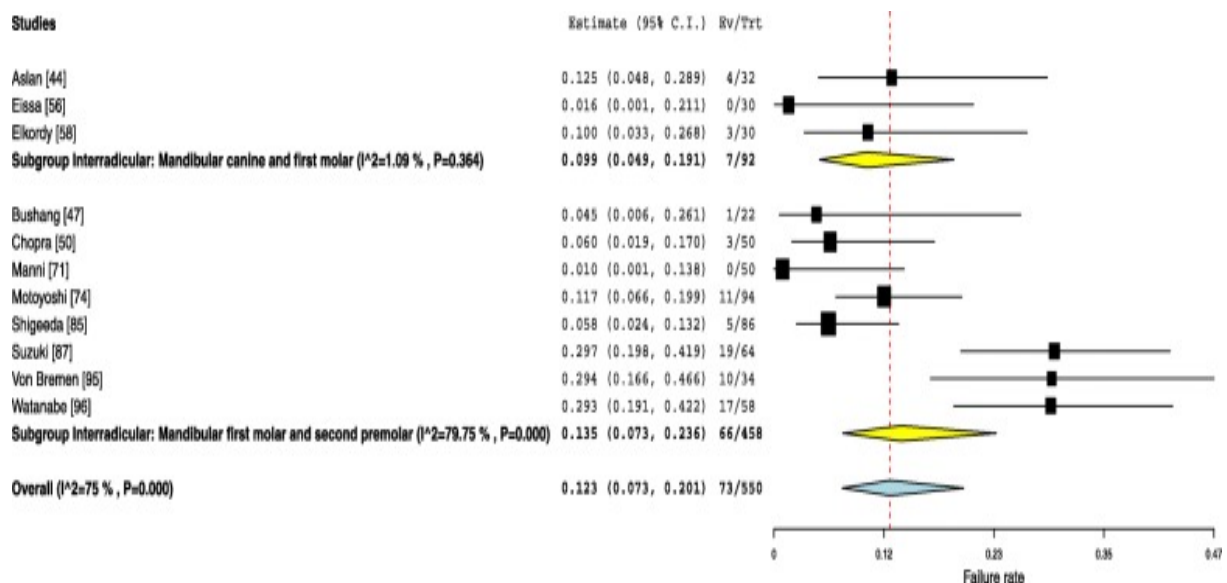


Abbildung 11: Forest Plot, der die Ausfallraten für verschiedene bukkale Insertionsstellen im Unterkiefer zeigt (Mohammed et al., 2018)

Eine zusammenfassende, schematische Darstellung der untersuchten Insertionspositionen von Minischrauben und deren Ausfallsrate ist in Abbildung 12 dargestellt.

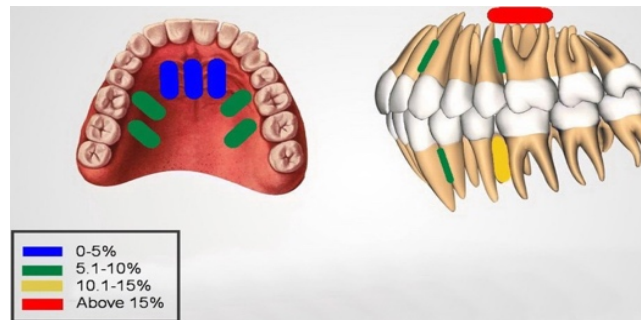


Abbildung 12: Diagramm zur Darstellung der Ausfallraten (Mohammed et al., 2018)

1.7 Explantation und Nachsorge

Minischrauben, auch Miniimplantate genannt, werden nach Erreichen des Behandlungszieles wieder entfernt und verbleiben nicht dauerhaft im Kiefer wie Zahnersatz-Implantate. Die Explantation stellt für die Schraube den größten Stressfaktor dar, da das Ausdrehmoment höher ist als das Eindrehmoment. Das Ausdrehmoment variiert abhängig vom Schaftdesign. Beim Entfernen wird durch einen Schraubendreher die Schraube durch Einrasten fixiert, wodurch das Abgleiten in den Rachenraum ausgeschlossen ist. Dieser Eingriff gilt als unkompliziert und unproblematisch, er erfolgt meist auch ohne die Applikation einer Anästhesie. Aufgrund der geringen Größe einer Minischraube, hinterlassen sie kaum Spuren nach der Entfernung. Die entstehende kleine Wunde verheilt schnell innerhalb weniger Tage. Postoperativ können Schmerzen auftreten, diese sind meist nur leicht und treten unmittelbar nach dem Eingriff auf. Sie können dann in der Regel mit einem üblichen Schmerzmittel behandelt werden, meist ist eine einmalige Dosis dafür ausreichend. (Ludwig et al., 2007a; Sinko, 2007)

1.8 Erfolg, Misserfolg

Exakte Aussagen über Faktoren, die zu einem Erfolg oder Misserfolg führen sind schwer zu machen, da es viele Studien darüber gibt, die allerdings nicht oder nur bedingt vergleichbar sind. Grundsätzlich liegt die Verlustrate zwischen 0 und 40 %. Es gibt jedoch unterschiedliche Einflussfaktoren, die einen Einfluss auf die Erfolgsrate haben.

Dazu gehört unter anderem der Insertionsort. Es zeigte sich die höchste Erfolgsrate im Oberkiefer, im Prämolarenbereich. Ob die Minischraube links oder rechts gesetzt wird, macht keinen signifikanten Unterschied aus, wobei laut einer Studie gezeigt wurde, dass die Erfolgsrate links etwas höher ist, was vermutlich mit der

Pflegegewohnheit von Rechtshändern zusammenhängt. Durchaus beeinflussen lässt sich die Erfolgsrate durch die Dicke der Corticalis. Je dicker diese ist, umso höher ist die Primärstabilität und somit auch die Erfolgsrate, da diese Primärstabilität Mikrobewegungen verringert und die Einheilung verbessert. Daraus lässt sich schließen, dass Schrauben ohne Primärstabilität eine hohe Verlustrate haben. (Ludwig et al., 2007a)

Aufgrund der Eigenbewegung des Zahnes, kann auch der Kontakt zur Wurzel die Erfolgsrate beeinflussen, weil dadurch ständige Mikrobewegungen der Minischraube erzeugt werden. Das kann zur einer Verlustrate von 79,2% führen. Die Verlustrate kann auch durch eine Entzündung der Gingiva gesteigert werden. Daher ist eine korrekte Reinigung der Region, wo die Schraube appliziert wurde, äußerst wichtig. (Ludwig et al., 2007a)

Eine Studie nach Yi et al. beschäftigte sich mit dem Vergleich von selbstbohrenden und selbstschneidenden Minischrauben in Bezug auf die Erfolgsrate. Dabei wurde festgestellt, dass sich die Erfolgsraten, zumindest im Bereich des Oberkiefers, kurz- und langfristig ähneln. Die Wurzelkontaktrate war bei den beiden Schraubenarten ebenfalls ähnlich, wobei die selbstbohrende Minischraube ein höheres Versagensrisiko bei einem Kontakt mit einer Wurzel zeigte. (Yi et al., 2017)

Sollte an Stellen mit enger Wurzelnähe eine selbstbohrende Minischraube eingesetzt werden, ist eine präzise Bestimmung der Position und der Richtung der Platzierung sehr wichtig. (Yi et al., 2017)

Eine Studie aus dem Jahr 2017 von Hourfar et al. beschäftigte sich mit der Erfolgsrate von Minischrauben. Basierend auf mehreren Belegen, liegt die Erfolgsrate im Durchschnitt bei etwa 84 %, wobei deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen anatomischen Einführungsstellen festgestellt wurden. Eine Meta-Analyse von 52 Studien über Minischrauben ergab eine Gesamtmissers Erfolgsrate von 13,5 %. Die parasagittale Insertion von Minischrauben im vorderen Gaumen zeigt eine der höchsten Erfolgsraten. Aus einer prospektiven Studie zu Straumann®-Gaumenimplantaten geht eine Erfolgsrate von 95,7 % hervor. Eine systematische Übersichtsarbeit zeigte, dass palatinal inserierte Minischrauben eine bessere Erfolgsquote aufwiesen als interradiikulären inserierten Minischrauben. (Hourfar et al., 2017)

Eine Übersichtsarbeit aus dem Jahr 2009 nach Schatzle et al. zeigte, dass die Verlustrate von skelettalen Verankerungen in der Kieferorthopädie bei 7,3 % für Miniplatten und bei 16,4 % bei Minischrauben lag. (Schatzle et al., 2009)

1.9 Risiko

Das Einbringen einer Minischraube ist ein chirurgischer Eingriff, somit ist das präoperative Abfragen von Vorerkrankungen und Allergien essenziell, da diese zur Gefahr werden könnten. Besonders bei Patienten*Patientinnen aus einer Risikogruppe kann der Eingriff weitreichende Folgen haben. Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über mögliche Risiken.

1.9.1 Überblick der Risiken von Minischrauben

Eine Übersicht über Vorerkrankungen und die daraus resultierenden Risiken zeigt Tabelle 2.

Tabelle 2: Erkrankungen und daraus resultierende Risiken (Ludwig et al., 2007a: S. 123 ff.)

Endokarditis	Kann zu einer lebensbedrohlichen artifiziell induzierten Bakteriämie führen. Antibiotische Prophylaxe ist daher zwingend erforderlich.
Osteoporose	Führt zu einer Reduktion der Stärke und der Widerstandkraft der Korticalis und kann zu einer erhöhten Resorption des Alveolarknochens führen.
Diabetes mellitus	Es besteht eine erhöhte Gefahr von Infektionen und Wundheilungsstörung. Entgleisung des Stoffwechsels aufgrund von Stress vor Eingriff und auf nüchternen Magen ist möglich. Mundtrockenheit, Jucken, Brennen, Taubheit und Schmerzen treten oft auf.
Hämorrhagische Diathese	Verursacht eine erhöhte Blutungsbereitschaft, kann vaskulär, thrombozytär oder plasmatisch bedingt sein. Vaskulär und thrombozytär führen zu verstärkter und verlangsamter Blutung, sowie zur Ausbildung eines Hämatoms. Plasmatische führen zu anhaltenden Blutungen.

Dauermedikation	<ul style="list-style-type: none"> - Phenytoin- oder Nifedepin Basis: Häufig entsteht eine periimplantäre Hyperplasie der Schleimhaut - Antikoagulantien: Es besteht ein erhöhtes Risiko für eine postoperative Nachblutung - Ibuprofen: verlängert Prothrombinzeit - lange AB-Therapie: Reduktion der Bildung von Gerinnungsfaktoren
Allergie	<p>Sichere Anzeichen wie Schwellung, Exantheme, Urtikaria, Konjunktivitis, Rhinorrhoe, Kurzatmigkeit und thorakale Beklemmung treten auf.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Häufig: in Bezug auf Lokalanästhetika wie Articain, Prilocain und Lidocain - Selten: gegen das Schraubenmaterial selbst
Lebensgewohnheiten	<ul style="list-style-type: none"> - Rauchen: erhöht das Risiko postoperative Probleme und Wundheilungsstörungen, führt auch zu einer abnehmenden Resorptionsrate des zirkumferenten Knochens - Mechanische Manipulation wie das Spielen der Zunge mit der Schraube können zu einer Lockerung auf Dauer führen - Mundhygiene muss adäquat sein

Im Rahmen der Insertion einer Minischraube, kann es zu einem Trauma des parodontalen Ligaments kommen. Bei intraradikulären Applikationen kommt ein zusätzliches Risiko einer Wurzelverletzung dazu, welche Komplikationen wie Devitalisierung, Osteosklerose oder dentoalveoläre Ankylose mit sich bringt. Sollte es zu einer Wurzelverletzung ohne Beteiligung der Pulpa kommen, ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass es keinen Einfluss auf die Prognose des Zahnes hat. (Kravitz and Kusnoto, 2007)

Sollte aufgrund einer kieferorthopädischen Minischraube eine Zahnwurzel verletzt worden sein, erfolgt eine Reparatur des Zahnes und des Parodontiums nachweislich innerhalb von 12 bis 18 Wochen nach Entfernung der auslösenden Schraube. (Kravitz and Kusnoto, 2007)

Abhängig von der Region, in der die Minischraube inseriert werden soll, kann auch eine Nervenschädigung auftreten. Im Oberkiefer besteht die Gefahr einer solchen Schädigung bei der Applikation am Gaumen, für den Nervus palatinus major, welcher

aus dem Foramen palatinum kommt und nach anterior zu dem Foramen incisivus verläuft. Um so ein Risiko zu vermindern, sollte die Schraube medial zum Nerv und mesial zum zweiten Molaren platziert werden. (Kravitz and Kusnoto, 2007)

Im Unterkiefer kann es bei einer bukkalen Platzierung der Schraube im posterioren Bereich zu einer Verletzung des Nervus alveolaris inferior kommen. Um dies zu vermeiden, sollte ein Panoramaröntgen gemacht werden, um die Lokalisation des Nervs zu eruieren. Im Bereich der Prämolaren befindet sich im Unterkiefer auch das Foramen mentale, wo der Nervus mentalis austritt. Auch die Lokalisation dieses Nervs sollte bei der Begutachtung des Panoramaröntgens erfolgen. (Kravitz and Kusnoto, 2007)

Es besteht bei dem Einbringen einer Minischraube auch die Gefahr eines subkutanen Luftemphysem. Bei dieser Komplikation dringt Luft in die Haut oder Submukosa ein, was zu einer Dehnung des Weichgewebes führt. Dies hat Schleimhautschwellungen, zervikofaziale wie orbitale Schwellungen, Otagie, Hörverlust, leichte Beschwerden, Atemwegsobstruktionen und eventuell interseptale und interproximale Alveolarnekrosen zur Folge. Daher sollte der*die Kliniker*Klinikerin bei der Insertion einer Minischraube auch auf ein subkutanes Emphysem achten. (Kravitz and Kusnoto, 2007)

1.9.2 Auswirkungen des pH-Wertes und Biokompatibilität

Da die Minischrauben über einen längeren Zeitraum im Mund verbleiben, sind sie unterschiedlichen pH-Werten ausgesetzt. Hierbei sollten die Auswirkungen des pH-Wertes auf die eingesetzten Minischrauben nicht außer Acht gelassen werden und mögliche Risiken betrachtet werden. Eine Studie hat sich mit der Auswirkung des pH-Wertes auf die Minischrauben unterschiedlicher Legierungen (chirurgischer Edelstahl, Titanlegierung Grad IV und Grad V) auseinandergesetzt. Hintergrund der Studie ist die Beeinflussung der Korrosionsbeständigkeit von Materialien durch einen niedrigen pH-Wert. Bei dieser Studie wurden vier verschiedene Minischrauben für die kieferorthopädische Verankerung untersucht: Miniscrew Anchorage System® (=MAS, Titanlegierung Grad V), Orthodontic Mini-Implants® (=OMI, chirurgischer Stahl), Spider Screw anchorage system® (=SSAS, Titanlegierung Grad IV) und Ortho Screw® (=OS, Titanlegierung Grad V). Die Minischrauben wurden unter unterschiedlichen pH-Bedingungen gelagert. Dabei wurde die zytotoxischen Auswirkungen auf eine permanente humane Keratinozyten-Zelllinie (HaCaT), auf primäre humane orale Gingivafibroblasten (HGFs) und auf eine permanente humane osteogene Sarkom-Zelllinie (U2OS) untersucht. (Galeotti et al., 2013)

Wirkung auf HaCaT-Zellen

HaCaT steht für **H**uman **a**dult low **C**alcium high **T**emperature keratinocytes. „Der Name charakterisiert die Herkunft der Zellen und die Bedingungen bei der Etablierung der Zelllinie. Es handelt sich um eine permanente, epitheliale humane Zelllinie, die als phänotypisch spontan transformiert, aber nicht tumorigen eingestuft wird.“ (Kürschner, 2007)

In der Studie wurden HaCaT-Zellen mit Eluaten, die nach dem Eintauchen der Edelstahlmischschraube gewonnen wurde, verglichen. Dabei wurden folgende Unterschiede festgestellt: Nach 7 Tagen Eintauchen bei einem pH-Wert von 4 konnte bereits eine starke Abnahme der Lebensfähigkeit beobachtet werden. Die Stoffwechselaktivität steigerte sich sowohl bei dem pH-Wert 4 als auch bei dem pH-Wert 7 konditionierten Eluaten nach 21 Tagen. (Galeotti et al., 2013)

Im Vergleich dazu zeigten die Titanmischschrauben-Eluate des Grades IV einen geringen Einfluss auf die Aktivität der Mitochondrien. Es unterschieden sich nur jene Proben, die nach 21 Tagen Eintauchen bei einem pH-Wert von 7 gewonnen wurden von der Kontrolle. Diese Proben zeigten einen höheren Wert für die Lebenserwartung. Bei den Titanmischschrauben Grad V stieg die mitochondriale Aktivität nach 7 und 21 Tagen bei einem pH-Wert von 7 signifikant an. Bei einem pH-Wert von 4 konnte nach 21 Tagen ein Anstieg der Zellebensfähigkeit beobachtet werden. (Galeotti et al., 2013)

Wirkung auf HGF-Zellen

Human **G**ingival **F**ibroblast (kurz HGF) fungiert als Hauptbestandteil des gingivalen Bindegewebes und den epithelialen Teil des Parodontiums. (CLS Cell Lines Service GmbH)

Bei den Eluaten aus Edelstahlmischschrauben (OMI) wurde keine signifikante Veränderung des HGF-Stoffwechsels bei einem pH-Wert von 7 festgestellt. Hingegen wurde bei einem pH-Wert von 4 nach 7 und 14 Tagen ein signifikanter Rückgang festgestellt. (Galeotti et al., 2013)

SSAS-Extrakte verursachten hingegen eine Abnahme der Lebensfähigkeit von HGF. Es wurde bereits nach 7 Tagen Lagerung bei einem pH-Wert von 7 eine signifikante Verringerung der mitochondrialen Aktivität festgestellt. Eine zytotoxische Reaktion wurde bei MAS nach 7 Tagen Eintauchen sowohl bei dem pH-Wert 7 als auch bei dem pH-Wert 4 nach 14 Tagen festgestellt. (Galeotti et al., 2013)

Bei den OS-Extrakte wurde eine signifikante Verringerung der Lebensfähigkeit bei einem pH-Wert von 4 festgestellt nach 7, 14, 21, 28 und 84 Tagen. Eluate mit einem pH-Wert von 7 wirkten nach 28 und 84 Tagen Immersion (Eintauchen) leicht zytotoxisch. (Galeotti et al., 2013)

Wirkung auf U2OS Zellen

=Menschliche Knochenosteosarkom-Epithelzellen (U2OS-Linie)

Die ursprünglich als 2T-Linie bekannte U2OS-Zelllinie, wurde aus dem Knochengewebe einer fünfzehnjährigen, an einem Osteosarkom erkrankten Frau gezüchtet. Diese Zellen weisen eine epitheliale, adhärente Morphologie auf. (Nikon Instruments) Bei den OMI-Eluate wurde eine erhebliche Verringerung der Lebensfähigkeit der Zellen festgestellt, sowohl nach bereits einem Tag als auch nach 7 Tagen bei Eintauchen in einen pH-Wert von 7. (Galeotti et al., 2013)

Die MAS-Eluate hingegen waren bereits nach eintägigem Eintauchen zytotoxisch. Diese Eluate verursachten bei einem pH-Wert von 4 auch den niedrigsten Überlebenswert von U2OS-Zellen. (Galeotti et al., 2013)

Die geringste Auswirkung auf den Stoffwechsel der U2OS Zellen hatte OS. Es wurde nach einer Expositionszeit von 1 und 7 Tagen nur eine leichte Abnahme der mitochondrialen Aktivität festgestellt. (Galeotti et al., 2013)

Zusammenfassung der Biokompatibilität

Die aus dieser Studie gewonnen Ergebnisse legen nahe, dass alle vier Arten von Mischschrauben, sowohl aus Edelstahl als auch aus Titan, bei einem pH-Wert von 7 mit HaCat-, HGF-, und U2OS-Zellen biokompatibel sind. Bei einem pH-Wert von 4 gewonnene Eluate hingegen zeigten eine zytotoxische Reaktion und eine Abnahme der Lebensfähigkeit der Zellen. (Galeotti et al., 2013)

In der Mundhöhle befindet sich der pH-Wert um den Neutralpunkt. Der Normalbereich des pH-Wertes liegt zwischen 6 und 7,5. Durch das Essen von zuckerhaltigen Lebensmitteln, wird den in den Zahnbelägen lebenden Bakterien Zucker zugeführt, welchen die Bakterien unter Energiegewinnung zu Säure abbauen. Dadurch sinkt auch der pH-Wert in der Mundhöhle. Liegt ein pH-Wert von unter 5,5 vor, überwiegt die Demineralisation des Zahnschmelzes gegenüber der Remineralisation. Viele solche Säureattacken summiert können dann verantwortlich für kariöse Läsionen sein, da der Speichel

die Säure nicht mehr neutralisieren kann. (Deutscher Zahnversicherungs-Service, 2019)

1.10 Werkstoffe zur Herstellung von Minischrauben

1945 unternahmen Gainsforth und Highley die ersten Versuche Minischrauben als skelettale Verankerung heranzuziehen. Die Schrauben wurden damals aus Vitallium, einer Cobalt-Chrom-Legierung, hergestellt. Primär wurde Vitallium in den USA zum damaligen Zeitpunkt für die Modellgusstechnik verwendet, wird aber auch heute noch für abnehmbaren und kombinierten Zahnersatz genutzt. Dieses Material gilt als biokompatibel, daher versuchten Gainsforth und Highley daraus auch Schrauben herzustellen. Allerdings war diese Legierung ungeeignet, da es zu einer starken Zerstörung am Knochen kam, was vermutlich dann auch zum Verlust der Schrauben führte. Gray fand später in einer histologischen Studie heraus, dass sich eine Schicht aus Bindegewebe zwischen dem Knochen und der Metalloberfläche bildete. Heute wird keine Minischraube mehr aus Vitallium hergestellt. (Ludwig et al., 2007a: S.15)

Heutzutage werden Minischrauben aus Titan und Titanlegierungen, aber auch aus medizinischem Edelstahl hergestellt. Vor- und Nachteile der Materialien werden in den Ergebnissen in Kapitel 3.1 dargestellt.

2 Material und Methoden

Im Rahmen meiner Diplomarbeit wurde eine Literaturrecherche zum Thema kieferorthopädische Minischrauben aus Edelstahl im Vergleich zu kieferorthopädischen Minischrauben aus Titan durchgeführt. Für diese Recherche wurde Fachliteratur als auch unterschiedlichste medizinische Suchmaschinen wie beispielsweise Pubmed herangezogen. Hierfür wurden folgende Stichwörter, sowohl auf Englisch als auch auf Deutsch eingegeben: Minischrauben aus Edelstahl/ Titan, Miniimplantate, TADs, Überlebensrate von Minischrauben, Faktoren für Erfolg/ Misserfolg.

Zusätzlich wurde ein Abscherversuch mit der Messapparatur ZwickRoell Z020 TN durchgeführt und die kieferorthopädischen Minischrauben aus Titan und medizinischem Edelstahl miteinander verglichen. Hierfür wurden die Minischrauben in einem Stahlblock verankert und anschließend einer Scherkraft ausgesetzt.

2.1 Ziel des Versuchs

Im Versuch werden die statischen Werkstoffeigenschaften der Edelstahl- bzw. Titanminischrauben miteinander verglichen. Von besonderer Relevanz ist hierbei die Kraft, mit denen die Minischrauben belastet werden können. Ebenfalls betrachtet wird ein möglicher Bruch der Minischrauben. Für den Vergleich der beiden Materialien wird eine Kraft auf die Minischrauben ausgeübt, die aufgezeichneten Messkurven werden anschließend ausgewertet und verglichen.

Ziel des Versuches war es, die Minischrauben aus den Materialien Titan bzw. Titanlegierung und medizinischen Edelstahl im Rahmen eines Abscherversuches in Hinblick auf ihre mechanischen Eigenschaften miteinander zu vergleichen.

2.2 Vorbereitung des Versuches

Im Folgenden werden die nötigen Schritte zur Versuchsvorbereitung dargestellt. Hierzu muss ein Prüfling hergestellt werden, der in der Messapparatur getestet wird.

2.2.1 Vorbereitung des Prüflings

Für den Versuch wurden 20 kieferorthopädische Minischrauben von der Firma BOMEi verwendet. Die Hälfte der Schrauben davon war aus einer Titanlegierung, die andere Hälfte war aus medizinischem Edelstahl. Alle Schrauben hatten einen Durchmesser von 1,6 mm und eine Länge von 8 mm. In Abbildung 13 ist ein Beispiel so einer Versuchsschraube dargestellt.



Abbildung 13: Beispiel für die Schrauben welche für den Versuch herangezogen wurden (BOMEi, 2020)

Für die Verankerung der Schrauben wurde ein Stahlblock mit den Maßen 9,7 cm x 9 cm x 2 cm verwendet. Mit einem weißen Markierungsstift wurde ein Raster auf dem Stahlblock eingezeichnet, um die Positionen der Bohrungen und somit der Schrauben zu bestimmen. Um das Risiko zu verringern mit einem Versuch der oberen Reihe auch die Schraubenköpfe in der unteren Reihe zu treffen und diese zu beschädigen, wurden die Reihen versetzt markiert, siehe Abbildung 14.

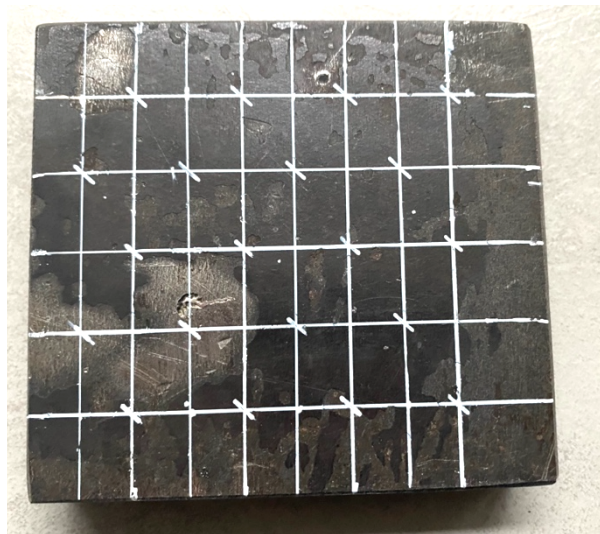


Abbildung 14: Stahlblock mit Markierung

Anschließend wurden mit einem Standbohrer in diesen vorgezeichneten Markierungen Löcher vorgebohrt, welche einen Durchmesser von 2 mm und eine Tiefe von 7,5 mm hatten. In Abbildung 15 sieht man den Stahlblock mit den vorgebohrten Löchern und einen herausstehenden Schraubenkopf, um die korrekte Tiefe der Bohrung zu überprüfen.

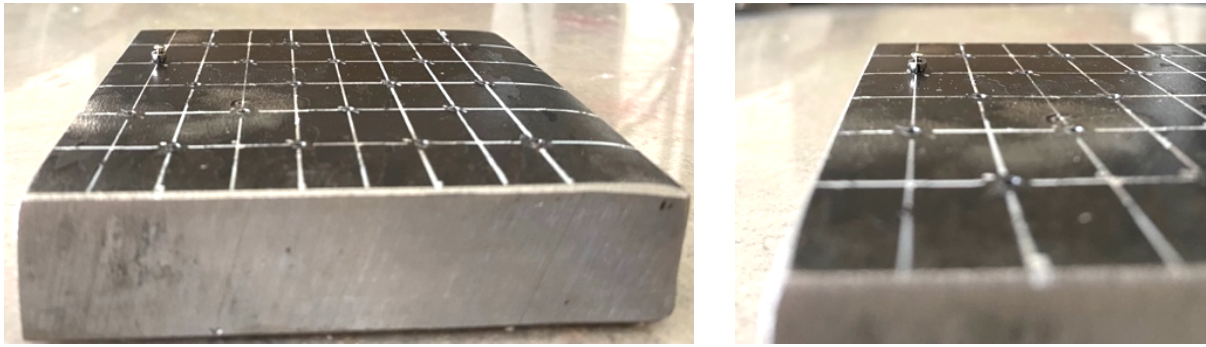


Abbildung 15: Stahlblock mit vorgebohrten Löchern

Um eine Verankerung der Schrauben in diesen vorgebohrten Löchern zu erreichen, wurden die kieferorthopädischen Minischrauben mit Kunstharz dort befestigt. Hierfür wurde eine 1:1 Mischung von RenCast® FC 52/53 Isocyanate und RenCast® FC 52 Polyol verwendet. Beide Komponenten sind ein schnellhärtendes Polyurethansystem, was spezielle Eigenschaften aufweist: (Huntsman Advanced Materials, 2014)

- Kurze Ausformzeit
- Für Stand- oder Vakuumguss: schnell reagierendes ungefülltes Zwei-Komponenten-Polyurethan mit niedriger Viskosität
- Ist eine deckende, neutrale Farbe, um unterschiedliche Farben herzustellen
- Kann mit allen Arten von trockenen Füllstoffen gefüllt werden

In Tabelle 3 sind die Produktdaten von RenCast® FC 52/53 Isocyanate dargestellt:

Tabelle 3: Produktdaten RenCast® FC 52/53 Isocyanat und RenCast® FC 53 Polyol (Huntsman Advanced Materials, 2014)

Eigenschaften	Einheit	RenCast® FC 52/53 Isocyanat	RenCast® FC 53 Polyol
Aspekt Farbe	optisch	Flüssigkeit Bernstein	Flüssigkeit Bernstein
Viskosität bei 25°C	mPa s	15-60	50-100
Dichte	g/cm ³	1,12	0,95

Die Komponenten wurden nach Anwendungsvorgaben vermischt und in die Löcher appliziert. Anschließend wurden die Schrauben in die Löcher eingebracht. Auf einer Seite des Stahlblockes wurden alle Titanschrauben in den Löchern befestigt, auf der

anderen Seite alle Edelstahlminischrauben. Um eine klare Trennung zu bekommen, wurde zusätzlich ein Strich zwischen den beiden unterschiedlichen Materialien gezogen, um das Risiko einer Verwechslung zu minimieren. Die Ausrichtung der Schrauben erfolgte bei allen in dieselbe Richtung. In Abbildung 16 sieht man den Stahlblock mit den bereits befestigten kieferorthopädischen Minischrauben und die gelbe Trennlinie, um Titan- von Edelstahlminischrauben unterscheiden zu können.

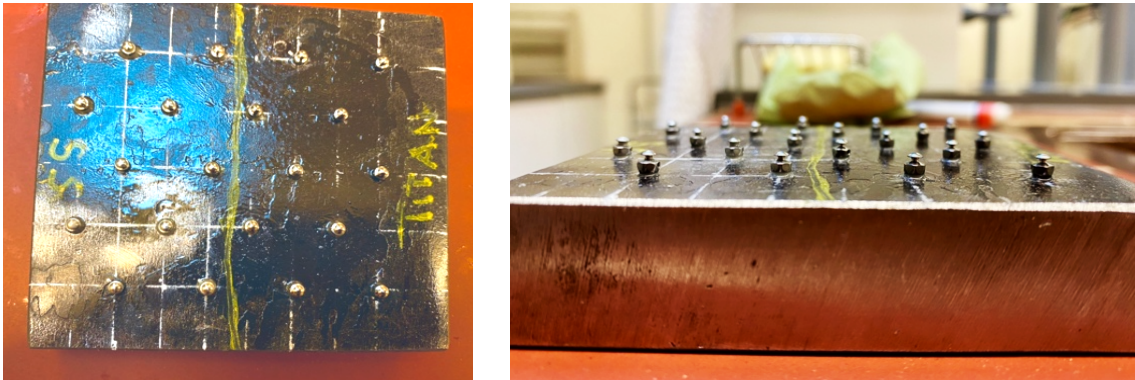


Abbildung 16: Stahlblock mit den befestigten Schrauben

2.2.2 Messapparatur ZwickRoell Z020 TN

Für die Durchführung des Versuchs wurde auf eine Tischprüfmaschine Typ Z020 TN des Herstellers ZwickRoell zurückgegriffen. Diese wurde für den Versuch von der Anatomie der MedUni Graz zur Verfügung gestellt. Die Tischprüfmaschine eignet sich für nahezu alle Prüfungen mit geringer bis mittlerer Probendehnung, vom klassischen Zugversuch bis hin zu komplexen Belastungen anatomischer Strukturen. Die Tischprüfmaschine ist für quasistatische Prüfungen in Zug- und Druckrichtung ausgelegt. Durch die modulare Bauweise und einer Vielzahl an vorhandenen Klemmungen und Auflagern können unterschiedlichste Prüflinge in der Apparatur getestet werden. Für komplexe Geometrien können Spezialanfertigungen im 3D-Drucker hergestellt werden, um einen idealen Versuchsaufbau zu garantieren. (ZwickRoell)

Beim Typ Z020 TN handelt es sich um eine Tischprüfmaschine mit in Tabelle 4 dargestellten technischen Eigenschaften.

Tabelle 4: Technische Eigenschaften ZwickRoell Z020 TN

KenngroÙe	Kennwert
Nennkraft	20 kN
Nennmoment	200 Nm
Prüfraum	440 mm x 1030 mm
Max. Geschwindigkeit	1 m/min

2.2.3 Vorbereitung des Versuchsaufbaus

Zur Durchführung des Versuchs wird der in 2.2.1 beschriebene Prüfling in die Tischprüfmaschine aus 2.2.2 eingespannt. Hierbei wird der Prüfling so eingespannt, dass die Schrauben mit einer Kraft orthogonal zur Schraubenlänge belastet wird. Die Kraft setzt dabei am Schraubenkopf an. Da die Tischprüfmaschine eine senkrechte Kraft nach unten ausübt, wird der Stahlblock wie in Abbildung 17 dargestellt ebenfalls senkrecht eingespannt.

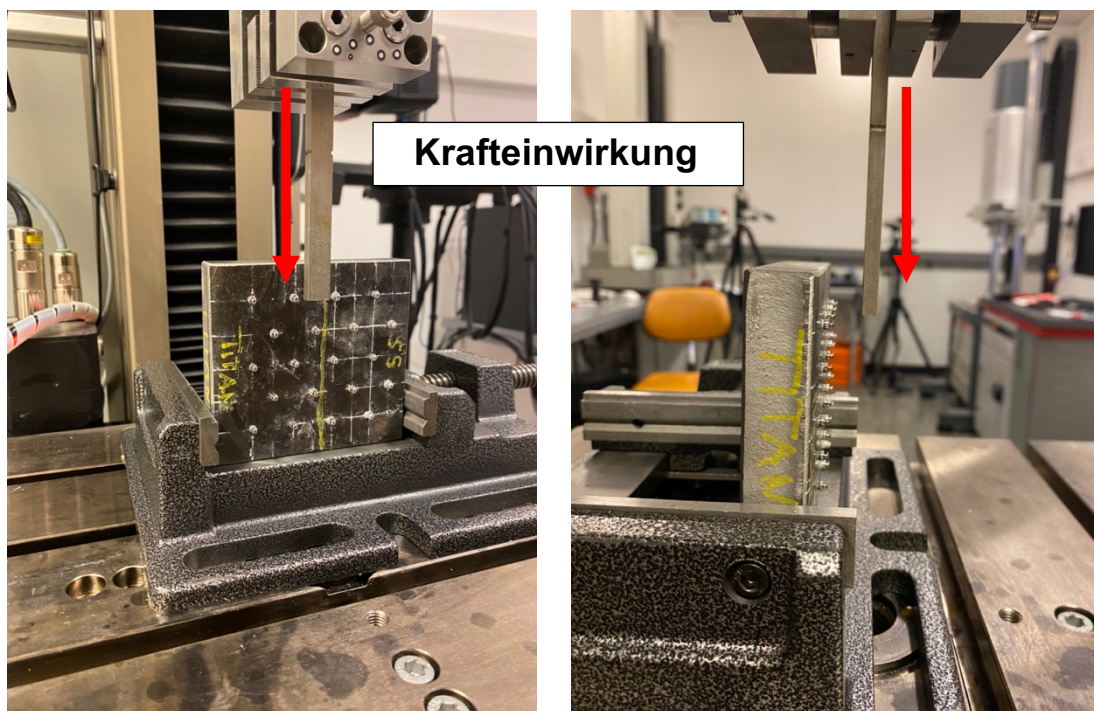


Abbildung 17: Prüfling-Testkörper in der Tischprüfmaschine

Die Kraft der Tischprüfmaschine wirkt wie in Abbildung 18 dargestellt auf die eingebetteten Schrauben. Für die Prüfung wird jede Schraube einzeln belastet, das Ergebnis wird von der Messapparatur gespeichert und kann anschließend ausgewertet werden. Es werden die Prüfzeit in Sekunden (s), die einwirkende Standardkraft in Newtonmeter (Nm), die Auslenkung des Prüfkopfes als Standardweg in Millimeter (mm) und die

Arbeit in Newtonmillimeter (Nmm) ermittelt. Im Versuch wird der Prüfkopf um insgesamt 5 mm ausgehend von der Startposition ausgelenkt.

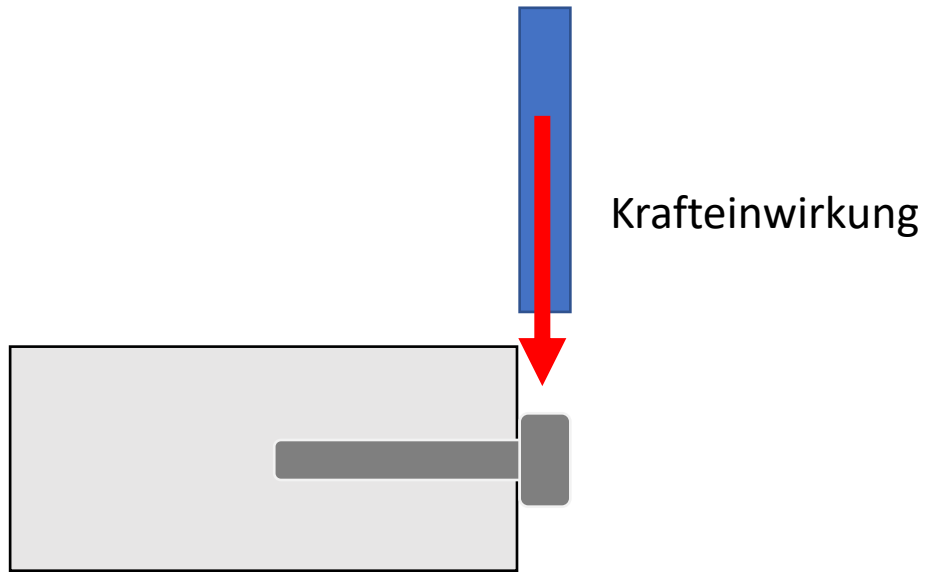


Abbildung 18: Krafteinwirkung der Tischprüfmaschine auf die eingebettete Schraube

Der gesamte Versuchsaufbau, bestehend aus Prüfling und Tischprüfmaschine ist in Abbildung 19 dargestellt.



Abbildung 19: Gesamtversuchsaufbau

3 Ergebnisse

Für diese Arbeit wurde eine Literaturrecherche und ein Laborversuch durchgeführt. Die Ergebnisse werden im Folgenden dargestellt.

3.1 Ergebnisse der Literaturrecherche

Die Ergebnisse der Literaturrecherche können in zwei Studiendesigns aufgeteilt werden. Die Material- und Laborstudien beschäftigen sich vor allem mit den Materialeigenschaften der Edelstahl- und Titanmischschrauben. Die recherchierten In-Vivo-Studien behandeln unter anderem die Erfolgs- bzw. Misserfolgsrate der Mischschrauben beider Materialien bei der Behandlung der Patienten*Patientinnen.

3.1.1 Material- und Laborstudien

Nach Ludwig et al ist die Verwendung von Schrauben aus Edelstahl für eine enossale Implantation nicht empfehlenswert. Zwar ist Edelstahl biokompatibel, aber es bildet sich wie bei der Cobalt-Chrom-Legierung eine Schicht aus Bindegewebe um das Metall, was dazu führt, dass das Kontaktareal zum Knochen geringer ist als bei Titan. Laut Ludwig et al gibt es nur zwei erklärbare Gründe auf Edelstahl zurückzugreifen: Der erste Grund ist das Elastizitätsmodul, auch E-Modul genannt. Das E-Modul ist ein Materialkennwert der Werkstoffkunde und beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten (Lumitos AG). Das E-Modul ist bei Edelstahl höher als bei Titan. Das bedeutet, dass die Schraube aus Edelstahl der Verformung einen höheren Widerstand entgegensetzt und bei Krafteinwirkung weniger nachgibt. Im Gegensatz dazu sind Streckgrenzen und Zugfestigkeit bei Titan und Titanlegierungen höher. Die Streckgrenze gibt an, bis zu welcher mechanischen Spannung die Verformung des Werkstoffes elastisch ist. Bei Überschreiten der Grenzen ist die Verformung plastisch, der Werkstoff kehrt nach Entlastung nicht mehr in seine ursprüngliche Form zurück. Die Zugfestigkeit gibt an, bei welcher Spannung sich der Werkstoff beginnt einzuschnüren. Wird der Wert überschritten, so versagt der Werkstoff. Für die Eigenschaften von Mischschrauben haben Streckgrenzen und Zugfestigkeit eine höhere Bedeutung. Der zweite Grund für den Einsatz von Edelstahl bei Mischschrauben ist nach Ludwig et al das leichtere Entfernen der Edelstahlmischschraube. Da das Entfernen von Titanmischschrauben im Normalfall allerdings auch kein Problem darstellt, überwiegen die Vorteile von Titan. Von der Verwendung von Edelstahl wird in diesem Fall abgeraten.

Reines Titan und Titanlegierungen (z.B. Titan-6-Aluminium-4-Vanadium) sind hingegen die erste Wahl für dentale Implantate, Osteosynthese- und Minischrauben. Diese Materialien sind biokompatibel und es kommt zu einem diskreten Kontakt zwischen dem Knochen und der Metalloberfläche. Titanlegierungen bieten im Gegensatz zu reinem Titan bessere mechanische Parameter in Bezug auf Festigkeit, Dehnungsverhalten, Verschleißbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit. Sowohl Titan als auch Titanlegierungen haben eine hohe Korrosionsbeständigkeit, was die gute Biokompatibilität erklärt. Es kommt bei Kontakt mit Sauerstoff und Gewebsflüssigkeit zur Ausbildung einer passivierenden Oxidschicht, auch Passivschicht genannt. Aufgrund der Affinität zu Sauerstoff und Stickstoff kann sich die Korrosionsbarriere auch bei einer mechanischen Beschädigung rasch regenerieren. (Ludwig et al., 2007a: S. 15ff)

Eine Studie nach Francioli et al beschäftigt sich mit den mechanischen Eigenschaften eines selbstschneidenden chirurgischen Minischraubensystem aus Edelstahl. Diese Minischrauben wurden im Rahmen dieser Studie Torsions- und Biegekräften ausgesetzt. Dafür wurden 10 Minischrauben aus chirurgischen Edelstahl AISI 316LVM mit einem Durchmesser von 1,5 mm und 10 Minischrauben aus Edelstahl mit einem Durchmesser von 2 mm herangezogen. Diese wurden dann in ein Polyurethanblock eingesetzt. In einem Torsionstest lag die Belastungsgrenze der Schrauben mit einem Durchmesser von 1,5 mm bei 26,5 Ncm. Bei Schrauben mit 2 mm Durchmesser wurde eine Belastungsgrenze von 48,3 Ncm ermittelt. Der Biegeversuch zeigt, dass bei den Minischrauben mit 1,5 mm Durchmesser eine plastische Verformung bei einem Belastungswert von 105,4 Newton erfolgt. Die Minischrauben mit einem Durchmesser von 2 mm verformten sich bei einer Belastung von 216,7 Newton. Die untersuchten chirurgische Minischraubensysteme aus rostfreiem Stahl hielten im Vergleich zu anderen handelsüblichen Minischraubensystemen aus Titan und Titanlegierungen einer größeren Kraft stand. Die untersuchten Minischrauben sind also mit besseren mechanischen Eigenschaften ausgestattet. (Francioli et al., 2010)

Eine andere Studie nach Scribante et al aus dem Jahr 2018 verglich Minischrauben unterschiedlicher Hersteller und Typen und hat im Rahmen dessen die Kräfte zum Biegen und Brechen gemessen. Dafür wurden Ti-6Al-4V-Titan und Edelstahl TADs von verschiedenen Herstellern mit den Durchmessern von 1,5 mm und 2 mm untersucht. Bei dieser Studie wurde eine Scherkraft am Hals der Minischraube aufgebracht, die Kraft zum Verbiegen wurde bei 0,1 mm und 0,2 mm Auslenkung gemessen. Vor dem Bruch der Schraube wurde die maximale Kraft aufgezeichnet. Bei beiden

Auslenkungen und auch bei der maximalen Belastung zeigten die Minischrauben mit einem Durchmesser von 2 mm signifikant höhere Kräfte. Es wurde allerdings kein Unterschied zwischen Titan- und Edelstahlminischrauben mit dem gleichen Durchmesser festgestellt. (Scribante et al., 2018)

3.1.2 In-Vivo-Studien

P. Bollero et al. führte eine in Split-Mouth-Studie durch. Unter einer Split-Mouth-Studie versteht man ein Studiendesign, bei dem ein Mund in zwei oder mehr Versuchssegmente unterteilt wird, die nach dem Zufallsprinzip verschiedenen Behandlungen zugewiesen werden. (Zhu et al., 2017)

Im Rahmen dieser Studie wurden Titanminischrauben und Edelstahlminischrauben miteinander verglichen und Folgendes wurde analysiert: das Einführungs- und Entfernungsdrehmoment und die morphologischen, strukturellen und kompositorischen Veränderungen, welche aus dem Rasterelektronenmikroskop abgeleitet wurden. Das Ergebnis dieser Studie zeigte, dass beide Materialien einen ähnlichen Erfolg bei der Erfüllung der biomechanischen Anforderung an die Stabilität aufwiesen. Die Erfolgsrate bei den inserierten Minischrauben im Rahmen dieser Studie lag sogar bei 100 %, es traten keine operativen oder postoperativen Komplikationen auf. Keine Minischraube brach während der Platzierung, der klinischen Anwendung oder der Entfernung. Dieses Ergebnis deutet darauf hin, dass beide Arten von Minischrauben für eine temporäre orthodontische Verankerung verwendet werden können. Vor der Entfernung wurde ein Periotest durchgeführt, welcher bei den Titanminischrauben einen Wert von 8,8 aufwies und bei den Edelstahlminischrauben einen Wert von 9,1. Diese Werte zeigen eine mechanische Stabilität für beide Arten von Minischrauben. Unter dem Rasterelektronenmikroskop zeigten sich bei den beiden Schraubenarten Unterschiede: die Oberfläche der Titanminischrauben war überwiegend mit Blutzellen bedeckt. Die Edelstahlschrauben zeigten hingegen eine amorphe Schicht mit geringem zellulärem Anteil. (P. Bollero et al., 2018)

Im Jahr 2018 wurde von Ashith et al eine Studie durchgeführt, bei der die Erfolgsrate zwischen Minischrauben aus zwei verschiedenen Materialien, Titan und Edelstahl, unter Sofortbelastung für unterschiedliche kieferorthopädische Behandlungen verglichen wurden. Titan hat sich aufgrund seiner sehr guten biokompatiblen Eigenschaft und Umweltstabilität als Miniimplantatsystem größtenteils durchgesetzt. Aufgrund der Verfügbarkeit und der Verarbeitung ist Titan aber teurer. Als alternatives Material wurde

auf Edelstahl zurückgegriffen, welches die Mindestanforderungen für Miniimplantate erfüllt. Das Ergebnis dieser Studie war, dass sowohl Titan- als auch Edelstahlminischrauben für eine kieferorthopädische Verankerung verwendet werden können. Allerdings zeigte diese Studie auch, dass die Erfolgsrate von Titanminischrauben höher war als die von Minischrauben aus medizinischem Edelstahl. Als mögliche Gründe für den Misserfolg von Edelstahlminischrauben werden in dieser Studie Periimplantitis und eine geringere Biokompatibilität aufgezählt. Eine Verbesserung der Materialeigenschaften von Edelstahlminischrauben könnte in Zukunft eine höhere Erfolgsrate ermöglichen. (Ashith et al., 2018)

Chris H. Chang et al beschäftigte sich im Jahr 2019 mit dem Vergleichen der Versagensraten von Minischrauben aus Edelstahl und Titan, welche in den infrazygomatischen Kamm inseriert wurden. Das Studiendesign war eine Split-Mouth-Design. Im Rahmen dieser Studie wurden 772 Schrauben inseriert. Das Ergebnis war, dass 49 Schrauben ein Misserfolg waren und verloren gingen, 27 Schrauben davon waren aus Edelstahl (7%) und 22 Minischrauben davon waren Titanimplantate (5,7%). Es bestand kein signifikanter Zusammenhang zwischen Edelstahl- oder Titanminischrauben-Versagen in Bezug auf die rechte oder linke Seite, unilateral oder bilateral oder das Alter bei Verlust. Die Gesamterfolgsrate von 93,7 % zeigt, dass sowohl Edelstahlminischrauben als auch Titanminischrauben für den infrazygomatischen Kamm klinisch akzeptabel sind. (Chang et al., 2019)

Eine weitere Studie hatte das Ziel, die Versagensraten und die Faktoren zu überprüfen, die die Stabilität von Miniimplantaten beeinflussten, einschließlich Titan-Miniimplantate, vorgebohrte Titanminischrauben (L-miniscrew) und selbstbohrende Edelstahlminischrauben (J-miniscrew). Wie bereits erwähnt bestehen die meisten kieferorthopädischen Minischrauben aus Titan oder Titanlegierungen. Es gibt aber auch Hersteller die Minischrauben aus Edelstahl produzieren. Im Vergleich zu Titan wurde ein geringeres Knocheninterface um Edelstahlminischrauben festgestellt. Darüber hinaus weisen Minischrauben aus Edelstahl ausgeprägte mechanische Eigenschaften auf. Diese Schrauben haben hohe Torsionsbeständigkeit und Biegefestigkeit. Miniimplantate wurden als Misserfolg angesehen, wenn sie eine signifikante Beweglichkeit oder Lockerung aufwiesen, welche eine kieferorthopädische Belastung nicht standhalten konnte. Diese Studie schloss 727 Miniimplantate ein, davon wurden 643 erstmalig implantiert, die anderen 84 wurden zur Reimplantation verwendet. Die folgende Tabelle

zeigt die Ausfallsrate in Abhängigkeit vom Typ des Miniimplantats und dem Zeitpunkt der Implantation. (Yao et al., 2015)

Tabelle 5: Ausfallraten verschiedener Mini-Implantate in Abhängigkeit vom Zeitpunkt der Implantation (Yao et al., 2015)

Zeitpunkt der Implantation	Typ des Miniimplantats	Anzahl der Implantation	Anzahl der Ausfälle	Ausfallsrate (%)
Erste Implantation	Miniplatte	147	8	5,4
	L-miniscrew	335	64	19,1
	J-miniscrew	161	41	25,4
	Total	643	113	17,5
Zweite Implantation	Miniplatte	9	2	22,2
	L-miniscrew	47	13	27,7
	J-miniscrew	15	11	73,3
	Total	71	26	36,6
Dritte Implantation	Miniplatte	3	1	33,3
	L-miniscrew	5	2	40,0
	J-miniscrew	3	2	66,7
	Total	11	5	45,5
Vierte Implantation	L-miniscrew	1	1	100,0
	J-miniscrew	1	0	0
	Total	2	1	50,0

Die Tabelle 5 zeigt deutlich, dass die Ausfallrate von Miniimplantaten mit zunehmender Häufigkeit von Implantationsfehlern ansteigt.

Es wurden patienten- und implantatsbezogene Faktoren, welche die Misserfolge beeinflussen, untersucht. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 und Tabelle 7 zusammengefasst. Bei der Untersuchung wurde festgestellt, dass das Alter des*der Patienten*Patientin, der Typ des Miniimplantats, der Ort der Insertion und die Eigenschaften des Weichgewebes, welches das Miniimplantat umgibt, signifikante Faktoren für das Versagen waren. Hingegen konnte kein Unterschied bei der Misserfolgsrate in Bezug auf das Geschlecht, die Art der Malokklusion und den Schweregrad der fazialen Divergenz festgestellt werden. Es gab auch keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen der Misserfolgsrate und den verschiedenen implantatbezogenen Faktoren, wie

Oberkiefer- Unterkiefer, Position, Einheilungszeit, lokaler Entzündung des Weichgewebes um das Miniimplantat und Knochendichte.

Die Knochendichte wird in unterschiedliche Knochenklassen eingeteilt: (Becker, 2017)

- D1: überwiegend kompakte Knochenstruktur, empfohlene Einheilungszeit 3-4 Monate
- D2: breite Kompakta und dichte Spongiosa, empfohlene Einheilungszeit 4-5 Monate
- D3: dünne Kortikalis und dichte Spongiosa, empfohlene Einheilungszeit 4-6 Monate
- D4: dünne Kortikalis und lockere Spongiosa, empfohlene Einheilungszeit 6-9 Monate

Tabelle 6: Analyse von Patientenfaktoren im Zusammenhang mit der Ausfallrate von Miniimplantaten (Yao et al., 2015)

Faktor	Ausfall nein	Ausfall ja	Ausfallrate in %
Weiblich	390	140	26,4
Männlich	85	28	24,8
Alter < 35 Jahre	452	105	18,8
Alter ≥ 35 Jahre	78	8	9,3
Malokklusion Klasse I	153	32	17,3
Malokklusion Klasse II	309	63	16,9
Malokklusion Klasse III	68	18	20,9
Faziale Divergenz Durchschnittlich	76	20	21,1
Faziale Divergenz Hoch	416	83	16,7
Faziale Divergenz Nieder	38	10	20,8

Tabelle 7: Analyse der Implantationsfaktoren, die mit der Ausfallrate von Miniimplantaten zusammenhängen (Yao et al., 2015)

Faktor	Ausfall nein	Ausfall ja	Ausfallrate in %
Miniplatte	139	8	5,4
L-miniscrew	271	64	19,1
J-miniscrew	120	41	25,5
Oberkiefer	345	67	16,3
Unterkiefer	185	46	13,9
Bukkal	443	90	16,8
Palatinal	61	14	18,6
Kieferkamm	26	9	25,7
anteriore Position	87	24	21,6

posteriore Position	443	89	16,7
Knochendichte D2	79	7	8,1
Knochendichte D2-D3	46	14	23,3
Knochendichte D3	274	51	15,7
Knochendichte D4	11	1	8,3
attached Gingiva	234	35	13,0
mukogingivale Grenze	118	26	18,0
bewegliche Muscosa	86	17	16,5
Keine lokale Inflammation	26	0	0
Geringe lokale Inflammation	154	29	15,8
Moderate lokale Inflammation	158	32	16,8
Kurze Einheilungszeit	196	37	15,8
Lange Einheilungszeit	178	34	16,0

Eine Studie nach Yao et al zeigt, dass Minischrauben aus rostfreiem Stahl als kieferorthopädische Verankerungen verwendet werden können und mit den Minischrauben aus Titan vergleichbar sind, welche eine knöcherne Integration ermöglichen. Allerdings weist Edelstahl einen höheren Widerstand gegen Verformung – der mit dem E-Modul beschrieben wird- auf und verformt sich deshalb erst bei einer höheren Krafteinwirkung plastisch im Vergleich zu Titan. Darüber hinaus wurde bei der Anwendung von Minischrauben aus Edelstahl ein besseres Gefühl beim Eindrehen der Schraube festgestellt, was mit den Torsionseigenschaften des Materials zusammenhängt. Bei Titanminischrauben fehlt dieses taktile Gefühl hingegen, ein Schraubenbruch ist für den*die Behandler*Behandlerin im Vergleich schwieriger wahrzunehmen ist. (Yao et al., 2015)

Diese Studie zeigt auch, gemäß den Ergebnissen der großen Stichproben, dass Miniplatten stabiler sind als vorgebohrte Titanminischrauben und Minischrauben aus Edelstahl. Sie zeigt auch, dass Titan- und Edelstahlminischrauben eine vergleichbare Stabilität bei der ersten Implantation haben. Bei Versagen des Miniimplantates und Neuimplantation steigt die Ausfallsrate bei beiden Materialien, bei Miniimplantaten aus selbstbohrendem Edelstahl liegt die Ausfallsrate im Vergleich jedoch höher. Das bedeutet, dass Miniplatten und vorbohrende Titanminischrauben für Patienten*Patientinnen zuverlässiger sind. Miniplatten sind sehr gut geeignet für den Fall, dass Minischrauben wiederholt versagen, eine kieferorthopädische Verankerung allerdings weiterhin erforderlich ist. (Yao et al., 2015)

3.1.3 Zusammenfassung der Materialeigenschaften aus Studienergebnissen

Zusammenfassend kann man bei den kieferorthopädischen Minischrauben aus medizinischem Edelstahl festhalten, dass sie durchaus einige positive Eigenschaften aufweisen. Das E-Modul, welches den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers beschreibt, ist bei Minischrauben aus Edelstahl höher im Vergleich zu Minischrauben aus Titan. Diese Eigenschaft führt dazu, dass die Schrauben aus medizinischem Edelstahl im Vergleich zu Schrauben aus Titan sich bei Krafteinwirkung weniger stark verformen. Darüber hinaus lassen sich Edelstahlschrauben leichter entfernen. (Ludwig et al., 2007a).

Francioli et al stellte in einer Studie fest, dass Minischrauben aus medizinischem Edelstahl im Vergleich zu Minischrauben aus Titan oder Titanlegierung einer größeren Kraft standhielten. (Francioli et al., 2010).

Eine andere Studie zeigte, dass Schrauben aus medizinischem Edelstahl unter anderem aufgrund einer höheren Torsionsbeständigkeit dem*der Behandler*Behandlerin ein besseres taktiles Gefühl beim Eindrehen der Schraube geben. (Yao et al., 2015)

Neben den aufgeführten positiven Eigenschaften der Edelstahlminischrauben lassen sich auch negative Merkmale benennen. Ludwig et al beschreibt, dass sich Bindegewebe um das Metall bildet und dadurch ein geringeres Kontaktareal zum Knochen gegeben ist. Aus Sicht der Werkstoffkunde weisen Minischrauben aus Edelstahl im Vergleich zu Minischrauben aus Titan bzw. Titanlegierung eine geringe Dehnungsgrenze und Zugfestigkeit auf. (Ludwig et al., 2007a)

Bei Schrauben aus Titan bzw. Titanlegierung, kommt es hingegen zu einem diskreten Kontakt zwischen dem Knochen und der Metalloberfläche. Allerdings muss man bei Minischrauben aus Titan anmerken, dass Titanlegierungen im Gegensatz zu reinem Titan bessere mechanische Eigenschaften aufweisen. Diese betreffen die Festigkeit, Dehnungsverhalten, Verschleißbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit. Beide aber zeigen eine gute Korrosionsbeständigkeit, was die gute Biokompatibilität der Werkstoffe erklärt. (Ludwig et al., 2007a)

3.2 Ergebnisse des Eigenversuchs

Zuerst werden die Ergebnisse der kieferorthopädischen Titanminischrauben nach Durchführung des Versuches beschrieben und ausgewertet. Anschließend wurde das gleiche Protokoll mit den medizinischen Edelstahlminischrauben durchgeführt. Abschließend wurden die zuvor erlangten Erkenntnisse miteinander verglichen und zusammengefasst.

3.2.1 Ergebnisse der Titanminischrauben

Der Versuch konnte bei allen 10 Minischrauben aus Titan erfolgreich durchgeführt werden. Auffälligkeiten im Testverlauf, die das Testergebnis nachteilig hätten beeinflussen können, wurden nicht festgestellt. Es werden die Prüfergebnisse aller 10 Minischrauben für die Auswertung herangezogen.

Bei der Sichtprüfung der Schrauben nach der Versuchsdurchführung kann bei allen 10 Minischrauben der Bruch des Materials eindeutig festgestellt werden.



Abbildung 20: Titanminischrauben nach der Versuchsdurchführung

Wie in Abbildung 20 zu sehen ist, hielten Kopf und transgingivaler Bereich der Belastung stand, wohingegen das Material im Bereich des Schaftes gebrochen ist.

In Abbildung 21 werden die Kraftverläufe aller Titanminischrauben dargestellt. Die Krafteinwirkung wird auf der X-Achse zum jeweiligen Standardweg gezeichnet.

Der Anstieg der Kraft ist bei der Mehrheit der Proben stetig, wird jedoch vor Erreichen der Maximalkraft durch einen kurzen Abfall der aufgezeichneten Kraft geprägt. Ausnahme ist hier vor allem Probe 10, die einen gleichmäßigen Anstieg der Kraft bis zur erreichten Maximalkraft aufweist.

Der Darstellung zu entnehmen sind die maximal aufgezeichneten Kräfte. Diese sind für alle Proben dargestellt. Die maximale Kraft wird bei allen Proben bei einer Auslenkung zwischen 1 mm bei Probe 10 und 2,1 mm bei Probe 3 erreicht. Die höchste maximale Kraft von 380,8 N wurde bei Probe 10 beobachtet, während Probe 8 mit 295,4 N die geringste maximale Kraft erreichen konnte.

Ebenfalls zu erkennen ist der Sachverhalt, dass die Proben nicht unmittelbar nach Erreichen der maximalen Kraft gebrochen sind, da der Kraftverlauf daraufhin gleichmäßig und nicht schlagartig abnimmt.

Der Bruch der Schrauben kann bei einer Auslenkung zwischen 2,5 mm und 3,6 mm beobachtet werden, wobei hier eindeutig der sprunghafte Abfall der einwirkenden Kraft erkennbar ist.

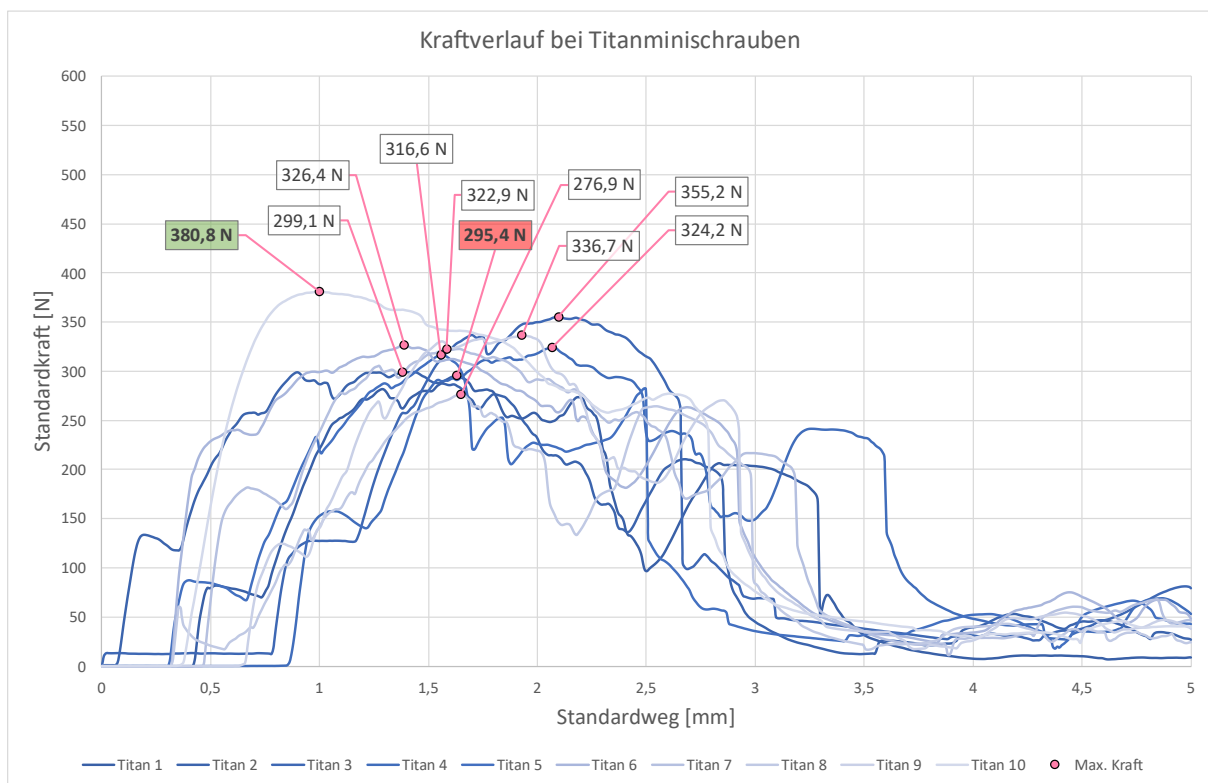


Abbildung 21: Kraftverlauf bei Titanminischrauben: Betrachtung aller Proben im Vergleich

Zur Verdeutlichung der dargestellten Erkenntnisse wurde die Zeichnung der Kraftverläufe in Abbildung 22 auf zwei Proben reduziert.

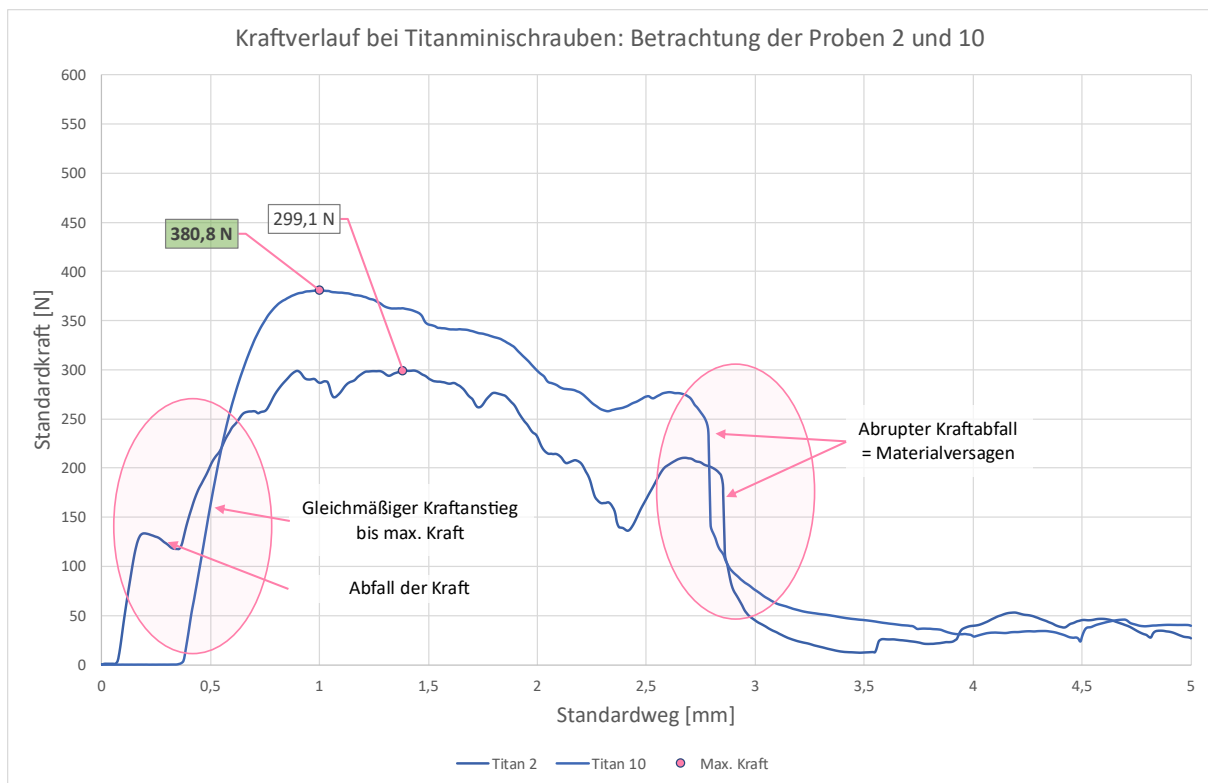


Abbildung 22: Kraftverlauf bei Titanminischrauben: Betrachtung der Proben 2 und 10

Deutlich erkennbar ist hier der abrupte Kraftabfall beim Bruch der Schrauben. Dieser ist im Bereich zwischen 2,5 mm und 3 mm Standardweg markiert. Ebenfalls erkennbar ist der gleichmäßige Kraftanstieg bis zur Maximalkraft bei Probe 10, sowie ein kurzzeitiges Abfallen der Kraft bei Probe 2.

Zum Überblick sind in Tabelle 8 die wichtigsten Kennwerte der Titan-Proben dargestellt. Zusätzlich zur aufgezeichneten maximalen Kraft wird auch die Auslenkung zu diesem Datenpunkt aufgeführt. Die Probe mit der höchsten (grün) bzw. geringsten (rot) Maximalkraft ist farblich markiert.

Tabelle 8: Aufgezeichnete Messwerte der Titanminischrauben 1-10

Probe	Max. Kraft [N]	Weg bei Max. Kraft [mm]	Max. Arbeit [Nmm]
Titan 1	295,43	1,63	608,33
Titan 2	299,12	1,38	704,26
Titan 3	355,15	2,10	630,20
Titan 4	324,17	2,07	711,87
Titan 5	316,63	1,56	582,06
Titan 6	326,43	1,39	798,12
Titan 7	322,87	1,58	744,69
Titan 8	276,87	1,65	550,28
Titan 9	336,67	1,93	642,72
Titan 10	380,81	1,00	841,72

Aus den einzelnen Testergebnissen lassen sich Vergleichswerte für die anschließende Gegenüberstellung ableiten. Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 aufgeführt. Bei Titanminischrauben wurde eine höchste Maximalkraft von 380,81 N bei einer Auslenkung von 2,10 mm aufgezeichnet, die geringste Maximalkraft betrug 276,87 N bei einer Auslenkung von 1,00 mm. Im Mittel errechnet sich eine Maximalkraft von 326,52 N bei 1,63 mm Auslenkung. Die Standardabweichung der Maximalkraft über die 10 Proben beträgt 28,29 N.

Tabelle 9: Überblick der Messwerte der Titanminischrauben

	Max. Kraft [N]	Weg bei Max. Kraft [mm]	Max. Arbeit [Nmm]
MAXIMUM	380,81	2,10	841,72
MINIMUM	276,87	1,00	550,28
MITTELWERT	326,52	1,63	689,55
STANDARD-ABWEICHUNG	28,29	0,34	91,51

3.2.2 Ergebnisse der Edelstahlminischrauben

Der Versuch konnte bei allen 10 Minischrauben aus Edelstahl erfolgreich durchgeführt werden. Auffälligkeiten im Testverlauf, die das Testergebnis nachteilig hätten beeinflussen können, wurden nicht festgestellt. Es werden die Prüfergebnisse aller 10 Minischrauben für die Auswertung herangezogen.

Bei der Sichtprüfung der Schrauben nach der Versuchsdurchführung kann bei allen 10 Minischrauben kein Bruch des Materials festgestellt werden. Die Verformung der Schrauben ist eindeutig erkennbar und wie in Abbildung 23 zu sehen über alle Proben hinweg ähnlich ausgeprägt. Die Verformung ist vor allem im Bereich des Schafts lokalisiert.



Abbildung 23: Edelstahlmischschrauben nach der Versuchsdurchführung

Analog wie bei der Ergebnisdarstellung der Titanmischschrauben werden in Abbildung 24 die Kraftverläufe aller Edelstahlmischschrauben dargestellt.

Der Anstieg der Kraft ist bei der Mehrheit der Proben stetig und bei der überwiegenden Mehrheit der Proben bis zum Erreichen der Maximalkraft gleichmäßig. Auftretende Kraftabfälle sind vergleichsweise marginal. Nur bei zwei Proben ist ein Abfallen der Kraft bei geringer Auslenkung zu beobachten.

Der Darstellung zu entnehmen sind die maximal aufgezeichneten Kräfte. Diese sind für alle Proben dargestellt. Die maximale Kraft wird bei allen Proben bei einer Auslenkung zwischen 0,99 mm bei Probe 8 und 2 mm bei Probe 2 erreicht. Die höchste maximale Kraft von 523,9 N wurde bei Probe 8 beobachtet, während Probe 10 mit 348,2 N die geringste maximale Kraft erreichen konnte.

Bei allen Proben ist ein gleichmäßiger Kraftabfall nach Erreichen der Maximalkraft zu erkennen, was dem Sachverhalt des nicht stattfindenden Bruchs der Schraube übereinstimmt.

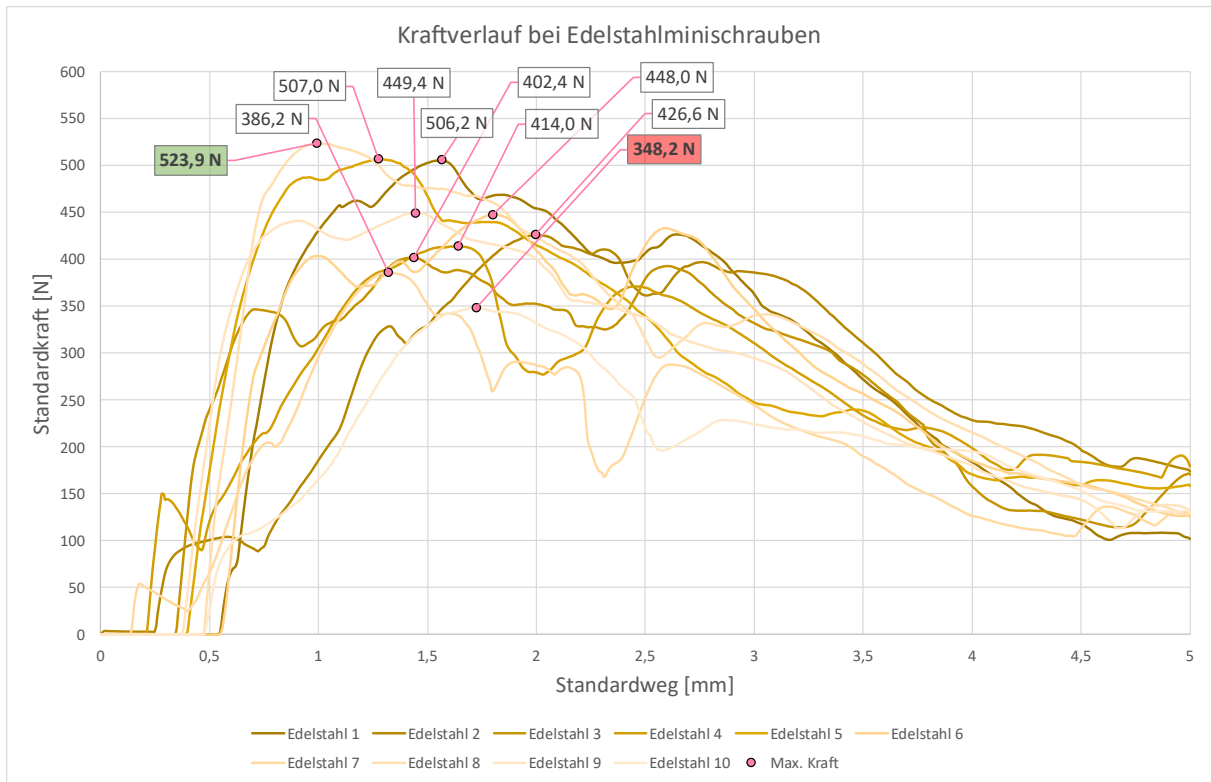


Abbildung 24: Kraftverlauf bei Edelstahlminischrauben: Betrachtung aller Proben im Vergleich

Zur Verdeutlichung der dargestellten Erkenntnisse wurde die Zeichnung der Kraftverläufe analog zur Auswertung der Titanminischrauben in Abbildung 25 auf zwei Proben reduziert.

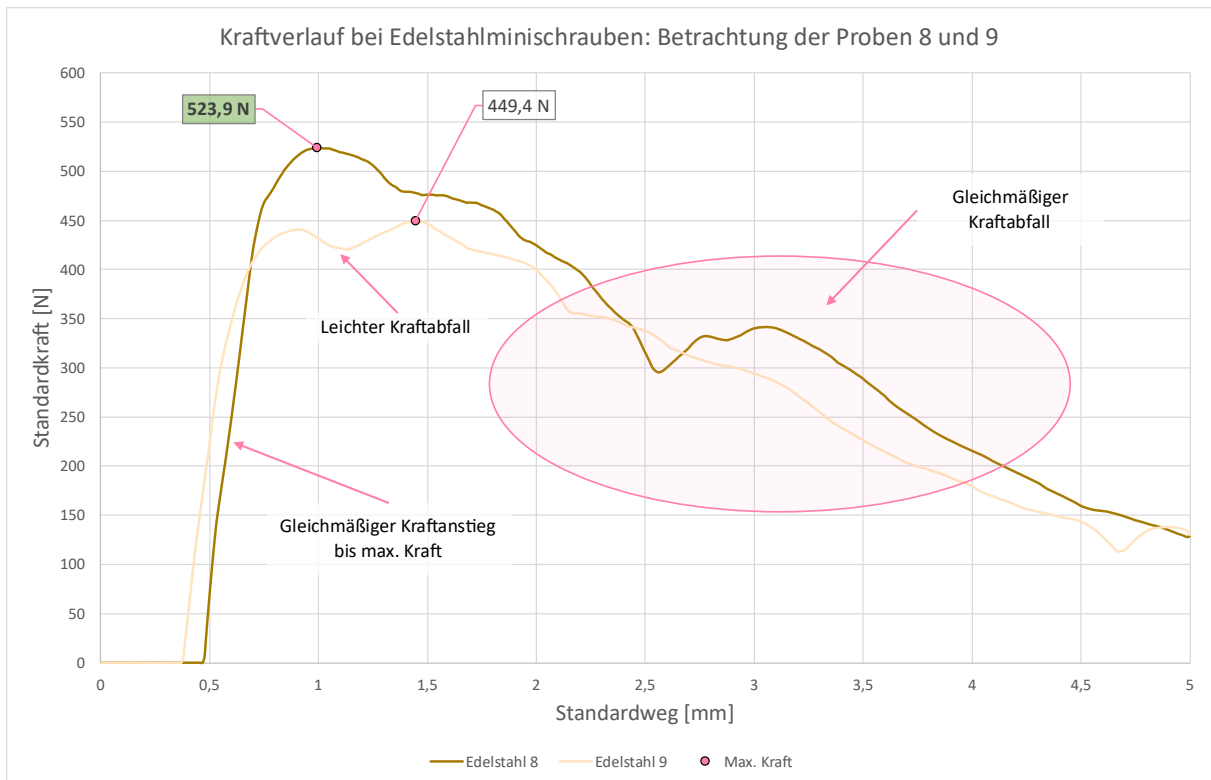


Abbildung 25: Kraftverlauf bei Edelstahlminischrauben: Betrachtung der Proben 8 und 9

Deutlich sichtbar ist hier der gleichmäßige Kraftabfall ohne Bruch der Schrauben. Gut zu erkennen ist der gleichmäßige Anstieg der Kraft auf die Proben bis zur Maximalkraft. Bei Probe 9 kann ein leichter Kraftabfall kurz vor Erreichen dieser Kraft beobachtet werden.

Die wichtigsten Kennwerte der Edelstahl-Proben sind in Tabelle 10 dargestellt. Die Probe mit der höchsten (grün) bzw. geringsten (rot) Maximalkraft wurden analog Tabelle 8 farblich markiert.

Tabelle 10: Aufgezeichnete Messwerte der Edelstahlminischrauben 1-10

Probe	Max. Kraft [N]	Weg bei Max. Kraft [mm]	Max. Arbeit [Nmm]
Edelstahl 1	506,20	1,57	1403,64
Edelstahl 2	426,55	2,00	1323,51
Edelstahl 3	402,37	1,44	1307,95
Edelstahl 4	414,02	1,64	1273,50
Edelstahl 5	506,99	1,28	1394,60
Edelstahl 6	447,97	1,80	1339,63
Edelstahl 7	386,21	1,32	1003,82
Edelstahl 8	523,89	0,99	1482,08
Edelstahl 9	449,35	1,44	1351,03
Edelstahl 10	348,22	1,72	975,03

Für den anschließenden Vergleich der Titan- und Edelstahlminischrauben werden Vergleichswerte abgeleitet und in Tabelle 11 aufgeführt. Bei den Edelstahlminischrauben wurde eine höchste Maximalkraft von 523,89 N bei einer Auslenkung von 2,00 mm aufgezeichnet, die geringste Maximalkraft lag mit 348,22 N bei einer Auslenkung von 0,99 mm. Im Mittel errechnet sich eine Maximalkraft von 433,95 N bei 1,51 mm Auslenkung. Die Standardabweichung der Maximalkraft über die 10 Proben beträgt 52,64 N.

Tabelle 11: Überblick der Messwerte der Edelstahlminischrauben

	Max. Kraft [N]	Weg bei Max. Kraft [mm]	Max. Arbeit [Nmm]
MAXIMUM	523,89	2,00	1482,08
MINIMUM	348,22	0,99	975,03
MITTELWERT	433,95	1,51	1272,35
STANDARD-ABWEICHUNG	52,64	0,29	161,26

3.2.3 Zusammenfassung der Versuchsergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse des Versuches für die Edelstahlminischrauben und die Minischrauben aus Titan zusammengefasst.

Bei der Betrachtung aller Kraftverläufe in Abbildung 26 ist auf den ersten Blick erkennbar, dass bei den Edelstahlminischrauben deutlich höhere Kraftverläufe gemessen wurden.

Im Vergleich wird außerdem deutlich, dass der Abfall der Kraft nach Erreichen der Maximalkraft bei den Edelstahlminischrauben gleichmäßig und bei den Titanminischrauben sprunghaft ist. Wie bereits zuvor dargestellt, wird hieraus der Bruch der Titanminischrauben sichtbar.

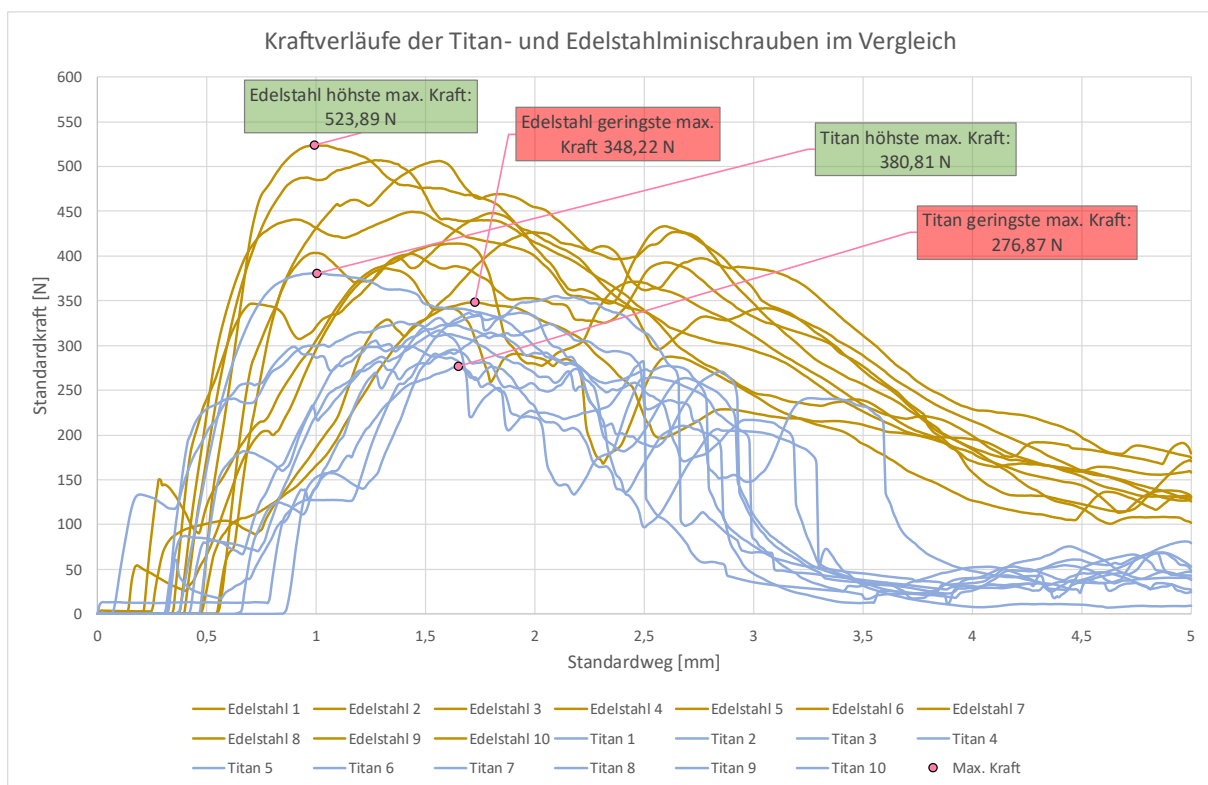


Abbildung 26: Kraftverläufe der Titan- und Edelstahlminischrauben im Vergleich

Tabelle 12 zeigt eine Gegenüberstellung der beiden Materialkomponenten mit der Maximalkraft, dem Kraftminimum, Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizienten.

Tabelle 12: Vergleich der Messwerte von Edelstahl- und Titanminischrauben

	EDELSTAHL	TITAN
MAXIMUM	523,89 N	380,81 N
MINIMUM	386,21 N	276,87 N
MITTELWERT	441,18 N	323,42 N
STANDARDABWEICHUNG	54,44 N	28,41 N
VARIATIONSKOEFFIZIENT	12,3%	8,8%

4 Interpretation der Ergebnisse aus der Literaturrecherche und Diskussion

Durch die Einführung der Minischraube im kieferorthopädischen Bereich der Zahnmedizin, gelang eine sehr gute Weiterentwicklung der Behandlungsmöglichkeiten. Aufgrund dieser skelettalen Verankerung ist es beispielsweise möglich einzelne Zahnbewegungen durchzuführen, ohne unerwünscht auftretende reziproker Bewegungen anderer Zähne hervorzurufen, was nach dem 3. Newton'schen Gesetz (Action = Reaction) erfolgen würde. Die verwendeten Materialien für diese Miniimplantate sind in der Regel in Europa aus Titan bzw. Titanlegierung. Allerdings gibt es auch Minischrauben aus medizinischem Edelstahl.

Einige Studien beschäftigten sich bereits mit dem Vergleichen von kieferorthopädischen Minischrauben aus Titan und Edelstahl.

Ludwig et al beispielsweise rät von Minischrauben aus Edelstahl ab. Zwar ist es biokompatibel, aber es bildet sich eine Bindegewebsschicht um das Metall was ein geringeres Kontaktareal zum Knochen als Folge hat im Vergleich zu Titan. Allerdings ist das E-Modul bei Edelstahl höher, was bedeutet, dass die Schraube im Vergleich der Verformung einen höheren Widerstand entgegensetzt und bei Krafteinwirkung weniger nachgibt. (Ludwig et al., 2007a)

4.1 Vergleich der Ergebnisse

Im Folgenden werden die Teilergebnisse der Titanmischschrauben aus Kapitel 3.2.1 und die der Edelstahlmischschrauben aus Kapitel 3.2.2 gegenübergestellt.

Ohne detaillierte Betrachtung der Kraftverläufe konnte festgestellt werden, dass alle Titanmischschrauben bei der Versuchsdurchführung im Schaftbereich der Schraube gebrochen sind. Im Gegensatz dazu war bei allen Edelstahlmischschrauben eine sehr starke Verformung im Bereich des Schaftes erkennbar, zum Bruch kam es jedoch nicht. Abzuleiten ist hieraus, dass die Eigenschaften des Edelstahls eher zu einer Verformung führen, ehe es zum Bruch der Schraube gekommen wäre, währenddessen die Materialeigenschaften der Titanlegierung zum Bruch der Schraube geführt haben. In Abbildung 27 sieht man die abgebrochenen Titanmischschraubenenden im Stahlblock, wohingegen die verformten Edelstahlmischschrauben nach dem Versuch aus dem Block entfernt wurden.

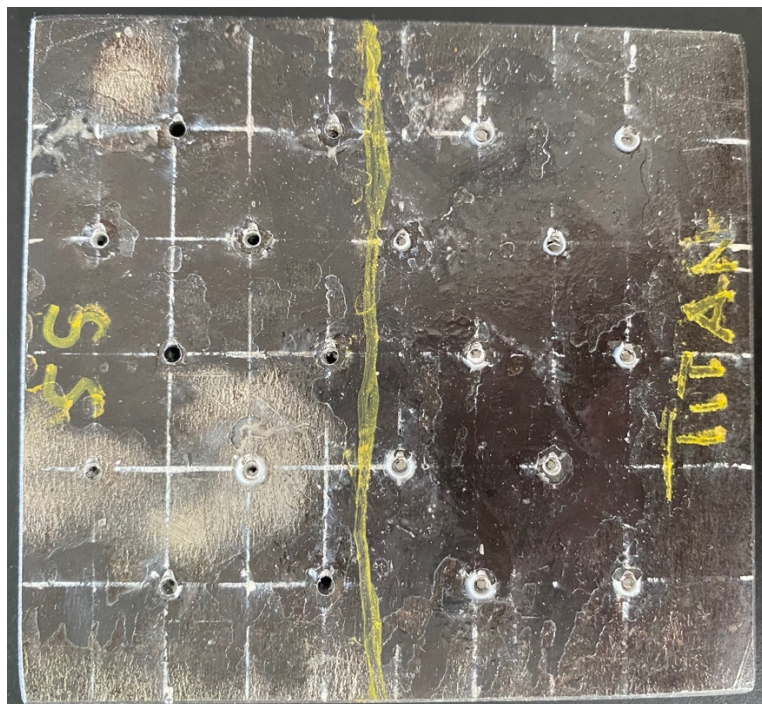


Abbildung 27: Stahlblock mit abgebrochenen Titanmischschrauben nach Versuchsdurchführung

Außerdem wurde durch die Lokalisierung von Bruch beziehungsweise Verformung erkennbar, dass die Schwachstelle der Schrauben im Bereich des Schaftes liegen. An Schraubenkopf und im transgingivalen Bereich wurde keine nennenswerte Verformung festgestellt.

Bei getrennter Betrachtung in Abbildung 28 der beiden Materialvarianten, mit der jeweils höchsten aufgezeichneten Kraft, wird nochmals deutlich, dass es bei den

Titanmischschrauben zu einem sprunghaften Abfall der Kraft kommt, hier wird der Bruch der Schraube sichtbar. Im Gegensatz dazu, sieht man bei den Edelstahlmischschrauben den gleichmäßigen Abfall der Kraft nach Erreichen des Maximalwertes.

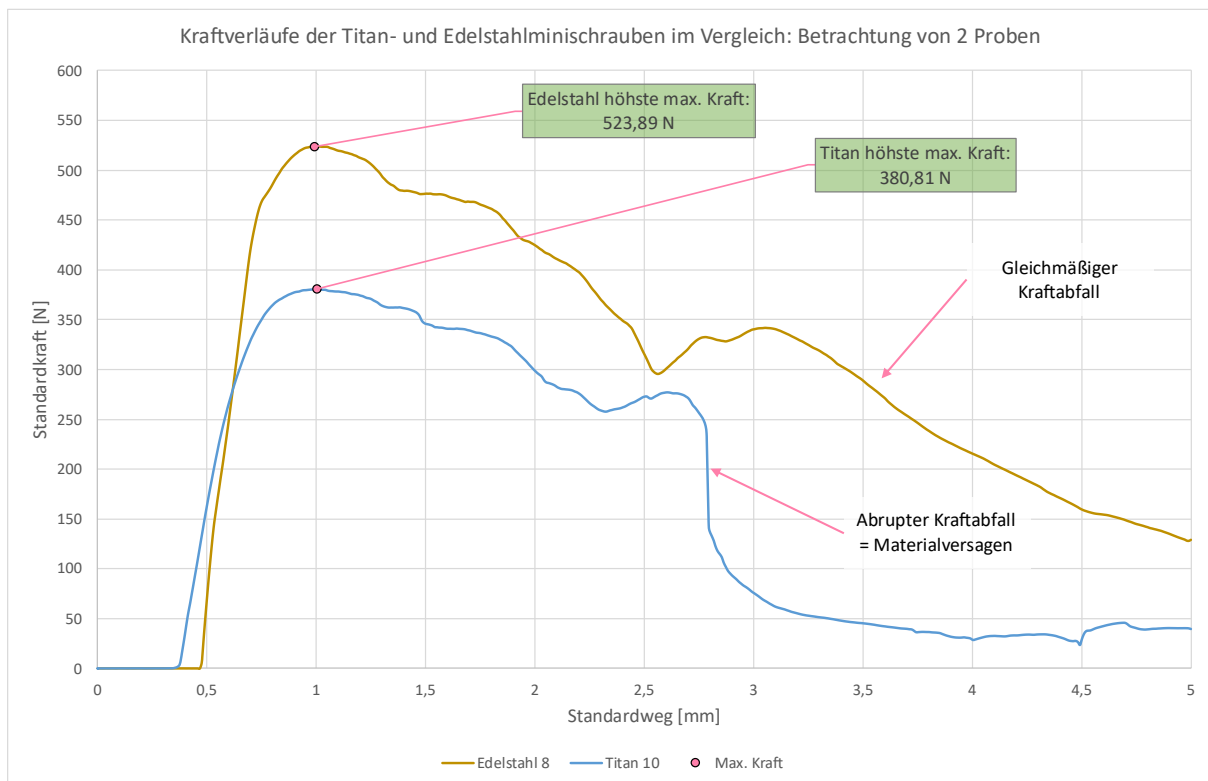


Abbildung 28: Kraftverläufe der Titan- und Edelstahlmischschrauben im Vergleich: Betrachtung von 2 Proben

Quantitativ liegt wie in Abbildung 29 und Tabelle 12 aufgeführt die maximal gemessene Maximalkraft bei den Edelstahl-Prüflingen mit 523,9 N um 38 % höher als bei Titan (380,8 N). Die Edelstahlprobe mit der kleinsten Maximalkraft liegt mit 386,2 N immer noch höher als die höchste bei Titan gemessene Kraft und weitere 39 % über der niedrigsten Maximalkraft der Edelstahlmischschrauben (276,9 N). Im Mittel liegt die Maximalkraft bei den Titanmischschrauben bei 323,4 N, bei den Edelstahlmischschrauben liegt sie mit 441,2 N um 36 % höher.

Die Standardabweichung der Grundgesamtheit liegt bei Edelstahl bei 54,44 N, bei Titan mit 28,41 N deutlich niedriger. Das bedeutet, die Messwerte haben bei Titan im Vergleich eine deutlich geringere Streuung um den Mittelwert. Die relative Standardabweichung, ausgedrückt im Variationskoeffizienten liegt bei den Titanmischschrauben ebenfalls deutlich niedriger.

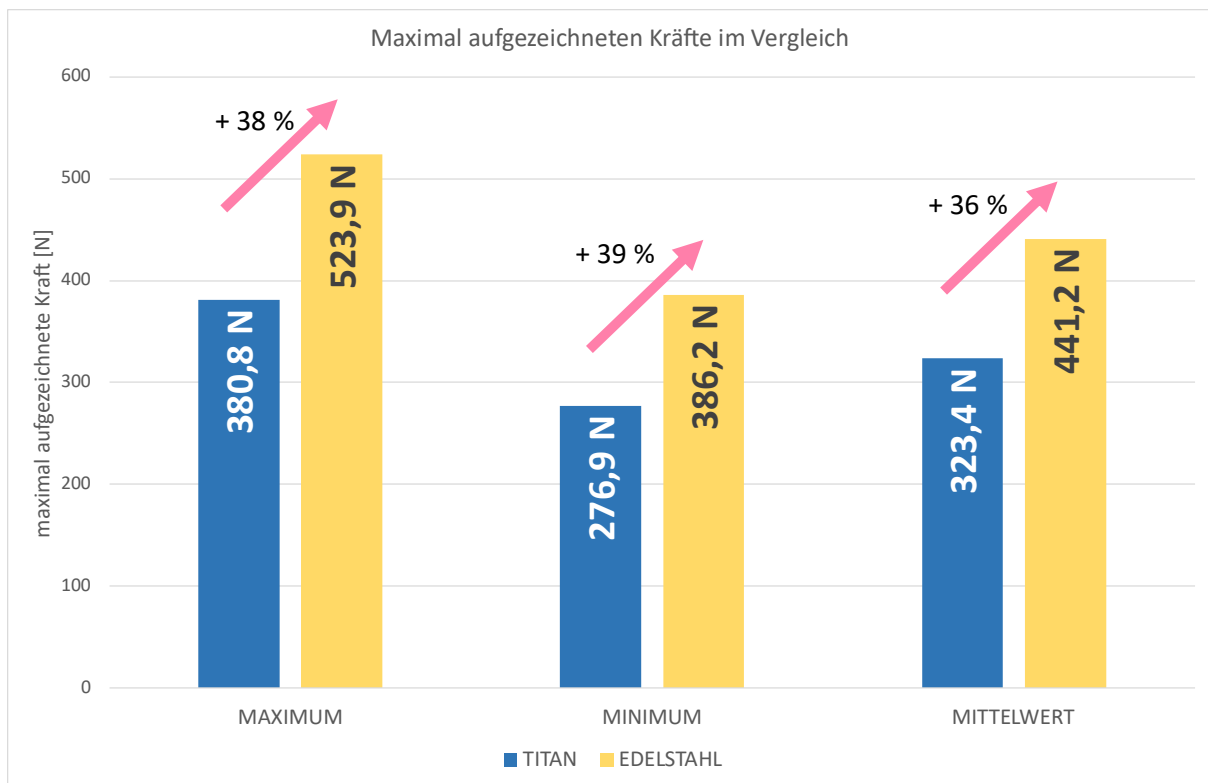


Abbildung 29: Maximal aufgezeichneten Kräfte im Vergleich

- Während bei Titanminischrauben ein Bruch der Schraube beobachtet werden konnte, kam es bei Edelstahlminischrauben nicht zum Bruch, jedoch zu einer starken Verformung
- Bruch beziehungsweise Verformung wurden im Bereich des Schraubenschaftes festgestellt, dem Schwachpunkt der Schraube
- Im Mittel war die maximal aufgezeichnete Kraft bei Edelstahlminischrauben um 36 % größer als bei Titanminischrauben
- Die Streuung bei den Titanminischrauben ist im Vergleich deutlich geringer

4.2 Material und Geometrie

In unserer Untersuchung wurde festgestellt, dass die aufgezeichneten Maximalkräfte bei den untersuchten Edelstahlminischrauben deutlich höher waren als bei den Titanminischrauben mit sonst gleicher Geometrie. Während alle untersuchten Titanminischrauben bei Belastung gebrochen sind, konnte im gleichen Versuchsaufbau kein Bruch der Edelstahlminischrauben festgestellt werden. Diese Beobachtung wird von Studien gestützt, die eine höhere Bruchlast bei Edelstahl-TADs belegen (Aldo Carano, 2005; Francioli et al., 2010).

Gleichzeitig wurde in Untersuchungen aber auch festgestellt, dass Edelstahlminischrauben bereits bei geringeren Kräften begannen sich zu verbiegen (Aldo Carano, 2005). Aufgrund unseres Versuchsaufbaus konnte diese Aussage allerdings weder bestätigt noch widerlegt werden.

Aufgrund der Tatsache, dass die für den Einsatzzweck der Minischrauben benötigten Kräfte für z.B. die Bewegung von Zähnen oder Expansion des Oberkiefers mit typischerweise weniger als 5 N (Ren et al., 2003; Ludwig et al., 2011) deutlich unter den in dieser und anderen Untersuchungen festgestellten kritischen Kräfte liegen, sind aufgrund der Materialeigenschaften beide untersuchten Schraubenvarianten für die temporäre Verankerung geeignet (Francioli et al., 2010; Aldo Carano, 2005).

Ergänzend zu erwähnen sind jedoch deutlich höher auftretende Kräfte bei unkonventioneller Anwendung, die jedoch nicht quantitativ erfasst wurden (Bechtold et al., 2013; Luzi et al., 2009; Vannet et al., 2007).

Deutlich signifikanter als Unterschiede zwischen den Materialvarianten waren Abweichungen zwischen untersuchten Schraubendurchmessern. Bei Schrauben des gleichen Typs konnten im Vergleich zu einem Durchmesser von 1,5 mm bei einem Durchmesser von 2 mm um mehr als doppelt so hohe Kräfte festgestellt werden, die zur plastischen Verformung geführt haben (Francioli et al., 2010). Aufgrund der in diesem Versuch verwendeten kieferorthopädischen Minischrauben, welche alle denselben Durchmesser von 1,6 mm hatten, kann bezüglich der Studie von Francioli keine Aussagen rückgeschlossen werden.

Obwohl Unterschiede bei verwendeten Materialien und Geometrien festgestellt wurden (Radwan et al., 2018; Chang et al., 2011), gibt es andere Faktoren, die den Erfolg der Behandlung signifikant beeinflussen. Keine Studie, welche für diese Arbeit herangezogen wurde, konnte einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem

verwendeten Schraubenmaterial und der Erfolgsrate der Behandlung feststellen (P. Bollero et al., 2018).

4.3 Insertionsorte

Je nach Anwendung wird die Minischraube an unterschiedlichen Bereichen des Mundes inseriert. Primär ist die Dicke des Knochens dafür relevant. Hierbei ist zu beachten, dass eine Dicke von mehr als 6 mm vorhanden sein muss, damit eine Insertion überhaupt erfolgen kann.

In mehreren untersuchten Studien wurde festgestellt, dass der Insertionsort einen hohen Einfluss auf Erfolg und Misserfolg der Behandlung hat.

Grundsätzlich wurde eine höhere Erfolgsrate im Oberkiefer festgestellt. Ein Grund hierfür könnte laut Studien die erhöhte Mastikation im Unterkiefer sein (Park, 2002; Park et al., 2006; Takahashi, 2006). Besonders lingual zeigte sich eine hohe Verlustrate. Als mögliche Gründe hierfür wurde die Berührung oder auch die mechanische Belastung der Minischraube durch die Zunge aufgeführt. Dieser Insertionsort stellt aufgrund der Lage auch eine Herausforderung dar, was ebenfalls zu einer erhöhten Misserfolgsrate beitragen könnte. (Berens et al., 2005). Buccale mandibuläre Insertionsorte wurden im Hinblick ihrer Erfolgsrate ebenfalls untersucht. Bei diesen Studien hat sich gezeigt, dass die Misserfolgsrate bei einer Insertion zwischen dem ersten und zweiten Molaren signifikant höher war als bei den anderen untersuchten Insertionsstellen buccal im Unterkiefer. Die niedrigste Ausfallsquote hatte die Insertionsstelle regio Eckzahn und lateralem Inzisivus. (Mohammed et al., 2018)

Die im Rahmen mehrerer Studien untersuchten palatinalen Insertionsorte zeigten deutlich bessere Erfolgsquoten als die Insertionsstellen im Unterkiefer. Hierbei wurde eine bessere Erfolgsrate an der palatinalen Insertionsstelle festgestellt. Wobei auch die maxillär-bukkale Insertionsorte bessere Erfolgsraten als im Unterkiefer zeigten. (Mohammed et al., 2018)

Aus diesen angegebenen Studien kann geschlossen werden, dass die Erfolgsrate maßgeblich von der Insertionsstelle abhängig ist. Es sollte allerdings auch deutlich erwähnt werden, dass die Auswahl des Insertionsortes nicht immer beeinflussbar ist. Im gewissen Rahmen kann und sollte man diesen beeinflussen, allerdings ist hierfür das angestrebte Behandlungsziel ausschlaggebend. Dieses gibt in der Regel den Insertionsort unter Berücksichtigung weiterer Faktoren, wie beispielsweise anatomischer

Strukturen, vor. Hierbei ist vor allem im Oberkiefer der Nervus palatinus major und die Arteria palatina und im Unterkiefer das Foramen mentale mit dem Nervus mentalis relevant.

4.4 Diskussion der Biokompatibilität zwischen TADs aus Edelstahl und Titan

Unter dem Begriff Biokompatibilität versteht man in der Medizin die Eigenschaft von Werkstoffen und Materialien, im direkten Kontakt mit lebenden Geweben keinen negativen Einfluss auf den Stoffwechsel dieses Gewebes zu haben. (Antwerpes, 2020)

Wenn ein Material biokompatibel ist, bedeutet dies, dass es für den menschlichen Körper gut verträglich ist. Diese Eigenschaft ist für den Einsatz von kieferorthopädischen Minischrauben essenziell, da diese direkt im menschlichen Gewebe inseriert werden.

Es wurden mehrere Studien untersucht, welche die Biokompatibilität von TADs bewerten. Grundsätzlich wurde diese Eigenschaft als hoch eingestuft, die Einflüsse auf das umliegende Gewebe seien marginal (Birg and Wheeler, 2015; Chen et al., 2019; Ludwig et al., 2007a). Nur eine untersuchte Studie hat eine leicht erhöhte Zytotoxizität einer Edelstahlminischraube beobachtet. Insbesondere bei einer bestehenden Nickelallergie wird von der Verwendung von Edelstahlminischrauben abgeraten (Szuhanek et al., 2020). Aufgrund der beschränkten Datenbasis kann diese Aussage jedoch nicht endgültig bewertet werden.

Es ist zu empfehlen, weitere Untersuchungen bezüglich der Biokompatibilität durchzuführen und hierbei insbesondere auf mögliche Unterschiede zwischen Edelstahl und Titan abzielen.

4.5 Stärken und Limitationen des Versuches

In dem Versuch konnte mit einer hochgenauen Tischprüfmaschine, welche von der anatomischen Fakultät der MedUni Graz zur Verfügung gestellt wurde, die Kraftereinwirkung auf die kieferorthopädischen Minischrauben ausgeübt und aufgezeichnet werden. Innerhalb des Versuches zeigten sich keine signifikanten Diskrepanzen. Alle Ergebnisse innerhalb derselben Materialien waren im Vergleich repräsentativ.

Allerdings musste auch festgestellt werden, dass die Stichprobe mit nur 10 Minischrauben pro Material auch größer ausfallen hätte können. Dadurch könnte das vorliegende Ergebnis reproduzierbar bekräftigt werden.

Die in diesem Versuch herangezogenen Minischrauben hatten alle sowohl dieselbe Länge als auch denselben Durchmesser. Zusätzlich war die Geometrie ebenfalls die Gleiche. Dadurch war es möglich, die Schrauben aus Titanlegierung und medizinischem Edelstahl optimal zu vergleichen. Hätten diese Schrauben unterschiedliche Maße aufgewiesen, wäre der Vergleich nicht repräsentativ. In zukünftigen Untersuchungen können unterschiedliche Geometrien der Materialvarianten miteinander verglichen werden, um so eine breitere Datenbasis zu erlangen. Das Spektrum der Eigenschaften einzelner Varianten könnte somit erweitert werden. Hierbei ist zu beachten, dass man immer dieselbe Geometrie der Schrauben gegenüberstellt.

Da die Schrauben alle per Hand in die vorgebohrten Löcher des Stahlblockes mit RenCast® FC 52/53 Isocyanate und RenCast® FC 52 Polyol eingebettet wurden, könnte hier eine Fehlerquelle liegen. Eine mögliche Fehlerquelle könnte darin liegen, dass nicht überall die gleiche Menge des Kunstharzes in die Löcher appliziert wurde. Dadurch könnten mögliche Luftblasen entstanden sein, was zu einem geringeren Halt der Schraube führen würde. Dieser Sachverhalt könnte eine Ursache für die leichte Streuung der Messergebnisse sein.

Zu beachten ist auch, dass das Material, in welches die Schrauben inseriert wurden, nicht knochenähnlich ist. Der genutzte Stahlblock ist trotzdem für den Verwendungszweck des in dieser Studie durchgeführten Abscherversuchs aussagekräftig verwertbar.

Im Versuch wurde die Stabilität von Minischrauben aus Titan und Edelstahl untersucht. Wie zuvor festgestellt, ist die Erfolgsquote allerdings auch von anderen Faktoren maßgeblich abhängig. Die Stabilität beider untersuchter Materialien war ausreichend, da die Kraft im Rahmen der üblichen Einsatzzwecke von TADs 5 N nicht überschreiten sollte. Weitere Faktoren, die zum Erfolg der Verankerung beitragen, konnten im Rahmen dieser Studie nicht untersucht werden.

4.6 Ausblick

Behandelnde Studien haben Unterschiede der Stabilität von Minischrauben unterschiedlicher Geometrie und Material untersucht. Im Vergleich weniger erforscht sind jedoch Unterschiede der Ausfallquote von verschiedenen Materialien im Mund. Es sollten weitere Studien durchgeführt werden, die die Ausfallquote unterschiedlichster Schrauben enoral bewerten.

Da die Studienlage bezugnehmend auf die Biokompatibilität eingeschränkt war, ist es empfehlenswert, weitere Untersuchungen diesbezüglich vorzunehmen. Unter anderem könnte der Einfluss der Ernährung des*der Patienten*Patientin näher untersucht werden, da die Nahrung Auswirkungen auf das Milieu der Mundhöhle hat.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass trotz höherer Stabilität der Edelstahlmischrauben beide Materialvarianten für den Einsatz als TAD geeignet sind und auch weiterhin für die Behandlung empfehlenswert verbleiben. Man könnte in der Zukunft die finanzielle Komponente genauer berücksichtigen, die Materialkosten liegen bei Titan im Vergleich deutlich höher.

5 Conclusio

Diese durchgeführte Studie hat gezeigt, dass aus mechanischer Sicht, beide Schrauben für die kieferorthopädische Behandlung verwendet werden können. Zwar ist die Maximalkraft bei Edelstahlmischrauben höher als bei den Titanmischrauben, allerdings sind so hohe Kräfte für kieferorthopädische Behandlungen nicht notwendig. In untersuchten Studien wurde eine maximal applizierte Kraft von 5 N angegeben, dies entspricht etwa 500 g (Ren et al., 2003; Ludwig et al., 2011). Somit liegt die bei der Behandlung benötigte Kraft deutlich unter den im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Maximalwerten der Kräfte, die zum Bruch bei den Titanmischrauben und zu einer plastischen Verformung bei den Edelstahlmischrauben geführt haben. Diese Maximalwerte betragen bei Edelstahl 523,89 N und bei Titan 380,81 N.

In Bezug auf die Biokompatibilität wurden keine negativen Einflüsse festgestellt, weder bei Edelstahl noch bei Titan. Daher ist auch dieser Faktor kein Ausschlusskriterium für eines der beiden Materialien. Sollte aber eine Nickelallergie vorliegen, wäre die Verwendung von Titanmischrauben empfehlenswert.

Durchaus relevant ist der finanzielle Aspekt. Titanmischrauben sind aufgrund der Verfügbarkeit und der Verarbeitung deutlich teurer als Edelstahlmischrauben. (Ashith et al., 2018)

Aufgrund der Bruchfestigkeit von Edelstahlmischrauben, könnte man diese beim Eindrehen in harten Knochen in Betracht ziehen, da sie hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften bei der Applikation von großen Kräften Vorteile zeigten. Um hier exakte Aussagen machen zu können sind allerdings noch weitere Studien erforderlich.

6 Literaturverzeichnis

- ALDO CARANO, P. L., STEFANO VELO, CRISTINA INCORVATI 2005. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage.
- AMERICAN ORTHODONTICS. *The Aarhus® System* [Online]. Available: <https://www.americanortho.com/products/mini-implant-tads/the-aarhus-system/> [Accessed].
- ANTWERPES, F. 2020. Biokompatibilität.
- ASHITH, M. V., SHETTY, B. K., SHEKATKAR, Y., MANGAL, U. & MITHUN, K. 2018. Assessment of Immediate Loading with Mini-Implant Anchorage in Critical Anchorage Cases Between Stainless Steel Versus Titanium Miniscrew Implants: A Controlled Clinical Trial.
- BAUMGÄRTEL. 2011. Kieferorthopädische Implantologie – wie kleine Schraubchen die moderne Kieferorthopädie verändern. Available: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/kieferorthopaedische-implantologie-wie-kleine-schraebchen-die-moderne-kieferorthopaedie-veraendern_556.html [Accessed 05.09.2021].
- BECHTOLD, T. E., KIM, J. W., CHOI, T. H., PARK, Y. C. & LEE, K. J. 2013. Distalization pattern of the maxillary arch depending on the number of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod*, 83, 266-73.
- BECKER, F. C. 2017. Klassifikation von Knochenqualitäten mittels Ultraschalluntersuchungen verifiziert durch μ CT-Aufnahmen.
- BERENS, A., WIECHMANN, D. & RÜDIGER, J. 2005. Erfolgsraten von Mini und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie.
- BIRG, J. & WHEATER, M. 2015. Biocompatibility of Temporary Anchorage Devices Using an in vitro Cell Culture Model.
- BOMEI. 2020. *Anchorage Screw - Classic Type* [Online]. Available: <https://www.biomech.com.tw/product/classic-type/> [Accessed 12.07.2022].
- BOZKAYA, E., TORTOP, T., YUKSEL, S. & KAYGISIZ, E. 2020. Evaluation of the effects of the hybrid Pendulum in comparison with the conventional Pendulum appliance. *Angle Orthod*, 90, 194-201.
- CHANG, C. H., LIN, J. S. & ROBERTS, W. E. 2019. Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial.
- CHANG, J. Z.-C., CHEN, Y.-J., TUNG, Y.-Y., CHIANG, Y.-Y., LAI, E. H.-H., CHEN, W.-P. & LIN, C.-P. 2011. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants.
- CHEN, Z., PATWARI, M. & LIU, D. 2019. Cytotoxicity of orthodontic temporary anchorage devices on human periodontal ligament fibroblasts in vitro.
- CLS CELL LINES SERVICE GMBH CLS Product Information: Human Gingival Fibroblast.
- DEUTSCHER ZAHNVERSICHERUNGS-SERVICE. 2019. *pH-Wert in der Mundhöhle* [Online]. Available: <https://dzvs.de/lexikon/ph-wert-in-der-mundhoehle/> [Accessed 13.10.2021].
- FRANCIOLI, D., RUGGIERO, G. & GIORGETTI, R. 2010. Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Prog Orthod*, 11, 98-104.
- GAHL, C. 2019. *Die klinische Effizienz des Beneslidars zur Distalisation von Molaren - eine cephalometrische Studie.*

- GALEOTTI, A., UOMO, R., SPAGNUOLO, G., PADUANO, S., CIMINO, R., VALLETTA, R. & D'ANTO, V. 2013. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Prog Orthod*, 14, 15.
- GMBH, T. BENEFIT Orthodontic Mini-Implant 2.0x7mm.
- HERNANDEZ, L. C., MONTOTO, G., PUENTE RODRIGUEZ, M., GALBAN, L. & MARTINEZ, V. 2008. 'Bone map' for a safe placement of miniscrews generated by computed tomography. *Clin Oral Implants Res*, 19, 576-81.
- HOLBERG, C. 2018. *Delaire-Maske* [Online]. Available: <http://www.kfo-forschung.de/forschung/delaire-maske> [Accessed 13.10.2021].
- HOURFAR, J., BISTER, D., KANAVAKIS, G., LISSON, J. A. & LUDWIG, B. 2017. Influence of interradicular and palatal placement of orthodontic mini-implants on the success (survival) rate. *Head Face Med*, 13, 14.
- HUNTSMAN ADVANCED MATERIALS 2014. Advanced Materials RenCast® FC 52/53 Isocyanat / FC 53 Polyol.
- ISHII, T., NOJIMA, K., NISHII, Y., TAKAKI, T. & YAMAGUCHI, H. 2004. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *Bull Tokyo Dent Coll*, 45, 165-72.
- KRAVITZ, N. D. & KUSNOTO, B. 2007. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131, S43-51.
- KÜRSCHNER, U. 2007. Untersuchungen zur Toxizität und Biotransformation an der humanen Keratinozytenzelllinie HaCaT.
- LIU, E. J., PAI, B. C. & LIN, J. C. 2004. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126, 42-7.
- LUDWIG, B., BÖHM, B., GLASL, B., LANDES, C., LIETZ, T., SCHOPF, P. & WILMES, B. 2007a. *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie Innovative Verankerungskonzepte*, Berlin, Quintessenz Verlags-GmbH.
- LUDWIG, B., GLASL, B., LIETZ, T. & KOPP, S. 2007b. Minischrauben: Kleiner Aufwand – großer Nutzen. *Zahnärztliche Mitteilungen: Heft 05/2007* [Online]. Available: <https://www.zm-online.de/archiv/2007/05/zahnmedizin/kleiner-aufwand-grosser-nutzen/> [Accessed 05.09.2021].
- LUDWIG, B., GLASL, B., LIETZ, T. & LISSON, J. A. 2008a. Minischrauben in der Praxis: Teil I: Skelettale Verankerung und Minischrauben. *KN Kieferorthopädie Nachrichten: Kompendium 2008* [Online]. Available: https://media.zwp-online.info/archiv/pub/sim/kn/2008/kp_kompendium/kp0108_06_09_ludwig1.pdf [Accessed 05.09.2021].
- LUDWIG, B., GLASL, B., LIETZ, T. & LISSON, J. A. 2008b. Minischrauben in der Praxis: Teil II: Hinweise zur Insertion von Minischrauben. *KN Kieferorthopädie Nachrichten: Kompendium 2008* [Online]. Available: https://orthowalker-kieferorthopaedie.ch/wp-content/uploads/2016/06/Kompendium-ortho_easy.pdf [Accessed 05.09.2021].
- LUDWIG, B., GLASL, B., LIETZ, T. & LISSON, J. A. 2011. Grundlagen der Insertion. Available: <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/kieferorthopaedie/miniimplantate/grundlagen-der-insertion> [Accessed 05.09.2021].
- LUMITOS AG. *Elastizitätsmodul* [Online]. Available: <https://www.chemie.de/lexikon/Elastizitätsmodul.html> [Accessed 14.09.2021].
- LUZI, C., VERNA, C. & MELSEN, B. 2009. Guidelines for success in placement of orthodontic mini-implants. *J Clin Orthod*, 43, 39-44.
- MOHAMMED, H., WAFAIE, K., RIZK, M. Z., ALMUZIAN, M., SOSLY, R. & BEARN, D. R. 2018. Role of anatomical sites and correlated risk factors on the survival of

- orthodontic miniscrew implants: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod*, 19, 36.
- NIKON INSTRUMENTS, I. *Human Bone Osteosarcoma Epithelial Cells (U2OS Line)* [Online]. Available: <https://www.microscopyu.com/gallery-images/human-bone-osteosarcoma-epithelial-cells-u2os-line#:~:text=The%20U2OS%20cell%20line%2C%20originally,differentiated%20sarcoma%20of%20the%20tibia> [Accessed 05.09.2021].
- ORTHO TECHNOLOGY, I. Spider Screws Self-Ligating.
- P. BOLLERO, V. DI FAZIO, C. PAVONI, M. CORDARO, P. COZZA & LIONE, R. 2018. Titanium alloy vs. stainless steel miniscrews: An in vivo split-mouth study.
- PAPADOPOULOS, M. A. & TARAWNEH, F. 2007. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103, e6-15.
- PARK, H.-S. 2002. An anatomical study using CT images for the implantation of micro-implants Article · January 2002. 8.
- PARK, H. S., JEONG, S. H. & KWON, O. W. 2006. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130, 18-25.
- PASCH, J. 2012. *Verlustraten von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie*.
- POGGIO, P. M., INCORVATI, C., VELO, S. & CARANO, A. 2006. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod*, 76, 191-7.
- RADWAN, E. S., MONTASSER, M. A. & MAHER, A. 2018. Influence of geometric design characteristics on primary stability of orthodontic miniscrews.
- REN, Y., MALTHA, J. C. & KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. 2003. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review.
- SCHATZLE, M., MANNCHEN, R., ZWAHLEN, M. & LANG, N. P. 2009. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 20, 1351-9.
- SCRIBANTE, A., MONTASSER, M. A., RADWAN, E. S., BERNARDINELLI, L., ALCOZER, R., GANDINI, P. & SFONDRINI, M. F. 2018. Reliability of Orthodontic Miniscrews: Bending and Maximum Load of Different Ti-6Al-4V Titanium and Stainless Steel Temporary Anchorage Devices (TADs). *Materials (Basel)*, 11.
- SINGH, K., KUMAR, D., JAISWAL, R. K. & BANSAL, A. 2010. Temporary anchorage devices - Mini-implants. *Natl J Maxillofac Surg*, 1, 30-4.
- SINKO, K. 2007. Verankerung in der Kieferorthopädie Bewährtes und Neues. *Zahn Krone: Heft 07/2007* [Online]. Available: <http://www.kieferorthopaedie-sinko.at/wp-content/uploads/2017/01/Miniimplantate.pdf> [Accessed 05.09.2021].
- STUDYFLIX. 2022. *Newtonsche Axiome* [Online]. Available: <https://studyflix.de/ingenieurwissenschaften/newtonsche-axiome-1432> [Accessed].
- SZUHANEK, C. A., WATZ, C. G., AVRAM, Ş., MOACĂ, E.-A., MIHALI, C. V., POPA, A., CAMPAN, A. A., NICOLOV, M. & DEHELEAN, C. A. 2020. Comparative Toxicological In Vitro and In Ovo Screening of Different Orthodontic Implants Currently Used in Dentistry.
- TAKAHASHI, M. 2006. The Orthodontic Treatment Using MIA (Micro Implant Anchorage).
- TIGER DENTAL GMBH Dual-Top JD-Bracket-Kopf Schraube.

- VANNET, B. V., SABZEVAR, M. M., WEHRBEIN, H. & ASSCHERICKX, K. 2007. Osseointegration of miniscrews: A histomorphometric evaluation.
- WEHRBEIN, H. & GOLLNER, P. 2007. Skeletal anchorage in orthodontics--basics and clinical application. *J Orofac Orthop*, 68, 443-61.
- WILMES, B., LUDWIG, B., VASUDAVAN, S., NIENKEMPER, M. & DRESCHER, D. 2016. The T-Zone: Median vs. Paramedian Insertion of Palatal Mini-Implants.
- YAO, C. C., CHANG, H. H., CHANG, J. Z., LAI, H. H., LU, S. C. & CHEN, Y. J. 2015. Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Formos Med Assoc*, 114, 1122-8.
- YI, J., GE, M., LI, M., LI, C., LI, Y., LI, X. & ZHAO, Z. 2017. Comparison of the success rate between self-drilling and self-tapping miniscrews: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*, 39, 287-293.
- ZHU, H., ZHANG, S. & AHN, C. 2017. Sample size considerations for split-mouth design. *Stat Methods Med Res*, 26, 2543-2551.
- ZWICKROELL Material-Prüfmaschinen AllroundLine Z005 bis Z100.