

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

**Biomechanische Analyse der periimplantären
Spannungsverhältnisse bei orthodontischen
Microscrews mit progressivem Gewinde –
Eine FEM – Studie**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Julia Katharina Seefelder, geb. Wiederspohn
aus Heidelberg
2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Christof Holberg
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Michael Stimmelmayer Prof. Dr. Ekaterini Paschos
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
Tag der mündlichen Prüfung:	07.05.2020

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	6
2	Literaturübersicht.....	9
2.1	Orthodontische Microscrews.....	9
2.1.1	Historie.....	9
2.1.2	Indikation.....	10
2.1.3	Vor- und Nachteile von orthodontischen Microscrews.....	11
2.1.4	Variabilität der orthodontischen Microscrews - Was wurde bisher untersucht?.....	12
2.1.5	Das progressive Gewinde.....	14
2.1.6	Einwirkende Kräfte.....	14
2.1.7	Periimplantäre Effekte und auftretende Belastungen.....	15
3	Fragestellung.....	17
4	Theoretische Grundlagen.....	19
4.1	Die Finite-Elemente-Methode (FEM).....	19
4.1.1	Definition.....	19
4.1.2	Funktionsprinzip.....	19
4.1.3	Geschichte.....	20
4.2	Werkstoffkunde.....	22
4.2.1	Elastizität.....	22
4.2.2	Querkontraktionszahl.....	24
4.2.3	Isotropie.....	24

Inhaltsverzeichnis

4.2.4	Anisotropie	24
4.2.5	Homogenität	25
4.2.6	Inhomogenität.....	25
5	Material und Methode.....	26
5.1	Computer Aided Design (CAD) - Modellerstellung	26
5.2	Übersicht der Schraubenparameter	31
5.3	Materialeigenschaften	33
5.4	Dreidimensionale Vernetzung und Lagerung.....	34
5.5	Kontaktflächen	36
5.6	Kräfte und Belastungen	37
5.7	Analysereihen.....	38
5.8	Statistisches Auswertungsverfahren.....	39
6	Ergebnisse.....	41
6.1	Statistische Auswertung	41
6.2	Ergebnisse Analyse 1 Minischrauben Länge 10 mm	42
6.2.1	Belastung der Kompakta	44
6.2.2	Belastung der Spongiosa	50
6.3	Ergebnisse Analyse 2 Minischrauben Länge 8 mm	56
6.3.1	Belastung der Kompakta	57
6.3.2	Belastung der Spongiosa	62
6.4	Ergebnisse Analyse 3 Minischrauben Länge 6 mm	66
6.4.1	Belastung der Kompakta	67
6.4.2	Belastung der Spongiosa	73
6.5	Ergebnisse im Vergleich	77

Inhaltsverzeichnis

7	Diskussion	80
7.1	Verwendung der Finite-Elemente-Methode	80
7.2	Orthodontische Microscrews mit Standardgewinde vs. progressivem Gewinde	82
7.3	Einfluss der Länge der Minischraube.....	87
7.4	Bewertung der Ergebnisse.....	88
8	Schlussfolgerung	90
9	Zusammenfassung.....	91
9.1	Ziel.....	91
9.2	Material und Methode	91
9.3	Ergebnisse	91
9.4	Schlussfolgerung	92
	Anhang.....	93
	Abbildungsverzeichnis.....	93
	Tabellenverzeichnis	96
	Literaturverzeichnis	98
	Danksagung	107
	Eidesstattliche Erklärung.....	108

1 Einleitung

Voraussetzung für eine erfolgreiche Therapie in der Kieferorthopädie zur Regulierung von Zahnfehlstellungen ist eine stabile Verankerung. Eine Möglichkeit stellt die herkömmliche dentale Verankerung dar, bei der Nachbarzähne die Kraft, die auf die zu bewegenden Zähne ausgeübt wird, als Gegenkraft aufnehmen. Hier besteht häufig das Problem, dass eine starke Belastung auf die Nachbarzähne ausgeübt wird. Hinzu kommt, dass vor allem bei erwachsenen Patienten die dentale Verankerung aufgrund von parodontalen Schäden oder einer reduzierten Anzahl an Zähnen beeinträchtigt ist. Aus diesen Gründen erweist sich häufig die skelettale Verankerung mit Hilfe von orthodontischen Microscrews bzw. Minischrauben¹ als vorteilhaft [1-6].

Schon früh wurden Schrauben als Verankerungsmöglichkeit eingesetzt. Allerdings schlugen viele experimentelle Versuche zunächst fehl [7, 8]. Wehrbein et al. stellte in den neunziger Jahren erstmals ein für die Kieferorthopädie entwickeltes Implantatsystem vor, das sogenannte Orthosystem des Instituts Straumann [9, 10]. Hierbei handelt es sich um ein längenreduziertes Gaumenimplantat, welches sich von den dentalen Implantattechniken ableitet. Gaumenimplantate haben in der Regel eine gute ossäre Verankerung. Sie sind rotationsstabil und können mit einem hohen Drehmoment belastet werden. Da wie bei den dentalen Implantaten eine Osseointegration notwendig ist, können diese Implantate allerdings erst nach 12 Wochen belastet werden [11]. Aus diesem Grund ist auch die chirurgische Entfernung der Gaumenimplantate mit einer hohen Invasivität verbunden [9]. Der Aufwand und die damit verbundenen Kosten sind somit erhöht.

Anders bei den Minischrauben, welche kurze Zeit später erfolgreich zum Einsatz kamen und bis heute eine beliebte Form der skelettalen Verankerung darstellen. Gründe hierfür sind unter anderem die vielseitigen Einsatzmöglichkeiten [12]. Hierzu zählt vor allem die Distalisierung von

¹ In der vorliegenden Arbeit werden die Begriffe Microscrew und Minischraube synonym verwendet.

Molaren im Oberkiefer [1, 13-15]. Weitere Indikationen sind die Aufrichtung von Molaren, der Einsatz bei Gaumennahterweiterungen bei fehlender Frontzahnabstützung, Mesialisierung von Molaren und Einordnung retinierter Zähne. Sie dienen als Verankerungsverstärkung zur Verhinderung ungewollter Zahnbewegungen. Darüber hinaus kommen zur Extrusion retinierter und impakterter Zähne [1, 16, 17] sowie bei der Intrusion von Zähnen [15, 18] zum Einsatz. Weitere Vorteile der Minischrauben ergeben sich aus dem minimal chirurgischen Eingriff, der einfachen Insertion und Entfernung, der verkürzten Behandlungszeit und den damit verbundenen geringen Kosten [1, 6, 19-21].

Während der Behandlung von Minischrauben kommt es aber auch immer wieder zu Problemen. So liegt die Erfolgsrate bei Minischrauben im Unter- und Oberkiefer gemäß Rodriguez et al. bei 87,8% [22]. Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass mehr als 10% der Behandlungen mit Minischrauben nicht erfolgreich sind. Chang spricht sogar von einer Fehlerrate von 10-30% [23]. Wenn es zu Misserfolgen kommt, treten diese meist direkt bei der Insertion oder zu Beginn der Behandlung auf [22, 23].

In der Literatur wird häufig als Grund für den Misserfolg eine fehlende Stabilität der Minischrauben diskutiert [23]. Bei der Krafteinwirkung während der Insertion und durch die anschließende Belastung treten Spannungen bzw. Dehnungen im umliegenden Knochen auf, die die Stabilität beeinflussen können. Wichtige Faktoren, welche hier eine Rolle spielen und die Stabilität beeinflussen können, sind die Knochenqualität [24, 25], die Insertionstechniken, wie zum Beispiel der Eindrehwinkel und das Vorbohren [24], und vor allem das Schraubendesign [24, 26-29].

Wenn das Design der Minischrauben untersucht wird, geht es meistens um Länge, Durchmesser und Form der Minischrauben (zylindrisch, konisch) [23]. Aus Studien geht hervor, dass ein großer Durchmesser und eine konische Form eine erhöhte Stabilität zeigen [24]. Weniger untersucht wurde bisher die Gewindeform von Minischrauben [23, 30]. Im Bereich dentaler Implantate

zeigten sich bei der Untersuchung von Gewindeformen signifikante Unterschiede bezüglich der Erfolgsrate [31-33].

In der vorliegenden Arbeit wird deshalb der Einfluss der Gewindeform bei orthodontischen Minischrauben untersucht. Hierbei werden Minischrauben mit einem neu entwickelten progressiven Gewinde herkömmlichen Minischrauben gegenübergestellt. Bei der Gegenüberstellung geht es um eine biomechanische Analyse der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungsverhältnisse bei orthodontischen Minischrauben mit einem progressiven Gewinde unter Verwendung der Finite-Elemente-Methode (FEM). Es wird die Frage untersucht, ob sich bei orthodontischen Minischrauben mit einem progressiven Gewinde Unterschiede zu den konventionellen Minischrauben hinsichtlich der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungsverhältnisse zeigen.

2 Literaturübersicht

2.1 Orthodontische Microscrews

2.1.1 Historie

Die Verwendung von fixierten Schrauben als Verankerungselemente zur Bewegung von Zähnen erfolgte das erste Mal 1945 als Gainsforth und Higley sechs Hunden Vitalliumimplantate inserierten. Als Vorbild dienten damals chirurgische Minischrauben. Ziel war es eine stabilere Alternative zu Zähnen als Verankerung zu verwenden. Hierzu fixierten sie die kieferorthopädischen Apparaturen direkt an der knöchernen Basis, um so körperliche Bewegungen an Molaren durchführen zu können [7].

Erst 1983 kam es zum ersten klinischen Versuch: Um die Frontzähne einer 25 jährigen Patientin mit einem tiefen Überbiss zu intrudieren, wurden ihr unterhalb der Nasenhöhle Vitalliumschrauben implantiert [8]. Aufgrund einer hohen Verlustrate blieb der Erfolg dieser Verankerungselemente allerdings nach dem klinischen Versuch zunächst aus. Man versuchte die Verankerung zu optimieren und es folgte eine stetige Weiterentwicklung in diesem Bereich.

Aus dem Bereich der dentalen Implantate heraus, entwickelten sich in den 80er Jahren die retromolaren Implantate durch Roberts et al., die ihren klinischen Fall 1990 vorstellten [34, 35]. Kurze Zeit später stellte Wehrbein seine palatinalen Implantate vor [10] und 1995 brachten Block und Hoffmann schließlich ein palatinales Onplant heraus [36]. Beide Implantate waren wie erwähnt auf die Palatinalregion begrenzt.

Erst 1997 sprach Kanomi das erste Mal von einer Minischraube [5]. 1998 verwendeten Costa et al. eine Minischraube mit einem Bracket-ähnlichen Kopf und belastete diese das erste Mal direkt nach der Insertion, wodurch sich die Behandlungszeit deutlich verkürzte [3].

Als skelettale Verankerung werden bis heute neben Minischrauben auch dentale Implantate [37], Miniplatten [38, 39] und palatinale Implantate [40, 41] verwendet. Aufgrund der Häufigkeit und der Vielseitigkeit des Einsatzes haben sich aber vor allem die Minischrauben durchgesetzt [42].

2.1.2 Indikation

In den letzten Jahren ist der Indikationsbereich für orthodontische Minischrauben enorm gewachsen. Es lassen sich sowohl dentale als auch skelettale Diskrepanzen mit Hilfe von Minischrauben behandeln [1, 43]. Folgende klinische Einsatzgebiete werden unter anderem in der Literatur [1, 12] beschrieben:

Orthodontische Microscrews dienen als Verankerungsverstärkung und verhindern so ungewollte Zahnbewegungen. Ein Negativbeispiel von Verankerungsverlust ist die Mesialwanderung der ersten Molaren in der Maxilla bei der Distalisation der Frontzähne. Durch die Insertion von Minischrauben beispielsweise in die Bukkalseite zwischen 1. und 2. Molar können sie als direkte Verankerung genutzt werden [12].

Auch die Intrusion von Zähnen lässt sich mit Minischrauben durchführen [1]. Beispiele sind die Intrusion von Frontzähnen zur Korrektur eines Tiefbisses. Jain et al. verglichen die Therapie eines Tiefbisses mit Hilfe von Minischrauben, Headgear und festsitzenden Utilitybögen und stellten fest, dass die Therapie mit Minischrauben die beste Intrusion ohne negative Nebeneffekte darstellt [18, 44]. Ein weiteres Beispiel ist die Intrusion von Molaren im Oberkiefer bei einem offenen Biss [15].

Körperliche Zahnbewegungen stellen auch einen Indikationsbereich dar [13, 14], beispielsweise die Distalisation der oberen Molaren, wie sie bei Klasse II Patienten durchgeführt wird.

Bei der Extrusion retinierter und impakterter Zähne lassen sich Minischrauben ebenfalls einsetzen. Park et al. verwendeten je eine Minischraube für die Extrusion zweier 7er im Unterkiefer, bevor sie diese extrahierten. Somit verringerten sie das Risiko den Alveolarnerv zu verletzen, welches eine häufige Komplikation bei der Extraktion von Molaren im Unterkiefer darstellt [16]. Auch Nienkemper et al. extrudierten impaktierte Frontzähne in der Maxilla mit Hilfe von Minischrauben [17].

Auch komplexe Fälle lassen sich mit Hilfe von Minischrauben behandeln, wodurch dysgnathie-chirurgische Eingriffe verhindert werden können [45]. Weitere seltene dentoskelettale Anomalien, bei denen Minischrauben zum Einsatz kommen, sind beispielsweise die maxilläre Hypoplasie [46] und ektodermale Dysplasie [47].

2.1.3 Vor- und Nachteile von orthodontischen Microscrews

Orthodontische Minischrauben als skelettale Verankerungssysteme zur Regulierung von Zahnfehlstellungen haben in der Kieferorthopädie in den letzten Jahren zunehmend an Popularität gewonnen. Die Gründe hierfür liegen in den vielseitigen Einsatzmöglichkeiten, dem minimal chirurgischen Eingriff, der einfachen Insertion und Entfernung sowie den damit verbundenen geringen Kosten [1, 19-21].

Die Behandlungsdauer verkürzt sich, da Minischrauben bereits direkt nach der Insertion belastet werden können. So entfällt die zeitaufwendige Einheilphase und die Mitarbeit des Patienten hat eine geringere Bedeutung [48]. Für den Behandelnden selbst bieten Minischrauben zudem maximale Verankerungsmöglichkeiten [43, 49]. Sie lassen sich fast überall einsetzen, d.h. anatomisch gibt es kaum Einschränkungen [48].

Wenn es zu Misserfolgen kommt, treten diese meist direkt bei der Insertion [22] oder zu Beginn der Behandlung auf und betreffen dann die Stabilität der Minischrauben auf [23]. Wichtige Faktoren, welche die Stabilität beeinflussen, sind vor allem das Schraubendesign [24, 26-29], aber

auch die Insertionstechniken, wie zum Beispiel der Eindrehwinkel und das Vorbohren [24] sowie die Knochenqualität [24, 25].

Weitere Komplikationen können durch Infektionen und Entzündungen des periimplantären Knochens entstehen sowie durch Hitzeentwicklung bei der Insertion [1, 50]. Außerdem kann es bei der Insertion zu Verletzungen in der Umgebung der Minischraube kommen. Dazu zählt die Verletzung von Nerven, Blutgefäßen, Zahnwurzeln und Nasennebenhöhlen [1, 51].

2.1.4 Variabilität der orthodontischen Microscrews - Was wurde bisher untersucht?

Es gibt mittlerweile eine Vielzahl von Herstellern von orthodontischen Minischrauben. Dementsprechend groß ist die Auswahl. Die Minischraube selbst wird in drei Segmente unterteilt: den Schaft mit Gewinde zur Verankerung im Knochen, den Schraubenhals – auch Kragen genannt – zur Anlagerung der Gingiva und den Schraubenkopf [12].

Der Kopf dient der Verankerung von kieferorthopädischen Apparaturen, wobei eine große Formenvielfalt besteht. Je nach Verankerungsart, ob direkt oder indirekt, gibt es unterschiedliche Designs. Zum Beispiel gibt es Köpfe in Hakenform oder von Bracket-ähnlichem Aussehen mit Kreuzschlitzen, Einzelschlitzen und Kugeln [1].

Die meisten Schrauben sind aus Titan oder einer Titanlegierung (TiAl6V4), welche eine gute Bioverträglichkeit aufweist [1]. Die Gewindeoberfläche ist meist glatt, da eine Osseointegration in der Regel unerwünscht ist, da diese zu Schwierigkeiten beim Entfernen führen würde [1].

Die Grundform einer Minischraube kann entweder zylindrisch oder konisch sein. Es hat sich gezeigt, dass die konische Form der zylindrischen Form überlegen ist. Minischrauben mit einer konischen Form weisen eine höhere Stabilität auf, gemessen anhand des aufgebrachtten Eindrehmomentes [6, 21, 24, 52].

Der Durchmesser von Minischrauben, welcher sich in der Regel auf den Außendurchmesser bezieht, d.h. den Schraubenkörper mit Gewinde, variiert zwischen 1,2 - 2,3 mm [16]. Die angebotenen Längen der Minischrauben liegen zwischen 5 bis 14 mm [1]. Mordenden et al. verglichen zum Beispiel Minischrauben bezüglich ihrer Länge, nämlich mit der Länge 3 mm und 6 mm [53].

Einige Autoren sprechen davon, dass der Durchmesser einen größeren Einfluss auf die Stabilität hat als die Länge [24, 29, 54]. Andere wiederum sprechen von einem positiven Zusammenhang zwischen Länge und Stabilität [28, 55-57]. Als Nachteil wird beschrieben, dass zu lange Minischrauben zu Mikroverletzungen im Knochen führen können und es schneller und häufiger zu Komplikationen kommen kann [51, 58, 59].

Bezogen auf den Durchmesser zeigten Morarend et al. in ihrer Studie, dass monokortikale Schrauben mit einem Durchmesser von 2,5 mm eine größere Verankerungskraft aufweisen als monokortikale Schrauben mit einem Durchmesser von 1,5 mm. Alternativ dazu kann man aber statt einer monokortikalen Schraube mit einem größeren Durchmesser auch eine bikortikale Schraube mit einem kleineren Durchmesser verwenden [60].

Bezüglich des Gewindes unterscheidet man allgemein zwischen einem selbstbohrenden und einem selbstschneidenden Gewinde [61]. Das erste schneidet nur in einem vorgebohrten Loch und hat bei der Insertion nur eine Führungsfunktion. Vorteil ist, dass weniger Druck aufgebaut wird und das Frakturrisiko sinkt. Bei selbstschneidenden Gewinden kann auf eine Vorbohrung verzichtet werden und durch die scharfe Spitze kann die Minischraube direkt in den Knochen eindringen. Nachteile können sein, dass die Richtungsstabilität schwierig ist, da keine Insertionsrichtung vorhanden ist, und dass es zu starken Kompressionen kommen kann [1].

Insgesamt gibt es sehr wenige Studien bezüglich des Gewindedesigns, d.h. bezüglich Gewindetiefe, Gewindesteigung und Grad der Verjüngung.

Chang et al. führten eine Finite-Elemente-Simulation mit vier verschiedenen Schrauben durch und testeten diese am Ende auch mechanisch. Hier lag der Fokus vor allem auf dem Gewinde. Sie fanden heraus, dass je größer die Gewindetiefe, je geringer die Gewindeverjüngung und je kürzer der Gewindekegel² desto höher die maximale Stressentwicklung bei Knochen und Gewinde [23]. Die Gewindesteigung hat laut Holm et al. dagegen keinen Einfluss auf die Stabilität [24]. Auch Motoyoshi et al. zeigten in ihrer FEM Studie, dass die Stressverteilung sich kaum verändert bei unterschiedlicher Gewindesteigung [62].

2.1.5 Das progressive Gewinde

1985 entwickelten Prof. G.-H. Nentwig und Dr. W. Moser das dentale Implantatsystem Ankylos, welches 1987 das erste Mal im klinischen Gebrauch eingesetzt wurde. Ihre Absicht war es unter anderem, ein Implantat mit maximaler Primärstabilität herzustellen. Hierfür verwendeten sie ein spezielles Gewindedesign. Dieses sogenannte progressive Gewinde zeichnet sich durch eine nach apikal zunehmende Gewindetiefe aus. Dies führt dazu, dass es bei vertikalen und lateralen Krafteinwirkungen zu einer Lasteinleitung Richtung der flexibleren Spongiosa kommt und damit zur Entlastung der zervikalen Kortikalis [33].

2.1.6 Einwirkende Kräfte

Orthodontische Minischrauben werden heute direkt nach der Insertion belastet. Anfangs dachte man, dass dies zu einem Stabilitätsverlust führen würde, weswegen man zunächst eine Einheilphase von bis zu 3 Monaten einhielt [9]. In histologischen Untersuchungen zeigte sich aber, dass eine sofortige Belastung von Implantaten im Vergleich zu verzögert belasteten Implantaten

² Englisch taper length

keinen Unterschied bereitet [48, 63]. Im Gegenteil, Woods stellt sogar die Hypothese auf, dass die sofortige Belastung stimulierend auf die Knochenumformung wirkt [64]. Bewiesen wurde das bereits von Romanos et al. für herkömmliche Implantate [65]. Neben dem Zeitpunkt der Belastung ist auch die Höhe der Belastung ein entscheidender Faktor. In der Literatur finden sich dazu sehr unterschiedliche Angaben. Freire et al. implantierten 78 Minischrauben und belasteten diese mit 250 g. Dies entspricht ungefähr 2,5 Newton. Die Erfolgsrate lag hier bei 80% [48]. Woods et al. belasteten bei ihrem Versuch die Schrauben mit 0,25 N und 0,5 N, wie es auch Melsen und Costa schon in ihrem Versuch handhabten, und sahen hier keinen Unterschied [63, 64]. Daher gibt er an, dass die maximale Belastung höher als 0,5 N liegen kann. De Pauw belastete 1999 die Minischrauben sogar mit 5 N über 2 Monate. Auch diese Schrauben zeigten keine Mobilität und waren voll funktionsfähig [66].

2.1.7 Periimplantäre Effekte und auftretende Belastungen

Orthodontische Minischrauben sind Verankerungselemente, die direkt nach der Insertion belastet werden [48]. Die aufgebrachte Kraft - in nichtaxialer Richtung im 90 Grad Winkel zur Knochenoberfläche - wird über die Schraube auf den Knochen geleitet und wirkt dort in Form von Dehnung und Spannung [48, 67]. Die größte Belastung tritt vor allem zervikal im Bereich der Kompakta auf und nimmt Richtung apikal im Bereich der Spongiosa deutlich ab [68-71].

Somit ist die initiale Knochenqualität - vor allem die Qualität der Kompakta - von großer Bedeutung, was den Erfolg der Schrauben angeht [72]. Gleichzeitig stellt sie ein Risiko bei Überbelastung dar [24]. Die Reaktion des Knochens ist neben der Schraubengeometrie und der Knochenqualität [70] vor allem von der „Richtung, Größe und Dauer der aufgewendeten Kraft abhängig“ [73-75].

Schaut man bei dentalen Implantaten, so gehen wesentliche Arbeiten und Entwicklungen auf Branemark zurück. Er beschrieb den Begriff der Osseointegration als direkten funktionellen und strukturellen Kontakt zwischen dem Implantat und dem umliegenden Knochen ohne eine fibröse Trennschicht [76]. Branemark (1983) empfahl, dass man Implantate 4-6 Monate nach der Insertion

nicht belasten sollte [77]. Mittlerweile gibt es Fallberichte [78, 79] und histologische Reportagen [65, 80], die Erfolge mit Sofortbelastung von dentalen Implantaten beschreiben. Romanos et al. (2003) untersuchten die Reaktion des Knochens auf nicht belastete, später belastete und sofort belastete dentale Implantate und konnten keinen Unterschied feststellen [81].

Im Gegensatz zu dentalen Implantaten ist die Osseointegration bei Minischrauben nicht beabsichtigt, da sie nach abgeschlossener Behandlung wieder leicht entfernbar sein müssen [64]. Auch hier hat sich gezeigt, dass die sofortige Belastung keinen Nachteil bereitet [48]. Im Gegenteil, sie sogar stimulierend auf die Knochenumformung wirkt [64]. Woods beschrieb weiter, dass nur nicht belastete Minischrauben Mobilität zeigten.

Frost hat bereits 1960 ein Modell entwickelt, welches den Knochenumbau als Regelkreislauf darstellt (Mechanostat-Modell) und ergänzte so die Wolffschen Gesetze. Wobei das Wolffsche Gesetz besagt, dass sich der Knochen durch Auf- und Abbau an Kräfte anpasst. Mechanischer Sensor sind die Osteozyten. Die wiederum geben Signale an die Osteoklasten und Osteoblasten weiter [82].

Frost stellte fest, dass es bei einer Unterbelastung mit einer elastischen Verformung von unter 0,02%, bezogen auf die Ursprungslänge, (0,0001% Längenänderung = 1 Microstrain) zu Knochenabbau kommt. Oberhalb von 0,2% elastischer Verformung wird neuer Knochen angebaut. Bei regelrechter Belastung findet Remodelling statt, An- und Abbau sind also ausgeglichen. Bei einer Belastung von über 20.000 Microstrain - d.h. bei einer Längenänderung von mehr als 2% - kommt es zu einer Überbelastung des periimplantären Knochens mit möglicher Fraktur. Frost legt somit fest, dass die Belastungsgrenze bei 20.000 Microstrain liegt und diese beachtet werden sollte [82].

3 Fragestellung

Orthodontische Minischrauben als skelettale Verankerungssysteme zur Regulierung von Zahnfehlstellungen werden in der Kieferorthopädie gerne eingesetzt, weil sie einfach anzuwenden sind und sofort belastet werden können. Immer wieder kommt es allerdings vor, dass die Minischrauben aufgrund erhöhter Mobilität vor oder während der Behandlung entfernt werden müssen. Wie bereits in Kapitel 1 erwähnt, spricht man von einer Verlustrate von 10-30%.

Fehlende Stabilität ist ein häufig genannter Grund, wenn es um Misserfolge beim Einsatz von Minischrauben geht. Faktoren, die die Stabilität beeinflussen, sind unter anderem die Knochenqualität, Insertionstechniken, wie der Eindrehwinkel [23] und Vorbohrung, aber vor allem auch das Schraubendesign [22-24]. Hier wurde bisher häufig die Länge, Durchmesser und Form untersucht [62].

Gegenstand dieser Arbeit ist das Gewinde der Minischrauben. Es wird der Einfluss der Gewindeform bei orthodontischen Minischrauben untersucht. Hierbei werden Minischrauben mit einem neu entwickelten progressiven Gewinde herkömmlichen Minischrauben gegenübergestellt. Die Besonderheit des progressiven Gewindes ist die Zunahme der Gewindetiefe nach apikal, d.h. die Gewindefläche nimmt Richtung Schraubenspitze zu, wie in Kapitel 2.1.5 beschrieben. Bei der Gegenüberstellung geht es um eine biomechanische Analyse der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungsverhältnissen bei orthodontischen Minischrauben mit einem progressiven Gewinde unter Verwendung der Finite-Elemente-Methode (FEM).

Es wird die Frage untersucht, ob sich bei orthodontischen Minischrauben mit einem progressiven Gewinde Unterschiede zu den konventionellen Minischrauben hinsichtlich der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungsverhältnisse zeigen. Um diese Frage zu klären, werden in der vorliegenden Arbeit orthodontische Minischrauben verschiedener Längen mit einem progressiven Gewinde und mit Standardgewinde am Computer konstruiert. Mit Hilfe eines

Fragestellung

Simulationsprogramms werden mathematische Modelle bestehend aus den konstruierten Minischrauben und Knochen unter Belastung getestet.

Die Hypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass Minischrauben mit progressivem Gewinde zu einer Reduzierung der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungswerte führen. Ziel der Simulationen ist, diese Hypothese zu verifizieren oder zu falsifizieren.

4 Theoretische Grundlagen

4.1 Die Finite-Elemente-Methode (FEM)

4.1.1 Definition

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein mathematisches Näherungsverfahren, mit dem Aussagen über innere Auswirkungen auf Bauteile durch äußere Krafteinwirkung gemacht werden können. Auf diese Weise lassen sich physikalische Vorgänge simulieren und Spannungs- und Dehnungswerte berechnen, um so beispielsweise Aussagen über die Wirkung einer Kraft auf einen Festkörper zu machen [83]. Das Verfahren hat seinen Ursprung im Maschinen- und Ingenieurwesen, wird aber auch zunehmend in der medizinischen Forschung verwendet [62, 84-87].

4.1.2 Funktionsprinzip

Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Verfahren, mit dem Differentialgleichungen gelöst werden können [83]. Zunächst wird je nach Fragestellung ein geometrisches Computermodell konstruiert. Diesem Modell werden Materialeigenschaften zugewiesen. Durch Form und Material ergibt sich die Steifigkeit des Modells.

Im nächsten Schritt wird das Modell vernetzt. Hierfür wird es in finite, d.h. in eine endliche Anzahl von Elementen unterteilt, welche entweder quader-, tetraeder- oder prismenförmig sind. Diesen Vorgang nennt man auch Diskretisierung. Die Elementform ist abhängig vom Modell und lässt sich vom Benutzer selber bestimmen oder wird über das verwendete Computerprogramm festgelegt. Die einzelnen Elemente sind über Knotenpunkte miteinander verbunden.

Anschließend werden die Lagerung und einwirkende Kräfte festgelegt. Es lassen sich Kraftvektoren in alle Richtungen auswählen und auf das Modell anwenden.

Während der Simulation wird für jedes Teilgebiet eine Ansatzfunktion – d.h. eine dem Problem entsprechende Funktion – definiert, die mit Hilfe eines numerischen Gleichungslösers berechnet wird. Die Ansatzfunktion hält bestimmte Anfangs- und Randbedingungen ein. Bei räumlichen Elementen gibt es mehrere Ansatzfunktionen, die den 3-dimensionalen Körper repräsentieren und miteinander verknüpft sind. So lässt sich in Simulationen die Verschiebung für jeden einzelnen Knotenpunkt berechnen. Letztlich lassen sich mit Hilfe der FEM Dehnungen, Spannungen und Reaktionskräfte näherungsweise ermitteln.

Die Ergebnisse sind umso genauer, umso kleiner die Elemente sind. Allerdings steigt so auch der Rechenaufwand. Daher ist es sinnvoll die Elementgröße anzupassen, d.h. Strukturen, die von großem Interesse sind, feiner zu vernetzen als Strukturen, deren Ergebnisse weniger interessant sind.

Eingesetzt wird die Finite-Elemente-Methode (FEM) beim Bau von Maschinen, Apparaten und Fahrzeugen. Aber auch im Bereich der Medizin wird sie zunehmend verwendet, hier vor allem in der Medizintechnik.

Es ist davon auszugehen, dass die Finite-Elemente-Methode auch in den kommenden Jahren vermehrt angewandt wird, da das Verfahren durch die Simulation am Computer bereits im Vorfeld Antworten und Hinweise auf Produkt- und Fertigungs-relevante Fragestellungen liefert und so helfen kann, die Entwicklungszeit von neuen Produkten zu verkürzen.

4.1.3 Geschichte

Die Methode der finiten Elemente hat sich vor allem in den letzten 60 Jahren ausgehend von Mathematikern und Ingenieuren entwickelt [88]. In den 60er Jahren kamen die Ingenieure Prof. Agyris und Prof. Clough unabhängig voneinander auf die Idee der FEM. Agyris hatte das Matrizenformat, mit dessen Hilfe sich stabartige Tragwerke berechnen lassen, weiter ausgebaut. Clough hatte die Idee, Körper zu unterteilen und einfache Ansatzfunktionen mit noch freien

Parametern bereichsweise zuzuordnen, statt eine Gesamtlösungsfunktion zu verwenden. Als freie Parameter hat er Verschiebungsgrößen, wie Knotenverschiebung und Knotenverdrehung, verwendet. 1960 hat er dann das erste Mal den Begriff FEM vorgeschlagen.

Erst anschließend kam die Verknüpfung zur Mathematik. FEM wurde als bereichsweises Variationsverfahren erkannt, welches einen wichtigen Ansatz zur Bestimmung von Näherungslösungen darstellt.³

In den folgenden Jahren hat die Methode der finiten Elemente in dem Ingenieurwesen zunehmend an Beliebtheit gewonnen. Die ersten Computerprogramme gab es in den 70er Jahren. Dazu zählen Programme wie ANSYS und Nastran, die auch heute noch zum Einsatz kommen [84, 89].

Berechnet wurden zunächst Fragestellungen im Bereich der Statik und Dynamik. Zusätzlich zu den linearen Berechnungen kamen später auch nicht-lineare Berechnungen hinzu. Damit konnten große Verformungen, Plastizität und Kontakte mit einbezogen werden. Heute lassen sich auch Temperaturberechnungen, Magnetfeldsimulationen und Strömungs-untersuchungen durchführen.

Auch im Bereich der Medizin wird zunehmend die Finite-Elemente-Methode (FEM) verwendet. Allerdings sind die anatomischen Strukturen komplex, die Materialeigenschaften sehr variabel und die Geometrie umfangreich. Daher muss ein großer Aufwand betrieben werden, um anatomische Strukturen widerzugeben und zufriedenstellende Modelle zu erhalten [84, 87]. Die FEM bietet aber auch hier einige Vorteile. Es lassen sich Belastungen in allen Richtungen beliebig oft simulieren und die Folgen der Belastungen näherungsweise vorhersagen. Vorhersagen, die sich

³ Courant hatte bereits 1943 die Idee, dass sogenannte Ritz-Verfahren bereichsweise einzusetzen. Allerdings hängt der Erfolg der FEM vor allem auch mit dem Einsatz von Computern und dem Fortschritt im Bereich der Computer zusammen, die es zu Zeiten von Courant noch nicht gab.

für weitere klinische Untersuchungen nutzen lassen. Es lassen sich Modell- und Materialparameter variieren und einzeln untersuchen [1, 83].

4.2 Werkstoffkunde

Im Computer konstruierte Modelle haben Eigenschaften, welche auf der einen Seite durch die Geometrie, auf der anderen Seite durch Werkstoffdaten, welche ihnen zugeteilt werden, festgelegt sind. Für die geplante Spannungsanalyse, welche eine linear-elastische Berechnung darstellt, sind die Querkontraktionszahl und die Elastizität entscheidende Parameter.

Innerhalb eines Körpers können je nach Belastungsrichtung die Querkontraktionszahl und die Elastizität variieren. In diesem Fall spricht man von einem anisotropen (richtungsabhängigen) Verhalten, im Vergleich zum isotropen Verhalten, welches auch als richtungsunabhängig bezeichnet wird. Weitere Begriffe, welche darüber hinaus näher erläutert werden, sind die Homogenität und Inhomogenität eines Werkstoffes oder Gewebes.

4.2.1 Elastizität

Die Elastizität beschreibt die Formveränderung eines Körpers unter Krafteinwirkung und das anschließende Zurückkehren in die Ursprungsform bei Wegfall der Kraft. Unterschieden wird hier das linear-elastische Verhalten, welches durch das E-Modul und das Hookesche Gesetz beschrieben wird, und das nicht-linear-elastische Verhalten. Da es sich bei der vorliegenden Arbeit um eine linear-elastische Rechnung handelt, wird dieses Verhalten im Folgenden näher erläutert.

Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm ist das E-Modul die Steigung und beschreibt den Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung bei einem linear-elastischen Verhalten. Das E-Modul ist die Proportionalitätskonstante des Hookeschen Gesetzes. In der nachstehenden Formel bezeichnet E das E-Modul, σ die mechanische Spannung und ε die Dehnung. Die Einheit des E-Moduls ist die der Spannung. D.h. die Einheit ist entweder N/mm^2 (MPa) oder N/m^2 (Pascal). Der

Wert ist umso größer, desto mehr Widerstand ein Körper seiner elastischen Verformung entgegenbringt.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \text{ [N/mm}^2\text{]}$$

Das Hookesche Gesetz gibt die elastische Verformung eines Festkörpers wieder und ist der Bereich im Spannungs-Dehnungs-Diagramm, in dem die Dehnung zur Spannung proportional ist. Wenn in diesem Bereich eine Kraft auf einen Körper wirkt, so kehrt der Körper nach Absetzen der Kraft wieder in seinen ursprünglichen Zustand zurück. Ist die Elastizitätsgrenze erreicht, folgt eine permanente, irreversible Verformung. Das Hookesche Gesetz beschreibt den linearen Bereich des Elastizitätsgesetzes.

4.2.1.1 Dehnung

Dehnung ist definiert als die relative Längenänderung (Verschiebung) eines Körpers durch eine aufgewendete Kraft F . Sie wird beschrieben als Längenänderung bzw. Änderung der ursprünglichen Länge. Sie ist eine dimensionslose Zahl und wird oft als Prozentwert angegeben. Üblich ist es auch die Dehnung in Mikrometer / Meter anzugeben. Diese Einheit wird als Microstrain ($\mu\varepsilon$) bezeichnet. $1 \mu\varepsilon$ bedeutet eine Dehnung bzw. Längenänderung von 0,0001%, 10.000 $\mu\varepsilon$ entsprechen einer Längenänderung von 1%.

4.2.1.2 Spannung

Spannung wird definiert als Kraft pro Fläche mit der Einheit N/mm^2 (MPa) oder N/m^2 (Pa). Wird auf einen Körper eine Zugspannung ausgeübt, ist der Wert positiv. Wird eine Druckspannung ausgeübt, ist der Wert negativ. Spannungen, senkrecht zur Fläche, werde auch als Normalspannung bezeichnet.

4.2.2 Querkontraktionszahl

Die Querkontraktionszahl beschreibt einen Materialkennwert in der Festigkeitslehre. Wird ein Körper an seinen Enden auseinandergezogen, kann dies Auswirkungen auf sein Volumen haben, je nach Verhalten der Dimensionen Länge, Breite und Tiefe. Bei einer Veränderung der Länge, kann sich die Breite beispielsweise verkleinern, vergrößern oder aber konstant bleiben. Die Spannung wirkt sich also in Richtung des Kraftansatzes aus, wird aber auch in andere Richtungen weitergeleitet.

4.2.3 Isotropie

Bei einem isotropen Verhalten sind die Eigenschaften eines Werkstoffes in alle drei Richtungen gleich, d.h. bezüglich Länge, Breite und Höhe. Ein Beispiel für ein isotropes Material ist Metall. Egal an welcher Seite Druck ausgeübt oder gezogen wird, die Eigenschaften sind immer gleich. Das Gegenteil ist die Anisotropie. Hier sind die Eigenschaften von der Richtung der Belastung abhängig. Beispielsweise durch eine Faserstruktur, wie sie im Holz vorkommt.

Die Gewebe im Körper sind meist anisotrop. Allerdings werden sie häufig durch isotrope Modelle beschrieben. Um Zeit und Berechnungen zu optimieren, wird in vielen Studien ein isotropes Verhalten zu Grunde gelegt. D.h. es wird darauf verzichtet, ein anisotropes Verhalten zu berechnen [90-92].

4.2.4 Anisotropie

Bei der Anisotropie sind die Eigenschaften in allen drei Richtungen nicht gleich, sondern unterscheiden sich, je nach Belastungsrichtung. Wie oben schon beschrieben, zeigt z. B. Holz ein anisotropes Verhalten. Grund hierfür ist die Faserstruktur. Bei einer queren Krafteinwirkung muss wesentlich mehr Kraft aufgebracht werden, als bei einer Kraftwirkung in Längsrichtung.

4.2.5 Homogenität

Die Eigenschaft Homogenität besagt, dass die Zusammensetzung des Werkstoffes an allen Stellen gleich ist. Ein Beispiel für einen homogenen Werkstoff ist Metall. Durch die Herstellung des Metalls mit Hilfe von Gussverfahren kommt es zu einer näherungsweise gleichmäßigen Verteilung der Bestandteile im Gusskörper. Somit besteht eine Gleichheit der Eigenschaften an jeder Stelle.

4.2.6 Inhomogenität

Bei inhomogenen Werkstoffen ist die Zusammensetzung an allen Stellen nicht gleich, sondern kann sich unterscheiden. Und somit auch die Eigenschaften.

Die Körpergewebe sind in der Regel inhomogen. Auch sind die Ausprägungen so individuell, dass sie sich nicht durch ein standardisiertes Modell beschreiben lassen. Auf der anderen Seite erhöht sich der Rechenaufwand bei der numerischen Berechnung für inhomogene Gewebe deutlich. Aus diesen Gründen werden die Materialeigenschaften von Körpergewebe in der Regel vereinfacht als homogen angenommen.

5 Material und Methode

5.1 Computer Aided Design (CAD) - Modellerstellung

Die Konstruktion der erforderlichen Modelle für diese Arbeit erfolgte mit dem CAD Programm Inventor 2017 der Firma Autodesk GmbH, München. Sowohl die Konstruktion als auch die Simulation erfolgten auf einem Apple Personal Computer mit 4 Intel® Core™ i7 Prozessoren á 2,2 GHz und einer Arbeitsspeicherkapazität von 16 Gigabyte.

Zunächst wurde ein Standardgewinde konstruiert, siehe Abbildung 1. Das Standardgewinde ist konisch, mit einer nach apikal gleichbleibenden Gewindetiefe. Es lässt sich in allen Dimensionen verändern, wodurch Standardgewinde mit unterschiedlichen Parametern untersucht werden können. Minischrauben mit Standardgewinde wurden in dieser Arbeit als Referenzschrauben zu Vergleichszwecken verwendet. Für die Festlegung der Eigenschaften der Standardgewinde dienten Parameterangaben aus der Literatur.



Abbildung 1 Standardgewinde

Bei der Konstruktion des Kopfes orientiert sich die vorliegende Arbeit an gängigen Minischrauben, wie beispielsweise an dem Dual-Top™ Anchor System. Es wurde ein Schraubenkopf im Bracket-Design mit doppelten Kreuzslot konstruiert (Slot Breite 0,022 Inch, Tiefe 0,025 Inch), siehe Abbildung 2.

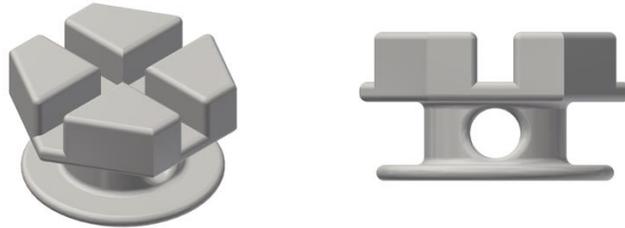


Abbildung 2 Minischrauben-Kopf im Bracket Design mit Kreuzslot (0,022 x 0,025)

Anschließend wurden das Gewinde und der Kopf miteinander verbunden und als CAD-Modell abgespeichert. Nach diesem Verfahren wurden Minischrauben mit Standardgewinde in den Längen 10, 8 und 6 mm konstruiert und untersucht. Siehe Abbildung 3.



Abbildung 3 Minischrauben mit Standardgewinde der Länge 10, 8 und 6 mm

Im Anschluss wurde ein progressives Gewinde konstruiert. Das progressive Gewinde zeichnet sich durch eine nach apikal zunehmende Gewindetiefe aus. Auch die Minischraube mit progressivem Gewinde lässt sich in allen Dimensionen verändern. Siehe Abbildung 4.



Abbildung 4 Progressives Gewinde

Als Kopf wurde derselbe Kopf wie bei den Minischrauben mit Standardgewinde verwendet. Siehe Abbildung 5 für die konstruierten und untersuchten Minischrauben mit progressivem Gewinde.

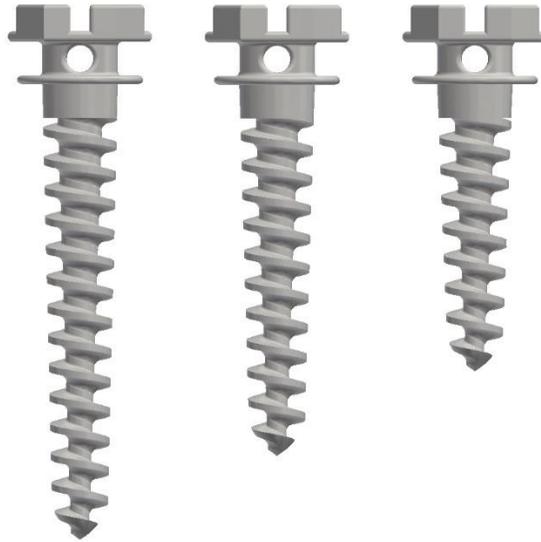


Abbildung 5 Minischrauben mit progressivem Gewinde der Länge 10, 8 und 6 mm

Statt der Verwendung eines gesamten Kiefers, wurde ein Kieferblock ($20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$), bestehend aus zwei Schichten – Kompakta und Spongiosa – konstruiert, wobei die Kompakta eine Dicke von 4 mm und die Spongiosa eine Dicke von 16 mm aufweisen. Auf diese Weise lassen sich die Datenmenge und der Rechenaufwand während der Simulation begrenzen. Obwohl die Datengröße der CAD Modelle in der Regel klein ist, sind der Rechenaufwand und der benötigte temporäre Speicher aufgrund der aufwendigen Rechenoperationen erheblich.

Nach der Konstruktion der Minischrauben und der Knochenblöcke, wurde jede einzelne Minischraube mit dem Knochen kombiniert. Mit Hilfe von Booleschen Operationen wurde die Geometrie der Minischraube aus den Knochenblöcken abgezogen, um so eine kieferorthopädische Ausgangssituation nachzuempfinden.

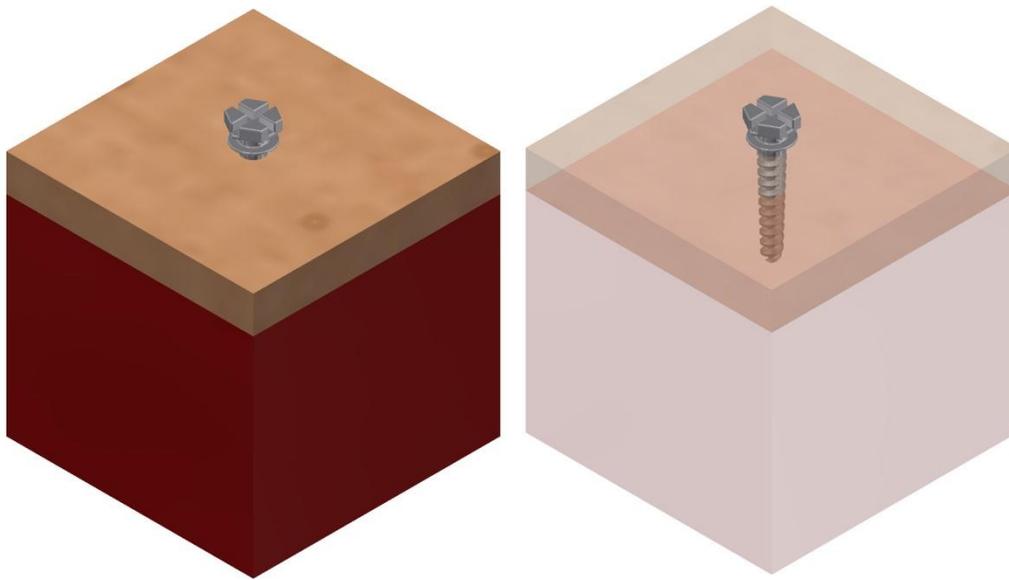


Abbildung 6 Gesamt-CAD-Modell bestehend aus Kompakta, Spongiosa und einer orthodontischen Minischraube

Ergebnis dieser Schritte sind Gesamt-CAD-Modelle bestehend aus Kompakta, Spongiosa und einer orthodontischen Minischraube, welche den Ausgangspunkt für die anschließenden Simulationen darstellen. Siehe Abbildung 6.

Da später nicht alle Werte aus dem Knochenblock interessant sind, sondern lediglich die Werte in einem bestimmten Radius um die Schraube, wurde eine sogenannte „Region of Interest“ (RoI) eingebaut. Hierfür wurde ein Zylinder mit einem Durchmesser von 14 mm um die Mittelachse der Schraube gelegt und aus dem Knochenblock herausgeschnitten. Siehe Abbildung 7.

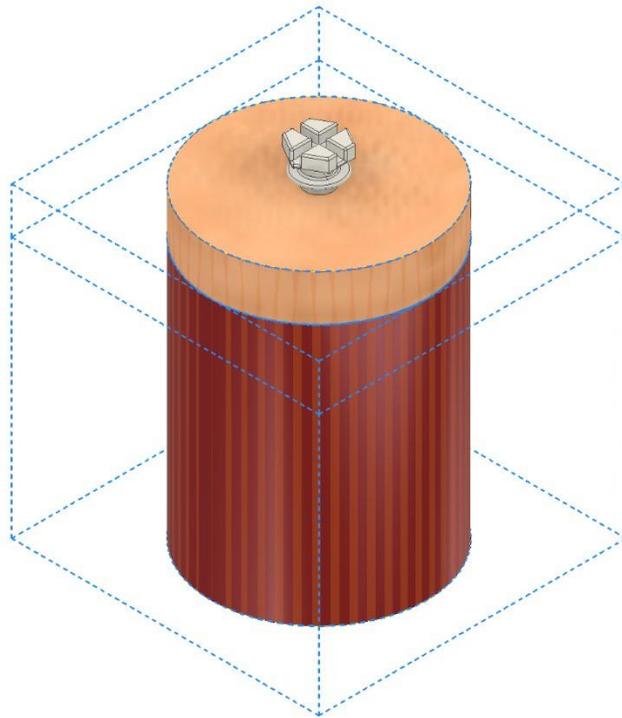


Abbildung 7 Region of Interest (RoI) im Gesamt-CAD-Modell bestehend aus Kompakta, Spongiosa und einer orthodontischen Minischraube

5.2 Übersicht der Schraubenparameter

Tabelle 1 gibt eine Übersicht über die Parameter der konstruierten Minischrauben mit Standardgewinde: Länge, Durchmesser und Form des Gewindes sowie Form des Schraubenhals.

Eigenschaften	Minischraube (S) 10 1,8	Minischraube (S) 8 1,8	Minischraube (S) 6 1,8
Länge des Gewindes	10 mm	8 mm	6 mm
Schraubenhals konisch	2 mm	2 mm	2 mm
Durchmesser	1,8 mm	1,8 mm	1,8 mm
Gewindeform konisch	Standard	Standard	Standard

Tabelle 1 Eigenschaften der Minischrauben mit Standardgewinde (S)

Im Vergleich dazu gibt Tabelle 2 eine Übersicht über die Parameter der konstruierten Minischrauben mit progressivem Gewinde: Länge, Durchmesser und Form des Gewindes sowie Form des Schraubenhals.

Eigenschaften	Minischraube (P) 10 1,8	Minischraube (P) 8 1,8	Minischraube (P) 6 1,8
Länge des Gewindes	10 mm	8 mm	6 mm
Schraubenhals konisch	2mm	2mm	2mm
Durchmesser	1,8 mm	1,8 mm	1,8 mm
Gewindeform konisch	Progressiv	Progressiv	Progressiv

Tabelle 2 Eigenschaften der Minischrauben mit progressivem Gewinde (P)

5.3 Materialeigenschaften

Die Zuteilung der Materialeigenschaften erfolgte im Programm Simulation Mechanical der Firma Autodesk. Die Eigenschaften werden näherungsweise durch ein linear-spezifisches E-Modul sowie die Querkontraktionszahl beschrieben, wie in [90]. Siehe Tabelle 3.

	Elastizitätsmodul MPa	Querkontraktionszahl
Minischraube Titanlegierung	113.000	0,34
Kompakta	13,7	0,40
Spongiosa	1,37	0,40

Tabelle 3 Materialeigenschaften für die Simulationen: Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl des Materials, wie in [90]

Das Materialverhalten der Minischrauben aus einer Titanlegierung wird als homogen und isotrop angenommen.

Der Knochen wird vereinfacht als homogen, isotrop und linear-elastisch beschrieben, wie auch schon in anderen Studien zuvor [91-93]. D.h. es wird auf eine detaillierte Darstellung des komplexen Knochens verzichtet, um die Datenmenge und den Rechenaufwand während der Simulation zu begrenzen. Dieses Vorgehen erscheint zulässig, da in der vorliegenden Arbeit nicht die exakten Messwerte einer Simulation ausschlaggebend sind, sondern vielmehr der Vergleich der Messwerte verschiedener Simulationen. Auf diese Art und Weise werden die Auswirkungen des systematischen Fehlers, welcher durch die Vereinfachung verursacht wird, teilweise aufgehoben.

5.4 Dreidimensionale Vernetzung und Lagerung

Zur Durchführung der Simulationen unter Verwendung der Finite-Elemente-Methode wurde das Programm Simulation Mechanical 2017 der Firma Autodesk verwendet. Das Gesamt-CAD-Modell, wie in Kapitel 5.1 beschrieben, wurde zu einem Finite-Elemente-Modell vernetzt. Siehe auch Abbildung 7. Die Auswahl der Elementformen (Quader, Tetraeder etc.) für die Geometrie des jeweiligen Gesamtmodells erfolgte programmgesteuert. Die Netzgröße wurde individuell festgelegt, je nach benötigter Netzverfeinerung. Dadurch ergaben sich pro Simulationsmodell eine unterschiedliche Anzahl an Knotenpunkten. Jedem Modell wurden die entsprechenden Materialeigenschaften zugewiesen, wie in Kapitel 5.3 beschrieben.

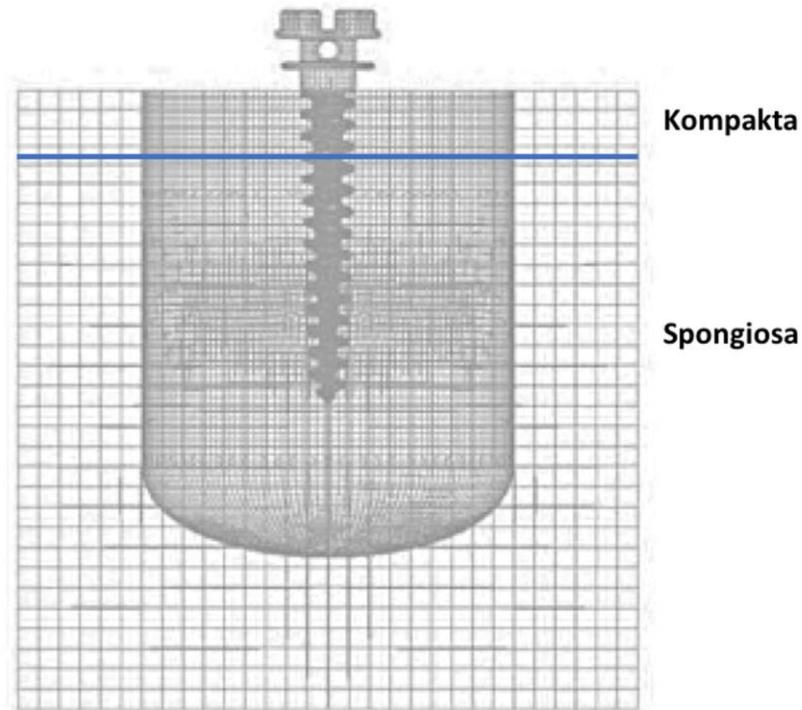


Abbildung 8 Vernetztes Gesamt-CAD-Modell mit Darstellung der ‚Region of Interest‘

Bevor eine Kraft auf das Modell ausgeübt werden kann, muss dieses im Raum fixiert werden. Hierfür wurden die Knotenpunkte auf der Unterseite des spongiösen Knochens ausgewählt, um möglichst weit von der ‚Region of Interest‘ entfernt zu sein. Die mesialen und distalen Seiten wurden reibungsfrei und nichtabhebend gelagert. Abbildung 8 zeigt das Gesamt-CAD-Modell mit der Darstellung der ‚Region of Interest‘ (RoI), Abbildung 9 zeigt das vernetzte Gesamt-CAD-Modell mit Fixierung im Raum und dem angewendeten Kraftvektor von 1 Newton.

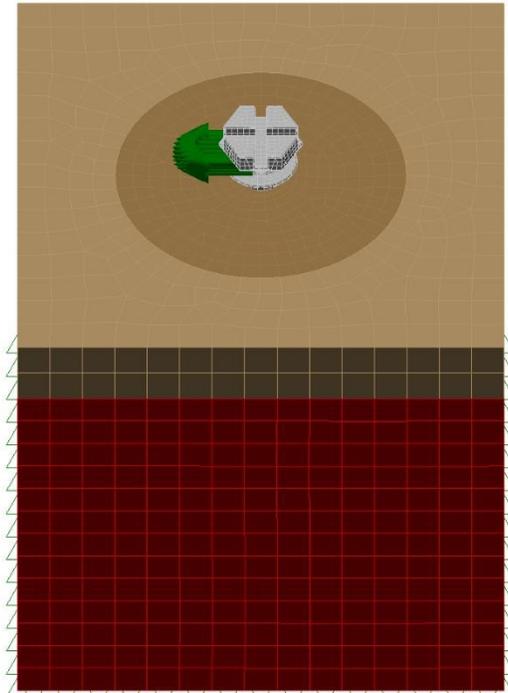


Abbildung 9 Vernetztes Gesamt-CAD-Modell mit Fixierung im Raum und Kraftvektor von 1 Newton

5.5 Kontaktflächen

Im Programm Simulation Mechanical der Firma Autodesk lässt sich die Kontaktfläche zwischen Minischraube und Knochen frei bestimmen. Ziel ist es, eine möglichst realistische kieferorthopädische Ausgangssituation zu schaffen, welche die Primärstabilität einer Schraube widerspiegelt, ohne dass eine Osseointegration stattgefunden hat.

Die Kontaktdefinition „verklebt“ spiegelt ein osseointegriertes Implantat wider, wie es bei dentalen Implantaten gewünscht ist [30]. Autodesk beschreibt die Kontaktdefinition von verklebt folgendermaßen [94]: „Zwischen den beiden Flächen besteht während der Analyse ein einwandfreier Kontakt, und die Lasten werden von einem Bauteil zum angrenzenden Bauteil übertragen. Weicht ein Knoten bei einer Spannungsanalyse auf einer Fläche ab, weicht der Knoten auf der angrenzenden Fläche um denselben Betrag in der gleichen Richtung ab.“

Da Minischrauben direkt belastet werden und es zu keiner Osseointegration kommt, ist es wichtig, eine entsprechende Kontaktdefinition zu wählen, welche die Minischraube direkt nach der Insertion widerspiegelt [62, 90]. Hierfür wurde in der vorliegenden Arbeit die Kontaktdefinition „Flächenkontakt“ gewählt. Diese Kontaktdefinition wird von Autodesk folgendermaßen beschrieben [94]: „Die Knoten können sich voneinander wegbewegen, sie können sich jedoch nicht gegenseitig durchdringen, wenn sie sich berühren.“ Das heißt, in der vorliegenden Arbeit wird davon ausgegangen, dass durch die Verwendung der Kontaktdefinition „Flächenkontakt“ eine realistischere kieferorthopädische Ausgangssituation, nämlich Minischraube ohne Osseointegration, in der Simulation als bei Verwendung der Kontaktdefinition „verklebt“ erreicht wird.

5.6 Kräfte und Belastungen

Bei den durchgeführten Simulationen wird die Auswirkung der Kraft auf den periimplantären Knochen untersucht, welche über die orthodontische Minischraube weitergeleitet wird. Der Kraftvektor lässt sich in allen drei Richtungen definieren und liegt im 90 Grad Winkel zur Knochenoberfläche. Die aufgewendete Zugkraft beträgt 1 N. In der Simulation werden die Dehnungswerte (in Microstrain) im Knochen berechnet. Um die Dehnung im periimplantären Knochen entlang des Gewindes bildlich darzustellen, wird die Querschnitt-Ansicht (xy-Ebene durch z_0) gewählt. Anschließend werden die Werte tabellarisch gesammelt, aufgeteilt in Kompakte und Spongiosa. Die berechneten Dehnungswerte lassen aufgrund der Proportionalität in dem simulierten Bereich Rückschlüsse auf die periimplantären Spannungsverhältnisse zu, wie in Kapitel 4.2.1 beschrieben⁴.

⁴ Aufgrund dieser Proportionalität werden in der vorliegenden Arbeit die Dehnungswerte betrachtet und auf das Ausrechnen der Spannungswerte verzichtet. Aussagen zu Dehnungswerten gelten entsprechend für die periimplantären Spannungsverhältnisse.

5.7 Analysereihen

Ausgangspunkt für die Untersuchung ist eine Minischraube mit einem Standardgewinde in der Länge von 10 mm und einem Durchmesser von 1,8 mm. Für diese Minischraube sollten in einer Simulation Dehnungswerte als Referenz ermittelt werden. Zur Überprüfung der in dieser Arbeit formulierten Hypothesen wurde die neu konstruierte Minischraube mit einem progressiven Gewinde mit denselben Parametern Länge 10 mm und Durchmesser 1,8 mm simuliert. Um den Einfluss der Länge des Gewindes beurteilen zu können, wurde die Länge der Minischrauben variiert und zusätzlich Minischrauben der Länge 8 mm und 6 mm konstruiert. Anschließend wurden Simulationsreihen mit den Längen 10, 8 und 6 mm bei gleichbleibendem Durchmesser von 1,8 mm durchgeführt und gleichermaßen ausgewertet. Siehe Tabelle 4.

Simulationsreihe	Minischraube (S)	Minischraube (P)
Simulationsreihe 1 (Durchmesser 1,8 mm)	Länge 10 mm	Länge 10 mm
Simulationsreihe 2 (Durchmesser 1,8 mm)	Länge 8 mm	Länge 8 mm
Simulationsreihe 3 (Durchmesser 1,8 mm)	Länge 6 mm	Länge 6 mm

Tabelle 4 Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge

Pro Simulationsreihe wurden Dehnungswerte als zwei Stichproben ermittelt. Einmal in einer Stichprobe mit dem Stichprobenumfang n_S für die Minischraube mit dem Standardgewinde und einmal als Stichprobe mit dem Stichprobenumfang n_P für die Minischraube mit dem progressiven Gewinde. Wobei die Stichprobenumfänge der Anzahl der Knotenpunkte des jeweiligen vernetzten Modells entsprechen. Siehe auch Kapitel 5.8. Die ermittelten Dehnungswerte wurden bezüglich der beiden Knochenschichten Kompakta und Spongiosa aufgeteilt und wie in Kapitel 5.8 beschrieben analysiert und verglichen.

5.8 Statistisches Auswertungsverfahren

Wie in Kapitel 5.4 beschrieben, wurden die Modelle der Simulationsreihen individuell vernetzt. Dadurch ergaben sich eine unterschiedliche Anzahl an Knotenpunkten pro Simulationsmodell. In der Simulation wurden für die Knotenpunkte die Dehnungswerte berechnet. Die Dehnungswerte werden in Microstrain ($\mu\epsilon$) angegeben. Die Knotenpunkte bzw. Dehnungswerte stellen eine Stichprobe von Punkten bzw. Werten innerhalb der „Region of Interest“ dar. Die unendliche Anzahl der möglichen Punkte bzw. Werte innerhalb der „Region of Interest“ stellt die Grundgesamtheit dar.

Zu Darstellungszwecken wurden die Werte einer Simulation absteigend sortiert und in einem Liniendiagramm dargestellt mit x-Achse = 1..n Dehnungswerte mit n = Stichprobenumfang und y-Achse = Dehnungswert in [$\mu\epsilon$].

Die Werte der Simulationsreihen wurden mit Hilfe der Programme IBM SPSS Statistics 24 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) und Microsoft Excel® ausgewertet. Dabei wurden pro Simulation folgende Maßzahlen für die Stichproben ermittelt.

- Stichprobenumfang (Anzahl der Knotenpunkte)
- Mittelwert
- Median
- Maximalwert
- Minimalwert
- Standardabweichung
- Varianz

Für einen ersten Vergleich wurden die Stichprobenwerte einer Simulationsreihe in Intervalle mit einer Intervallbreite von 50 $\mu\epsilon$ aufgeteilt. Die Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte einer Simulationsreihe wird zur besseren Veranschaulichung in einem Diagramm dargestellt. Um die

Häufigkeitsverteilungen der Werte einer Simulationsreihe vergleichen zu können, wurden die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert, indem aus jeder Stichprobe nochmals eine Zufallsstichprobe von $n_0 = 80.000$ Werten gezogen wurde. Diese Zufallsstichproben weisen die gleichen Maßzahlen wie die ursprünglichen Stichproben auf. v

Eine weitere graphische Darstellung der Verteilung der Dehnungswerte erfolgt mittels Boxplots. Es werden die Werte Median, zwei Quartile und beide Extremwerte – Minimum und Maximum - dargestellt. Der Boxplot besteht aus einem Kasten, der 50% der Werte enthält. Der Kasten spannt vom 25% Quantil bis zum 75% Quantil und die Mitte wird durch den Median markiert. Außerhalb des Kastens spannen nach oben und unten Whiskers zum Minimum und Maximum der Dehnungswerte. Auf diese Weise wird deutlich, wie die Werte sich verteilen. Es werden zwei Streumaße dargestellt: die Spannweite zwischen den beiden Whisker und der Interquartilsabstand, die Höhe des Kastens.

Die gesamte Belastung des Kieferknochens durch die Minischraube lässt sich nicht direkt ermitteln. Innerhalb der ‚Region of Interest‘ wurde daher die Summe aller ermittelten Dehnungswerte als Maßzahl für die Gesamtbelastung berechnet. Wobei die Maßzahl für die Gesamtbelastung D_{Gesamt} für eine Simulation mit dem Stichprobenumfang n und den ermittelten Dehnungswerten d folgendermaßen definiert ist:

$$D_{Gesamt} = \sum_{k=1}^n d_k \quad [\mu\epsilon]$$

Um die Maßzahlen für die Gesamtbelastungen vergleichbar zu machen, wurde die Anzahl der Stichprobenumfänge auf $n_0 = 80.000$ normiert. Dadurch lassen sich die zwei Gesamtbelastungen einer Simulationsreihe sowie die Gesamtbelastungen verschiedener Simulationsreihen ins Verhältnis setzen und vergleichen.

6 Ergebnisse

6.1 Statistische Auswertung

Die Modelle einer Simulationsreihe wurden individuell vernetzt. Dadurch ergeben sich für die Simulation eine unterschiedliche Anzahl von Knotenpunkten. Die Anzahl der Knotenpunkte stellt gleichzeitig den jeweiligen Umfang der Stichprobe dar (n_S , n_P). Abbildung 10 stellt die Ergebnisse einer Simulation beispielhaft dar (links opak, rechts transparent). Zu erkennen sind Kompakta und Spongiosa, die Minischraube und die Region of Interest (RoI). Die Farbringe um die Minischraube repräsentieren die Höhe der ermittelten Dehnungswerte. Hohe Dehnungswerte werden rot dargestellt. Eine Simulationsreihe besteht aus zwei Simulationen: eine Simulation für eine Schraube bestimmter Länge mit Standardgewinde und eine Simulation mit progressivem Gewinde gleicher Länge. Die ermittelten Dehnungswerte einer Simulationsreihe können als unabhängige Stichproben angenommen werden, da die Modelle in keiner Weise voneinander abhängig waren.

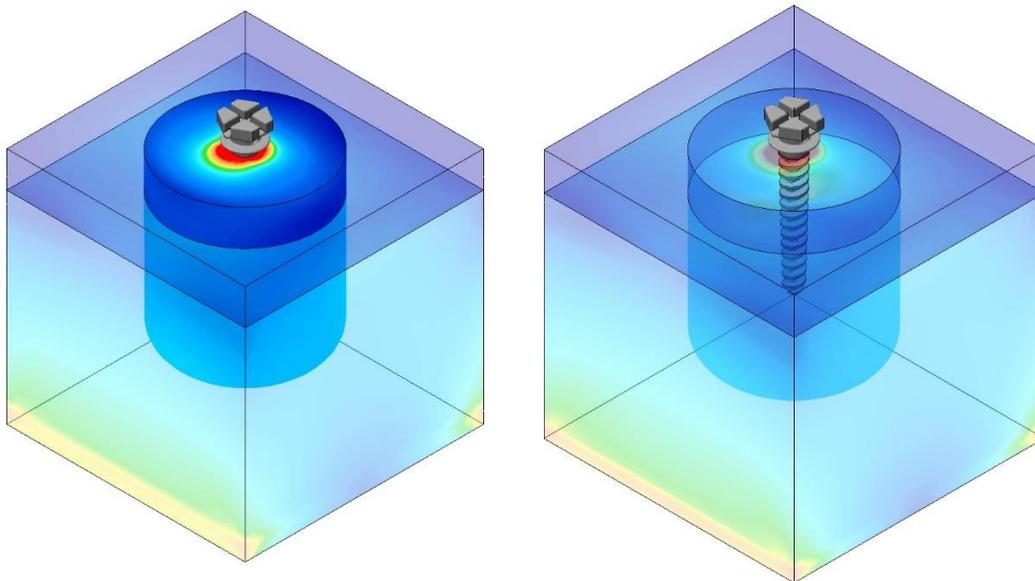


Abbildung 10 Ergebnis einer Simulation: Gesamt-CAD-Modell bestehend auf Kompakta, Spongiosa, Minischraube und „Region of Interest“ (links opak, rechts transparent), rote Farbringe repräsentieren hohe Dehnungswerte

Im Kolmogorov-Smirnov-Test zeigten die Werte der Simulationsreihen keine Normalverteilung (Signifikanzniveau $p < 0,001$).

Für die beiden unabhängigen Stichproben einer Simulationsreihe wurde mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Test geprüft, ob die Verteilungsfunktionen der Dehnungswerte signifikant unterschiedlich sind und damit die beiden Stichproben aus unterschiedlichen Grundgesamtheiten stammen. Hierbei zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Minischraube mit Standardgewinde und der Minischraube mit progressivem Gewinde ($p < 0,001$).

Für eine Simulationsreihe wurden die Umfänge der beiden Stichproben normiert, indem aus jeder Stichprobe nochmals eine Zufallsstichprobe von $n_0 = 80.000$ Werten gezogen wurde. Diese Zufallsstichproben weisen die gleichen Maßzahlen wie die ursprünglichen Stichproben auf. Damit konnte gezeigt werden, dass sich die Werte der Simulationsreihen trotz unterschiedlicher Stichprobenumfänge ($n_s \neq n_p$) normieren und vergleichen lassen.

6.2 Ergebnisse Analyse 1 Minischrauben Länge 10 mm

Tabelle 5 zeigt die Eigenschaften der Minischrauben der Simulationsreihe 1 Minischrauben der Länge 10 mm sowie die Simulationsparameter im Überblick. Für die Ergebnisse der Simulationsreihe 1 siehe Kapitel 6.2.1 Belastung der Kompakta und 6.2.2 Belastung der Spongiosa.

Ergebnisse

Eigenschaften / Simulationsparameter	Minischraube (S) 10 1,8	Minischraube (P) 10 1,8
Länge	10 mm	10 mm
Durchmesser	1,8 mm	1,8 mm
Gewindeform	Standard	Progressiv
Material Minischraube	Titanlegierung	Titanlegierung
Kontakt Minischraube / Knochen	Flächenkontakt	Flächenkontakt

Tabelle 5 Simulationsreihe 1 Minischrauben Länge 10 mm mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Eigenschaften und Simulationsparameter

Abbildung 11 stellt die Dehnung des periimplantären Knochens nach Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 10 mm mit 1 Newton in x-Richtung dar (Schnitt xy-Ebene durch z_0). Die Höhe der Dehnungswerte wird absteigend von Rot nach Blau dargestellt.

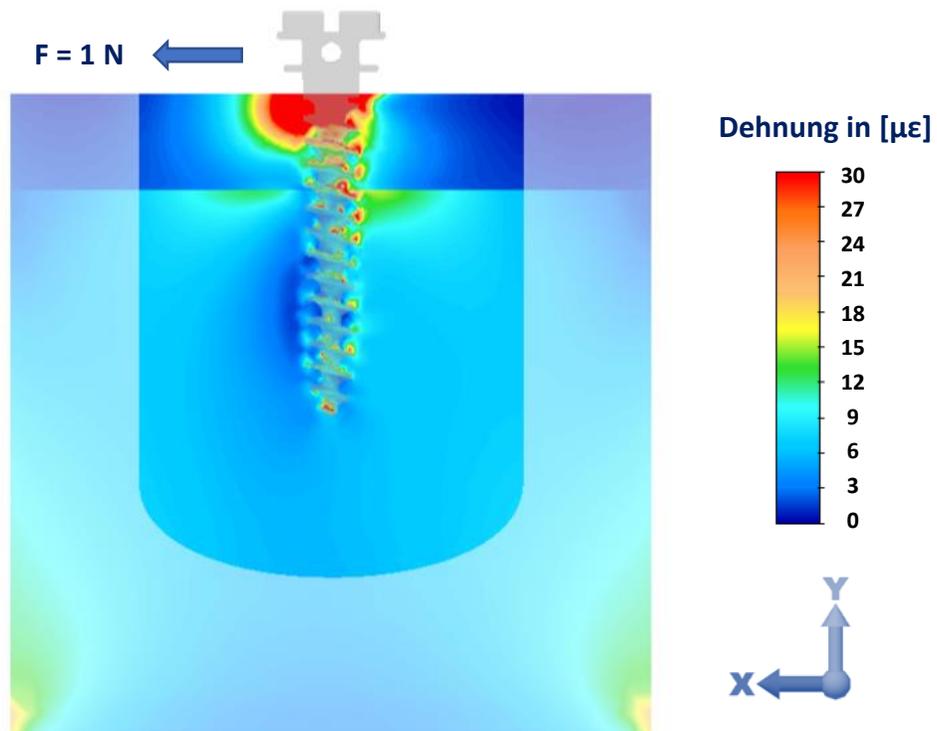


Abbildung 11 Dehnung des periimplantären Knochens, Minischraube mit progressivem Gewinde, Länge 10 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0

6.2.1 Belastung der Kompakta

Abbildung 12 zeigt die Dehnungswerte absteigend sortiert in der Kompakta der Simulation der Minischraube mit Standardgewinde der Länge 10 mm mit 82419 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

Ergebnisse

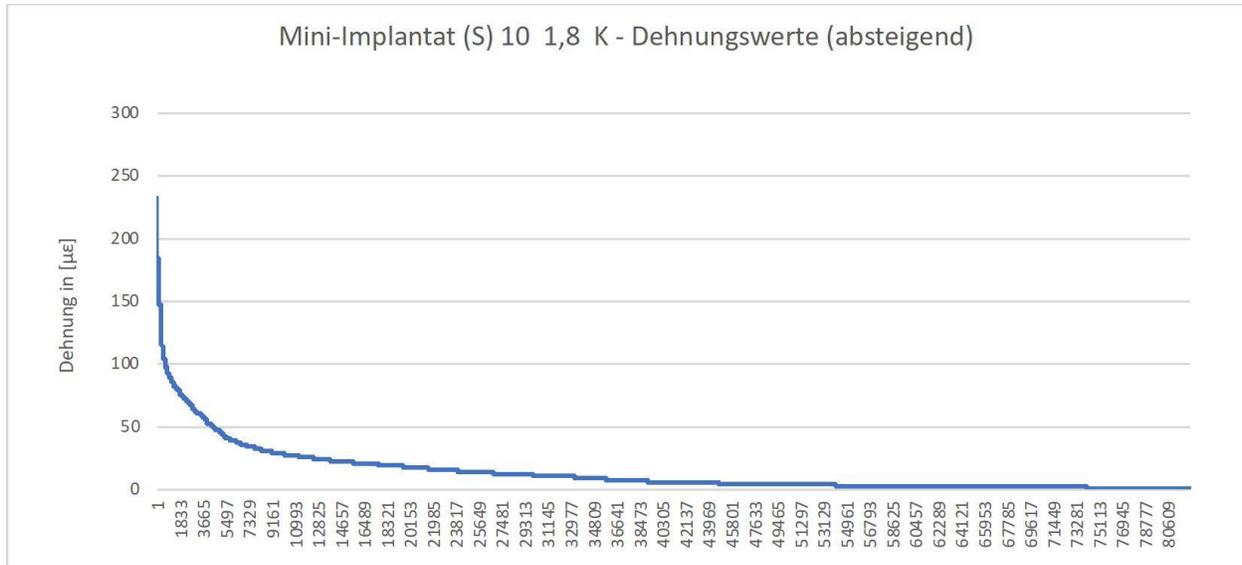


Abbildung 12 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..824189, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$)

Abbildung 13 zeigt die Dehnungswerte absteigend sortiert in der Kompakta der Simulation der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 10 mm mit 338387 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

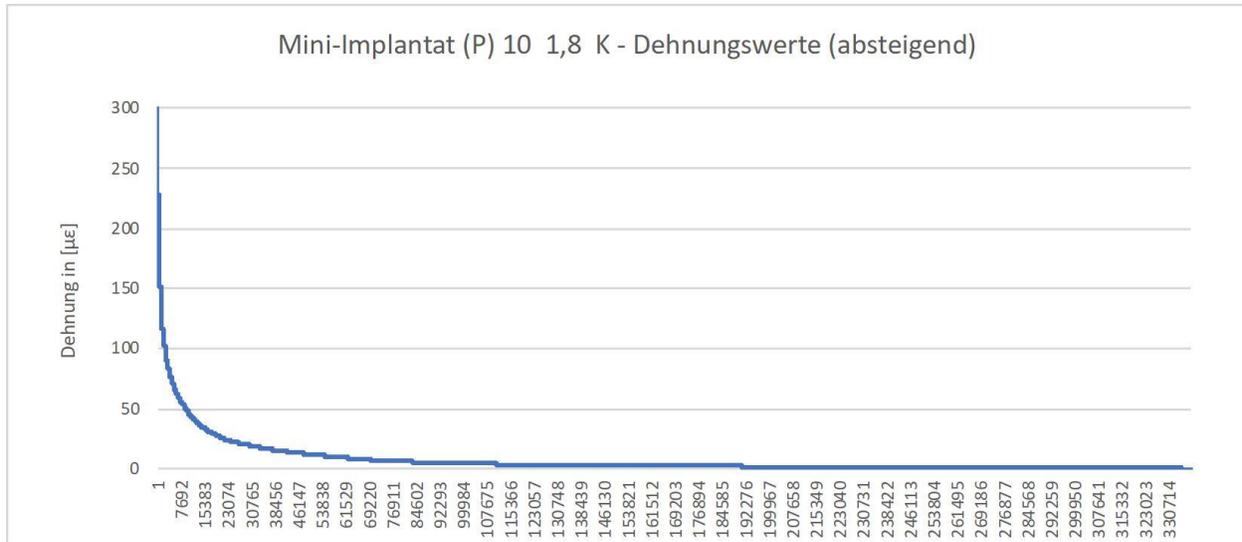


Abbildung 13 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..338387, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$)

Für die Maßzahlen der Stichproben siehe Tabelle 6. Bei der Belastung der Minischraube mit Standardgewinde entstand in der Kompakta im Mittel eine Belastung von $13 \mu\epsilon$ und ein Median von $5 \mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug $20 \mu\epsilon$, bei einer Varianz von $387 \mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag im oberen Bereich des periimplantären Knochen bei $233 \mu\epsilon$.

Bei der Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde entstand in der Kompakta im Mittel eine Belastung von $8 \mu\epsilon$ und ein Median von $2 \mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug $19 \mu\epsilon$, bei einer Varianz von $365 \mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag im oberen Bereich des periimplantären Knochen bei $519 \mu\epsilon$.

Der Unterschied zwischen dem Standardgewinde und dem progressiven Gewinde (Länge 10 mm) in der Kompakta wurde durch den Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben auf Signifikanz geprüft. Dieser zeigt für die Unterschiede der Messwerte beim Standardgewinde und progressiven Gewinde eine hohe Signifikanz ($p < 0,001$).

Ergebnisse

Maßzahlen Simulationsreihe 1	Minischraube (S) 10 1,8 K	Minischraube (P) 10 1,8 K
Stichprobenumfang (n)	82419	338387
Mittelwert	13 $\mu\epsilon$	8 $\mu\epsilon$
Median	5 $\mu\epsilon$	2 $\mu\epsilon$
Max	233 $\mu\epsilon$	519 $\mu\epsilon$
Standardabweichung	20 $\mu\epsilon$	19 $\mu\epsilon$
Varianz	387 $\mu\epsilon^2$	365 $\mu\epsilon^2$

Tabelle 6 **Maßzahlen der Simulationsreihe 1 Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta**

Es fällt auf, dass das Mittel bei der Minischraube mit progressivem Gewinde deutlich unter dem Mittel der Minischraube mit Standardgewinde liegt. Der Median beim progressiven Gewinde liegt ebenfalls deutlich unter dem Median beim Standardgewinde, wobei der Median robuster gegenüber extremen Werten bzw. Ausreißern ist. Er zeigt die gleiche Tendenz und ist niedriger als der Mittelwert. Die Ergebnisse zeigen, dass die Mehrzahl der Dehnungswerte beim progressiven Gewinde niedriger liegen als bei der Vergleichsschraube mit Standardgewinde.

Betrachtet man die Standardabweichung und Varianz, so fällt auf, dass diese etwas niedriger bei der Minischraube mit progressivem Gewinde sind. Die Varianz ist ein Maß für die Streuung der Werte um einen Schwerpunkt. Die einzelnen Werte bei dem progressiven Gewinde liegen im Durchschnitt weniger weit vom Mittelwert entfernt als bei der Minischraube mit Standardgewinde.

Vergleicht man die maximale Dehnung der Minischraube, so ist der Wert bei der Minischraube mit progressivem Gewinde höher als bei der Standard-Minischraube. Diese Werte traten im zervikalen Bereich auf der Zugseite auf, welches die typische Stelle der maximalen Dehnung ist.

Die Kompakta setzt aufgrund ihres höheren E-Moduls der Minischraube einen höheren Widerstand entgegen als die Spongiosa, wodurch es zu Dehnungsspitzen im zervikalen Bereich um den Schraubenhals kommt.

Lage und Streumaße der Dehnungswerte

Betrachtet man die Abbildung 14 so stellt sich auch hier anschaulich dar, dass der Median bei der Minischraube mit progressivem Gewinde niedriger ist. Schaut man sich die Streumaße an, so zeigt sich, dass der Interquartilsabstand, welcher unabhängig von Ausreißern ist, beim progressiven Gewinde kleiner ist. Ein kleinerer Abstand bedeutet, dass die Dehnungswerte näher beieinander liegen bzw. näher am Median. Da der Interquartilsabstand beim Standardgewinde größer ist, liegen die Dehnungswerte somit weiter auseinander. Die Spannweite dagegen ist größer bei der Minischraube mit progressivem Gewinde, im Vergleich zum Standardgewinde. Hier spielt der Maximalwert herein, der beim progressiven Gewinde höher ist als beim Standardgewinde.

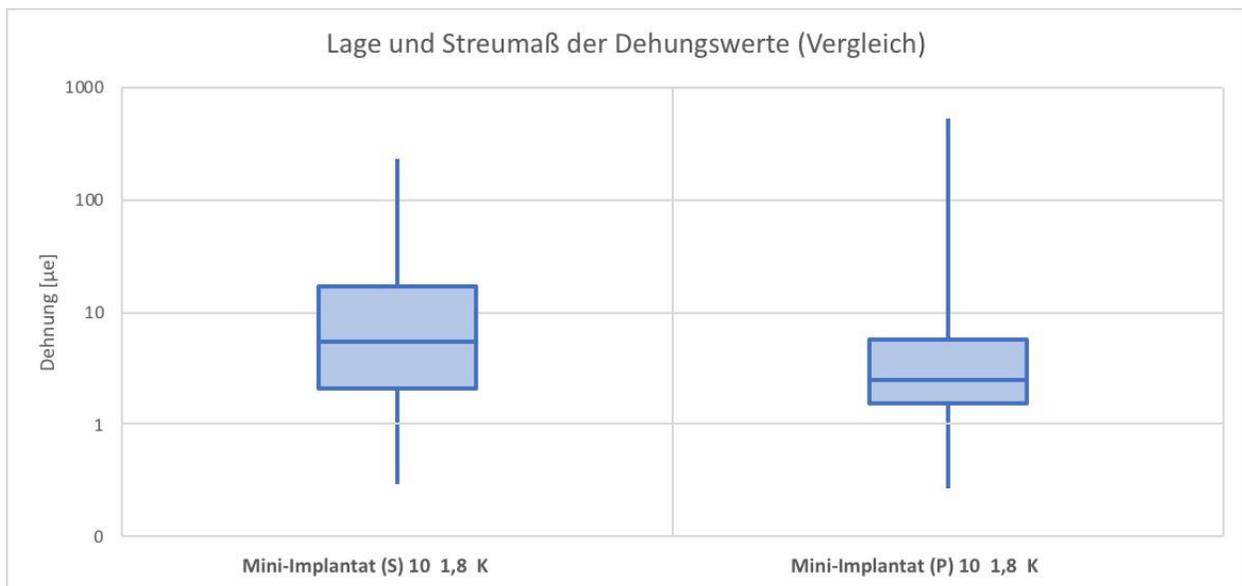


Abbildung 14 Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta

Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte im Vergleich

Die Abbildung 15 zeigt die Häufigkeitsverteilung der berechneten Dehnungswerte der Simulationsreihe 1 mit Minischrauben der Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm in der Knochenschicht Kompakta. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden für die Vergleichbarkeit der Häufigkeitsverteilung die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert.

Auf der x-Achse sind die Häufigkeitsintervalle von > 0 Microstrain bis > 700 Microstrain in der Breite 50 Microstrain dargestellt. Auf der y-Achse sind die Anzahl der Dehnungswerte pro Intervall aufgetragen, einmal für die Minischraube (S) mit Standardgewinde sowie für die Minischraube (P) mit dem progressiven Gewinde.

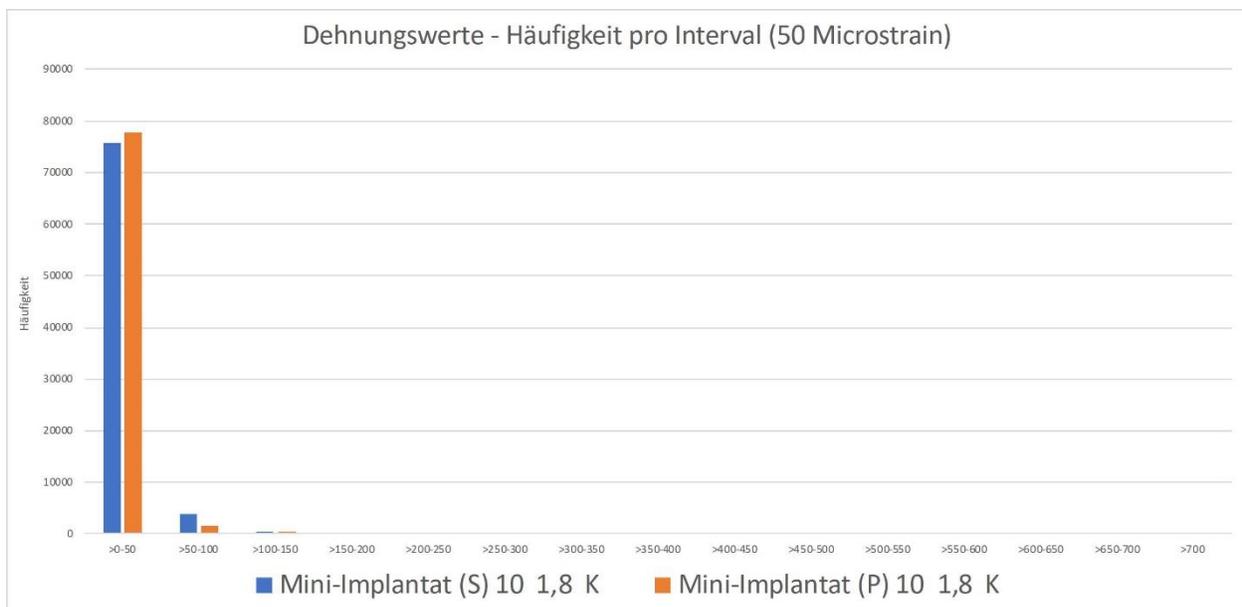


Abbildung 15 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 1 Minischrauben Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall

Es fällt auf, dass die meisten Dehnungswerte im Intervall zwischen $>0 - 50$ Microstrain liegen. Vergleicht man die beiden Minischrauben miteinander, so hat die Minischraube mit progressivem

Gewinde mehr Werte in diesem Bereich, im Vergleich zur Minischraube mit Standardgewinde. Dieses Verhältnis dreht sich im mittleren Bereich um (>50-100 Microstrain). Hier überwiegen die Werte der Minischraube mit Standardgewinde.

Gesamtbelastung der Kompakta

Die Tabelle 7 zeigt die ermittelten Gesamtbelastungen der Simulationsreihe 1. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden die Gesamtbelastungen als Summe der Dehnungswerte berechnet, wobei die Stichprobenumfänge n_S und n_P für die Vergleichbarkeit auf $n_0 = 80.000$ normiert wurden. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit Standardgewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 1.069.281 $\mu\epsilon$. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 627.649 $\mu\epsilon$. Es fällt auf, dass die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde deutlich geringer ist (um 41%), als bei der Minischraube mit Standardgewinde.

Maßzahlen Simulationsreihe 1	Minischraube (S) 10 1,8 K	Minischraube (P) 10 1,8 K
Gesamtbelastung absolut (in Prozent)	K 1.069.281 $\mu\epsilon$ (100%)	K 627.649 $\mu\epsilon$ (59%)

Tabelle 7 Vergleich der Gesamtbelastung der Kompakta bei Minischraube mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde

6.2.2 Belastung der Spongiosa

Abbildung 16 zeigt die Dehnungswerte der Spongiosa der Simulation der Minischraube mit Standardgewinde der Länge 10 mm mit 776.234 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

Ergebnisse

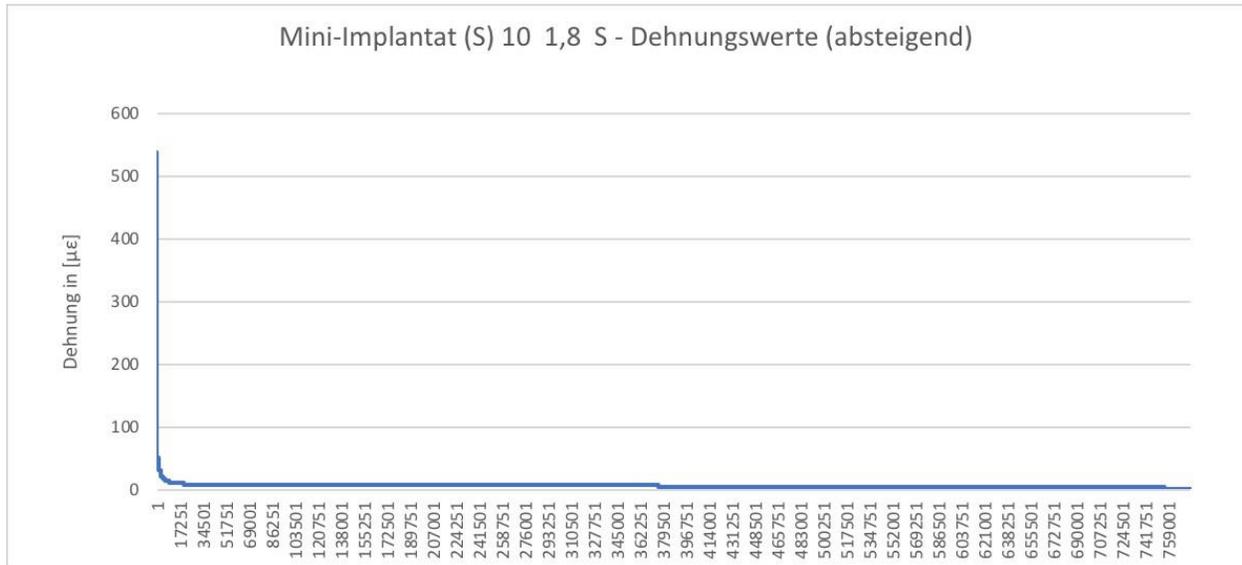


Abbildung 16 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, x-Achse Knotenpunkte 1..776.234, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$)

Abbildung 17 zeigt die Dehnungswerte der Spongiosa der Simulation der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 10 mm mit 886714 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

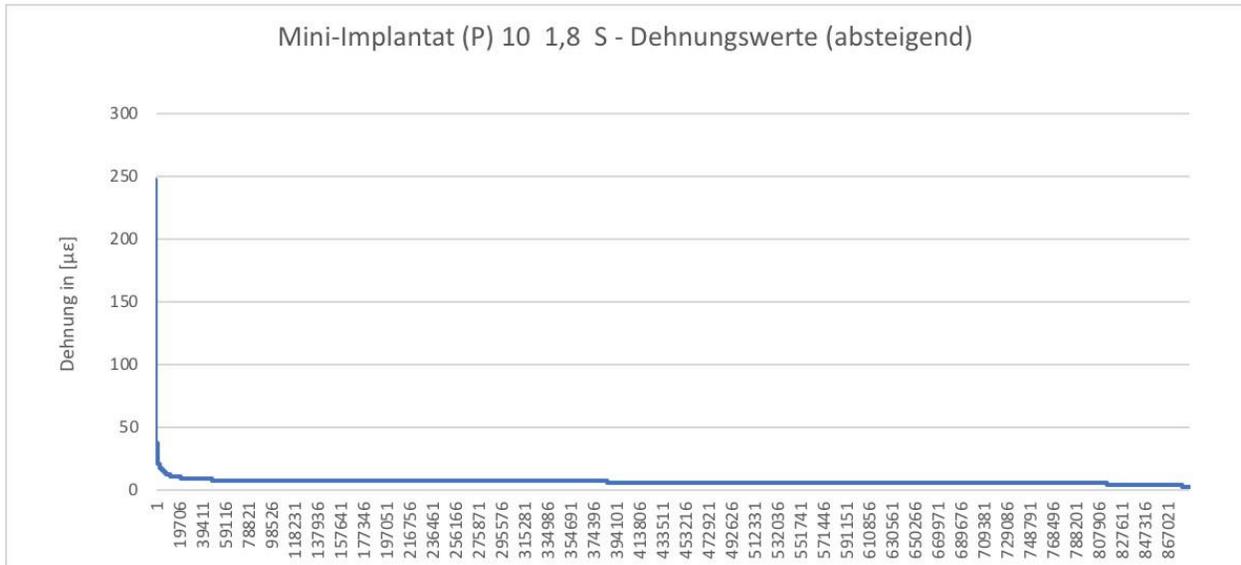


Abbildung 17 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, x-Achse Knotenpunkte 1..886714, y-Achse Dehnung in Microstrain (µε)

Für die Maßzahlen der Stichproben siehe Tabelle 8. In der Spongiosa entstand bei der Belastung der Minischraube mit Standardgewinde ein Mittel von 6 µε und ein Median von 6 µε. Die Standardabweichung betrug 4 µε, bei einer Varianz von 13 µε². Die maximale Dehnung betrug 538 µε.

Bei der Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde entstand in der Spongiosa ein Mittel von 6 µε und ein Median von 6 µε. Die Standardabweichung betrug 2 µε, bei einer Varianz von 5 µε². Die maximale Dehnung betrug 248 µε.

Ergebnisse

Maßzahlen der Stichprobe	Minischraube (S) 10 1,8 S	Minischraube (P) 10 1,8 S
Anzahl (n)	776234	886714
Mittelwert	6 $\mu\epsilon$	6 $\mu\epsilon$
Median	6 $\mu\epsilon$	6 $\mu\epsilon$
Max	538 $\mu\epsilon$	248 $\mu\epsilon$
Standardabweichung	4 $\mu\epsilon$	2 $\mu\epsilon$
Varianz	13 $\mu\epsilon^2$	5 $\mu\epsilon^2$

Tabelle 8 Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa

Betrachtet man den Mittelwert und den Median in der Spongiosa, so fällt auf, dass die Werte bei beiden Minischrauben sowohl mit Standardgewinde als auch mit progressivem Gewinde gleich sind. Die Standardabweichung und Varianz sind etwas niedriger bei der Minischraube mit progressivem Gewinde.

Lage und Streumaße der Dehnungswerte

In der Spongiosa zeigt die Verteilung der Dehnungswerte der Minischrauben mit der Länge 10 mm ein ähnliches Verhalten. Beide Gewinde haben den gleichen Median. Der Interquartilsabstand ist bei beiden sehr gering. Somit liegen die Dehnungswerte in der Spongiosa nah beieinander bzw. in der Nähe des Median. Bei der Spannweite unterschieden sich die Gewinde etwas. Die Minischraube mit progressivem Gewinde hat einen geringeren Maximalwert als das Standardgewinde und somit eine kleinere Spannweite.

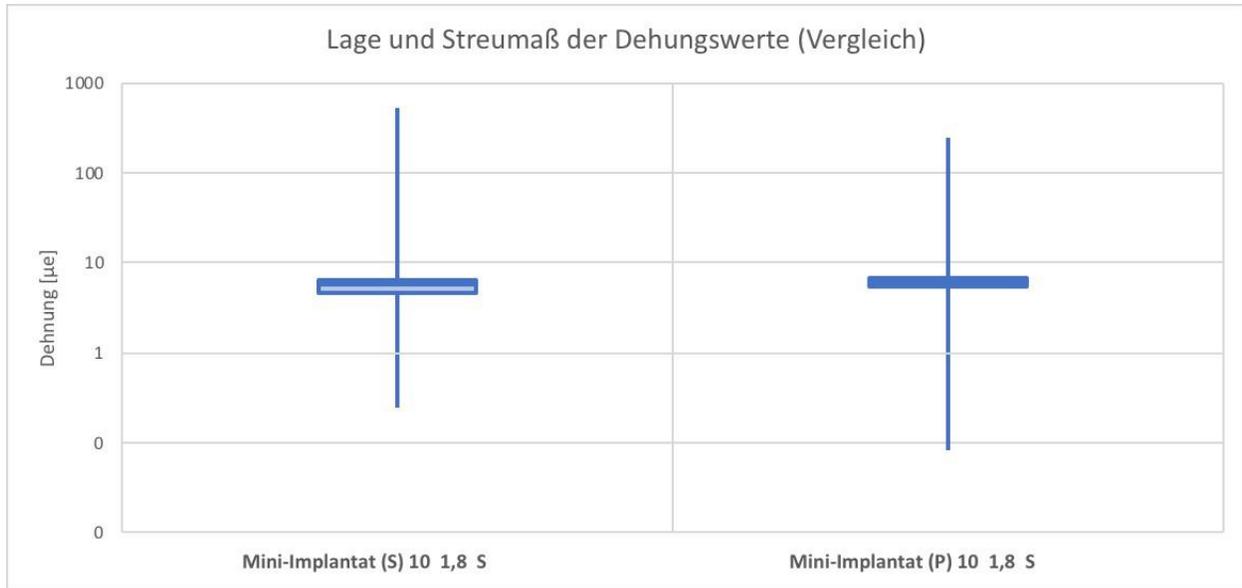


Abbildung 18 Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa

Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte

Die Abbildung 19 zeigt die Häufigkeitsverteilung der berechneten Dehnungswerte der Simulationsreihe 1 mit Minischrauben der Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm in der Knochenschicht Spongiosa. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden für die Vergleichbarkeit der Häufigkeitsverteilung die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert.

Auf der x-Achse sind die Häufigkeitsintervalle von > 0 Microstrain bis > 700 Microstrain in der Breite 50 Microstrain dargestellt. Auf der y-Achse sind die Anzahl der Dehnungswerte pro Intervall aufgetragen, einmal für die Minischraube (S) mit Standardgewinde sowie für die Minischraube (P) mit dem progressiven Gewinde.

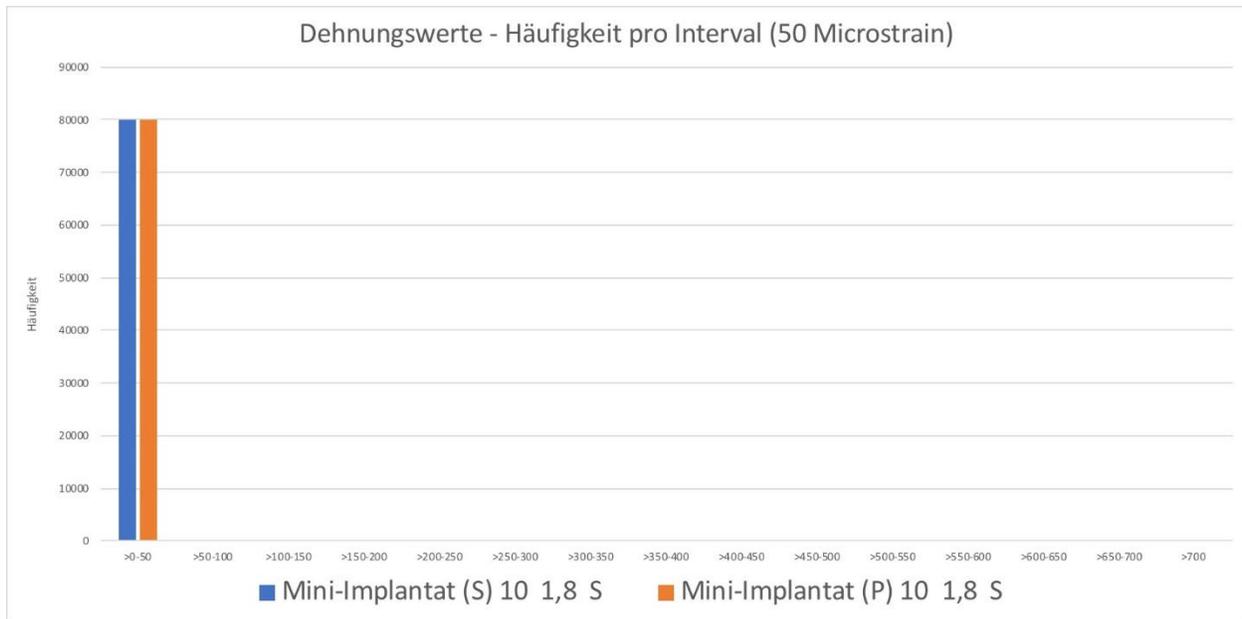


Abbildung 19 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 1 Minischrauben Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall

Es fällt auf, dass beide Minischrauben, sowohl die mit Standardgewinde als auch die mit progressivem Gewinde, eine ähnliche Verteilung der Dehnungswerte in der Spongiosa aufweisen. Bei beiden befinden sich nahezu alle Dehnungswerte im Intervall zwischen $>0 - 50$ Microstrain.

Gesamtbelastung der Spongiosa

Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit Standardgewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 466.063 $\mu\epsilon$. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 497.308 $\mu\epsilon$. Es fällt auf, dass die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde etwas höher ist (um 7%), als beim Standardgewinde.

Maßzahlen der Stichprobe	Minischraube (S) 10 1,8 S	Minischraube (P) 10 1,8 S
Gesamtbelastung (in Prozent)	S 466.063 $\mu\epsilon$ (100%)	S 497.308 $\mu\epsilon$ (107%)

Tabelle 9 Vergleich der Gesamtbelastung der Spongiosa bei Minischraube mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde

6.3 Ergebnisse Analyse 2 Minischrauben Länge 8 mm

Tabelle 10 zeigt die Eigenschaften der Minischrauben der Simulationsreihe 2 Minischrauben Länge 8 mm sowie die Simulationsparameter im Überblick. Für die Ergebnisse der Simulationsreihe 2 siehe Kapitel 6.3.1 Belastung der Kompakta und Kapitel 6.3.2 Belastung der Spongiosa.

Minischraube Eigenschaften	Minischraube (S) 8 1,8	Minischraube (P) 8 1,8
Länge	8 mm	8 mm
Durchmesser	1,8 mm	1,8 mm
Gewindeform	Standard	Progressiv
Material Minischraube	Titanlegierung	Titanlegierung
Kontakt Minischraube / Knochen	Flächenkontakt	Flächenkontakt

Tabelle 10 Eigenschaften der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm

Abbildung 20 stellt die Dehnung des periimplantären Knochens nach Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 8 mm mit 1 Newton in x-Richtung dar (Schnitt xy-Ebene durch z_0). Die Höhe der Dehnungswerte wird absteigend von Rot nach Blau dargestellt.

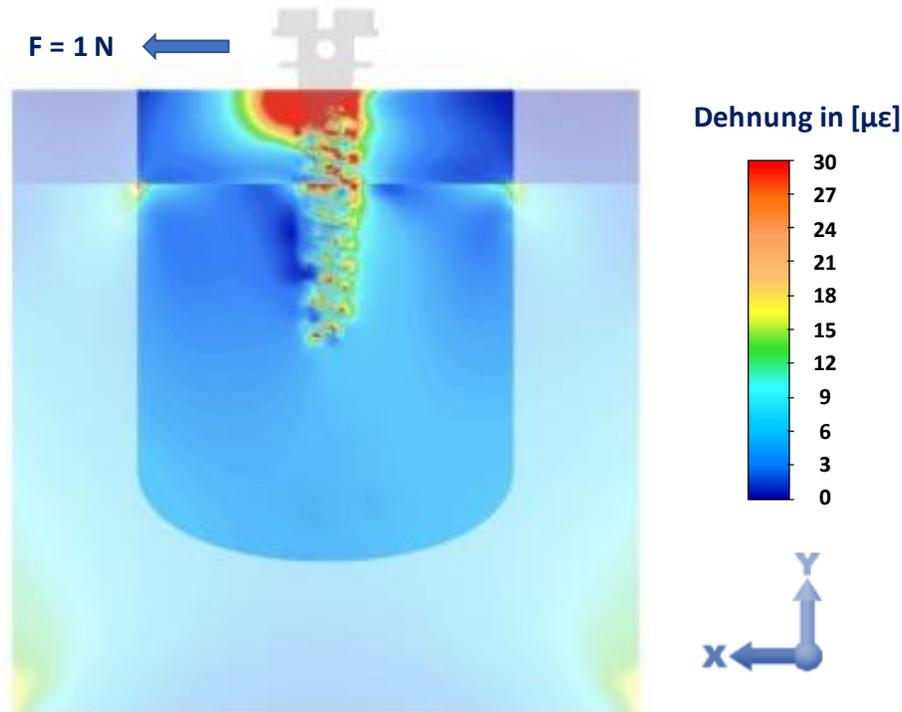


Abbildung 20 Dehnung des periimplantären Knochens, Minischraube mit progressivem Gewinde, Länge 8 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0

6.3.1 Belastung der Kompakta

Abbildung 21 zeigt die Dehnungswerte der Kompakta der Simulation der Minischraube mit Standardgewinde der Länge 8 mm mit 48711 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

Abbildung 22 zeigt die Dehnungswerte der Kompakta der Simulation der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 8 mm mit 746210 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

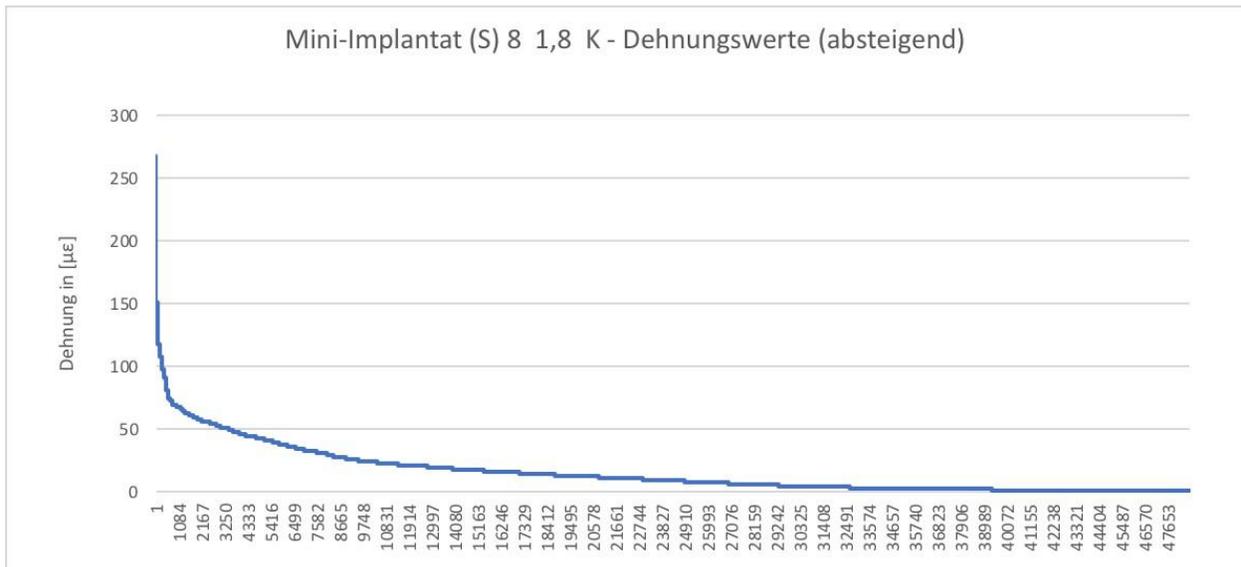


Abbildung 21 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..48711, y-Achse Dehnung in Microstrain (µε)

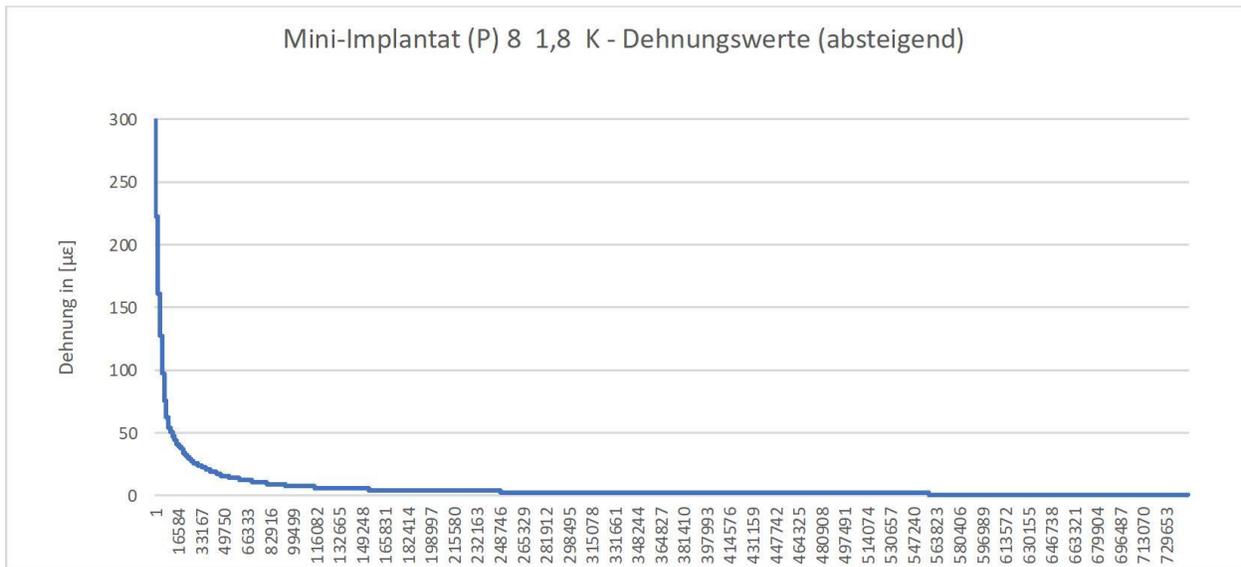


Abbildung 22 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..746210, y-Achse Dehnung in Microstrain (µε)

Ergebnisse

Für die Maßzahlen der Stichproben siehe Tabelle 11. Bei der Belastung der Minischraube mit Standardgewinde entstand in der Kompakta im Mittel eine Belastung von 16 $\mu\epsilon$ und ein Median von 9 $\mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug 19 $\mu\epsilon$, bei einer Varianz von 375 $\mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag bei 268 $\mu\epsilon$.

Bei der Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde entstand in der Kompakta im Mittel eine Belastung von 7 $\mu\epsilon$ und ein Median von 3 $\mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug 20 $\mu\epsilon$, bei einer Varianz von 385 $\mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag bei 1207 $\mu\epsilon$.

Der Unterschied zwischen dem Standardgewinde und dem progressiven Gewinde (Länge 8 mm) in der Kompakta wurde durch den Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben auf Signifikanz geprüft. Dieser zeigt für die Unterschiede der Messwerte beim Standardgewinde und progressiven Gewinde eine hohe Signifikanz ($p < 0,001$).

Maßzahlen der Stichprobe	Minischraube (S) 8 1,8 K	Minischraube (P) 8 1,8 K
Anzahl (n)	48711	746210
Mittelwert	16 $\mu\epsilon$	7 $\mu\epsilon$
Median	9 $\mu\epsilon$	3 $\mu\epsilon$
Max	268 $\mu\epsilon$	1207 $\mu\epsilon$
Standardabweichung	19 $\mu\epsilon$	20 $\mu\epsilon$
Varianz	375 $\mu\epsilon^2$	385 $\mu\epsilon^2$

Tabelle 11 Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta

Lage und Streumaße der Dehnungswerte

Betrachtet man die Abbildung 23 so spiegelt sich auch hier wider, dass der Median bei der Minischraube mit progressivem Gewinde niedriger ist. Schaut man sich die Streumaße an, so zeigt sich, dass der Interquartilsabstand, welcher unabhängig von Ausreißern ist, beim progressiven Gewinde kleiner ist. Ein kleinerer Abstand bedeutet, dass die Dehnungswerte näher beieinander bzw. näher am Median liegen. Da der Interquartilsabstand beim Standardgewinde größer ist, liegen die Dehnungswerte weiter auseinander. Die Spannweite dagegen ist auch bei der Länge 8 mm bei der Minischraube mit progressivem Gewinde größer, im Vergleich zum Standardgewinde. Hier spielt der Maximalwert herein, der beim progressiven Gewinde höher ist, als beim Standardgewinde.

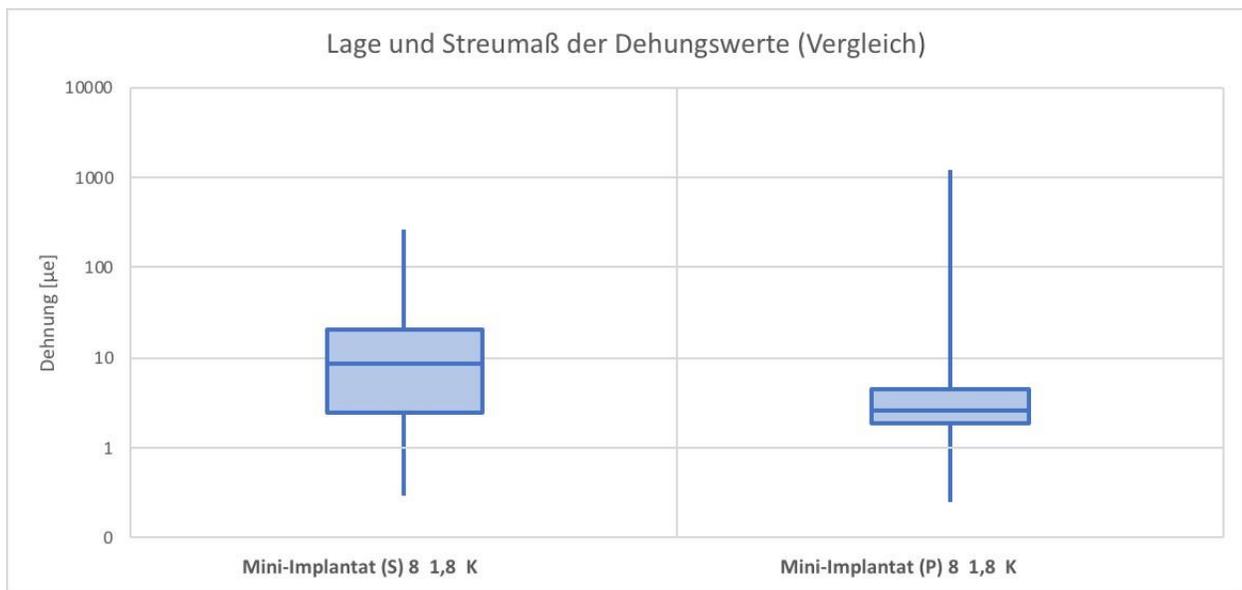


Abbildung 23 Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta

Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte

Die Abbildung 24 zeigt die Häufigkeitsverteilung der berechneten Dehnungswerte der Simulationsreihe 2 mit Minischrauben der Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm in der

Knochenschicht Kompakta. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden für die Vergleichbarkeit der Häufigkeitsverteilung die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert.

Auf der x-Achse sind die Häufigkeitsintervalle von > 0 Microstrain bis > 700 Microstrain in der Breite 50 Microstrain dargestellt. Auf der y-Achse sind die Anzahl der Dehnungswerte pro Intervall aufgetragen, einmal für die Minischraube (S) mit Standardgewinde sowie für die Minischraube (P) mit dem progressiven Gewinde.

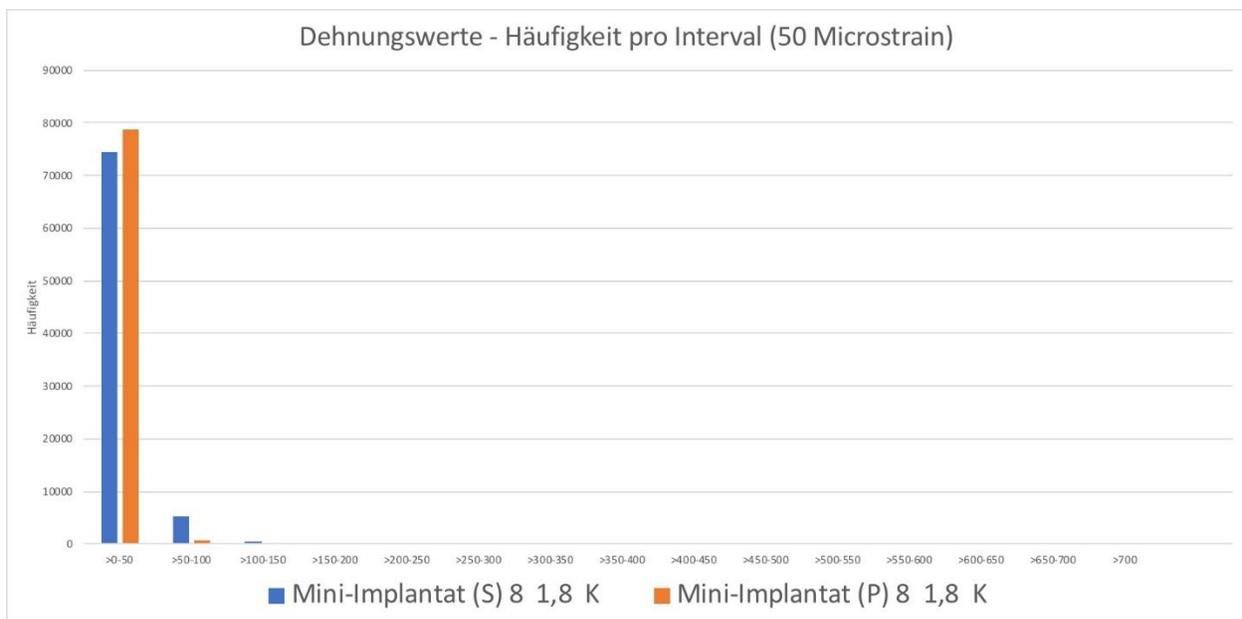


Abbildung 24 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 2 Minischrauben Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, Stichprobenumfang n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall

Es fällt auf, dass die Minischraube mit progressivem Gewinde mehr Dehnungswerte im Intervall zwischen $>0 - 50$ Microstrain aufweist und weniger Werte im mittleren Bereich. Im mittleren Bereich überwiegen Dehnungswerte bei der Minischraube mit Standardgewinde.

Gesamtbelastung der Kompakta

Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit Standardgewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 1.261.683 $\mu\epsilon$. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 523.936 $\mu\epsilon$. Es fällt auf, dass die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde deutlich geringer ist (um 58%) als bei der Minischraube mit Standardgewinde.

Maßzahlen Simulationsreihe 2	Minischraube (S) 8 1,8 K	Minischraube (P) 8 1,8 K
Gesamtbelastung absolut (in Prozent)	K 1.261.683 $\mu\epsilon$ (100%)	K 523.936 $\mu\epsilon$ (42%)

Tabelle 12 Vergleich der Gesamtbelastung der Kompakta bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde

6.3.2 Belastung der Spongiosa

Simuliert wurden die Dehnungswerte der Spongiosa für die Minischraube mit Standardgewinde der Länge 8 mm mit 349827 Knotenpunkten und für die Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 8 mm mit 752868 Knotenpunkten mit einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.⁵

Für die Maßzahlen der Stichproben siehe Tabelle 13. In der Spongiosa entstand bei der Belastung der Minischraube mit Standardgewinde ein Mittel von 6 $\mu\epsilon$ und ein Median von 5 $\mu\epsilon$. Die

⁵ Auf die Abbildungen der Dehnungswerte (absteigend) wird hier verzichtet, da sie ähnlich zu den Abbildungen der Minischrauben der Länge 10 mm sind. Siehe Kapitel 6.2.2 Belastung der Spongiosa.

Ergebnisse

Standardabweichung betrug $6 \mu\epsilon$, bei einer Varianz von $41 \mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung betrug $369 \mu\epsilon$.

Bei der Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde entstand in der Spongiosa ein Mittel von $6 \mu\epsilon$ und ein Median von $6 \mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug $8 \mu\epsilon$, bei einer Varianz von $56 \mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag bei $755 \mu\epsilon^2$.

Maßzahlen der Stichprobe	Minischraube (S) 8 1,8 S	Minischraube (P) 8 1,8 S
Anzahl (n)	349827	752868
Mittelwert	$6 \mu\epsilon$	$6 \mu\epsilon$
Median	$5 \mu\epsilon$	$6 \mu\epsilon$
Max	$369 \mu\epsilon$	$755 \mu\epsilon$
Standardabweichung	$6 \mu\epsilon$	$8 \mu\epsilon$
Varianz	$41 \mu\epsilon^2$	$56 \mu\epsilon^2$

Tabelle 13 Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa

Lage und Streumaße der Dehnungswerte

In der Spongiosa zeigen die Verteilungen der Dehnungswerte der Minischrauben mit der Länge 8 mm ein ähnliches Verhalten. Beide Gewinde haben den gleichen Median. Der Interquartilsabstand ist bei beiden sehr gering. Somit liegen die Dehnungswerte in der Spongiosa nah beieinander bzw. in der Nähe des Medians. Bei der Spannweite unterscheiden sich die Gewinde etwas. Die

Minischraube mit progressivem Gewinde hat einen höheren Maximalwert als das Standardgewinde und somit eine größere Spannweite.⁶

Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte

Die Abbildung 25 zeigt die Häufigkeitsverteilung der berechneten Dehnungswerte der Simulationsreihe 2 mit Minischrauben der Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm in der Knochenschicht Spongiosa. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden für die Vergleichbarkeit der Häufigkeitsverteilung die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert.

Auf der x-Achse sind die Häufigkeitsintervalle von > 0 Microstrain bis > 700 Microstrain in der Breite 50 Microstrain dargestellt. Auf der y-Achse sind die Anzahl der Dehnungswerte pro Intervall aufgetragen, einmal für die Minischraube (S) mit Standardgewinde sowie für die Minischraube (P) mit dem progressiven Gewinde.

⁶ Auf die Abbildung der Boxplots wird hier verzichtet, da sie ähnlich zu der Abbildung der Boxplots der Minischrauben der Länge 10 mm ist. Siehe Kapitel 6.2.2 Belastung der Spongiosa.

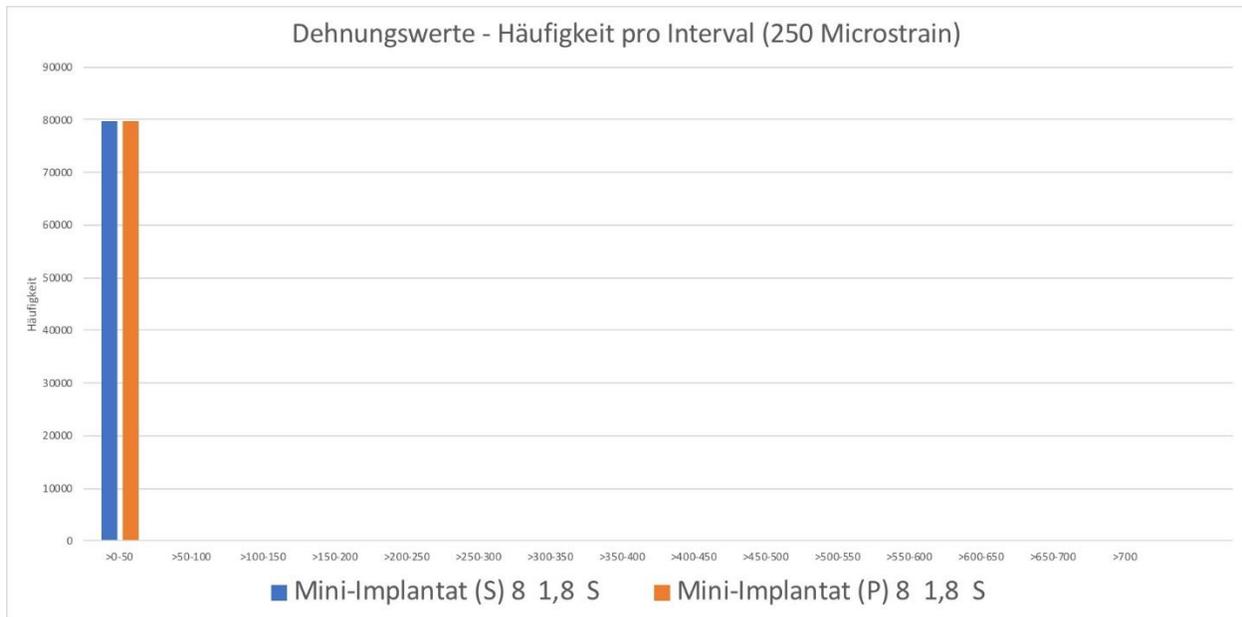


Abbildung 25 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 2 Minischrauben Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, Stichprobenumfang n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall

Es fällt auf, dass auch bei der Länge 8 mm beide Minischrauben in der Spongiosa ein ähnliches Verhalten bezüglich der Verteilung ihrer Dehnungswerte aufweisen wie bei den Minischrauben der Länge 10 mm. Siehe Kapitel 6.2.2 Belastung der Spongiosa.

Gesamtbelastung der Spongiosa

Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit Standardgewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 462.246 $\mu\epsilon$. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 505.573 $\mu\epsilon$. Es fällt auf, dass die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde etwas höher ist (um 9%), als beim Standardgewinde.

Maßzahlen Simulationsreihe 1	Minischraube (S) 8 1,8 S	Minischraube (P) 8 1,8 S
Gesamtbelastung absolut (in Prozent)	K 462.246 $\mu\epsilon$ (100%)	K 505.573 $\mu\epsilon$ (109%)

Tabelle 14 Vergleich der Gesamtbelastung der Spongiosa bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde

6.4 Ergebnisse Analyse 3 Minischrauben Länge 6 mm

Tabelle 15 zeigt die Eigenschaften der Minischrauben der Simulationsreihe 3 Minischrauben Länge 6 mm sowie die Simulationsparameter im Überblick. Für die Ergebnisse der Simulationsreihe 3 siehe Kapitel 6.4.1

Belastung der Kompakta und 6.4.2 Belastung der Spongiosa.

Minischraube Eigenschaften	Minischraube (S) 6 1,8	Minischraube (P) 6 1,8
Länge	6 mm	6 mm
Durchmesser	1,8 mm	1,8 mm
Gewindeform	Standard	Progressiv
Material Minischraube	Titanlegierung	Titanlegierung
Kontakt Minischraube / Knochen	Flächenkontakt	Flächenkontakt

Tabelle 15 Eigenschaften der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm

Abbildung 26 stellt die Dehnung des periimplantären Knochens nach Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 6 mm mit 1 Newton in x-Richtung dar (Schnitt xy-Ebene durch z_0). Die Höhe der Dehnungswerte wird absteigend von Rot nach Blau dargestellt.

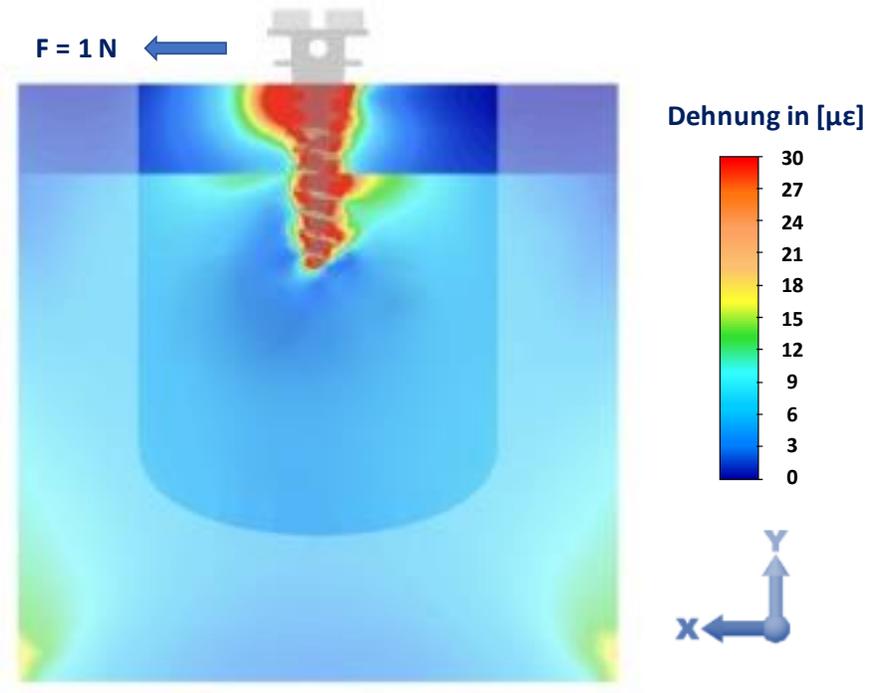


Abbildung 26 Dehnung des periimplantären Knochens, Minischraube mit progressivem Gewinde, Länge 6 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0

6.4.1 Belastung der Kompakta

Abbildung 27 zeigt die Dehnungswerte der Kompakta der Simulation der Minischraube mit Standardgewinde der Länge 6 mm mit 40251 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

Ergebnisse

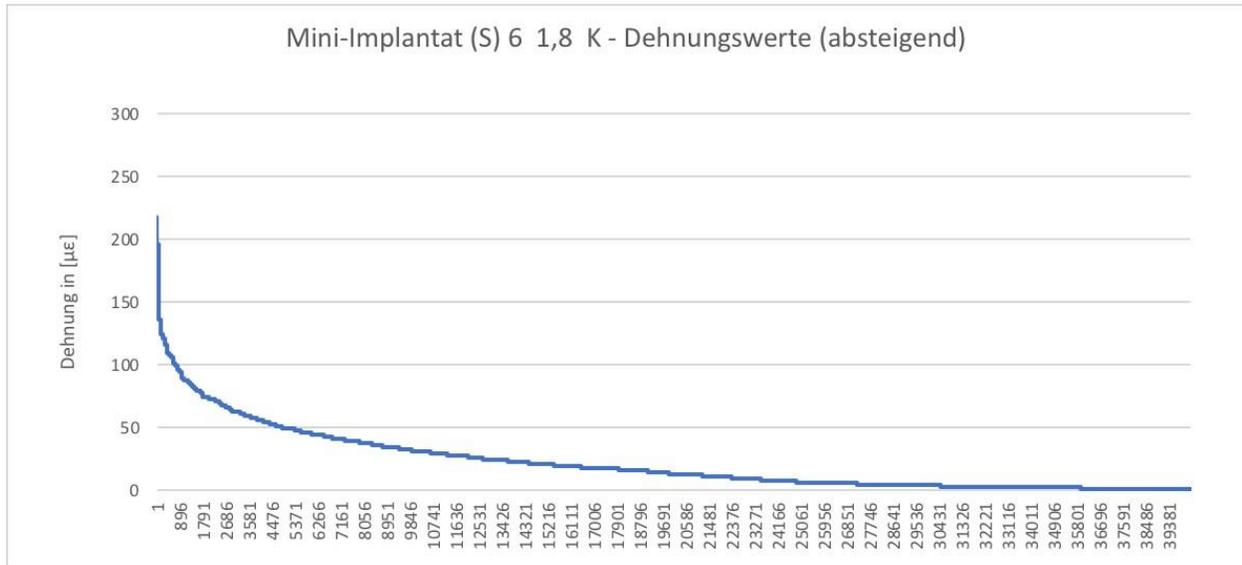


Abbildung 27 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..40251, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$)

Abbildung 28 zeigt die Dehnungswerte der Kompakta der Simulation der Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 6 mm mit 538786 Knotenpunkten und einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.

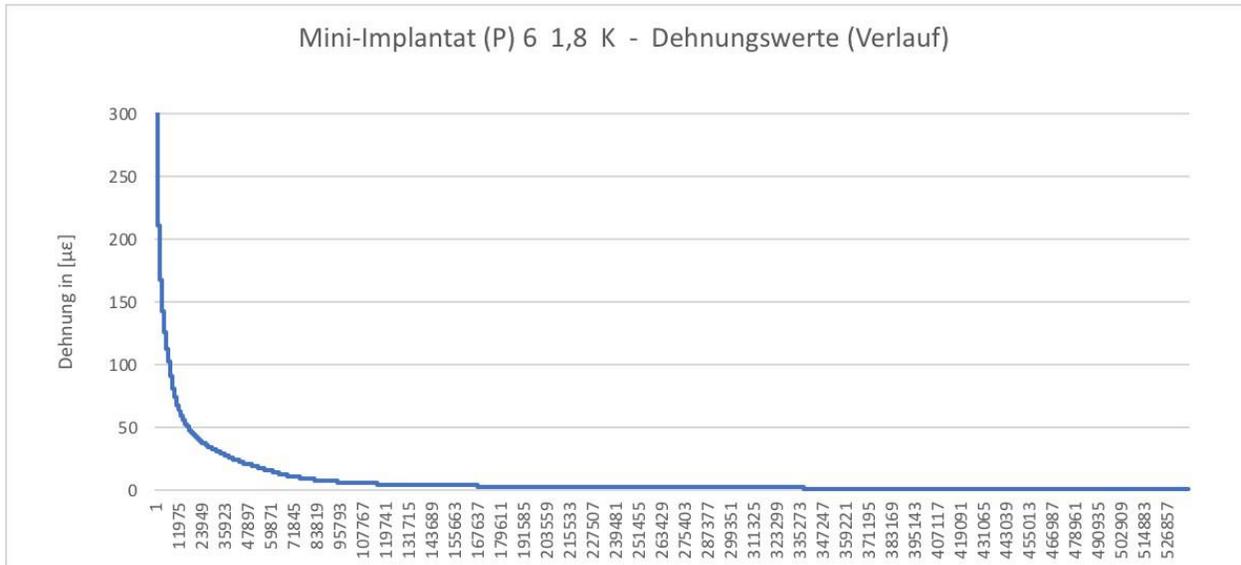


Abbildung 28 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..538786, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$)

Für die Maßzahlen der Stichproben siehe Tabelle 16. Bei der Belastung der Minischraube mit Standardgewinde entstand in der Kompakta im Mittel eine Belastung von $22 \mu\epsilon$ und ein Median von $13 \mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug $25 \mu\epsilon$, bei einer Varianz von $638 \mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag bei $218 \mu\epsilon$.

Bei der Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde entstand in der Kompakta im Mittel eine Belastung von $9 \mu\epsilon$ und ein Median von $2 \mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug $38 \mu\epsilon$, bei einer Varianz von $1475 \mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag bei $2562 \mu\epsilon$.

Der Unterschied zwischen dem Standardgewinde und dem progressiven Gewinde (Länge 6 mm) in der Kompakta wurde durch den Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben auf Signifikanz geprüft. Dieser zeigte für die Unterschiede der Messwerte beim Standardgewinde und progressiven Gewinde eine hohe Signifikanz ($p < 0,001$).

Ergebnisse

Maßzahlen der Stichprobe	Minischraube (S) 6 1,8 K	Minischraube (P) 6 1,8 K
Anzahl (n)	40251	538786
Mittelwert	22 $\mu\epsilon$	9 $\mu\epsilon$
Median	13 $\mu\epsilon$	2 $\mu\epsilon$
Max	218 $\mu\epsilon$	2562 $\mu\epsilon$
Standardabweichung	25 $\mu\epsilon$	38 $\mu\epsilon$
Varianz	638 $\mu\epsilon^2$	1475 $\mu\epsilon^2$

Tabelle 16 Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta

Lage und Streumaße der Dehnungswerte

Betrachtet man die Abbildung 29 so spiegelt sich auch hier wider, dass der Median bei der Minischraube mit progressivem Gewinde niedriger ist. Schaut man sich die Streumaße an, so zeigt sich, dass der Interquartilsabstand beim progressiven Gewinde kleiner ist. Ein kleinerer Abstand bedeutet, dass die Dehnungswerte näher beieinander bzw. näher am Median liegen. Da der Interquartilsabstand beim Standardgewinde größer ist, liegen die Dehnungswerte weiter auseinander. Die Spannweite dagegen ist auch bei der Länge 6 mm bei der Minischraube mit progressivem Gewinde größer, im Vergleich zum Standardgewinde. Hier spielt der Maximalwert herein, der beim progressiven Gewinde höher ist als beim Standardgewinde.

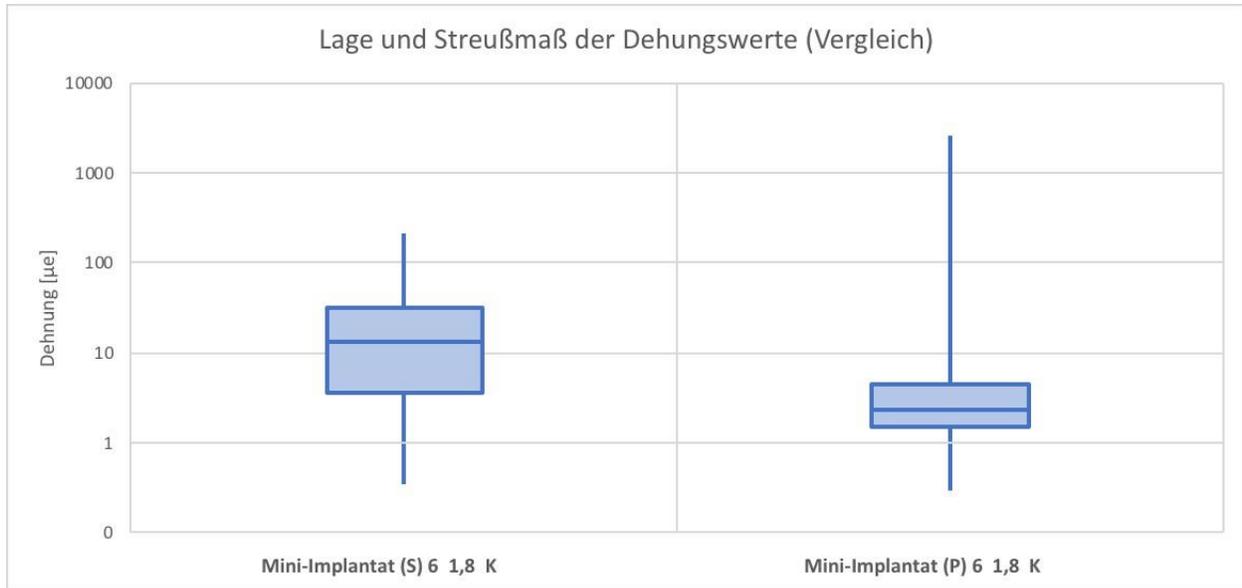


Abbildung 29 Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta

Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte

Die Abbildung 30 zeigt die Häufigkeitsverteilung der berechneten Dehnungswerte der Simulationsreihe 3 mit Minischrauben der Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm in der Knochenschicht Kompakta. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden für die Vergleichbarkeit der Häufigkeitsverteilung die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert.

Auf der x-Achse sind die Häufigkeitsintervalle von > 0 Microstrain bis > 700 Microstrain in der Breite 50 Microstrain dargestellt. Auf der y-Achse sind die Anzahl der Dehnungswerte pro Intervall aufgetragen, einmal für die Minischraube (S) mit Standardgewinde sowie für die Minischraube (P) mit dem progressiven Gewinde.

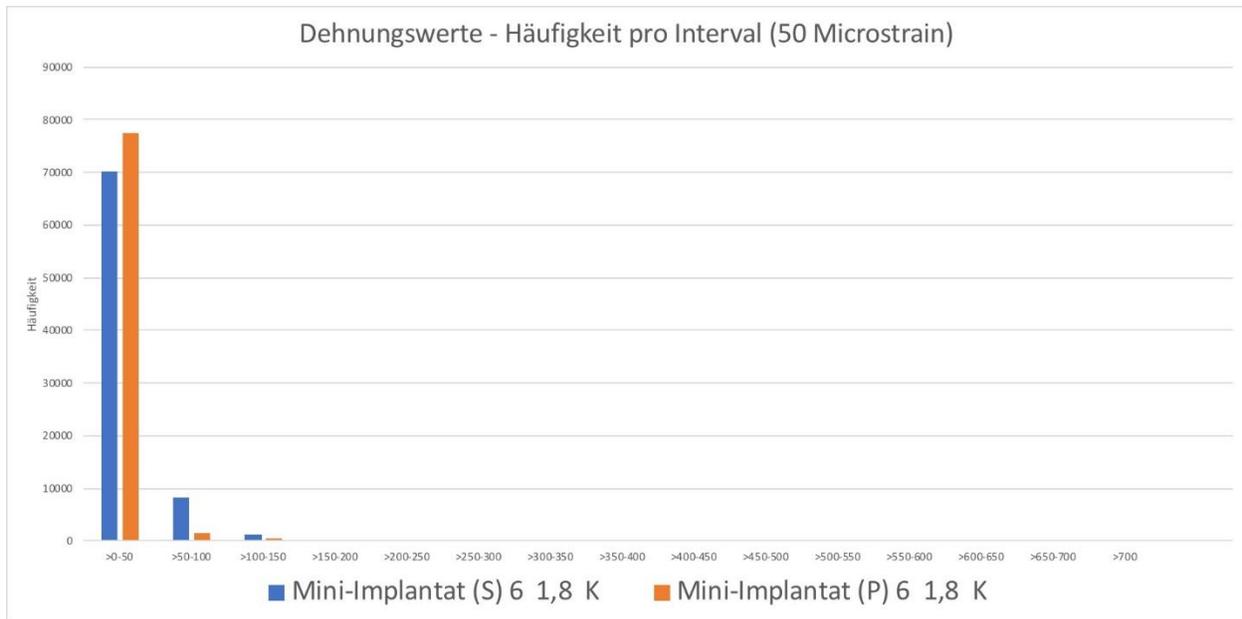


Abbildung 30 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 3 Minischrauben Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, Stichprobenumfang n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall

Es fällt auf, dass die Minischraube mit progressivem Gewinde im Intervall zwischen $>0 - 50$ Microstrain mehr Dehnungswerte aufweist, als beim Standardgewinde, wie auch schon bei den Längen 8 und 10 mm. Im mittleren Bereich überwiegen die Dehnungswerte der Minischraube mit Standardgewinde.

Gesamtbelastung der Kompakta

Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit Standardgewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 1.774.148 $\mu\epsilon$. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 730.849 $\mu\epsilon$. Es fällt auf, dass die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde deutlich geringer ist (um 59%), als bei der Minischraube mit Standardgewinde.

Maßzahlen Simulationsreihe 3	Minischraube (S) 6 1,8 K	Minischraube (P) 6 1,8 K
Gesamtbelastung absolut (in Prozent)	K 1.774.148 $\mu\epsilon$ (100%)	K 730.849 $\mu\epsilon$ (41%)

Tabelle 17 Vergleich der Gesamtbelastung der Kompakta bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde

6.4.2 Belastung der Spongiosa

Simuliert wurden die Dehnungswerte der Spongiosa für die Minischraube mit Standardgewinde der Länge 6 mm mit 52436 Knotenpunkten und für die Minischraube mit progressivem Gewinde mit 706197 Knotenpunkten mit einer aufgewendeten Zugkraft von 1 Newton.⁷

Für die Maßzahlen der Stichproben siehe Tabelle 18. In der Spongiosa entstand bei der Belastung der Minischraube mit Standardgewinde ein Mittel von 15 $\mu\epsilon$ und ein Median von 6 $\mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug 40 $\mu\epsilon$, bei einer Varianz von 1597 $\mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung betrug 2463 $\mu\epsilon$.

Bei der Belastung der Minischraube mit progressivem Gewinde entstand in der Spongiosa ein Mittel von 7 $\mu\epsilon$ und ein Median von 6 $\mu\epsilon$. Die Standardabweichung betrug 10 $\mu\epsilon$, bei einer Varianz von 103 $\mu\epsilon^2$. Die maximale Dehnung lag bei 477 $\mu\epsilon$.

⁷ Auf die Abbildungen der Dehnungswerte (absteigend) wird hier verzichtet, da sie ähnlich zu den Abbildungen der Minischrauben der Länge 10 mm sind. Siehe Kapitel 6.2.2 Belastung der Spongiosa.

Ergebnisse

Maßzahlen der Stichprobe	Minischraube (S) 6 1,8 S	Minischraube (P) 6 1,8 S
Anzahl (n)	52436	706197
Mittelwert	15 $\mu\epsilon$	7 $\mu\epsilon$
Median	6 $\mu\epsilon$	6 $\mu\epsilon$
Max	2463 $\mu\epsilon$	477 $\mu\epsilon$
Standardabweichung	40 $\mu\epsilon$	10 $\mu\epsilon$
Varianz	1597 $\mu\epsilon^2$	103 $\mu\epsilon^2$

Tabelle 18 Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa

Lage- und Streumaße der Dehnungswerte

In der Spongiosa zeigt sich ein ähnliches Verhalten wie auch schon bei den Längen 8 und 10 mm. Beide Gewinde haben den gleichen Median. Der Interquartilsabstand ist bei beiden sehr gering. Somit liegen die Dehnungswerte in der Spongiosa nah beieinander bzw. in der Nähe des Median. Bei der Spannweite unterscheiden sich die Gewinde. Die Minischraube mit Standardgewinde hat einen deutlich höheren Maximalwert als das Standardgewinde und somit eine größere Spannweite.⁸

Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte

Die Abbildung 31 zeigt die Häufigkeitsverteilung der berechneten Dehnungswerte der Simulationsreihe 3 mit Minischrauben der Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm in der

⁸ Auf die Abbildung der Boxplots wird hier verzichtet, da sie ähnlich zu der Abbildung der Boxplots der Minischrauben der Länge 10 mm ist. Siehe Kapitel 6.2.2 Belastung der Spongiosa.

Knochenschicht Spongiosa. Wie in Kapitel 5.8 beschrieben wurden für die Vergleichbarkeit der Häufigkeitsverteilung die Stichprobenumfänge n_S und n_P auf $n_0 = 80.000$ normiert.

Auf der x-Achse sind die Häufigkeitsintervalle von > 0 Microstrain bis > 700 Microstrain in der Breite 50 Microstrain dargestellt. Auf der y-Achse sind die Anzahl der Dehnungswerte pro Intervall aufgetragen, einmal für die Minischraube mit Standardgewinde (S) sowie für die Minischraube mit dem progressiven Gewinde (P).

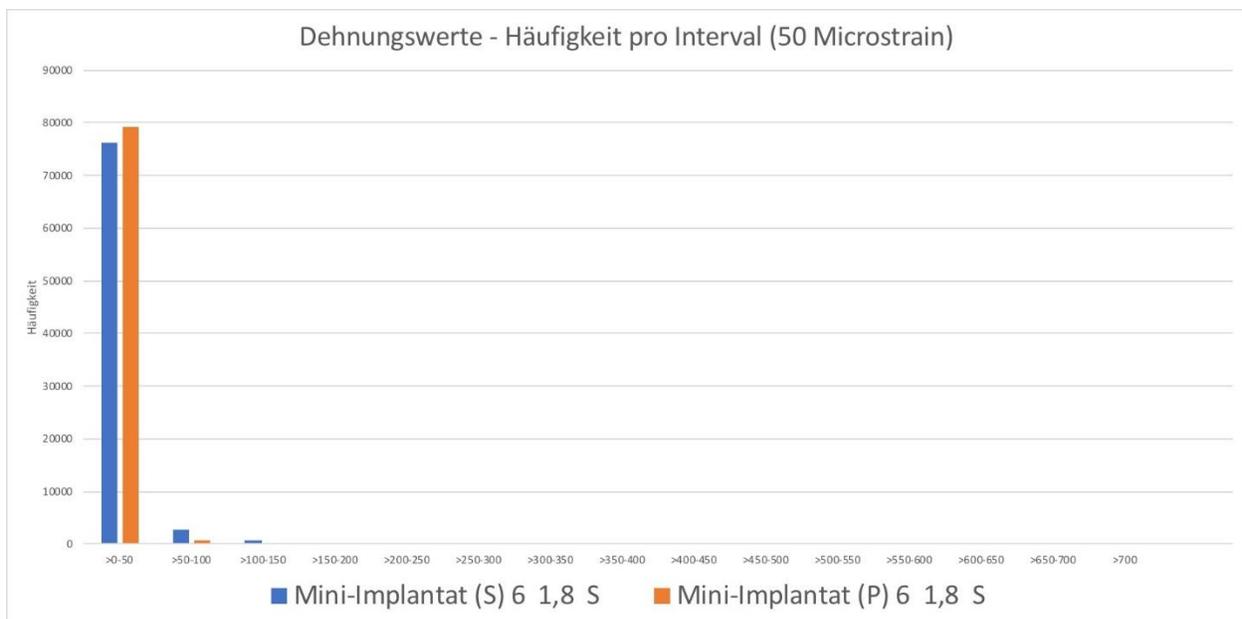


Abbildung 31 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 3 Minischrauben Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall

Es fällt auf, dass die Minischraube mit progressivem Gewinde mit der Länge 6 mm in der Spongiosa mehr Dehnungswerte im Intervall zwischen $>0 - 50$ Microstrain im Vergleich zum Standardgewinde aufweist. Es zeigt sich somit bei der Länge 6 mm ein anderes Verhalten, als bei den Längen 10 und 8 mm. Bei den Längen 10 und 8 mm wurde kaum ein Unterschied in der Spongiosa festgestellt.

Gesamtbelastung der Spongiosa

Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit Standardgewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 1.222.141 $\mu\epsilon$. Die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde bei einem normierten Stichprobenumfang von 80.000 Knotenpunkten betrug 573.328 $\mu\epsilon$.

Es fällt auf, dass die Gesamtbelastung bei der Minischraube mit progressivem Gewinde deutlich niedriger ist (um 53%) als beim Standardgewinde. Dies ist ein deutlicher Unterschied zu den Minischrauben der Längen 10 und 8 mm, welche ein ähnliches Verhalten bezüglich der Gesamtbelastung aufwiesen.

Maßzahlen Simulationsreihe 3	Minischraube (S) 6 1,8 S	Minischraube (P) 6 1,8 S
Gesamtbelastung absolut (in Prozent)	S 1.222.141 $\mu\epsilon$ (100%)	S 573.328 $\mu\epsilon$ (47%)

Tabelle 19 Vergleich der Gesamtbelastung der Spongiosa bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde

6.5 Ergebnisse im Vergleich

Abbildung 32 zeigt bildhaft einen Vergleich der Dehnung des periimplantären Knochens bei Minischrauben mit progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm. Höhere Dehnungswerte treten im zervikalen Bereich auf der Zugseite gehäuft auf, welcher auch die typische Stelle der maximalen Dehnung ist.

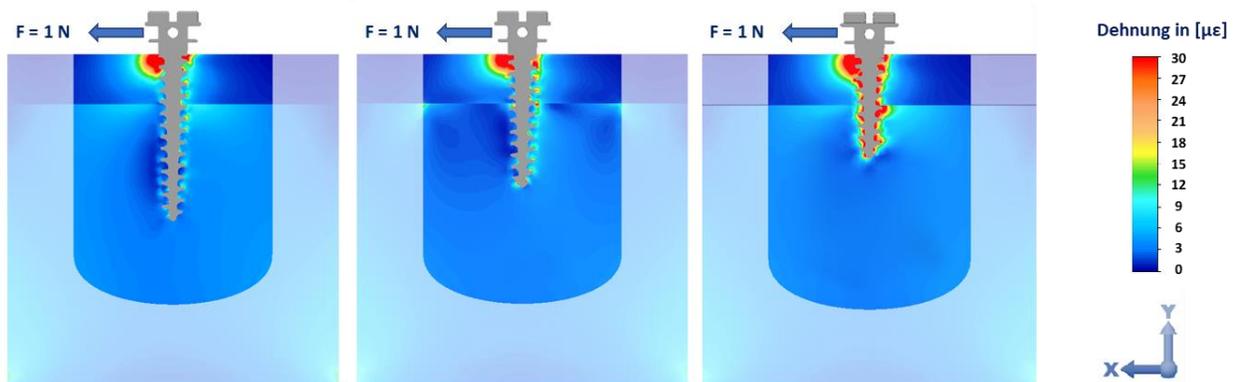


Abbildung 32 Vergleich Dehnung des periimplantären Knochens, Minischrauben mit progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0

Die Tabelle 20 zeigt die abgeleiteten Maßzahlen der Simulationsreihen 1, 2 und 3 für Minischrauben mit Standardgewinde und Minischrauben mit progressivem Gewinde mit Variation der Gewindelänge für Kompakta und Spongiosa im Vergleich.

Die abgeleiteten Maßzahlen Mittelwert und Median der Simulationsreihen 1, 2 und 3 sind bei dem progressiven Gewinde im periimplantären Knochen im Bereich der Kompakta deutlich geringer als beim Standardgewinde. Im Bereich der Spongiosa sind Mittelwert und Median entweder gleich oder in einem ähnlichen Bereich. Eine Ausnahme stellen die Mittelwerte der Schrauben der Länge 6 mm dar. Hier liegt der Mittelwert des progressiven Gewindes ebenfalls deutlich unter dem Mittelwert des Standardgewindes, allerdings bei gleichem Median.

Ergebnisse

Simulationsreihe / Gesamtbelastungen	Minischraube (S)		Minischraube (P)			
Simulationsreihe 1 Länge 10 mm	K	Mittelwert	13 $\mu\epsilon$	K	Mittelwert	8 $\mu\epsilon$
		Median	5 $\mu\epsilon$		Median	2 $\mu\epsilon$
		Max	233 $\mu\epsilon$		Max	519 $\mu\epsilon$
		SD	20 $\mu\epsilon$		SD	19 $\mu\epsilon$
		Varianz	387 $\mu\epsilon^2$		Varianz	365 $\mu\epsilon^2$
	S	Mittelwert	6 $\mu\epsilon$	S	Mittelwert	6 $\mu\epsilon$
		Median	6 $\mu\epsilon$		Median	6 $\mu\epsilon$
		Max	538 $\mu\epsilon$		Max	248 $\mu\epsilon$
		SD	4 $\mu\epsilon$		SD	2 $\mu\epsilon$
		Varianz	13 $\mu\epsilon^2$		Varianz	5 $\mu\epsilon^2$
Simulationsreihe 2 Länge 8 mm	K	Mittelwert	16 $\mu\epsilon$	K	Mittelwert	7 $\mu\epsilon$
		Median	9 $\mu\epsilon$		Median	3 $\mu\epsilon$
		Max	268 $\mu\epsilon$		Max	1207 $\mu\epsilon$
		SD	19 $\mu\epsilon$		SD	20 $\mu\epsilon$
		Varianz	375 $\mu\epsilon^2$		Varianz	385 $\mu\epsilon^2$
	S	Mittelwert	6 $\mu\epsilon$	S	Mittelwert	6 $\mu\epsilon$
		Median	5 $\mu\epsilon$		Median	6 $\mu\epsilon$
		Max	369 $\mu\epsilon$		Max	755 $\mu\epsilon$
		SD	6 $\mu\epsilon$		SD	8 $\mu\epsilon$
		Varianz	41 $\mu\epsilon^2$		Varianz	56 $\mu\epsilon^2$
Simulationsreihe 3 Länge 6 mm	K	Mittelwert	22 $\mu\epsilon$	K	Mittelwert	9 $\mu\epsilon$
		Median	13 $\mu\epsilon$		Median	2 $\mu\epsilon$
		Max	218 $\mu\epsilon$		Max	2562 $\mu\epsilon$
		SD	25 $\mu\epsilon$		SD	38 $\mu\epsilon$
		Varianz	638 $\mu\epsilon^2$		Varianz	1475 $\mu\epsilon^2$
	S	Mittelwert	15 $\mu\epsilon$	S	Mittelwert	7 $\mu\epsilon$
		Median	6 $\mu\epsilon$		Median	6 $\mu\epsilon$
		Max	2463 $\mu\epsilon$		Max	477 $\mu\epsilon$
		SD	40 $\mu\epsilon$		SD	10 $\mu\epsilon$
		Varianz	1597 $\mu\epsilon^2$		Varianz	103 $\mu\epsilon^2$

Tabelle 20 **Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge, Vergleich der Maßzahlen für Minischrauben mit Standardgewinde (S) und Minischrauben mit progressivem Gewinde (P), in den Knochenschichten Kompakta K und Spongiosa S, SD = Standardabweichung**

Die Tabelle 21 zeigt die ermittelten Gesamtbelastungen der Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge für Minischrauben mit Standardgewinde und progressivem Gewinde in den Knochenschichten Kompakta und Spongiosa.

Simulationsreihe / Gesamtbelastungen	Minischraube (S)	Minischraube (P)
Simulationsreihe 1 Länge 10 mm	K 1.069.281 $\mu\epsilon$ (100%) S 466.063 $\mu\epsilon$ (100%)	K 627.649 $\mu\epsilon$ (59%) S 497.308 $\mu\epsilon$ (107%)
Simulationsreihe 2 Länge 8 mm	K 1.261.683 $\mu\epsilon$ (100%) S 462.246 $\mu\epsilon$ (100%)	K 523.936 $\mu\epsilon$ (42%) S 505.537 $\mu\epsilon$ (109%)
Simulationsreihe 3 Länge 6 mm	K 1.774.148 $\mu\epsilon$ (100%) S 1.222.141 $\mu\epsilon$ (100%)	K 730.849 $\mu\epsilon$ (41%) S 573.328 $\mu\epsilon$ (47%)

Tabelle 21 Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge, Vergleich der ermittelten Gesamtbelastungen für Minischrauben mit Standardgewinde (S) und Minischrauben mit progressivem Gewinde (P), in den Knochenschichten Kompakta K und Spongiosa S, normierter Stichprobenumfang $n_0 = 80.000$, absolut und in Prozent bezogen auf Minischrauben mit Standardgewinde

Es fällt auf, dass in der Kompakta die Gesamtbelastungen der Minischrauben mit progressivem Gewinde bei allen Gewindelängen deutlich geringer sind als bei den Standardschrauben. In der Spongiosa zeigt sich kein großer Unterschied bezüglich der Gesamtbelastung bei den Standardgewinden und den progressiven Gewinden der Längen 10 mm und 8 mm. Ausnahme ist der Unterschied der Gesamtbelastung bei Minischrauben der Länge 6 mm zu Gunsten der Minischraube mit progressivem Gewinde (53% weniger).

Die signifikant geringere Belastung in der Kompakta und die ebenfalls signifikant geringere Gesamtbelastung in der Spongiosa bei dem progressiven Gewinde der Länge 6 mm sollten die Stabilität positiv beeinflussen.

7 Diskussion

7.1 Verwendung der Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein häufig angewandtes Verfahren zur Untersuchung biomechanischer Fragestellungen [30, 62, 87, 95, 96]. Hierbei handelt es sich, wie in Kapitel 4.1 beschrieben, um ein numerisches Verfahren, mit dem physikalische Vorgänge simuliert werden können. Unter anderem lassen sich Aussagen über die Wirkung einer Kraft auf einen Festkörper machen, indem Spannungs- und Dehnungswerte berechnet werden. Wie in anderen Studien stellen die verwendeten Modelle und die Simulation dieser Modelle per definitionem eine Vereinfachung der Wirklichkeit dar [87, 91, 95, 96]. In der vorliegenden Arbeit bedeutet das, dass die Verhältnisse in den Simulationen sowohl anatomisch als auch klinisch vereinfacht sind. Das heißt, sowohl bei der Modellgeometrie als auch bei den Materialeigenschaften handelt es sich um eine Annäherung an die Wirklichkeit. Simulationsergebnisse müssen vor diesem Hintergrund überlegt interpretiert werden und Aussagen, die gemacht werden, können nur grundlegender Natur sein. Grundsätzlich gilt: Mit zunehmender Genauigkeit bei der Geometrie und den Materialeigenschaften, nimmt der systematische Fehler bei den numerischen Berechnungen ab [99].

Für die biomechanische Analyse von Minischrauben wurden in der vorliegenden Arbeit FEM-Modelle verwendet, welche die anatomische Morphologie und den klinischen Apparat näherungsweise wiedergeben. Die Knochensegmente wurden frei konstruiert und nicht von einem Patienten modelliert. Es wurden die Anatomie und die klinische Behandlungssituation beachtet und auf einen kleinen Ausschnitt reduziert. Statt der Verwendung eines gesamten Kiefers, wurde ein Kieferblock ($20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$), bestehend aus zwei Schichten – Kompakta und Spongiosa – konstruiert. Wobei die Kompakta mit einer Dicke von 4 mm und die Spongiosa mit einer Dicke von 16 mm definiert wurden.

Auf diese Weise lassen sich die Datenmenge und der Rechenaufwand während der Simulation begrenzen. Obwohl die Datengröße der CAD Modelle in der Regel klein ist, sind der Rechenaufwand und der benötigte temporäre Speicher aufgrund der aufwendigen

Rechenoperationen erheblich. Das heißt, es wurden die Anatomie und die klinische Behandlungssituation beachtet und auf einen kleinen Ausschnitt reduziert. Diese Vereinfachung kann zu einem systematischen Fehler bei der Analyse führen [62, 97], der aber für alle Simulationen gleichermaßen wirkt.

Außerdem wurden FEM-Modelle verwendet, deren knöcherne Materialeigenschaften in einer vereinfachten Form als linear und isotrop definiert wurden, so wie bereits in den Studien von Chen, Pickard, Lombardo und Motoyoshi [62, 91-93]. Das heißt, um den Aufwand für die numerischen Berechnungen in einem angemessenen Rahmen zu halten, wurde für alle Simulationen gleichermaßen auf eine detaillierte Darstellung der komplexen Knochenmaterialien mit Hilfe von Anisotropie und Nichtlinearität - wie in Kapitel 4.2 beschrieben - verzichtet.

Die in den Simulationen angewendete Kraft war konstant 1 Newton und wirkte immer definiert in eine Richtung. Damit war die Kraftapplikation exakt reproduzierbar und in allen Simulationen gleich. Wohingegen in der Realität Kräfte variieren und außerhalb der angegebenen Richtung auftreten können.

In der vorliegenden Arbeit konnten die genannten Vereinfachungen insbesondere deshalb so vorgenommen werden, weil nicht die absoluten Messungen, sondern die Unterschiede der einzelnen Simulationsreihen untereinander von Relevanz waren. Ziel der Berechnung war, das Ausmaß und die Signifikanz von Abweichungen zwischen den beiden Gewinden (Standard, Progressiv) zu untersuchen und zu beurteilen und nicht die Ermittlung exakter Belastungswerte im periimplantären Knochen. Vor diesem Hintergrund liefert die vorliegende Arbeit grundlegende Hinweise und Aussagen über zwei verschiedene Gewindeformen. Um individuelle Aussagen treffen zu können, müssen weitergehende Untersuchungen bis hin zu klinischen Studien durchgeführt werden.

7.2 Orthodontische Microscrews mit Standardgewinde vs. progressivem Gewinde

Der Erfolg der Behandlung mit orthodontischen Minischrauben ist unter anderem von der Stabilität abhängig. Zu den Faktoren, die die Stabilität beeinflussen, gehören unter anderem das Schraubendesign [21-24]. Für Details hierzu siehe auch Kapitel 1. Häufig wurde bisher die Länge, der Durchmesser und die Form (zylindrisch, konisch) untersucht.

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der Gewindeform bei orthodontischen Minischrauben untersucht. Hierbei wurden Minischrauben mit einem neu entwickelten progressiven Gewinde Minischrauben mit einem herkömmlichen Gewinde gegenübergestellt. Bei der Gegenüberstellung handelt es sich um eine biomechanische Analyse der periimplantären Spannungsverhältnissen unter Verwendung der Finite-Elemente-Methode (FEM). Ziel war es, dass Ausmaß und die Signifikanz von Abweichungen zwischen den beiden Gewinden zu untersuchen und zu beurteilen. Betrachtet wurden in Simulationsreihen berechnete Dehnungswerte im periimplantären Knochen, aufgeteilt in Kompakta und Spongiosa.

Die Auswahl der Parameter der Schrauben erfolgte anhand aktuell auf dem Markt verfügbarer Minischrauben. Die derzeit angebotenen Längen liegen zwischen 5 und 14 mm [1]. Der Durchmesser der Schrauben variiert zwischen 1,2 und 2,3 mm [16, 24]. In der vorliegenden Arbeit wurden Minischrauben in den Längen 10, 8 und 6 mm mit einem konstanten Durchmesser von 1,8 mm verglichen. Der Knochenblock wurde in der Größe 20 x 20 x 20 mm³, bestehend aus zwei Schichten – Kompakta und Spongiosa – konstruiert. Wobei die Kompakta eine Dicke von 4 mm und die Spongiosa eine Dicke von 16 mm aufweisen. Holm et al. berichten, dass die Dicke der Kompakta eine entscheidende Rolle bei der Stabilität von monokortikalen Minischrauben spielt [6]. Motoyoshi et al. untersuchten unter klinischen Verhältnissen die Erfolgsrate unter Betrachtung der Kompaktadicke und kamen zu dem Schluss, dass diese mindestens 1 mm oder mehr betragen sollte [25].

Da nicht alle Werte aus dem $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ Knochenblock interessant waren, sondern lediglich die Werte in einem bestimmten Radius um die Schraube, wurde eine sogenannte „Region of Interest“ (RoI) definiert. Hierfür wurde ein Zylinder mit einem Durchmesser von 14 mm um die Mittelachse der Schraube gelegt und aus dem Knochenblock herausgeschnitten. Ergebnis dieses Schrittes waren Gesamt-CAD-Modelle bestehend aus Kompakta, Spongiosa und einer orthodontischen Minischraube, welche den Ausgangspunkt für die anschließenden Simulationen darstellten.

Das Gesamt-CAD-Modell wurde zu einem Finite-Elemente-Modell vernetzt. Durch die Vernetzung ergab sich eine bestimmte Anzahl an Knotenpunkten pro Simulationsmodell, für die in der Simulation Dehnungswerte berechnet wurden. Bei diesem Vorgehen handelt es sich um ein Verfahren, das auch in anderen Studien bereits angewendet wurde [87].

Bei den in den Simulationen an den einzelnen Knotenpunkten berechneten Dehnungswerten handelt es sich um die primären Kennzahlen, die es zu betrachten und zu bewerten galt. Die berechneten Dehnungswerte lassen aufgrund der Proportionalität in dem simulierten Bereich Rückschlüsse auf die periimplantären Spannungsverhältnisse zu, wie in Kapitel 4.2.1 beschrieben. Die Knotenpunkte bzw. die berechneten Dehnungswerte stellen eine Stichprobe von Punkten bzw. Werten innerhalb der „Region of Interest“ (RoI) dar. Die unendliche Anzahl der möglichen Punkte bzw. Werte innerhalb der RoI stellt die Grundgesamtheit dar. Wie erwähnt ist die Dehnung definiert als die relative Längenänderung (Verschiebung) eines Körpers durch eine aufgewendete Kraft. Das heißt, die Dehnung beschreibt, in wie weit der Knochen an den einzelnen Knotenpunkten durch die Kraft, welche auf die Minischrauben ausgeübt wird, gedehnt bzw. gestaucht wird.

Es stellte sich die Frage, wie genau die Dehnungswerte zu beurteilen waren und vor allem wie man die Ergebnisse einer Simulationsreihe sowie der verschiedener Simulationsreihen ins Verhältnis setzen und vergleichen konnte. Ausgehend von den simulierten Dehnungswerten in der RoI ließen sich die Maßzahlen Mittelwert, Median, Maximum, Standardabweichung und Varianz ableiten.

Die aus den Stichprobenwerten abgeleiteten Maßzahlen stellen Schätzungen für die unbekanntes tatsächlichen Maßzahlen der Grundgesamtheit dar und zeigten bereits klare Tendenzen.

Bei allen drei Längen lag in der Kompakta das Mittel der Dehnungswerte bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde deutlich unter dem Mittel der Minischrauben mit Standardgewinde. Der Median beim progressiven Gewinde lag ebenfalls deutlich unter dem Median beim Standardgewinde, wobei der Median robuster gegenüber extremen Werten bzw. Ausreißern ist.

Die Maxima der einzelnen Simulationsreihen lagen in der Kompakta zwischen 218 $\mu\epsilon$ und 2562 $\mu\epsilon$. Wobei 2562 $\mu\epsilon$ einer Längenänderung von 0,25% entsprechen. Es fiel auf, dass die hohen Maximalwerte von 519 $\mu\epsilon$, 1207 $\mu\epsilon$ und 2562 $\mu\epsilon$ in den Simulationen der Minischrauben mit progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm berechnet wurden. Während die Maxima bei dem Standardgewinde 233 $\mu\epsilon$, 268 $\mu\epsilon$ und 218 $\mu\epsilon$ betragen. Aufgrund der großen Stichprobenumfänge fielen die maximalen Werte nicht ins Gewicht. So waren in den Simulationsreihen 1, 2 und 3 bei den Minischrauben mit dem progressiven Gewinde nur 316 von 338387 Knotenpunkte (0,09%) höher als das entsprechende Maximum beim Standardgewinde bzw. 701 von 746210 Knotenpunkte (0,09%) und 1917 von 538786 Knotenpunkte (0,36%). Die hohen Maxima der Simulationsreihen bei dem progressiven Gewinde spielten demnach eine untergeordnete Rolle. Auch traten diese Werte im zervikalen Bereich auf der Zugseite auf, welches die typische Stelle der maximalen Dehnung ist. Die Kompakta setzt aufgrund ihres höheren E-Moduls der Minischraube einen höheren Widerstand entgegen, wodurch es zu Dehnungsspitzen im zervikalen Bereich um den Schraubenhals kommt. Die Maxima der einzelnen Simulationsreihen in der Spongiosa ergaben ein uneinheitliches Bild. In der Spongiosa lagen die Maxima zwischen 248 $\mu\epsilon$ und 2463 $\mu\epsilon$. Wobei das Maximum in der Simulationsreihe der Länge 10 mm bei dem Standardgewinde höher lag als bei dem progressiven Gewinde (538 $\mu\epsilon$ zu 248 $\mu\epsilon$), bei der Länge 8 mm beim progressiven Gewinde (755 $\mu\epsilon$ zu 369 $\mu\epsilon$) und bei der Länge 6 mm wieder deutlich bei dem Standardgewinde (2463 $\mu\epsilon$ zu 477 $\mu\epsilon$).

Die Standardabweichung und Varianz waren in 5 von 6 Simulationen niedriger bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde oder ungefähr gleich groß⁹. Die Standardabweichung und Varianz sind ein Maß für die Streuung der Werte der Stichproben um einen Schwerpunkt. Die einzelnen Werte bei dem progressiven Gewinde lagen somit tendenziell weniger weit vom Mittelwert entfernt als bei der Minischraube mit Standardgewinde.

Bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung zeigte sich, dass die Minischrauben mit progressivem Gewinde in der Kompakta in allen drei Längen im Intervall zwischen $>0 - 50$ Microstrain mehr Dehnungswerte aufwiesen als beim Standardgewinde. Im mittleren und damit höheren Dehnungsbereich überwogen die Dehnungswerte der Minischrauben mit Standardgewinde.

Anhand der Häufigkeitsverteilung und mit Hilfe der abgeleiteten Maßzahlen und deren Darstellung als Boxplots ließ sich somit rechnerisch und anschaulich zeigen, dass die Mehrzahl der Dehnungswerte beim progressiven Gewinde niedriger lagen als bei den Vergleichsschrauben mit Standardgewinde.

Um die Belastung der einzelnen Minischrauben sowie die Belastung der verschiedenen Gewindelängen ins Verhältnis setzen und vergleichen zu können, war eine Kennzahl notwendig, die eine zusammenfassende Aussage enthält bzw. einen Vergleich zulässt. Da sich die Belastung des Kieferknochens nicht direkt ermitteln ließ, wurde innerhalb der ‚Region of Interest‘ die Summe aller ermittelten Dehnungswerte als Maßzahl für die Gesamtbelastung definiert und berechnet. Um die Gesamtbelastungen der einzelnen Simulationen vergleichbar zu machen, wurden die Stichprobenumfänge auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte bzw. Dehnungswerte normiert. Dadurch ließen sich die zwei Gesamtbelastungen einer Simulationsreihe sowie die Gesamtbelastungen

⁹ Ausnahme ist die Simulation des progressiven Gewindes der Länge 6 mm in der Kompakta. Die Standardabweichung und Varianz liegen hier um das 1,5 fache höher als beim Standardgewinde der Länge 6 mm.

verschiedener Simulationsreihen ins Verhältnis setzen und vergleichen. Die so definierte Gesamtbelastung ist eine rechnerische Kennzahl, mit der sich die Simulationsergebnisse in der vorliegenden Arbeit vergleichen ließen. Sie ist kein Schätzer für die unbekannte Gesamtbelastung innerhalb der Grundgesamtheit, d.h. der „Region of Interest“ (RoI).

Die Ergebnisse zeigen, dass beim progressiven Gewinde die berechneten Dehnungswerte im periimplantären Knochen im Bereich der Kompakta deutlich geringer waren als beim Standardgewinde. Die Gesamtbelastung der Kompakta lag bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm zwischen 627.649 und 730.849 $\mu\epsilon$. Im Vergleich dazu war die Gesamtbelastung bei den Minischraube mit Standardgewinde der gleichen Längen deutlich höher. Sie lag zwischen 1.069.281 und 1.774.148 $\mu\epsilon$. Siehe Tabelle 21. Somit ist die Gesamtbelastung bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde im Bereich der Kompakta um etwa 50% geringer als bei den Minischrauben mit Standardgewinde.

In der Spongiosa zeigte sich dagegen bei den Minischrauben der Längen 10 mm und 8 mm kein großer Unterschied bei der Gesamtbelastung (siehe Tabelle 21). Die Gesamtbelastung bei beiden Minischrauben lag hier bei etwa 500.000 $\mu\epsilon$. Wobei die berechnete Gesamtbelastung bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde um 7% bzw. 9% höher ausfiel als bei den entsprechenden Minischrauben mit Standardgewinde. Interessant ist auch, dass bei den Minischrauben der Länge 6 mm die Gesamtbelastung in der Spongiosa bei dem Standardgewinde wieder deutlich höher war als bei dem progressiven Gewinde. Die Gesamtbelastung bei dem progressiven Gewinde war um mehr als die Hälfte geringer. Die Ursache für die Unterschiede bei den berechneten Gesamtbelastungen könnte die geringe Länge der Minischraube sein. Die Minischrauben der Länge 6 mm ragten nur 2 mm in die Spongiosa, da die Kompakta mit einer Dicke von 4 mm definiert wurde.

Die Kompakta spielt eine wichtige Rolle für die Stabilität der Minischraube [64, 98, 99]. Wie in Kapitel 2.1.7 beschrieben treten bei Belastung der Minischraube die größten Spannungen im zervikalen Bereich der Kompakta auf und nehmen apikal Richtung Spongiosa deutlich ab [68-70].

Die hohen Spannungen um den Schraubenhals können Ursache für Mikrofrakturen und in Folge Knochenresorptionen in diesem Bereich sein und sich somit negativ auf den Halt der Minischrauben auswirken. Um Überbelastungen und Lockerungen der Minischrauben zu verhindern, ist es wichtig die Spannungen in diesem Bereich möglichst gering zu halten. Vor allem, da es beim Einsatz von Minischrauben zu keiner Osseointegration kommt [67, 99]. Die Spongiosa hingegen spielt für die Stabilität und die Prognose der Minischraube eine geringere Rolle [64, 98, 99]. In der vorliegenden Arbeit wurde deshalb den unterschiedlichen Gesamtbelastungen in der Spongiosa aus dem nachstehenden Grund nicht weiter nachgegangen.

7.3 Einfluss der Länge der Minischraube

In der vorliegenden Arbeit wurden Minischrauben der Länge 10, 8 und 6 mm untersucht, um den Einfluss der Gewindeform und der Länge des Gewindes beurteilen zu können.

Beim Standardgewinde nahm die Belastung in der Kompakta absolut gesehen mit abnehmender Länge zu. Auch fällt auf, dass beim Standardgewinde bei der kurzen Minischraube mit der Länge 6 mm die Belastung in der Spongiosa um mehr als das 2,5-Fache im Vergleich zu den Minischrauben mit Standardgewinde in den Längen 10 mm und 8 mm erhöht war.

Die Minischrauben mit dem progressiven Gewinde zeigten absolut gesehen kein lineares Verhalten bei den betrachteten Längen bezüglich der Belastungswerte in der Kompakta. Vielmehr fällt auf, dass der niedrigste Gesamtbelastungswert in der Kompakta bei der Länge 8 mm ermittelt wurde. Auch ist der Wert in der Spongiosa bei der kurzen Minischraube mit progressivem Gewinde der Länge 6 mm nicht in dem Maße erhöht wie beim Standardgewinde. Die Tabelle 20 und Tabelle 21 zeigen die ermittelten Kennzahlen und abgeleiteten Maßzahlen bei Minischrauben mit Standardgewinde und progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm im Vergleich.

Damit ließ sich feststellen, dass die Auswirkungen des progressiven Gewindes in der Kompakta unabhängig von der untersuchten Länge sind. Wie erwähnt kam es im Bereich der Kompakta bei

allen drei Längen 10, 8 und 6 mm zu einer geringeren Belastung im periimplantären Knochen. Die berechneten Gesamtbelastungswerte bei dem progressiven Gewinde waren im Bereich der Kompakta um 59%, 42% und 41% geringer als beim Standardgewinde.

Zusammenfassend lässt sich daher festhalten, dass aufgrund der Simulationsergebnisse das progressive Gewinde unabhängig von der Länge der Minischraube in der Realität zu einer geringeren Belastung im periimplantären Knochen im Bereich der Kompakta führen sollte.

7.4 Bewertung der Ergebnisse

Wie in Kapitel 7.1 beschrieben, handelt es sich bei der hier durchgeführten Analyse mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) um ein Simulationsverfahren am Computer, welches auf einem mathematischen Modell bestehend aus Minischraube und Knochen basiert und lediglich grundlegende Aussagen liefert.

Die Simulationsergebnisse der vorliegenden Arbeit geben einen berechtigten Hinweis darauf, dass das progressive Gewinde aufgrund der geringeren periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungswerte in der oberen Knochenschicht und der deutlich geringeren Belastung des Knochens in diesem Bereich einen positiven Effekt auf die Stabilität der Minischraube haben sollte. Zumal sich durch die geringere Belastung in der Kompakta beim progressiven Gewinde rechnerisch eine günstigere Verteilung der Belastung zwischen Kompakta und Spongiosa ergibt, was ebenfalls die Stabilität positiv beeinflussen könnte.

Unterstützt werden die Ergebnisse durch andere ähnliche Studien. Krebs et al. untersuchte 2013 die Langzeiterfolge der dentalen Ankylos Implantate, welche ebenfalls ein progressives Gewinde aufweisen [31]. Die guten Ergebnisse bezüglich des periimplantären Knochenabbaus in der oberen Knochenschicht führt er auf die Merkmale des progressiven Gewindes zurück. Somit unterstützt Krebs et al. die Ergebnisse dieser Arbeit, dass das progressive Gewinde einen positiven Einfluss bei orthodontischen Minischrauben habe müsste.

Ebenfalls unterstützt werden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit durch die Studie von Chang et al. [23]. Dieser untersuchte die Auswirkungen von Gewindetiefe, Konusform und -länge bei Minischrauben. Neben der Analyse von Minischrauben mit verschiedenen Konstruktionsparametern mit Hilfe der FEM, testete dieser anschließend vier Minischrauben auch mechanisch (Pullout Test). Er kommt zu dem Ergebnis, dass bei einer Minischraube mit konstantem Außendurchmesser und einem erhöhten Kerndurchmesser der oberen Gewindegänge, die Spannungsspitzen im oberen Bereich verringert werden können.

Um weitergehende Aussagen treffen zu können, sind weitere Untersuchungen bis hin zu klinischen Studien notwendig. Ein interessanter Aspekt ist zum Beispiel, den Einfluss des Durchmessers bei Minischrauben mit Standardgewinde und mit progressivem Gewinde zu untersuchen. Die in dieser Arbeit im Computer konstruierten Minischrauben lassen sich in alle Dimensionen variieren, wie in Kapitel 5.1 beschrieben. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse, bei denen die Länge der Minischrauben variiert wurde, wird bei einer Variation des Durchmessers eine ähnliche Reduzierung der Belastung durch Minischrauben mit progressivem Gewinde erwartet. Diese Hypothese könnte in analogen Simulationsreihen untersucht werden. Auch könnte man in weiteren Simulationsreihen individuelle anatomische Verhältnisse, wie Knochenangebot und Knochenqualität berücksichtigen. Hierbei ginge es darum, am Computer Hinweise für optimale Minischrauben für individuelle anatomische Verhältnisse zu finden.

In weiteren Untersuchungen bis hin zu klinischen Studien ist letztendlich zu verifizieren, ob das progressive Gewinde auch an Patienten zu einer Reduzierung der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungswerte und damit tatsächlich zu einer besseren Stabilität und höheren Erfolgsrate bei orthodontischen Minischrauben führt.

8 Schlussfolgerung

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss der Gewindeform bei orthodontischen Minischrauben zu untersuchen. Hierbei wurden Minischrauben mit einem neu entwickelten progressiven Gewinde herkömmlichen Minischrauben gegenübergestellt. Unter Verwendung der Finite-Elemente-Methode (FEM) wurden Belastungen durch Minischrauben im periimplantären Knochen im Bereich der Kompakta und Spongiosa simuliert und Dehnungswerte (in Microstrain) berechnet. Mit Hilfe dieser Berechnungen wurde die Frage untersucht, ob sich bei orthodontischen Minischrauben mit einem progressiven Gewinde Unterschiede zu den konventionellen Minischrauben hinsichtlich der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungsverhältnisse zeigen.

Die Ergebnisse der Simulationsreihen zeigen, dass die berechneten Dehnungswerte bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde im Bereich der Kompakta deutlich niedriger als beim Standardgewinde waren. Somit sind die periimplantären Spannungen und damit die Belastung im Bereich der Kompakta deutlich geringer. Dies zeigte sich bei den drei simulierten Längen von 10, 8 und 6 mm. Auf der anderen Seite zeigte das Standardgewinde eine deutlich höhere Belastung im Bereich der Kompakta. In der Spongiosa zeigte sich bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde und Standardgewinde der Länge 10 mm und 8 mm kein großer Unterschied bezüglich der Belastung. Eine Ausnahme stellte die kurze Minischraube mit Standardgewinde der Länge 6 mm dar. Hier ergab sich eine deutlich geringere Belastung bei dem progressiven Gewinde. Durch die Reduzierung der Belastung im Bereich der Kompakta kommt es zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Belastung entlang der Minischraube.

Somit geben die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit einen berechtigten Hinweis darauf, dass das progressive Gewinde einen positiven Effekt auf die Stabilität von Minischrauben haben sollte. Weitere Untersuchungen bis hin zu klinischen Studien erscheinen sinnvoll und notwendig, um zu überprüfen, ob das progressive Gewinde auch an Patienten zu einer Reduzierung der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungswerte und damit tatsächlich zu einer besseren Stabilität und höheren Erfolgsrate bei orthodontischen Minischrauben führt.

9 Zusammenfassung

9.1 Ziel

Untersucht wurde die Frage, ob sich bei orthodontischen Minischrauben mit einem progressiven Gewinde hinsichtlich der periimplantären Spannungsverhältnisse Unterschiede zu den konventionellen Minischrauben zeigen. Durch Einsatz der Finite-Elemente-Methode (FEM) und entsprechenden Simulationen wurde die Hypothese überprüft, dass Minischrauben mit progressivem Gewinde zu einer Reduzierung der periimplantären Spannungs- bzw. Dehnungswerte führen.

9.2 Material und Methode

Mit Hilfe von Autodesk Inventor wurden Minischrauben mit Standardgewinde und progressivem Gewinde unterschiedlicher Längen und ein Knochenblock als CAD-Modelle konstruiert und anschließend miteinander kombiniert. Anschließend wurden unter Anwendung der Finiten-Elemente-Methode die Modelle vernetzt und mit einer horizontalen Zugkraft von 1 Newton belastet. Für den periimplantären Knochen wurden die Dehnungswerte der Kompakta und Spongiosa in einer „Region of Interest“ in Simulationsreihen berechnet und statistisch ausgewertet. Aus den ermittelten Dehnungswerten wurden Maßzahlen wie Mittelwert, Median etc. abgeleitet. Für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse der verschiedenen Simulationen wurde als rechnerische Größe eine Gesamtbelastung definiert und normiert berechnet.

9.3 Ergebnisse

Das progressive Gewinde zeigt im Vergleich zum Standardgewinde im Bereich der Kompakta eine reduzierte Belastung. Die berechnete Gesamtbelastung der Kompakta, wie in Kapitel 4.8 definiert, liegt bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm zwischen 627.649 und 730.849 $\mu\epsilon$. Im Vergleich dazu ist die Gesamtbelastung bei den Minischrauben mit Standardgewinde der gleichen Längen deutlich höher. Sie liegt bei 1.069.281 bis 1.774.148 $\mu\epsilon$. Diese Reduzierung beträgt im Bereich der Kompakta somit ungefähr 50%. Auch zeigt sich diese

Reduzierung bei allen drei simulierten Längen: 10, 8 und 6 mm. Anders beim Standardgewinde. Hier waren die Dehnungswerte im Bereich der Kompakta deutlich höher. In der Spongiosa zeigt sich kein großer Unterschied bezüglich der Belastung zwischen dem progressiven Gewinde und dem Standardgewinde.

9.4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen, dass die periimplantären Dehnungen bzw. Spannungen bei den Minischrauben mit progressivem Gewinde im Bereich der Kompakta niedriger waren als beim Standardgewinde. Somit ist die Belastung im periimplantären Knochen in diesem Bereich deutlich geringer. Durch die Reduzierung der Belastung im Bereich der Kompakta kommt es zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Belastung entlang der Minischraube.

Aufgrund der Ergebnisse ist nun zu überprüfen, ob das progressive Gewinde durch die Reduzierung der periimplantären Spannungen im Bereich der Kompakta und die damit gleichmäßigere Verteilung der Belastung entlang der Minischraube tatsächlich zu einer besseren Stabilität und damit höheren Erfolgsrate bei Minischrauben führt. Hierfür sind weitere Untersuchungen bis hin zu klinischen Studien notwendig.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Standardgewinde	26
Abbildung 2	Minischrauben-Kopf im Bracket Design mit Kreuzslot (0,022 x 0,025).....	27
Abbildung 3	Minischrauben mit Standardgewinde der Länge 10, 8 und 6 mm	28
Abbildung 4	Progressives Gewinde	28
Abbildung 5	Minischrauben mit progressivem Gewinde der Länge 10, 8 und 6 mm	29
Abbildung 6	Gesamt-CAD-Modell bestehend aus Kompakta, Spongiosa und einer orthodontischen Minischraube	30
Abbildung 7	Region of Interest (RoI) im Gesamt-CAD-Modell bestehend aus Kompakta, Spongiosa und einer orthodontischen Minischraube	31
Abbildung 8	Vernetztes Gesamt-CAD-Modell mit Darstellung der ‚Region of Interest‘	35
Abbildung 9	Vernetztes Gesamt-CAD-Modell mit Fixierung im Raum und Kraftvektor von 1 Newton	36
Abbildung 10	Ergebnis einer Simulation: Gesamt-CAD-Modell bestehend auf Kompakta, Spongiosa, Minischraube und ‚Region of Interest‘ (links opak, rechts transparent), rote Farbringe repräsentieren hohe Dehnungswerte.....	41
Abbildung 11	Dehnung des periimplantären Knochens, Minischraube mit progressivem Gewinde, Länge 10 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0	44
Abbildung 12	Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..824189, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	45
Abbildung 13	Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..338387, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	46

Abbildung 14	Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta	48
Abbildung 15	Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 1 Minischrauben Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall	49
Abbildung 16	Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, x-Achse Knotenpunkte 1..776.234, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	51
Abbildung 17	Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, x-Achse Knotenpunkte 1..886714, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	52
Abbildung 18	Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa	54
Abbildung 19	Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 1 Minischrauben Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall	55
Abbildung 20	Dehnung des periimplantären Knochens, Minischraube mit progressivem Gewinde, Länge 8 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0	57
Abbildung 21	Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..48711, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	58
Abbildung 22	Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1..746210, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	58
Abbildung 23	Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta	60

Abbildung 24 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 2 Minischrauben Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, Stichprobenumfang n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits- Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall	61
Abbildung 25 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 2 Minischrauben Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, Stichprobenumfang n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall	65
Abbildung 26 Dehnung des periimplantären Knochens, Minischraube mit progressivem Gewinde, Länge 6 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0	67
Abbildung 27 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit Standardgewinde (S), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x-Achse Knotenpunkte 1.40251, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	68
Abbildung 28 Dehnungswerte (absteigend) der Simulation Minischraube mit progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, x- Achse Knotenpunkte 1.538786, y-Achse Dehnung in Microstrain ($\mu\epsilon$).....	69
Abbildung 29 Boxplot der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta	71
Abbildung 30 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 3 Minischrauben Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta, Stichprobenumfang n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$, x-Achse Häufigkeits- Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall	72
Abbildung 31 Häufigkeitsverteilung der Dehnungswerte Simulationsreihe 3 Minischrauben Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, x-Achse Häufigkeits-Intervalle (50 Microstrain), y-Achse Anzahl Dehnungswerte pro Intervall	75

Abbildung 32 Vergleich Dehnung des periimplantären Knochens, Minischrauben mit progressivem Gewinde der Längen 10, 8 und 6 mm, Schnitt xy-Ebene durch z_0 . 77

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Eigenschaften der Minischrauben mit Standardgewinde (S)	32
Tabelle 2	Eigenschaften der Minischrauben mit progressivem Gewinde (P)	33
Tabelle 3	Materialeigenschaften für die Simulationen: Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl des Materials, wie in [90]	33
Tabelle 4	Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge	38
Tabelle 5	Simulationsreihe 1 Minischrauben Länge 10 mm mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Eigenschaften und Simulationsparameter	43
Tabelle 6	Maßzahlen der Simulationsreihe 1 Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta	47
Tabelle 7	Vergleich der Gesamtbelastung der Kompakta bei Minischraube mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde	50
Tabelle 8	Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa	53
Tabelle 9	Vergleich der Gesamtbelastung der Spongiosa bei Minischraube mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 10 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde	56
Tabelle 10	Eigenschaften der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm	56

Tabelle 11	Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta 59
Tabelle 12	Vergleich der Gesamtbelastung der Kompakta bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde 62
Tabelle 13	Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa 63
Tabelle 14	Vergleich der Gesamtbelastung der Spongiosa bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 8 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde 66
Tabelle 15	Eigenschaften der Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm 66
Tabelle 16	Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Kompakta 70
Tabelle 17	Vergleich der Gesamtbelastung der Kompakta bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde 73
Tabelle 18	Maßzahlen Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Knochenschicht Spongiosa 74
Tabelle 19	Vergleich der Gesamtbelastung der Spongiosa bei Minischrauben mit Standardgewinde (S) und progressivem Gewinde (P), Länge 6 mm, Durchmesser 1,8 mm, Stichprobenumfänge n_S und n_P normiert auf $n_0 = 80.000$ Knotenpunkte, absolut und in Prozent bezogen auf Minischraube mit Standardgewinde 76
Tabelle 20	Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge, Vergleich der Maßzahlen für Minischrauben mit Standardgewinde (S) und Minischrauben mit

	progressivem Gewinde (P), in den Knochenschichten Kompakta K und Spongiosa S, SD = Standardabweichung.....	78
Tabelle 21	Simulationsreihen 1, 2 und 3 mit Variation der Gewindelänge, Vergleich der ermittelten Gesamtbelastungen für Minischrauben mit Standardgewinde (S) und Minischrauben mit progressivem Gewinde (P), in den Knochenschichten Kompakta K und Spongiosa S, normierter Stichprobenumfang $n_0 = 80.000$, absolut und in Prozent bezogen auf Minischrauben mit Standardgewinde	79

Literaturverzeichnis

1. Papadopoulos, M.A. and F. Tarawneh, *The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2007. **103**(5): p. e6-15.
2. Freudenthaler, J.W., R. Haas, and H.P. Bantleon, *Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(4): p. 358-63.
3. Costa, A., M. Raffainl, and B. Melsen, *Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report*. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 1998. **13**(3): p. 201-9.
4. Berens, A., D. Wiechmann, and R. Dempf, *Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy*. J Orofac Orthop, 2006. **67**(6): p. 450-8.
5. Kanomi, R., *Mini-implant for orthodontic anchorage*. J Clin Orthod, 1997. **31**(11): p. 763-7.
6. Wilmes, B., et al., *Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants*. J Orofac Orthop, 2006. **67**(3): p. 162-74.
7. Gainsforth, H., *A study of orthodontic anchorage possibilities in basale bone*.
8. Creekmore, T.D. and M.K. Eklund, *The possibility of skeletal anchorage*. J Clin Orthod, 1983. **17**(4): p. 266-9.

9. Wehrbein, H., et al., *The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate*. J Orofac Orthop, 1996. **57**(3): p. 142-53.
10. Wehrbein, H. and B.R. Merz, *Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy*. J Esthet Dent, 1998. **10**(6): p. 315-24.
11. Wehrbein, H., et al., *Bone-to-implant contact of orthodontic implants in humans subjected to horizontal loading*. Clin Oral Implants Res, 1998. **9**(5): p. 348-53.
12. Nosouhian, S., et al., *A Mini-review on the Effect of Mini-implants on Contemporary Orthodontic Science*. J Int Oral Health, 2015. **7**(Suppl 1): p. 83-7.
13. Gurgel Jde, A., et al., *Distalization of maxillary molars using a lever arm and mini-implant*. Orthodontics (Chic.), 2013. **14**(1): p. e140-9.
14. Reddy, V., et al., *A simple mini-screw assembly for simultaneous molar uprighting and distalization--a case of adjunctive adult orthodontics*. Int J Orthod Milwaukee, 2013. **24**(1): p. 25-8.
15. Wilmes, B., V. Katyal, and D. Drescher, *Mini-implant-borne Pendulum B appliance for maxillary molar distalisation: design and clinical procedure*. Aust Orthod J, 2014. **30**(2): p. 230-9.
16. Park, W., et al., *Orthodontic extrusion of the lower third molar with an orthodontic mini implant*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2010. **110**(4): p. e1-6.
17. Nienkemper, M., et al., *Extrusion of impacted teeth using mini-implant mechanics*. J Clin Orthod, 2012. **46**(3): p. 150-5;quiz 183.
18. Jain, R.K., S.P. Kumar, and W.S. Manjula, *Comparison of intrusion effects on maxillary incisors among mini implant anchorage, j-hook headgear and utility arch*. J Clin Diagn Res, 2014. **8**(7): p. Zc21-4.
19. Tseng, Y.C., et al., *The application of mini-implants for orthodontic anchorage*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2006. **35**(8): p. 704-7.
20. Chatzigianni, A., et al., *Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels*. Eur J Orthod, 2011. **33**(4): p. 381-7.

21. Wilmes, B., et al., *Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants*. J Orofac Orthop, 2008. **69**(1): p. 42-50.
22. Rodriguez, J.C., et al., *Implants for Orthodontic Anchorage: Success Rates and Reasons of Failures*. Implant Dent, 2014.
23. Chang, J.Z., et al., *Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **141**(3): p. 279-88.
24. Holm, L., et al., *An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants*. Angle Orthod, 2012. **82**(6): p. 1022-8.
25. Motoyoshi, M., et al., *Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007. **22**(5): p. 779-84.
26. Lim, S.A., J.Y. Cha, and C.J. Hwang, *Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length*. Angle Orthod, 2008. **78**(2): p. 234-40.
27. Wilmes, B., Y.Y. Su, and D. Drescher, *Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants*. Angle Orthod, 2008. **78**(6): p. 1065-70.
28. Kim, Y.K., et al., *Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants*. Angle Orthod, 2009. **79**(5): p. 908-14.
29. Song, H.N., et al., *Mechanical stability and clinical applicability assessment of novel orthodontic mini-implant design*. Angle Orthod, 2013. **83**(5): p. 832-41.
30. Hansson, S. and M. Werke, *The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study*. J Biomech, 2003. **36**(9): p. 1247-58.
31. Krebs, M., et al., *Long-Term Evaluation of ANKYLOS(R) Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants*. Clin Implant Dent Relat Res, 2013.
32. Prof. G.-H. Nentwig, D.W.M., *Progressives Gewinde*. 1989.

33. Nentwig, G.H., *Ankylos implant system: concept and clinical application*. J Oral Implantol, 2004. **30**(3): p. 171-7.
34. Roberts, W.E., et al., *Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage*. Angle Orthod, 1989. **59**(4): p. 247-56.
35. Roberts, W.E., K.J. Marshall, and P.G. Mozsary, *Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site*. Angle Orthod, 1990. **60**(2): p. 135-52.
36. Block, M.S. and D.R. Hoffman, *A new device for absolute anchorage for orthodontics*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1995. **107**(3): p. 251-8.
37. Gallas, M.M., et al., *Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage*. Eur J Orthod, 2005. **27**(1): p. 12-6.
38. Sato, R., et al., *Profiling of bacterial flora in crevices around titanium orthodontic anchor plates*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(1): p. 21-6.
39. Cornelis, M.A., et al., *Orthodontic loading of titanium miniplates in dogs: microradiographic and histological evaluation*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(10): p. 1054-62.
40. Wehrbein, H. and P. Gollner, *Skeletal anchorage in orthodontics--basics and clinical application*. J Orofac Orthop, 2007. **68**(6): p. 443-61.
41. Gedrange, T., et al., *An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(4): p. 425-31.
42. Reynders, R., L. Ronchi, and S. Bipat, *Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(5): p. 564.e1-19; discussion 564-5.
43. Ismail, S.F. and A.S. Johal, *The role of implants in orthodontics*. J Orthod, 2002. **29**(3): p. 239-45.

44. Senisik, N.E. and H. Turkkahraman, *Treatment effects of intrusion arches and mini-implant systems in deepbite patients*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **141**(6): p. 723-33.
45. Sebastian, B., *Mini-implants: new possibilities in interdisciplinary treatment approaches*. Case Rep Dent, 2014. **2014**: p. 140760.
46. Sar, C., et al., *Dentofacial effects of skeletal anchored treatment modalities for the correction of maxillary retrognathia*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2014. **145**(1): p. 41-54.
47. Sfeir, E., N. Nassif, and C. Moukarzel, *Use of mini dental implants in ectodermal dysplasia children: follow-up of three cases*. Eur J Paediatr Dent, 2014. **15**(2 Suppl): p. 207-12.
48. Freire, J.N., et al., *Histomorphologic and histomophometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(6): p. 704.e1-9.
49. Maino, B.G., G. Maino, and P. Mura, *Spider Screw: skeletal anchorage system*. Prog Orthod, 2005. **6**(1): p. 70-81.
50. Park, H.S., S.H. Jeong, and O.W. Kwon, *Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **130**(1): p. 18-25.
51. Kravitz, N.D. and B. Kusnoto, *Risks and complications of orthodontic miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(4 Suppl): p. S43-51.
52. Florvaag, B., et al., *Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study*. J Orofac Orthop, 2010. **71**(1): p. 53-67.
53. Mortensen, M.G., et al., *Stability of immediately loaded 3- and 6-mm miniscrew implants in beagle dogs--a pilot study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(2): p. 251-9.
54. Miyawaki, S., et al., *Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003. **124**(4): p. 373-8.

-
55. Wu, J.C., J.N. Huang, and S.F. Zhao, *Bicortical microimplant with 2 anchorage heads for mesial movement of posterior tooth in the beagle dog*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **132**(3): p. 353-9.
 56. Wilmes, B. and D. Drescher, *Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants*. Angle Orthod, 2009. **79**(4): p. 609-14.
 57. Sarul, M., et al., *Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: a prospective study*. Angle Orthod, 2015. **85**(1): p. 33-8.
 58. Lemieux, G., et al., *Computed tomographic characterization of mini-implant placement pattern and maximum anchorage force in human cadavers*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(3): p. 356-65.
 59. Laursen, M.G., B. Melsen, and P.M. Cattaneo, *An evaluation of insertion sites for mini-implants: a micro - CT study of human autopsy material*. Angle Orthod, 2013. **83**(2): p. 222-9.
 60. Morarend, C., et al., *Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **136**(2): p. 224-9.
 61. Ludwig, B.H., *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie - Innovative Verankerungskonzepte*. 2007: Quintessence Publishing, Deutschland.
 62. Motoyoshi, M., et al., *Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(4): p. 480-5.
 63. Melsen, B. and A. Costa, *Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage*. Clin Orthod Res, 2000. **3**(1): p. 23-8.
 64. Woods, P.W., et al., *The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants*. Eur J Orthod, 2009. **31**(3): p. 232-40.
 65. Romanos, G.E., et al., *Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with Macaca fascicularis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(1): p. 44-51.
 66. De Pauw, G.A., et al., *Stability of implants as anchorage for orthopedic traction*. Angle Orthod, 1999. **69**(5): p. 401-7.

67. Buchter, A., et al., *Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(4): p. 473-9.
68. Melsen, B., *Mini-implants: Where are we?* J Clin Orthod, 2005. **39**(9): p. 539-47; quiz 531-2.
69. Huang, H.L., et al., *Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study*. J Dent, 2008. **36**(6): p. 409-17.
70. Vootla, N.R., et al., *An Evaluation of the Stress Distribution in Screw Retained Implants of Different Crown Implant Ratios in Different Bone Densities Under Various Loads-A FEM Study*. J Clin Diagn Res, 2016. **10**(6): p. Zc96-zc101.
71. Holmes, D.C., et al., *Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(4): p. 450-8.
72. Romanos, G., et al., *Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys*. J Periodontol, 2001. **72**(4): p. 506-11.
73. Sammarco, G.J., et al., *The biomechanics of torsional fractures: the effect of loading on ultimate properties*. J Biomech, 1971. **4**(2): p. 113-7.
74. Lanyon, L.E. and C.T. Rubin, *Static vs dynamic loads as an influence on bone remodelling*. J Biomech, 1984. **17**(12): p. 897-905.
75. Frost, H.M., *Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 4. Mechanical influences on intact fibrous tissues*. Anat Rec, 1990. **226**(4): p. 433-9.
76. Branemark, P.I., et al., *Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies*. Scand J Plast Reconstr Surg, 1969. **3**(2): p. 81-100.
77. Branemark, P.I., *Osseointegration and its experimental background*. J Prosthet Dent, 1983. **50**(3): p. 399-410.
78. Salama, H., et al., *Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1995. **15**(4): p. 344-61.

79. Tarnow, D.P., S. Emthiaz, and A. Classi, *Immediate loading of threaded implants at stage I surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997. **12**(3): p. 319-24.
80. Rocci, A., et al., *Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants: light microscopic observations after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible*. Clin Implant Dent Relat Res, 2003. **5 Suppl 1**: p. 88-98.
81. Romanos, G.E., et al., *Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the Macaca fascicularis monkey*. J Periodontol, 2003. **74**(10): p. 1483-90.
82. Frost, H.M., *Perspectives: a proposed general model of the "mechanostat" (suggestions from a new skeletal-biologic paradigm)*. Anat Rec, 1996. **244**(2): p. 139-47.
83. Brand, M., *FEM-Praxis mit SolidWorks, 3. Auflage*. 2016: Springer Vieweg, Wiesbaden
84. Holberg, C., *Effects of rapid maxillary expansion on the cranial base--an FEM-analysis*. J Orofac Orthop, 2005. **66**(1): p. 54-66.
85. Stahl, E., et al., *Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants*. J Orofac Orthop, 2009. **70**(2): p. 115-27.
86. Singh, S., et al., *Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **141**(3): p. 327-36.
87. Holberg, C., et al., *Finite element analysis of mono- and bicortical mini-implant stability*. Eur J Orthod, 2014. **36**(5): p. 550-6.
88. Müller, G.G., Clemens, *FEM für Praktiker - Band 1: Grundlagen, 8. Auflage*. 2007: expert verlag, Tübingen.
89. Boryor, A., et al., *A downloadable meshed human canine tooth model with PDL and bone for finite element simulations*. Dent Mater, 2009. **25**(9): p. e57-62.
90. Holberg, C., et al., *Direct versus indirect loading of orthodontic miniscrew implants-an FEM analysis*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(8): p. 1821-7.

91. Pickard, M.B., et al., *Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(1): p. 91-9.
92. Lombardo, L., et al., *Optimal palatal configuration for miniscrew applications*. Angle Orthod, 2010. **80**(1): p. 145-52.
93. Chen, F., K. Terada, and K. Handa, *Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study*. Angle Orthod, 2005. **75**(3): p. 378-85.
94. Autodesk. *Kontakttypen*. 2018; Available from:
<https://knowledge.autodesk.com/de/support/simulation-mechanical/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2017/DEU/SimMech-UsersGuide/files/GUID-CDC0ADD8-95E6-4E95-84D9-AFE71B45D7FE-htm.html>.
95. Chatzigianni, A., et al., *Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants*. Eur J Orthod, 2011. **33**(5): p. 468-75.
96. Cattaneo, P.M., M. Dalstra, and B. Melsen, *The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement*. J Dent Res, 2005. **84**(5): p. 428-33.
97. Holberg, C., N. Holberg, and I. Rudzki-Janson, *Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(1): p. 53-9.
98. Melsen, B. and N.P. Lang, *Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(2): p. 144-52.
99. Deguchi, T., et al., *The use of small titanium screws for orthodontic anchorage*. J Dent Res, 2003. **82**(5): p. 377-81.

Danksagung

Mein besonderer Dank richtet sich zunächst an Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg für die Überlassung des Dissertationsthemas, die freundliche Unterstützung und stets kompetente Beratung während der gesamten Studiendauer.

Bei Herrn Dr. med. dent. Philipp Winterhalder möchte ich mich herzlich für die Betreuung bei der Planung und Durchführung der praktischen Untersuchungen bedanken.

Bei der Firma Autodesk bedanke ich mich für die Bereitstellung der Software Autodesk Inventor und Autodesk Simulation Mechanical.

Schließlich bedanke ich mich bei meiner Familie und Freunden, insbesondere bei meinem Mann und meinen Eltern, für die Unterstützung und Motivation während der Promotion. Sie waren mir immer ein großer Rückhalt.

Eidesstattliche Erklärung

Ich, Julia Katharina Seefelder, geb. Wiederspohn, geboren am 28.11.1988 in Heidelberg, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Biomechanische Analyse der periimplantären Spannungsverhältnisse bei orthodontischen Microscrews mit progressivem Gewinde – Eine FEM - Studie

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre darüber hinaus, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 02. Juni 2020

Julia Katharina Seefelder