

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

**Mechanische Eigenschaften zweier unterschiedlicher
Miniimplantat-Designs bei Eindrehen in Knochen und
Knochenersatzmaterial**

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

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

**vorgelegt von
Pollak, Tamara Lea
2020**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. G. Göz

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. F. Hüttig

Tag der Disputation: 17.12.2020

Gliederung

1. Einleitung

1.1.	Aufbau von Miniimplantaten	2
1.2.	Anforderungen an Miniimplantate	3
1.3.	Primär- und Sekundärstabilität	5
1.4.	Drehmomente und Kräfte bei Insertion	8
1.5.	Reaktion der Hart- und Weichgewebe	10
1.6.	Design von Miniimplantaten	12
1.7.	Fragestellung dieser Arbeit	13

2. Material und Methode

2.1.	Material	
2.1.1.	Konstruktionsdetails und technische Daten der tomas® pins	14
2.1.2.	Knochen	16
2.1.3.	SawBones®	16
2.1.4.	Kunststoff	16
2.2.	Methode	
2.2.1.	Vorbereitung der Materialien	17
2.2.2.	Beschreibung des Verfahrens	18
2.3.	Datenerfassung und Auswertung	24
2.4.	Statistische Auswertung	25

3. Ergebnisse

3.1.	Primärstabilität	32
3.2.	Visualisierung	33
3.3.	Steigungsverhältnisse	40
3.4.	Hauptkomponentenanalyse (PCA)	45

4. Diskussion

4.1.	Primärstabilität	58
4.2.	Insertionsverhalten	60
4.3.	Änderung des Drehmoments	66
4.4.	Einfluss des Testmaterials	67
4.5.	Eignung der Methode und der statistischen Auswertung	68

4.6. Schlussfolgerung und Ausblick	71
5. Zusammenfassung	72
6. Literaturverzeichnis	74
7. Erklärung zum Eigenanteil	80
8. Danksagung	81

1. EINLEITUNG

Die Verbesserung der dentofazialen Ästhetik, der Kiefergelenkfunktion, der statischen sowie dynamischen Okklusion und der Mastikation sind traditionelle kieferorthopädische Behandlungsmotive (Diedrich, 2000). Diese Ziele können auf unterschiedliche Weise erreicht werden. Das dritte Newtonsche Gesetz besagt, dass aus jeder Kraft auch eine gleichgroße Gegenkraft resultiert. Soll also ein Zahn oder eine Zahngruppe bewegt werden, wirken Gegenkräfte, die zu unerwünschten Nebenwirkungen führen können, wenn sie nicht beispielsweise durch eine Verankerung aufgefangen werden. Verankerung ist ein zentrales Problem der Kieferorthopädie. 1960 veröffentlichte Higley eine Übersicht zu diesem Thema und definierte die Verankerung als Widerstand, den die dentofazialen Strukturen gegen eine Veränderung ihrer Form oder Position unter einer einwirkenden Kraft aufbringen (Higley, 1960). Als Verankerungsmöglichkeiten nannte Higley die Verblockung einzelner Zähne oder Zahnsegmente, intermaxilläre Gummizüge, herausnehmbare Plattenapparaturen und extraorale Geräte und betonte, dass sich der Grad der Verankerung je nach einbezogener Bezahnung und (Kraft-)System unterscheidet. Die Verankerung kann am Beispiel eines Lückenschlusses anhand des Verhältnisses der Inzisivenretraktion zur Molarenmesialisierung in drei Grade eingeteilt werden: minimale (Lückenschluss weitestgehend von posterior durch Molarenmesialisierung), moderate (reziproker Lückenschluss) und maximale Verankerung (Lückenschluss weitestgehend von anterior durch Inzisivenretraktion) (Baumgaertel et al., 2008). Nach Baumgaertel et al. wäre eine absolute Verankerung in einigen Fällen wünschenswert, sei jedoch außer bei Einbeziehung von ankylosierten Zähnen mit traditionellen Verankerungsmethoden nicht möglich. Die Entwicklung der temporären skelettalen Verankerungselemente begann 1945 durch Gainsforth und Higley, die die ersten Vitalliumschrauben als temporäre Verankerungselemente an Hunden einsetzten (Gainsforth et al., 1945). Das Prinzip der skelettalen Verankerung wurde weiterentwickelt, so dass Kanomi bereits 1997 eine ausreichende Erfolgsrate erzielen konnte (Kanomi, 1997).

1.1 Aufbau von Miniimplantaten

Obwohl sich die Miniimplantate der unterschiedlichen Hersteller in Details unterscheiden, stimmt ihr Aufbau in den Grundzügen überein.

Abbildung 1 zeigt den Aufbau eines Miniimplantats am Beispiel des tomas[®] pins (DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland). Als Miniimplantatkopf wird der Anteil des Miniimplantats bezeichnet, der oral sichtbar ist (1). Dieser variiert je nach Hersteller in der Form. Am Miniimplantatkopf wird über Draht oder Gummis eine Verbindung zwischen dem zu verankernden Zahnsegment und dem im Knochen fixierten Implantatgewinde geschaffen. Als Miniimplantathals oder Gingivakragen wird der transgingivale Anteil des Miniimplantates bezeichnet (2). Die Oberfläche ist in der Regel poliert. Der stufige Übergang zum Gewinde fungiert als Tiefenstopp.

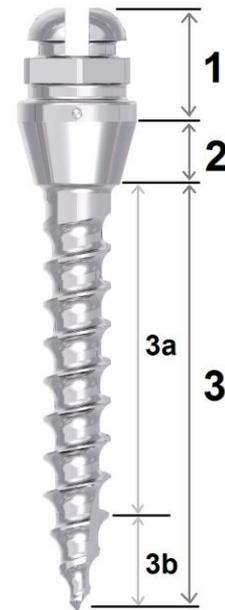


Abbildung 1: Abschnitte eines Miniimplantats:
1) Kopf, 2) Hals, 3) Gewinde, 3a) Gewinde bei Nenn Durchmesser, 3b) konische Spitze.

Das Gewinde kann wie in diesem Beispiel in Abschnitt 3a zylindrisch geformt sein, oder auf der ganzen Länge konisch gestaltet sein. Man unterscheidet zwischen selbstschneidenden und selbstbohrenden Gewinden. Bei der Verwendung selbstschneidender Gewinde muss immer eine Vorbohrung erfolgen, bei selbstbohrenden Gewinden ist dies aufgrund der Spitze und des scharfen Gewindes nicht notwendig (Yi et al., 2016).

Darüber hinaus kann ein Einzel- oder Dualgewinde vorliegen (Cha et al., 2015a).

Die materielle Zusammensetzung von Miniimplantaten wird im folgenden Abschnitt erläutert.

1.2 Anforderungen an Miniimplantate

Miniimplantate werden transgingival intraossär platziert und haben Kontakt zur Mundhöhle, sodass hohe Anforderungen an das Material gestellt werden müssen. Hergestellt werden Miniimplantate aus unterschiedlichen Materialien wie Edelstahl, Titanlegierungen oder Reintitan. Für alle genannten Materialien konnte keine Zytotoxizität bei pH 7 festgestellt werden (Galeotti et al., 2013); sie sind in hohem Maße biokompatibel.

Bei der Verwendung von Edelstahl wurden für das Insertionsdrehmoment höhere Werte gemessen als für Titanlegierungen, wobei sich die Entfernungsdrehmomente nicht unterschieden (Brown et al., 2014). Obwohl der Elastizitätsmodul höher ist als von Grad V Titan, konnten keine signifikanten Unterschiede in der Biegelast und der Bruchlast gefunden werden (Scribante et al., 2018). In einer split-mouth Studie an Beagles wurde festgestellt, dass die Oberflächenbehandlung des Edelmetallgewindes mit Hilfe eines Nd-YAG-Lasers zur Vergrößerung der Rauigkeit nicht zu einer erhöhten Sekundärstabilität im Vergleich zur maschinenpolierten Oberfläche führt (Kang et al., 2016). Mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops wurde nach der Entfernung von Edelmetallminiimplantaten eine amorphe Schicht mit geringer Zelldichte auf deren Oberfläche gefunden, während Miniimplantate aus Titanlegierungen vor allem von Blutzellen bedeckt waren (Bollero et al., 2018).

Titan und Titanlegierungen besitzen eine exzellente Biokompatibilität, eine hohe Korrosionsresistenz, einen relativ geringen Elastizitätsmodul, sind widerstandsfähig und gut zu bearbeiten (Jemat et al., 2015). Titanlegierungen werden nach ASTM-Standard in unterschiedliche Reinheitsgrade eingeteilt; das häufig verwendete Reintitan Grad IV wird zunehmend durch Titan Grade V ersetzt. Die Legierung Titan Grad V (Ti6Al4V) hat bei maschinenpolierter Oberfläche eine gute Zytokompatibilität und Zelladhäsion, sowie bessere mechanische Eigenschaften und bietet somit ein geringeres Frakturrisiko (Galli et al., 2012). Da Titanlegierungen im Verdacht stehen, mit dem umgebenden Hart- und Weichgewebe und dem Speichel zu interagieren, wurden

entsprechende Untersuchungen durchgeführt. In einer indischen Studie wurden Miniimplantate aus Titan Grade V nach dem Entfernen mittels energiedispersiver Röntgenanalyse bezüglich der elementaren Zusammensetzung und mittels Rasterelektronenmikroskop bezüglich der Oberflächenmikrostruktur untersucht. Die Autoren konnten neben morphologischen Veränderungen wie Abstumpfen des Gewindes und der Spitze, Kratern, Korrosion und Rissbildung eine Veränderung der elementaren Zusammensetzung in Form von Ablagerung von Kalzium am intraossären Miniimplantatanteil und Cerium am extraossären Anteil, sowie Eisen bei verloren gegangenen Miniimplantaten feststellen (Patil et al., 2015). Die Arbeitsgruppe um Iijima et al. konnte Ablagerungen von Kalium und Phosphor und eine Absorption von Wasserstoff in die Oberfläche der Miniimplantate finden (Iijima et al., 2015). Handelsübliche, hochgradig fluoridhaltige Mundspüllösungen mit niedrigem pH-Wert stehen im Verdacht die Korrosionsbeständigkeit von Titan Grad V zu reduzieren (Huang et al., 2017). Die Biokompatibilität von Titan Grad V wurde jedoch von keinem der Autoren angezweifelt.

Miniimplantate müssen nicht nur hochgradig biokompatibel, sondern auch stabil sein. Hierzu müssen sie gut im Knochen verankert werden, ohne während der Insertion oder bei anschließender Belastung zu frakturieren. Neben dem Material, aus dem das Miniimplantat gefertigt wurde, sind die Knochenqualität und das Knochenangebot (Chang et al., 2014) und die Wahl des passenden Miniimplantatdesigns bezüglich Gewindelänge und -durchmesser entscheidend (Hong et al., 2016).

Miniimplantate werden nur temporär genutzt, sie sollen also bei sehr guter Primärstabilität und guter Sekundärstabilität wieder leicht zu entfernen sein. Deshalb soll eine vollständige Osseointegration durch die meist glatt polierte Gewindeoberfläche vermieden werden (Papadopoulos et al., 2007).

1.3 Primär- und Sekundärstabilität

Die Primärstabilität ist die Stabilität direkt nach der Insertion (Nanda et al., 2009). Eine gute Primärstabilität ist Voraussetzung für eine direkte Belastung des gesetzten Miniimplantates. Ermittelt wird die Primärstabilität durch das Insertionsdrehmoment, den Periotest und Ausreißkräfte (Migliorati et al., 2012; Watanabe et al., 2017). Die Knochenqualität ist ein besonders wichtiger Faktor, je höher die Kortikalisdicke, desto besser die Primärstabilität (Watanabe et al., 2017), wobei die Kortikalisdicke entscheidender zu sein scheint, als die Dichte der Kortikalis (Migliorati et al., 2012). Ein weiterer Faktor ist das Miniimplantatdesign. Je geringer die Gewindesteigung, desto höher das maximale Insertionsdrehmoment (Brinley et al., 2009; Migliorati et al., 2012). Radwan et al. fanden hingegen eine bessere Primärstabilität, je größer die Gewindesteigung, der Gewindeschneidenabstand, die Flankensteigung und der Scheitelwinkel (Radwan et al., 2018). Das Anbringen von vertikalen Rillen im Gewinde führt zu höheren Insertionsdrehmomenten und Ausreißkräften, wobei generell eine positive Korrelation zwischen Insertionsdrehmoment und Ausreißkraft besteht (Brinley et al., 2009). Nach Wilmes et al. sind der Miniimplantatdurchmesser (je größer der Durchmesser, desto höher das maximale Insertionsdrehmoment) und die generelle Gewindeform (konisch führt zu höheren Insertionsdrehmomenten als zylindrisch) von Bedeutung (Wilmes et al., 2008a). Für maximale Primärstabilität empfehlen Wilmes et al. einen Insertionswinkel von 60° bis 70° zur Oberfläche, in die inseriert werden soll (Wilmes et al., 2008b). Zusätzliche Stabilität ergibt sich durch das Aufsitzen des Miniimplantathalses auf den Knochen (Lin et al., 2007). Die Frage nach dem richtigen Zeitpunkt zur Belastung stellten sich Migliorati et al. und fanden heraus, dass der maximale Insertionstorque bei Sofortbelastung langsamer abnimmt, als bei Belastung nach einer Woche Einheilung (Migliorati et al., 2016). Bezüglich der Langzeitstabilität machte dies jedoch keinen Unterschied. Bei erwachsenen Patienten empfehlen Motoyoshi et al. eine Einheilzeit von 3 Monaten vor Belastung (Motoyoshi et al., 2007).

Die Studienlage zur Sekundärstabilität von Miniimplantaten ist nicht so gut wie zur Primärstabilität, trotzdem werden einige Aspekte diskutiert. Die Sekundärstabilität ist als Abwesenheit von Lockerung in Folge des Knochenremodellings und zunehmender Osseointegration definiert (Sennerby et al., 2008). Nach etwa drei Wochen Einheilzeit ist mit einem Übergang von Primär- zu Sekundärstabilität zu rechnen, nach etwa fünf Wochen ist die maximale Stabilität erreicht (Ure et al., 2011). Das Anbringen von vertikalen Rillen führte nach sechs Wochen Einheilzeit zu erhöhtem Entfernungsdrehmomenten bei geringerem Implantat-Knochen-Kontakt (Truong et al., 2016). Ein konisches Gewindedesign ergab zwar eine bessere Primärstabilität, als ein zylindrisches; auf die Langzeitstabilität hat dies jedoch keinen Einfluss (Yoo et al., 2014). Entscheidend scheint langfristig der Knochen-Implantat-Kontakt, der im Folgenden noch näher betrachtet wird.

Kann keine ausreichende Primär- bzw. Sekundärstabilität hergestellt werden, tritt eine Lockerung ein, die zu einem Verlust des Miniimplantats führen kann. In einem systematischen Review und einer Metaanalyse von 2018 geben Alharbi et al. Verlustraten von 13,5 % an, die sie als moderat beschreiben (Alharbi et al., 2018). Es werden unterschiedliche Einflussfaktoren beschrieben, eine signifikant höhere Verlustrate wurde bei Rauchern (Nichtraucher: 9,6 %; > 10 Zigaretten/Tag: 57,9 %) festgestellt (Bayat et al., 2010). Der Einfluss des Insertionsortes wurde in einem systematischen Review von 2018 diskutiert, wobei zwischen palatinal (4,7 %), maxillär bukkal (9,6 %) und mandibulär (12,3 %) unterschieden wurde (Mohammed et al., 2018). In einer Studie von Watanabe et al. hatten Alter, Geschlecht, Insertionsseite, Insertionswinkel, Belastungszeitpunkt und Angle-Klassifikation keinen signifikanten Einfluss auf die Verlustrate; die Autoren fanden jedoch für den Abstand zwischen Miniimplantat und Zahnwurzel, sowie für die Insertion in der Maxilla oder Mandibula signifikante Veränderungen der Verlustrate (Watanabe et al., 2013). Schon 2007 beschrieben Kuroda et al. die Nähe des Gewindes zur Zahnwurzel als Risikofaktor, der zum Verlust des Miniimplantats führen kann, wobei diese Tendenz im Unterkiefer besonders ausgeprägt zu sein schien (Kuroda et al., 2007). Papageorgiou et al. fanden darüber hinaus in ihrem systematischen

Review keine signifikanten Veränderungen der Verlustrate für den Durchmesser und die Länge der Miniimplantate und für selbstbohrende und selbstschneidende Gewinde, bestätigen jedoch die erhöhte Verlustrate bei Wurzelkontakt während der Insertion (Papageorgiou et al., 2012). Andere Autoren beschreiben durchaus einen Einfluss des Miniimplantatdesigns auf die Langzeitstabilität und geben an, dass ein längeres Gewinde von Vorteil zu sein scheint (Sarul et al., 2015).

1.4 Drehmomente und Kräfte bei Insertion

Bei der Insertion eines Miniimplantates wirken verschiedene Drehmomente und Kräfte. Das optimale Insertionsdrehmoment wird je nach Autorengruppe mit 5 bis 10 Ncm, beziehungsweise < 10 Ncm angegeben (Motoyoshi et al., 2006; Suzuki et al., 2013). Für Kortikalisdicken > 1 mm führen 5 bis 10 Ncm jedoch nicht zu einer ausreichenden Primärstabilität, so dass höhere Insertionsdrehmomente von 18 bis 24 Ncm empfohlen werden (Nguyen et al., 2017). Nguyen et al. beschreiben in der gleichen Studie, dass erhöhte Insertionsdrehmomente keine zusätzlichen Mikroschädigungen der Kortikalis hervorzurufen scheinen. Mikroschädigungen des Knochens entstehen bei der Insertion in Form von Mikrorissen rund um den Insertionsort und nehmen mit Abstand zum Insertionsort ab (Shank et al., 2012). Shank et al. fanden signifikant größere Mikroschädigungen bei selbstbohrenden Miniimplantaten, als bei nicht selbstbohrenden, größere Mikroschädigungen in der Mandibula, als in der Maxilla und größere Mikroschädigungen, je größer die Kortikalisdicke. In einer Tierstudie an Hunden wurden in histomorphometrischen Untersuchungen signifikant größere Mikroschädigungen bei der Verwendung von selbstbohrenden gegenüber selbstschneidenden Miniimplantaten gefunden (Yadav et al., 2012). Ein großer Miniimplantatdurchmesser und eine konische Gewindeform erhöhen das Maß an Mikroschädigungen (Lee et al., 2010).

Nach der Insertion kann das Miniimplantat direkt belastet werden. Bei Belastung werden Kräfte auf den Knochen übertragen, die vor allem in der Kortikalis Spannungen erzeugen. In einer dreidimensionalen Finite-Element-Analyse wurde der Einfluss unterschiedlicher Gewindeformen und Belastungsrichtungen auf die Spannungsverteilung in der Kortikalis untersucht; die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Gewindeform keinen signifikanten Einfluss auf die Spannungsverteilung hat, dass die Spannung in der Kortikalis oberflächlich und direkt am Insertionsort am höchsten ist, sowie dass die Spannung in der Kortikalis mit Belastungsrichtungen von 0° bis 90° abnimmt (Fattahi et al., 2015). In einer weiteren Finite-Element-Analyse untersuchten Ghorbanyjavadpour et al. die Spannungsverteilung schon während der Insertion. Die Autoren fanden die höchsten Spannungswerte sowohl in der Kortikalis als auch im Miniimplantat

während der Insertion durch den kortikalen Knochen, sowie einen Abfall der Werte bei Durchdringen der Spongiosa. In zylindrischen Miniimplantatgewinden konzentrierte sich die Spannung im Bereich des Miniimplantathalses, bei konischen Miniimplantatgewinden verteilte sich die Spannung im ersten Drittel des Gewindes (von der Spitze gemessen); generell wurden durch zylindrische Gewinde geringere Spannungen verursacht (Ghorbanyjavadpour et al., 2019).

1.5 Reaktion der Hart- und Weichgewebe

Für prothetische Implantate wird eine möglichst vollständige Osseointegration angestrebt, während Miniimplantate sofort belastbar und leicht wieder entfernbar sein sollen (Tan et al., 2017). Besonders wichtig für die Stabilität des Miniimplantates ist der Knochen-Implantat-Kontakt, der als der direkte Kontakt von Knochen oder Osteoiden zur Miniimplantatoberfläche bei 2,5facher Vergrößerung definiert ist (Woods et al., 2009). In den ersten 4 Wochen nimmt der Knochen-Implantat-Kontakt ab, um anschließend wieder zu steigen, wobei nach 4 Wochen eine später nicht mehr nachweisbare Zunahme der trabekulären Dicke festgestellt wurde (Gritsch et al., 2013). Woods et al. konnten keine signifikanten Unterschiede im Knochen-Implantat-Kontakt auf der Zug- und der Druckseite finden, außerdem hatten Zeitpunkt der Kraftapplikation, Kraftlevel und Insertionsort keinen Einfluss auf den Kontakt (Woods et al., 2009). Dass sich der Knochen-Implantat-Kontakt in der Zug- und Druckzone nicht signifikant unterscheidet, konnten Nakagaki et al. bestätigen, sie fanden jedoch eine signifikant höhere Knochenmineralisierung in der Druckzone, als in der Zugzone (Nakagaki et al., 2014). Miniimplantate weisen unter Belastung einen besseren Knochen-Implantat-Kontakt auf, als ohne Belastung (Hou et al., 2009). Dies wurde von Ikeda et al. bestätigt, die zusätzlich einen signifikant besseren Knochen-Implantat-Kontakt für Miniimplantate mit behandelter (grobkörnig sandgestrahlt und angeätzt) statt maschinenpolierter Oberfläche feststellten (Ikeda et al., 2011). Nach Tan et al. kann ein Miniimplantat ab einer Osseointegration von etwa 15 % belastet werden (Tan et al., 2017). Berührt das Miniimplantat bei der Insertion den das Parodontalligament umgebenden Bündelknochen (bundle bone), wird der Parodontalspalt durch aktive Knochenapposition verengt (Oh et al., 2018). Oh et al. beobachteten außerdem, dass bei einem Eindringen des Miniimplantats in den Bündelknochen kein Knochen-Implantat-Kontakt in diesem Bereich besteht und dass es zu Resorptionen im angrenzenden Bereich der Wurzel kommt.

In einer split-mouth Studie an Hunden untersuchten Brisceno et al. mit histologischen Verfahren die Auswirkungen einer Insertion in den Zahn und sofortiger Entfernung des Miniimplantates. Hierbei zeigte sich, dass an 64,3 %

der Zähne eine neue Zementschicht und parodontales Attachment gebildet wurde und sich der Knochen regenerierte. 10,7 % der Zähne bildeten zwar eine neue Zementschicht, aber kein parodontales Attachment und entwickelten teilweise eine Knochendegeneration in der Furkation. Auch konnten Punktankylosen in Form von Knochen-Dentin-Kontakten beobachtet werden (Brisceno et al., 2009). Wird das Miniimplantat belassen, tritt in einigen Fällen erst eine Wurzelresorption an der Kontaktstelle und eine anschließende Regeneration des Zements auf, bleibt jedoch ein direkter Kontakt zwischen Miniimplantat und Zahnwurzel bestehen, ist keine Heilung möglich (Kim et al., 2011). Sofern Heilung möglich ist, tritt diese innerhalb von acht Wochen ein (Ghanbarzadeh et al., 2017).

Auch das Weichgewebe reagiert auf die Insertion. Häufig ist eine Entzündungsreaktion zu beobachten, die ihren Höhepunkt nach etwa 4 Wochen erreicht und dann wieder abklingt; in einigen Fällen ist die Entzündungsreaktion mit einer Hartgewebsreaktion in Form einer Lockerung bis hin zum Miniimplantatverlust vergesellschaftet (Gritsch et al., 2013). Werden Miniimplantate versehentlich in Zahnwurzeln inseriert und dabei die Pulpa verletzt, entsteht ein unspezifisches Entzündungsgewebe und die Neubildung von Zement oder parodontalem Attachment bleibt aus (Brisceno et al., 2009). Nach Jung et al. kommt es in 44,6 % der Fälle zu erkennbaren Narben nach der Miniimplantatentfernung; Risikofaktoren hierfür scheinen ein flacher/ dünner Gingivatyp und die Insertion bukkal interradikulär in die Maxilla zu sein (Jung et al., 2015). In Folge eines Biofilms oder einer bestehenden Parodontitis kann eine Periimplantitis entstehen, es besteht kein morphologischer Unterschied im Wachstum eines *S. mutans* Biofilms auf der Zahnoberfläche oder auf einem Titanminiimplantat (Laosuwan et al., 2018).

Nicht immer sind Miniimplantate während der gesamten geplanten Nutzungsdauer stabil. Nach Woods et al. steigt mit dem Mobilitätsgrad auch die Menge an das Miniimplantat umkapselndem Bindegewebe (Woods et al., 2009).

1.6 Design von Miniimplantaten

Man unterscheidet Miniimplantate mit selbstbohrendem Gewinde von solchen mit selbstschneidendem Gewinde. Selbstbohrende Miniimplantate benötigen eine Vorbohrung, während selbstschneidende Miniimplantate direkt inseriert werden können (Baumgaertel et al., 2008). Nach Baumgaertel et al. haben selbstschneidende Gewinde zwar eine entsprechende Spitze, die eine Perforation der Kortikalis bewirkt, es wird jedoch ein höherer Anpressdruck durch den Behandler ausgeübt, was zu einer Kompression des Knochens und durch einen Verlust des taktilen Empfindens eventuell zum Abgleiten vom idealen Insertionsweg führen kann. Deshalb wird eine Perforation der Kortikalis auch bei selbstschneidenden Gewinden empfohlen. Gupta et al. kamen zu dem Schluss, dass selbstschneidende Miniimplantate durch das Weglassen der Vorbohrung zu einer geringeren Behandlungszeit während der Insertion, geringerem Knochenabtrag, geringeren thermischen Schäden, niedrigerer Morbidität und weniger Beschwerden führen (Gupta et al., 2012). Dennoch werden selbstbohrenden Miniimplantate inklusive Vorbohrung weiterhin für Bereiche mit hoher Knochendichte und dicker Kortikalis zur Reduktion von Mikroschädigungen empfohlen (Cho et al., 2012; Gupta et al., 2012).

Miniimplantate mit konischem Gewinde weisen hohe Insertions- und Entfernungsdrehmomente auf, was die Heilung im umliegenden Gewebe beeinflussen könnte, unterscheiden sich aber in der Erfolgsrate nicht von Miniimplantaten mit zylindrischem Gewinde (Kim et al., 2008).

Wie bereits zuvor erwähnt, sind die Gewinde der meisten Miniimplantate maschinenpoliert, oberflächenbehandelte Miniimplantate (sandgestrahlt und geätzt) können jedoch genutzt werden, wenn ein erhöhtes Maß an Osseointegration gewünscht ist (Calderon et al., 2011).

In einer Literaturübersicht wurden von Alkadhimi et al. die Eigenschaften unterschiedlicher Miniimplantate zusammengefasst. Die Autoren beschrieben, dass die derzeitigen Miniimplantate aus Reintitan, einer Titanlegierung oder seltener aus Edelstahl bestehen, die Gewindelänge beträgt zwischen 5 und 15 mm und der Durchmesser zwischen 1,2 und 2,3 mm. Miniimplantatkopfdesigns

können Elemente wie Rillen, Knöpfe, Tunnel und Slots enthalten. Der transmukosale Miniimplantathals ist maschinenpoliert um Irritationen und Hyperplasien der Gingiva und Anlagerung von Biofilmen zu minimieren (Alkadhimi et al., 2018).

1.7 Fragestellung dieser Arbeit

In dieser Arbeit soll das Eindrehverhalten zweier, sich am Gewinde-Hals-Übergang unterscheidender Miniimplantatdesigns bei Insertion in Knochen sowie in Knochenersatzmaterialien in Hinblick auf das Insertionsdrehmoment untersucht werden. Als Null-Hypothese wird angenommen, dass ein stufiger Gewinde-Hals-Übergang zu einem stärkeren Anstieg des Drehmoments führt, als ein konischer Übergang. Die klinische Relevanz dieser Fragestellung liegt in der potentiellen Auswirkung auf die Primärstabilität des Miniimplantats und somit auf die Erfolgsrate.

2. MATERIAL UND METHODE

2.1. Material

2.1.1. Konstruktionsdetails und technische Daten der tomas[®] pins

In der vorliegenden Arbeit wurden Miniimplantate, mit dem Markennamen tomas[®] (temporary orthodontic micro anchorage system) pins der Firma DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland verwendet. Diese bestehen aus dem Material Titan Grad 5 ASTM (TiAl6V4, Werkstoff Nr. 3.7165) und können in die Segmente Kopf, Hals und Gewinde unterteilt werden (Abbildung 2):

Der Miniimplantatkopf ist der extraossäre Anteil des Miniimplantats und dient der Verbindung mit einer kieferorthopädischen Apparatur. Er ist mit einem 0.022“ Kreuzslot versehen, in den ebenso wie bei einem herkömmlichen Bracket ein Kopplungselement, wie beispielsweise ein Vierkantdraht, eingebracht werden kann. Dessen Fixierung kann durch lichthärtendes Composit oder durch eine Ligatur erfolgen.

Der Miniimplantathals wird auch Gingivakragen genannt und stellt den Übergang zwischen Kopf und Gewinde dar. Er ist maschinenpoliert und verjüngt sich konisch zum Schaft hin, so dass die Gingiva möglichst dicht und reizlos daran anliegen kann. Am Übergang zum Kopf ist der Hals zylindrisch geformt, die hier angebrachten Markierungen dienen der Orientierung des Kreuzslots.

Das Miniimplantatgewinde besteht aus einem mit Ausnahme der Spitze zylindrischen Gewinde, das in den Längen 6, 8 und 10 mm, sowohl selbstbohrend als auch selbstschneidend erhältlich ist. Zur Insertion von selbstschneidenden Miniimplantaten wird eine Vorbohrung benötigt, während selbstbohrende Miniimplantate bei Insertion selbstständig in den Knochen vordringen und somit keine Vorbohrung benötigen.



1) Kopf mit Kreuzslot; Höhe und Durchmesser: 2,3 mm; Slotbreite: 0,56 mm (0.022"); Slottiefe: max. 1,15 mm

2) Gingivakragen; Höhe: 2 mm; Durchmesser: max. 2,8 mm

3) Gewinde: Länge: 6/8/10 mm; Durchmesser: 1,6 mm

Abbildung 2. Maße des tomas® pins.

An der Grenze zwischen Miniimplantathals und Miniimplantatgewinde ist eine Stufe eingearbeitet. Sie soll dem Behandler als taktile Kontrolle für die Insertion des Gewindes in den Knochen und somit als Tiefenstopp dienen. Da dieser Tiefenstopp abhängig von der Knochenqualität nicht immer gleich intensiv spürbar ist oder der Behandler aufgrund des abrupt auftretenden Stopps das Miniimplantat über die Stufe hinaus inserieren könnte und so ein Durchdrehen und eine damit fragliche Primärstabilität riskiert, wurde von der Firma DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland ein alternatives Design entwickelt. Die stufenförmige Abgrenzung wurde hierzu durch einen konischen Übergang des Gewindes in den Gingivakragen ersetzt (Abbildung 3). Dies soll zu einem weniger abrupten und somit besser spürbaren Anstieg des Drehmoments bei Insertion, sowie einer höheren Erfolgsrate durch die geringere Anwendungssensibilität führen.

Die Versuche wurden mit unsterilen selbstbohrenden tomas® pins durchgeführt, für jede Insertion wurde ein neues Miniimplantat verwendet.



Abbildung 3: Gewinde-Hals-Übergang, links stufenförmig, rechts konusförmig.

2.1.2. Knochen

Nach der Methode von Wilmes und Drescher wurden Teile des Beckenkamms frisch geschlachteter Schweine verwendet, aufgrund der bei der Polymerisation freiwerdenden Hitze und der damit verbundenen potentiellen Zellschädigung wurde jedoch auf die Einbettung verzichtet (Wilmes et al., 2009).

2.1.3. SawBones®

Als geprüfetes biomechanisches Testmaterial wurden Blöcke aus solidem, rigidem Polyurethanschaum von der Firma SawBones® (Vashon Island, USA) bezogen. Obwohl eine dichtere Kortikalisschicht von einer Spongiosaschicht abgegrenzt werden kann, wird die Struktur des menschlichen Knochens nicht exakt nachgebildet. Die Eigenschaften entsprechen jedoch biomechanisch denen des menschlichen Knochens (Ayers et al., 2014; Cameron et al., 2020). Die Kortikalisschicht bestand aus Polyurethanschaum der Dichte 10 pcf und mit einer Stärke von 1,5 mm, die Spongiosaschicht bestand aus demselben Material mit einer Dichte von 30 pcf.

2.1.4. Kunststoff

Als weiteres Knochenersatzmaterial wurden ebaboard 60-Blöcke, EBALTA KUNSTSTOFF GmbH (Rothenburg ob der Tauber, Deutschland), verwendet. Ebaboard-Kunststoff ist ein synthetisches und getempertes Plattenmaterial auf Polyurethanbasis und wurde in einer Dichte von $0,60 \pm 0,02 \text{ g / cm}^3$ (bei 20°C) verwendet. Deren Eignung wurde in einer firmeninternen Studie der Firma DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland geprüft.

2.2. Methode

2.2.1. Vorbereitung der Materialien

Von der Müller Fleisch GmbH (Birkenfeld, Deutschland) wurden sechs frische Knochen vom Schweinebecken bezogen und über Nacht im Kühlschrank bei 5-8°C gelagert. Am folgenden Tag wurden die Knochen für den Versuch präpariert, hierzu wurde das Weichgewebe unter Verwendung von Skalpell (disposable surgical scalpel Fig. 11, B.BRAUN Melsungen AG) abgelöst. An der PROXXON MICRO-Bandsäge MBS 240/E wurde ein metallischer Anschlag im Abstand von 1,2 cm zum Sägeblatt angebracht. Damit eine Überhitzung und somit mögliche Schädigung der Knochenstruktur während des Sägevorgangs verhindert werden konnte, wurde zur Standardausstattung der Säge ein Wasserkühlungssystem ergänzt, das kaltes Leitungswasser von oben auf das Sägeblatt und das zu zersägende Objekt rinnen lässt. Die Knochen wurden mit Hilfe des Anschlags in Scheiben gesägt, es wurden die Ala ossis ilium (Teil des Darmbeins/



Abbildung 4. Knochen vom Schweinebecken nach Entfernung des Weichgewebes.



Abbildung 5. Bandsäge mit Wasserkühlungssystem und Anschlag.

Beckenkamm) und aufgrund des geringen Angebotes an Kortikalisdicken über 2

mm auch das Tuber ischiadicum (Teil des Sitzbeins) verwendet. Anschließend wurden die Kortikalisdicken mit Hilfe von zwei Dentalschieblehren („Münchner Modell“, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) in vier Gruppen von 0,5 mm, 1 mm, 2 mm, und 3 mm vorsortiert, indem die Kortikalisdicke auf beiden Seiten der Knochenscheibe gemessen wurden. Eine endgültige Gruppeneinteilung konnte nicht vorgenommen werden, da die Dentalschieblehren nur eine 1mm-Skalierung aufwiesen und eine genaue Zuweisung zu einer der Gruppen aufgrund der variierenden Kortikalisdicken innerhalb einer Knochenscheibe erst mit einer Messung der Kortikalisdicken an der Eindrehstelle exakt genug erfolgen kann.

Aus SawBones®-Blöcken wurden Stücke mit den Maßen 6 cm x 1,4 cm x 4 cm zugeschnitten, die Kunststoffblöcke wurden in Abmessungen von 10,5 cm x 2,5 cm x 2 cm von der DENTAURUM GmbH & Co. KG (Ispringen, Deutschland) zur Verfügung gestellt.

2.2.2. Beschreibung des Verfahrens

Der MARK-10 (Mark-10 Corporation, Copiague, USA) vertikale, motorisierte Drehmomentmessstand (Modell TSTM-DC Advanced Motorized Torque Test Stand) arbeitet nach

Drehmomentkapazität	Bis zu 11,5 Nm
Geschwindigkeitsbereich	0,01 – 15 RMP (0,05 – 90 /sec)
Genauigkeit des Geschwindigkeitsbereichs	± 0,2% der Einstellung ± 0% Variation unter Belastung

Tabelle 1: Technische Daten des MARK-10.

dem DMS (Dehnungsmessstreifen)-Prinzip. Er verfügt über eine motorisierte Drehmomentplatte mit Winkelskala, die im und gegen den Uhrzeigersinn rotiert werden kann. Auf der Drehmomentplatte ist eine Halterung (Modell „Bottle Grip“, MARK-10 Corporation) montiert, in die der Knochen, bzw. das Knochenersatzmaterial eingespannt werden kann. Von Hand kann ein Schieber auf das eingespannte Material abgesenkt werden, in den der Drehmomentsensor (Series R50 torque sensor) integriert ist. In das Bohrfutter des Sensors ist ein Schraubenschaftdreher (tomas® -screw driver tip, REF 302 004-12, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) zur Aufnahme der

tomas[®] pins eingespannt. Angetrieben wird der Drehmomentmessstand von einem Schrittmotor, wodurch Geschwindigkeitsänderungen unter Belastung verhindert werden. An der Anzeige wurde die Einheit Newtoncentimeter (Ncm) gewählt. Die gewonnenen Daten wurden von der Software MESURgauge (MARK-10 Corporation) aufgezeichnet.

absenkende Kraft (1), Drehmomentsensor (2), Schraubenschaftdreher (3), Testmaterial (4), bottle grip Halterung (5), Drehmomentplatte (6), Winkelskala (7).

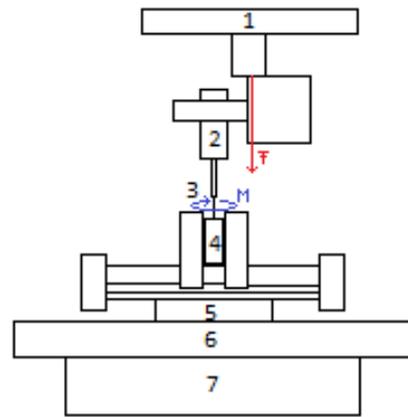


Abbildung 6. Aufbau des Drehmomentmessstandes.

Der Lastrahmen der ZWICK-Universalprüfmaschine Z020 TH2a (ZwickRoell GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland) hat ein biegesteifes Hohlkammerprofil mit Führungszylinder. Die große Führungsfläche und -länge erlauben eine präzise Traversenführung, wodurch unerwünschte mechanische Einflüsse auf den Prüfungsvorgang minimiert werden. Angetrieben wird die Universalprüfmaschine von einem gleichstrombetriebenen Servomotor mit konzentrierten Wicklungen und HIPERFACE[®] Motorfeedback-System, wodurch auch bei geringen Geschwindigkeiten sehr gut Gleichlaufeigenschaften erreicht werden. Die Geschwindigkeit der Prüfmaschine ist unabhängig von der Prüfkraft. Die Steuerung erfolgt über die testControl II Mess-, Steuer- und Regelelektronik (ZWICK GmbH & Co. KG), mit der Prüfsoftware testXpert[®] II (ZWICK GmbH & Co. KG) können Prüfungseinstellungen vorgenommen und Prüfungen gesteuert und verwaltet werden.

Ziel des Verfahrens ist, das beim Eindrehen eines Miniimplantates entstehende Drehmoment möglichst exakt und unverfälscht zu bestimmen. Hierzu muss der Versuch für alle eingedrehten Miniimplantate unter konstanten, reproduzierbaren Bedingungen stattfinden. Am MARK-10 Drehmomentmessstand kann der Schieber, der den Drehmomentsensor enthält, nur manuell über einen Hebel

abgesenkt werden, was selbst unter guten Bedingungen nicht für alle Miniimplantate mit gleicher Absenkgeschwindigkeit realisiert werden kann. Deshalb wurden der Drehmomentmessstand MARK-10 und die ZWICK-Universalprüfmaschine kombiniert (Abbildung 7).

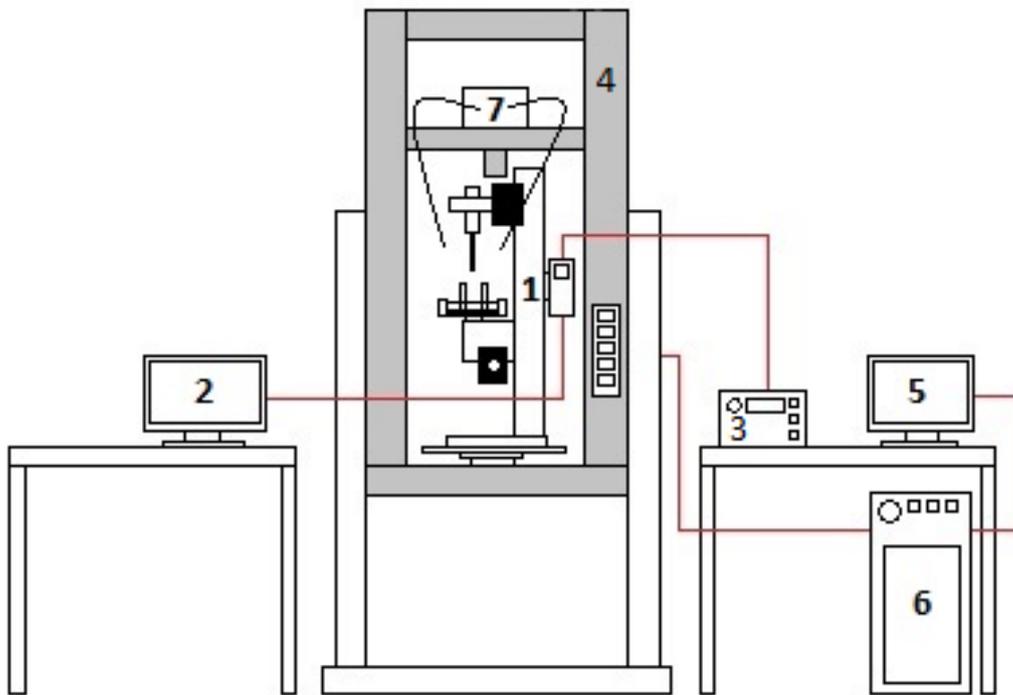


Abbildung 7: Versuchsaufbau.

- 1) Drehmomentmessstand MARK-10 TSTM-DC Advanced Motorized Torque Test Stand
- 2) Computer mit Aufzeichnungssoftware MESURgauge (MARK-10)
- 3) MARK-10 Series DC4040 test stand controller
- 4) ZWICK Z020 TH2a Universalprüfmaschine
- 5) Computer mit Prüfsoftware testXpert II (ZWICK)
- 6) Mess-, Steuer- und Regelelektronik testControl II (ZWICK)
- 7) Schwanenhalslampe

Hierzu wurde der Drehmomentmessstand MARK-10 in den unteren Prüfraum der ZWICK-Universalmaschine gestellt und so platziert, dass der Schieber des Drehmomentmessstandes von der Traverse der ZWICK-Universalprüfmaschine mit konstanter Geschwindigkeit abgesenkt werden kann. Es wurden zwei Schraubzwingen angebracht, die den Drehmomentmessstand und eine untergelegte Pressspanplatte an der Platte des Kraftsensors der ZWICK-

Universalmaschine fixieren. Zur besseren Sicht wurde eine Lampe auf die Traverse gestellt und so eingestellt, dass das Miniimplantat und der Knochen bzw. das Knochenersatzmaterial gut ausgeleuchtet sind.

Über die Prüfsoftware testXpert II wurden die Absenkgeschwindigkeit und die maximale Verformung, sprich der Weg, den die Traverse zurücklegen soll und damit der Weg, den das Miniimplantat im Knochen oder Knochenersatzmaterial zurücklegen soll, festgelegt. Die Traverse der ZWICK-Universalmaschine wird mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,225 mm/s abgesenkt. Diese Geschwindigkeit wurde aus der Höhe einer Windung des tomas® pins von 0,9 mm und der Dauer einer Umdrehung der MARK-10 Rotationsplatte von 4 s errechnet. Diese Dauer wurde anhand der Winkelskala der Rotationsplatte und einer Stoppuhr dreifach bestimmt.

$$\text{Geschwindigkeit } v = \frac{0,9 \text{ mm Windungshöhe}}{4 \text{ s pro Umdrehung}} = 0,225 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$$

Formel 1: Berechnung des Traversenvorschubs.

Es ist nötig diese Geschwindigkeit zu berechnen, da das Miniimplantat nicht forciert im Knochen platziert, sondern das selbstbohrende Gewinde möglichst drucklos eingebracht werden soll. Dies dient der minimalen Verletzung des angrenzenden Knochens und der exakten Datenerhebung.

Der Drehmomentmessstand erfasste Drehmomente mit einer Abtastrate von 0,1 s, somit ergibt sich:

$$\begin{aligned} \text{Insertionsabtastung [mm]} &= \text{Geschwindigkeit } v * \text{zeitliche Abtastrate} \\ &= 0,225 \frac{\text{mm}}{\text{s}} * 0,1 \text{ s} = 0,0225 \text{ mm} \end{aligned}$$

Formel 2: Berechnung Abtastung in mm

Daraus resultieren 44,44 Abtastwerte für das Drehmoment pro inseriertem Millimeter.

Für die maximale Verformung wurden 11 mm gewählt, da das Gewinde 10 mm lang ist und für diese Studie die Drehmomente am Übergang vom Gewinde zum Halsbereich von Interesse sind.

Diese Einstellungen wurden für alle zu testenden Miniimplantate beibehalten.

Anschließend wurde ein tomas® pin im Schraubenschaftdreher platziert und eine Knochenscheibe wurde in die Halterung auf der Rotationsplatte eingespannt. Das Miniimplantat wurde manuell über den Hebel am Schieber soweit abgesenkt, dass die Implantatspitze auf der Kortikalisoberfläche aufsaß, diese aber nicht eindrückt. Daraufhin wurde die Traverse abgesenkt, bis sie kraftlos auf dem den Drehmomentsensor enthaltenden Schieber des Drehmomentmessstandes auflag, dies wurde über die Prüfsoftware testXpert II kontrolliert, die die von der Traverse ausgeübte Kraft auch anzeigt, wenn der Prüfvorgang noch nicht gestartet wurde. Zum Auslösen des Prüfvorganges wurden gleichzeitig die Aufzeichnungssoftware MESURgauge, der Drehmomentmessstand MARK-10 über den Series DC4040 test stand controller und die ZWICK-Universalmaschine über die Prüfsoftware testXpert II gestartet. Das Miniimplantat wurde durch das konstante Absenken der Traverse und das Auslösen der Rotationsplatte in den Knochen eingedreht. Als die 11 mm maximale Verformung erreicht waren, stoppte die Prüfsoftware testXpert II die ZWICK-Universalmaschine automatisch, der Drehmomentmessstand und die Aufzeichnungssoftware MESURgauge mussten manuell gestoppt werden. Die Traverse wurde zurück in die Startposition gefahren und auch die Rotationsplatte wurde wieder in ihre Ausgangsposition gebracht.

Dieser Vorgang wurde für alle zu testenden Miniimplantate mit den entsprechenden Knochen oder Knochenersatzmaterialien wiederholt.

Es wurden folgende Gruppen getestet (Tabelle 2):

Gruppe	tomas® pin Stufe	tomas® pin Konus
Knochen Kortikalisdicke 0,5 mm	11 Stück	11 Stück
Knochen Kortikalisdicke 1 mm	10 Stück	10 Stück
Knochen Kortikalisdicke 2 mm	11 Stück	10 Stück
Knochen Kortikalisdicke 3 mm	14 Stück	10 Stück
SawBones®	10 Stück	10 Stück
Kunststoffblöcke	10 Stück	10 Stück

Tabelle 2: Einteilung und Stückzahlen der Versuchsgruppen.

In der Gruppe „Knochen Kortikalisdicke 3mm“ wurden für die letzten sieben tomas® pins mit stufigem Übergang und für die letzten sechs tomas® pins mit konischem Übergang Pilotbohrungen von 3 mm Tiefe mit einem Pilotbohrer (tomas drill SD 1.1, short pilot drill; REF 302-103-00, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) vorgenommen. Nähere Erläuterungen hierzu sind der Diskussion (Abschnitt Insertionsverhalten) zu entnehmen.

Geplant war in jeder Gruppe je zehn der beiden Miniimplantat-Designs einzudrehen, in drei Versuchsgruppen musste aus Gründen, die im Abschnitt Diskussion näher erläutert werden, die Sample-Zahl erhöht werden.

Direkt nach der Insertion wurde die Primärstabilität der Miniimplantate kontrolliert. Mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels wurde bei 20 Ncm geprüft, ob die Miniimplantate fest im Testmaterial saßen, oder ob eine Lockerung feststellbar war. Es wurde eine Ja-oder-Nein-Entscheidung getroffen, wobei die Lockerung als Durchdrehen des Miniimplantates im Testmaterial bei Beanspruchung mit einem Drehmoment von 20 Ncm definiert wurde. Die Ergebnisse wurden in einer Excel-Tabelle festgehalten.

Anschließend wurde an den Knochen die Kortikalisdicken beidseits des tomas® pins (Vorder- und Rückseite der Knochenscheibe) erneut mit einer Dentalschieblehre („Münchner Modell“, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) vermessen, da die Kortikalisdicken innerhalb eines Stückes variieren und so der Zusammenhang von Kortikalisdicke und Drehmoment exakter bestimmt werden kann. Die gemessenen Werte wurden in Exceltabellen eingetragen, aus den beiden Werten der Vorder- und Rückseite wurde der Mittelwert gebildet. Aufgrund der Ungenauigkeit des manuellen Messverfahrens wurden die Kortikalisdicken beidseits der eingedrehten Miniimplantate erneut mit einer Schieblehre mit Skalaschritten von 0,1 mm bestimmt, in den entsprechenden Exceltabellen ergänzt und Mittelwerte der neuen Messwerte und der beiden so entstandenen Mittelwerte gebildet.

2.3. Datenerfassung und Auswertung

Folgende Daten wurden erfasst:

- Drehmoment [Ncm]
- Zeit [s]
- Beim Absenken der Traverse der ZWICK-Universalmaschine ausgeübte Kraft [N]
- Kortikalisdicken [mm].

Die Drehmomente wurden mit dem Drehmomentsensor erfasst und von der Software MESURgauge Version 1.8 (MARK-10 Corporation, Copiague, USA) aufgezeichnet. Zur Aufzeichnung der Kraft wurde die Prüfsoftware testXpert II (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) verwendet. Zur statistischen Auswertung wurden die Daten mit der Software Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, USA) aufbereitet.

2.4. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit der Statistiksoftware R Version 3.1.3 (The R Foundation For Statistical Computing, Österreich) durchgeführt.

Um einen ersten Eindruck von den Daten zu erhalten und Überlegungen bezüglich anwendbarer statistischer Verfahren anzustellen, wurden die Drehmomente in Abhängigkeit von der Zeit in Excel visualisiert. Der erwartete, ideale Kurvenverlauf stellt sich folgendermaßen dar (Abbildung 8):

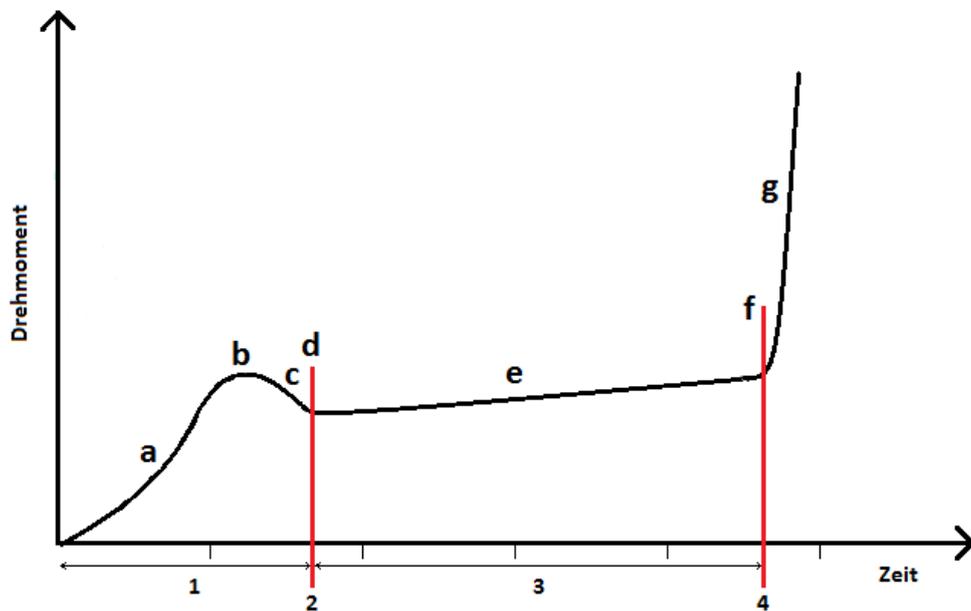
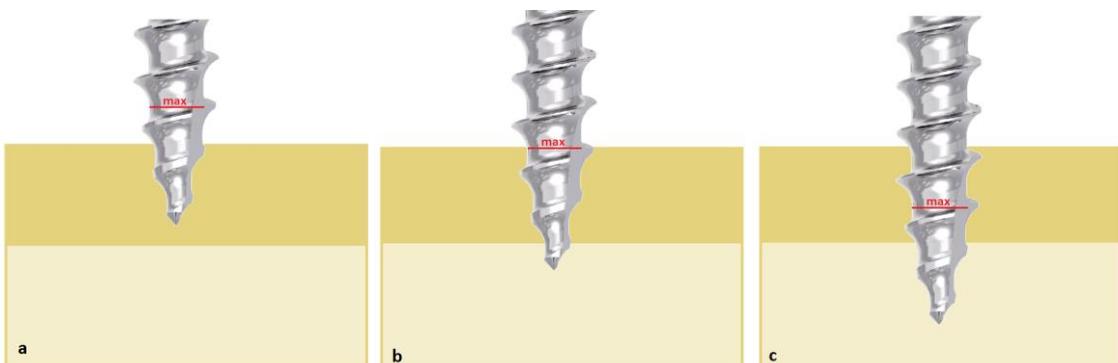


Abbildung 8: Idealkurve bei Insertion.





Strecke 1 = Eindrehen der selbstbohrenden Gewindespitze in das Testmaterial

Punkt 2 = Erreichen des maximalen Gewindedurchmessers

Strecke 3 = Eindrehen des Gewindes bei maximalem Gewindedurchmesser

Punkt 4 = stufenförmiger bzw. konischer Übergang des Gewindes in den Gingivakragen.

Abbildung 9: Insertionsfortschritt, chronologisch a bis g.

In Abschnitt 1 des Kurvenverlaufs schneidet sich die selbstbohrende Gewindespitze durch die Kortikalis, bzw. Kortikalis-ähnliche Struktur, des Testmaterials. Mit zunehmendem Gewindedurchmesser ist bis zum Erreichen des maximalen Gewindedurchmessers ein Anstieg des Drehmoments zu erwarten. Die folgende, vorübergehend negative Steigung beschreibt das Durchdringen der Kortikalis bis zum maximalen Gewindedurchmesser. An Punkt 2 ist der maximale Gewindedurchmesser am Übergang von Kortikalis zu Spongiosa erreicht. In Abschnitt 3 wird das Gewinde vollständig eingedreht, infolge zunehmender Verdrängung des Testmaterials und von Reibungseffekten ist von einem konstanten, leichten Anstieg des Drehmoments auszugehen. An Punkt 4 ist der stufenförmige, bzw. konische Übergang des Gewindes in den Gingivakragen erreicht, was sich durch einen sprunghaften Anstieg des Drehmoments bemerkbar machen sollte. Abbildung 9 veranschaulicht den Insertionsfortschritt zum korrespondierenden Zeitpunkt.

Ursprünglich wurde das Drehmoment durch den Drehmomentsensor abhängig von der Zeit erfasst. Da für die Fragestellung der Übergang vom Gewinde in den Halsbereich relevant ist und dieser Übergangsbereich und der Insertionsfortschritt am besten über die Insertionstiefe in Millimetern beschrieben werden können, wird in der weiteren Auswertung das Drehmoment in Abhängigkeit von der Insertionstiefe betrachtet, die sich als Produkt der Zeit mit der konstanten Vorschubgeschwindigkeit von $0,225 \frac{mm}{s}$ ergibt (siehe Formel 2).

Um einen besseren Eindruck vom Drehmomentanstieg am Übergang bei 10 mm zu gewinnen, wurden zunächst für die Eindrehtiefen 6 mm bis 10 mm (Abbildung 8, Abschnitt 3) und 10 mm bis 11 mm (Abbildung 8, ab Punkt 4) Ausgleichsgeraden berechnet. Im Intervall des Abschnitts 3 hat die Miniimplantatspitze die Kortikalis vollständig durchdrungen und es wird ein konstanter Drehmomentanstieg erwartet.

Mit diesem Verfahren wurde jede Messkurve einzeln ausgewertet. Um einen generellen Unterschied zwischen dem stufenförmigen und dem konischen Gewinde-Hals-Übergang feststellen zu können, ist es jedoch sinnvoll die Messkurven der beiden Designs als jeweils eine Gruppe zu betrachten und zu vergleichen. Hierfür wurde nach einer Methode gesucht, die die Eigenschaften der Kurven in ihrer Gesamtheit untersucht und folgenden Kriterien entspricht:

- Geringe Sensitivität für Ausreißer
- Darstellung prinzipieller Unterschiede der beiden Designs, sofern diese vorhanden sind
- Kompatibilität mit großen Datenmengen (über 400 erfasste Werte pro Messvorgang)
- Untersuchung des Datensatzes in Hinblick auf Klassifizierungen
- Reduktion und Strukturierung des unübersichtlichen Datensatzes auf das Wesentliche bei minimalem Informationsverlust

Diesen Anforderungen genügt die Hauptkomponentenanalyse, die im Folgenden vorgestellt wird.

Hauptkomponentenanalyse

Die Hauptkomponentenanalyse (*Principal Component Analysis*), im Folgenden PCA genannt, ist eine „nicht parametrische Methode um relevante Informationen aus unübersichtlichen Daten zu extrahieren“ (Shlens, 2014, p. 1). Die Zielsetzung der PCA ist, „die wichtigsten Informationen aus einem Datensatz zu extrahieren, den Datensatz zu komprimieren, wobei nur diese wichtigen Informationen beibehalten werden, den Datensatz zu vereinfachen und dessen Struktur zu analysieren“ (Abdi et al., 2010, p. 434) . Hierzu sollen die Eindrehvorgänge anhand ihrer Hauptkomponenten erklärt und somit vergleichbar werden. Mathematisch können die Hauptkomponenten rein algebraisch basierend auf den Ideen von Hotelling (Hotelling, 1933) durch Lösung des Eigenwertproblems, oder geometrisch nach Pearson (Pearson, 1901) gefunden werden (Jolliffe, 2002, p. 10). Pearson verfolgt den Ansatz „ein System von Punkten in einer Ebene, einem drei- oder höherdimensionalen Raum durch die „best-fitting“ Gerade oder Ebene darzustellen“ (Pearson, 1901, p. 559). Man stelle sich jeden Eindrehvorgang als Punkt in einem orthogonalen Koordinatensystem vor, wobei jeder Messwert der zugehörigen Messkurve als Abschnitt einer Koordinatenachse interpretiert wird. Im Folgenden wird zur besseren Darstellung das Beispiel eines dreidimensionalen Koordinatensystems gewählt (Abbildung 10):

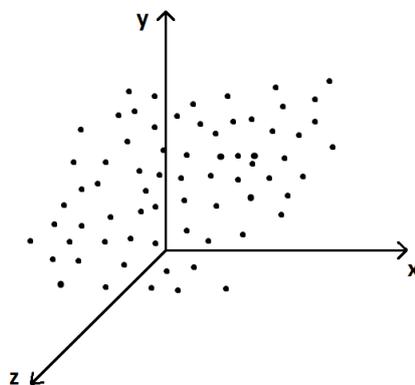


Abbildung 10: Insertionen als Punkte im Koordinatensystem.

Um die Lage der einzelnen Punkte im Koordinatensystem zu beschreiben, kann ein Vektor entlang der größten Streuung, sprich der größten Varianz, der Punkte gelegt werden (Abbildung 11).

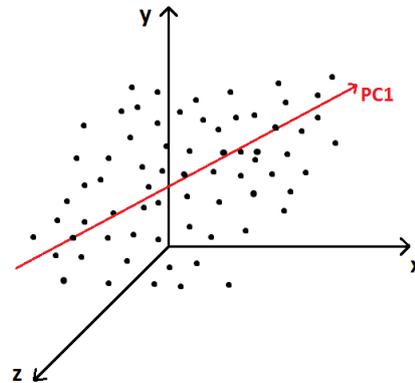


Abbildung 11: Erste Hauptkomponente.

Dieser Vektor stellt die erste Hauptkomponente dar. Nun kann durch die orthogonale Projektion jedes Punktes auf die erste Hauptkomponente der verbleibende Fehler als lotrechter Abstand festgestellt werden, der die Abweichung der ersten Hauptkomponente von der tatsächlichen Lage des Punktes im Koordinatensystem beschreibt (Abbildung 12).

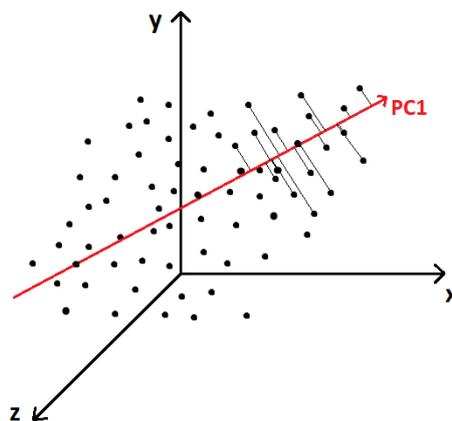


Abbildung 12: verbleibender Fehler.

Die zweite Hauptkomponente steht orthogonal zur ersten Hauptkomponente und wird ebenfalls entlang der größten Varianz in dieser Ebene gelegt (Kessler, 2007, p. 26). So wird für alle weiteren Hauptkomponenten verfahren, bis 100% der Varianz erklärt sind (Abbildung 13).

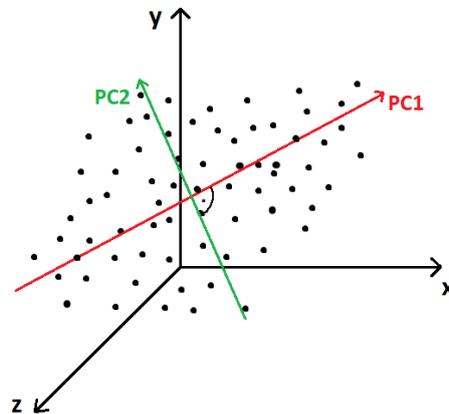


Abbildung 13: zweite Hauptkomponente.

Wieviel eine Hauptkomponente zur Erklärung der Gesamtvarianz beiträgt, wird anhand des zugehörigen normierten Eigenwertes der Kovarianzmatrix der Vektoren der Drehmomentmessungen bestimmt. (Bishop, 2006, p. 562).

Nun kann jeder Eindrehvorgang durch eine gewichtete Überlagerung der Hauptkomponenten dargestellt werden. Die Gewichtung der Hauptkomponenten ist durch die Projektion einer einzelnen Messkurve auf die zugehörigen Hauptkomponenten gegeben. Diese Projektionen sind die Koordinatenwerte der Messkurve im Koordinatensystem der Hauptkomponenten. Beschränkt man sich bei der Überlagerung auf n Hauptkomponenten mit den höchsten Eigenwerten, ergibt sich eine Repräsentation mit dem geringsten Fehler im n -dimensionalen Raum. Da die ersten drei Hauptkomponenten bereits einen Großteil der Gesamtvarianz erklären, erhält man bei der Rekonstruktion der Kurve aus den ersten drei Hauptkomponenten einen geglätteten, vereinfachten Kurvenverlauf, der dennoch die relevanten Informationen aufzeigt.

Übertragen auf diese Studie bedeutet das: Je Eindrehvorgang wurden je nach Insertionsintervall mehrere hundert Messwerte erfasst, also kann jeder der etwa 200 Eindrehvorgänge präzise als Punkt in einem Raum abgebildet werden, dessen Dimension der Anzahl der Drehmomentmesswerte des untersuchten Intervalls entspricht. Die erste Hauptkomponente, bzw. Eigenvektor, wird entlang der größten Varianz in den Raum gelegt. Die Größe der Varianz wird in Form des Eigenwerts bestimmt. So wird für alle weiteren Hauptkomponenten verfahren. Da ein so hochdimensionaler Raum grafisch nicht darstellbar ist und die ersten drei Hauptkomponenten bereits über 95% der Gesamtvarianz erklären, wurde eine dreidimensionale Darstellung mit den ersten drei Hauptkomponenten als Achsen gewählt. So können Eindrehvorgänge, die im ursprünglichen Datensatz keine offensichtlichen Zusammenhänge zueinander hatten, grafisch im Hauptkomponenten-Koordinatensystem als Punkte dargestellt werden und durch die Verteilung im Raum bezüglich Ähnlichkeit und Verschiedenheit durch räumlich getrennte Gruppierungen beurteilt werden (Abbildung 14).

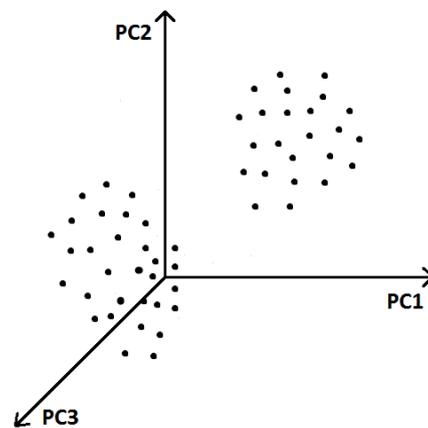


Abbildung 14: Hauptkomponenten-Koordinatensystem.

Für diese Studie ist der Verlauf der Messkurven am Gewinde-Hals-Übergang bei 10 mm Insertionstiefe von besonderem Interesse, deshalb wurde für das Intervall 9 bis 11 mm für jedes Testmaterial getrennt eine PCA durchgeführt. Anschließend erfolgte eine Normierung des Datensatzes nach folgender Formel:

$$y = \frac{x - x_a}{x_b - x_a}$$

Formel 3: Normierung der Messkurven

Hierbei entspricht y der auf den Wertebereich 0 bis 1 normierten Kurve, x ist der Messwert einer Kurve, x_a ist der erste verwendete Wert und x_b der letzte verwendete Wert. Die Ergebnisse werden im folgenden Kapitel dargestellt.

3. ERGEBNISSE

3.1 Primärstabilität

Die Primärstabilität wurde direkt am Anschluss an die Insertion mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels bei 20 Ncm geprüft. Die Ergebnisse wurden in Tabelle 3 zusammengefasst.

Material/ Gruppe	Stufe	Lockerung	Konus	Lockerung
Knochen 0,5mm	11	5	11	1
Knochen 1mm	10	1	10	1
Knochen 2mm	11	-	10	-
Knochen 3mm	14	-	10	-
SawBones®	10	-	10	-
Kunststoffblöcke	10	-	10	-

Tabelle 3: Anzahl der getestete Miniimplantate je Gruppe und Anzahl der Lockerungen

Die in Abbildung 15 dargestellten Kreisdiagramme zeigen die prozentuale Verteilung. Der Anteil an gelockerten Miniimplantaten ist hell dargestellt. Lockerungen

kamen nur bei Insertionen in Knochen bei geringen Kortikalisdicken zustande, sowie deutlich häufiger bei Miniimplantaten mit stufigem Design am Übergang vom Gewinde in den Miniimplantathals.

Eine Lockerung wiesen die Miniimplantate mit den Bezeichnungen Stufe_05_01, Stufe_05_02, Stufe_05_03, Stufe_05_06 (aussortiert), Konus_05_06 (aussortiert), Stufe_05_11, Stufe_1_09 und Konus_1_09 auf. Eine Lockerung wurde nicht als Ausschlusskriterium zur weiteren Auswertung betrachtet.

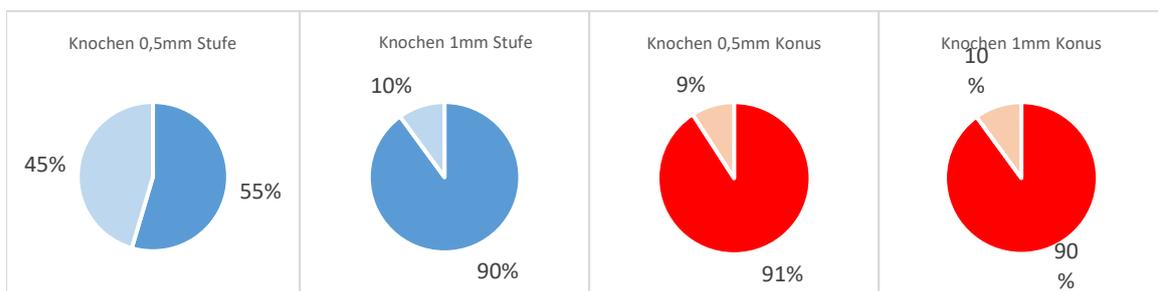
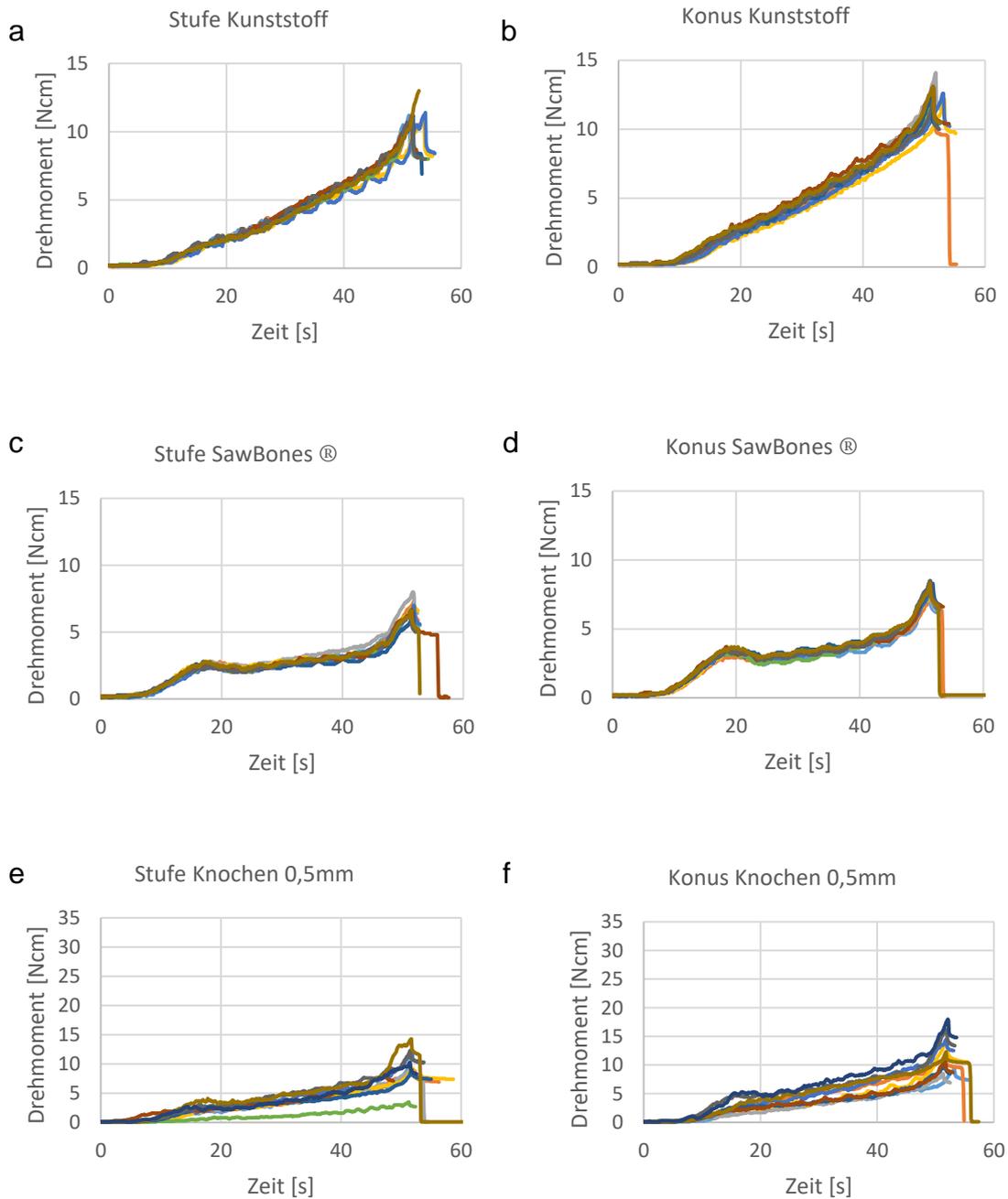


Abbildung 15: Prozentualer Anteil der gelockerten Miniimplantate (hell).

3.2 Visualisierung des Drehmomentverlaufs bei Insertion

Eine erste Visualisierung der erhobenen Drehmomente in Abhängigkeit von der Zeit erfolgte in Excel (Abbildung 16). Linksseitig sind die Insertionen mit stufigem Übergang des Gewindes in den Miniimplantathals dargestellt, rechts die Insertionen mit konischem Übergang.



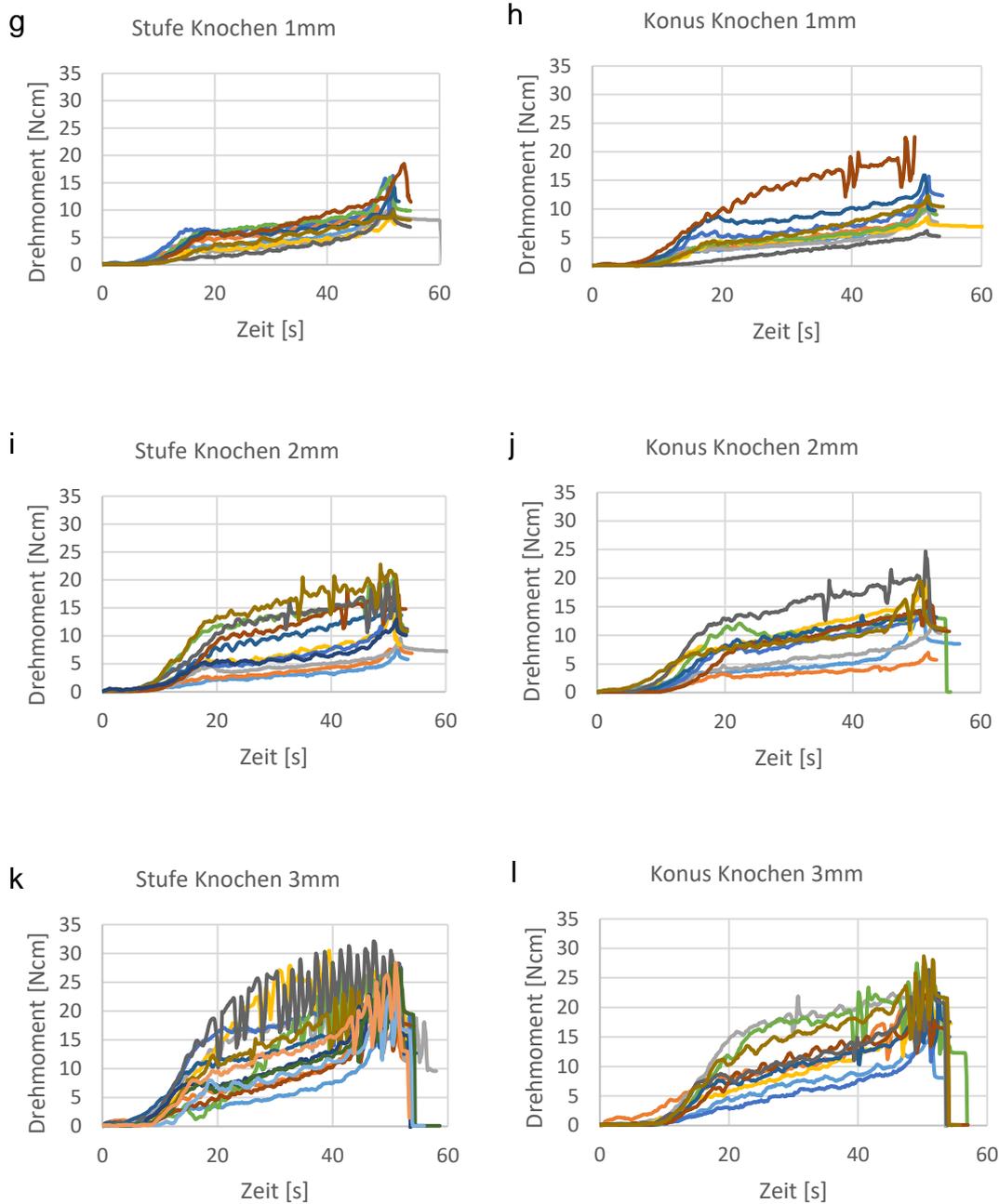


Abbildung 16: Visualisierung der Insertionen, nach Gruppen sortiert: Stufenform (a) und Konusform (b) in Kunststoff inseriert, Stufenform (c) und Konusform (d) in SawBones® inseriert, Stufenform (e) und Konusform (f) in Knochen mit der Kortikalisdicke 0,5 mm inseriert, Stufenform (g) und Konusform (h) in Knochen mit der Kortikalisdicke 1 mm inseriert, Stufenform (i) und Konusform (j) in Knochen mit der Kortikalisdicke 2 mm inseriert, Stufenform (k) und Konusform (l) in Knochen mit der Kortikalisdicke 3 mm inseriert.

In diesen Diagrammen wurde die Messkurve mit der Bezeichnung konus_05_06 nicht dargestellt, da Drehmomente bis zu 800 Ncm gemessen wurden. Da diese Messung den Wert von 30 Ncm weit überschritt, wurde sie als Ausreißer gewertet, um die anderen Messkurven noch sinnvoll abbilden zu können. Für die

Materialien Kunststoff und Sawbones® wurden deutlich geringere maximale Drehmomente gemessen, als für die Insertion in Knochen. Deshalb wurde ein unterschiedlicher Maßstab zur Visualisierung gewählt, der bei der Interpretation zu beachten ist.

Bei Betrachtung der Diagramme wird deutlich, dass die Messkurven beim Einbringen der Miniimplantate in Kunststoff und SawBones® für das jeweilige Material einen vergleichbaren Verlauf nehmen und sich die Drehmomente zum gleichen Zeitpunkt einer Streuung von etwa 2 Ncm unterliegen. Beim Einbringen der Miniimplantate in Knochen unterliegen jedoch sowohl die Kurvenverläufe, als auch die Streuung der Drehmomente mit Zunahme der Kortikalisstärke wachsenden Schwankungen. In einigen Fällen waren die Schwankungen so

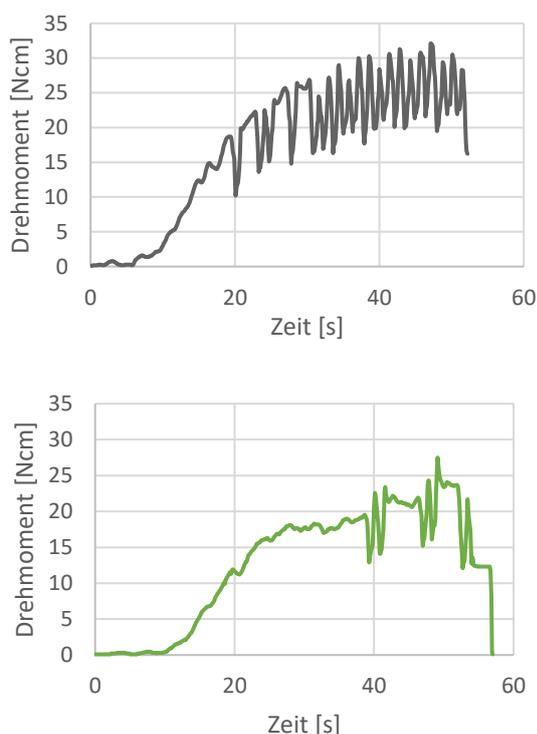


Abbildung 17: Beispiel stark unterschiedlicher Insertionsverläufe in den Knochen bei einer Kortikalisstärke von 3 mm: Stufe_3_06 (oben) und Konus_3_06 (unten).

stark, dass ein sinnvoller Vergleich mit den restlichen Daten und eine Auswertung nicht möglich waren. Exemplarisch seien an dieser Stelle die aussortierten Messkurven mit den Bezeichnungen Stufe_3_06 und Konus_3_06 gezeigt (Abbildung 17). Deren Drehmomente unterlagen innerhalb des Messvorgangs in einem Intervall von 3 s einer Streuung von bis zu 12 Ncm. Auch die Kurvenverläufe sind ohne starke Glättung weder im Einzelnen, noch im Vergleich aussagekräftig. Dieses Problem besteht auch bei allen anderen ausgeschlossenen Messkurven. Es mussten nur Insertionen in Knochen von der Auswertung ausgeschlossen

Gruppe	Stufe	Konus
Kortikalis		
0,5mm	1	1
1mm	3	1
2mm	5	5
3mm	13	9

Tabelle 4: Anzahl der ausgeschlossenen Insertionen je Gruppe.

werden (siehe Tabelle 4), die bei den Insertionen in Kunststoff und SawBones® gewonnenen Daten wurden vollständig ausgewertet. In Abbildung 18 sind alle Insertionen dargestellt, die in die Auswertung einbezogen wurden.

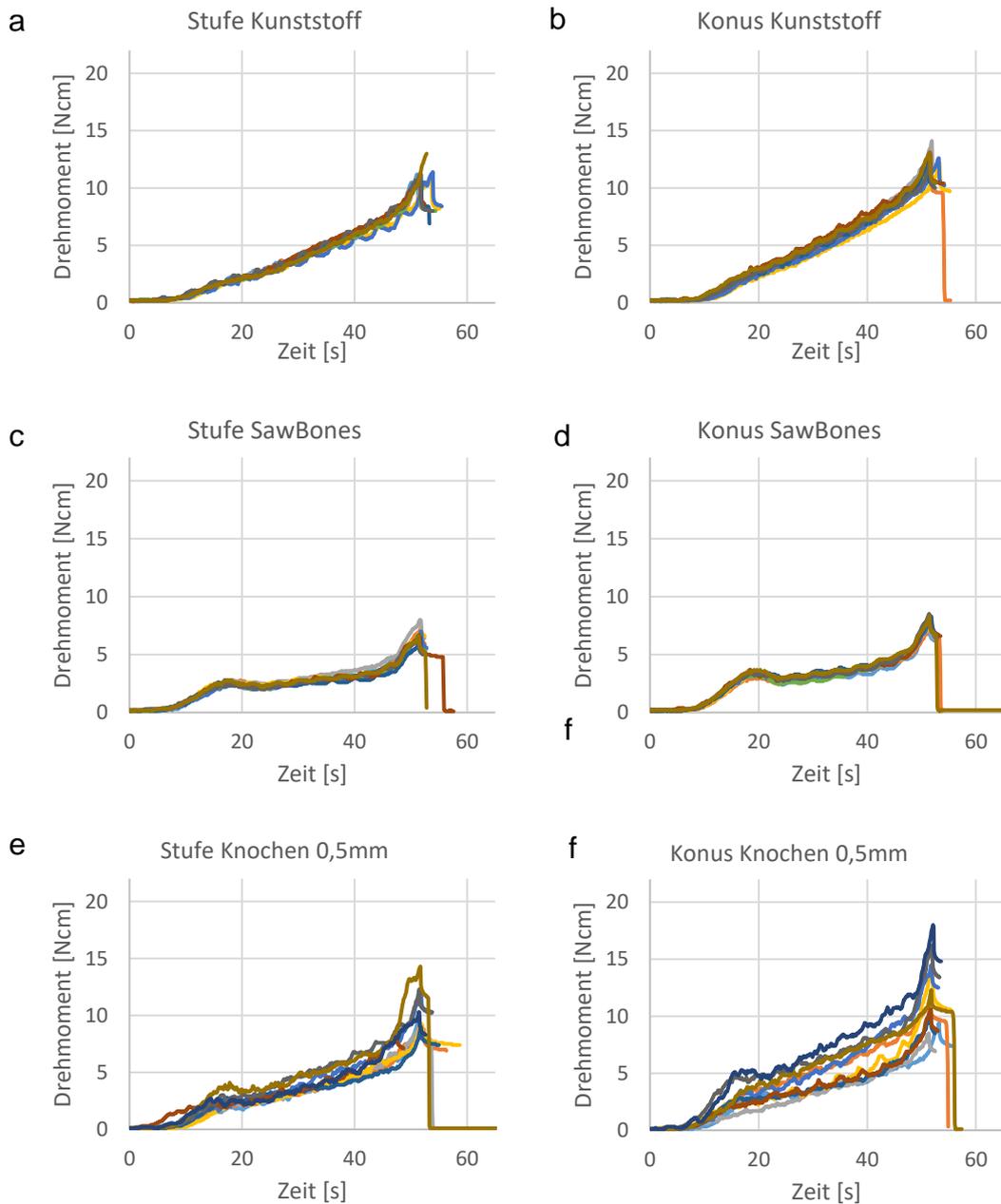




Abbildung 18: Visualisierung der in die Auswertung einbezogenen Insertionen, nach Gruppen sortiert: Stufenform (a) und Konusform (b) in Kunststoff inseriert, Stufenform (c) und Konusform (d) in SawBones® inseriert, Stufenform (e) und Konusform (f) in Knochen mit der Kortikalisdicke 0,5 mm inseriert, Stufenform (g) und Konusform (h) in Knochen mit der Kortikalisdicke 1 mm inseriert, Stufenform (i) und Konusform (j) in Knochen mit der Kortikalisdicke 2 mm inseriert, Stufenform (k) und Konusform (l) in Knochen mit der Kortikalisdicke 3 mm inseriert.

Zur besseren Einschätzung der Messkurvenverläufe wurden für jedes Material Mittelwertkurven berechnet und die Streuung der einzelnen Werte in Form der Standardabweichung dargestellt (Abbildung 19).

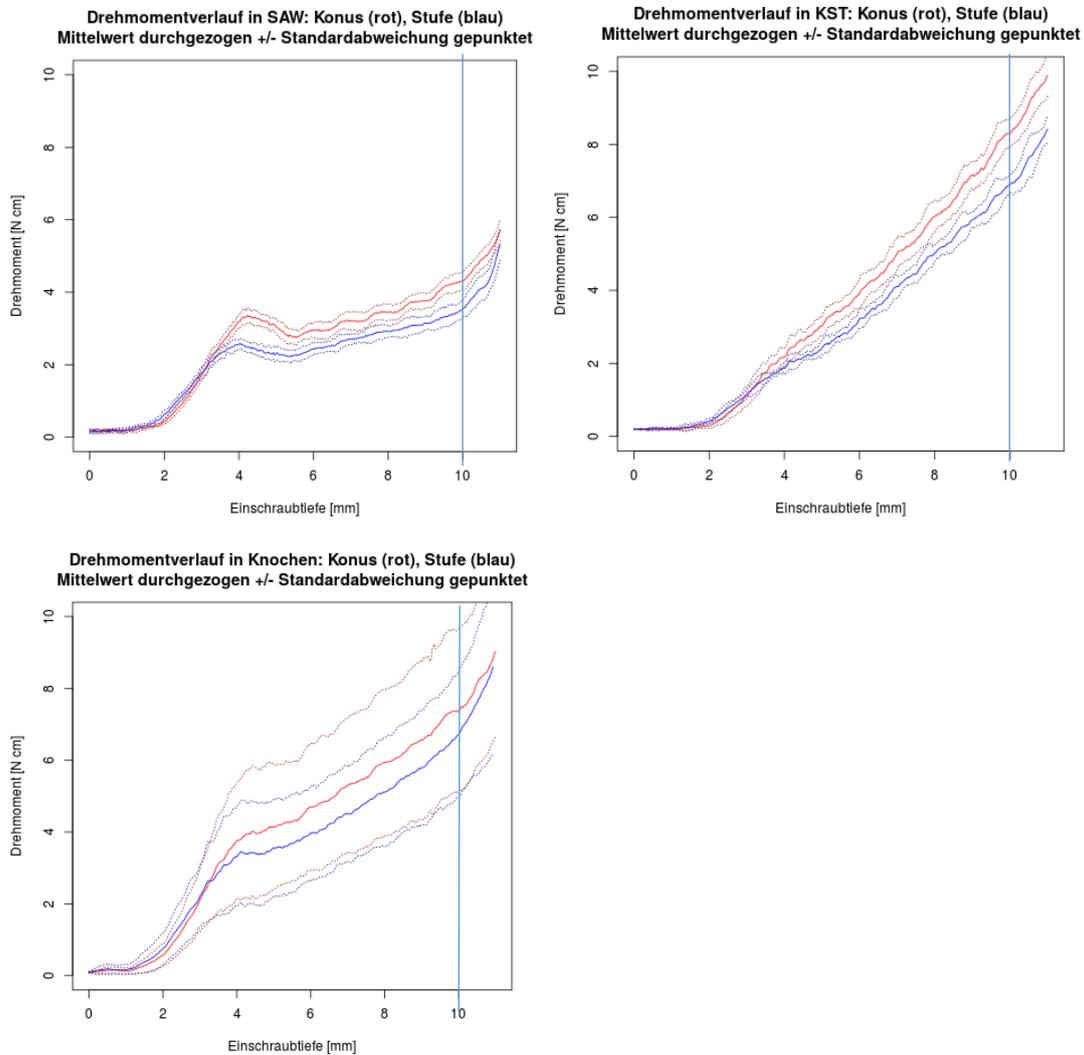


Abbildung 19: Mittelwertkurven über die gesamte Insertion für SawBones® oben links, Kunststoff oben rechts und Knochen unten. durchgezogen = Mittelwertkurve, gepunktet = +/- Standardabweichung, blau = stufiger Übergang, rot = konischer Übergang.

Für jedes Material ist das gleiche abweichende Insertionsverhalten der beiden Miniimplantatdesigns auf den ersten 5 mm, also bis die Gewindespitze die Kortikalis durchdrungen hat, zu beobachten. Zunächst steigt das Drehmoment der Miniimplantate mit stufigem Übergangsdesign stärker als mit konischem Übergangsdesign. Die Messkurven mit konischem Übergangsdesign erreichen jedoch ein höheres initiales Maximum, das durch die Insertion der

Miniimplantatspitze durch die Kortikalis entsteht, das zudem noch später erreicht wird. Alle Mittelwertkurven weichen von der Darstellung der Idealkurve (siehe Abbildung 8) ab. Die größte Übereinstimmung mit der Idealkurve zeigen die Mittelwertkurven für das Material SawBones®: das erwartete initiale Maximum ist sichtbar, gefolgt von einem Abfall des Drehmoments. Anschließend steigt die Kurve leicht an bis das Erreichen den Gewinde-Hals-Übergangs bei 10 mm zu einem sprunghaften Drehmomentanstieg führt. Abweichend von der Idealkurve sind periodische Schwankungen der Mittelwertkurven sichtbar, wobei eine Schwingung dem Zeitintervall von 4 s bzw. 0,9 mm und damit einer Umdrehung des Miniimplantats entspricht. Des Weiteren zeigt sich ein zunehmend divergenter Verlauf der Messkurven, die beiden Miniimplantatdesigns sind auch unter Berücksichtigung der jeweiligen Streuung (gepunktet um die Mittelwertkurve herum dargestellt) klar voneinander abgrenzbar. Die Mittelwertkurven für das Material Kunststoff weisen aufgrund von dessen Materialstruktur eine abweichende Charakteristik auf. Da das Material keine Kortikalis-imitierenden Elemente besitzt, entfällt das initiale Maximum. Die am Material SawBones® beobachteten periodischen Schwankungen sind auch am Material Kunststoff sichtbar und die zunehmende Divergenz der Mittelwertkurven der beiden Miniimplantatdesigns ist noch deutlicher. Die Kurven der Knochenproben lassen ein initiales Maximum wie in SawBones® erkennen. Auch sind ähnliche periodische Schwankungen mit einer Periode von 4 s sichtbar, jedoch sind deren Amplituden unregelmäßiger. Diese Unregelmäßigkeiten sind auf die große Streuung der Messkurven zurück zu führen. Aufgrund der ausgeprägten Streuung sind die Mittelwertkurven der beiden Implantatdesigns bei den am Knochen gewonnenen Daten nicht klar voneinander abzugrenzen.

3.3 Steigungsverhältnisse

Um den Anstieg des Drehmoments bei Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs zu quantifizieren, wurden jeweils zwei Ausgleichsgeraden pro Insertionsvorgang für das Intervall 6 mm bis 11 mm berechnet. Die erste Ausgleichsgerade wurde in den Abschnitt 6 mm bis 10 mm gelegt und die zweite in den Abschnitt 10 mm bis 11 mm (Abbildung 20). Dieses Intervall wurde gewählt, da die Miniimplantatspitze bei 6 mm Insertionstiefe die kortikalen Strukturen in jedem Fall durchdrungen hat und während der Insertion des restlichen Gewindes bis zum Übergang in den Halsbereich bei 10 mm ein linearer Anstieg des Drehmoments erwartet wird. Durch das gewählte Intervall werden die zuvor beschriebenen periodischen Schwankungen des Drehmomentes mit höherer Genauigkeit durch die Ausgleichsgerade dargestellt, als bei einem Intervall von beispielsweise 9 bis 10 mm. Die erste Ausgleichsgerade bildet demnach das Verhalten während der Insertion des Gewindes bei Nenndurchmesser ab, während die zweite Ausgleichsgerade das Verhalten nach Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs bei 10 mm darstellt.

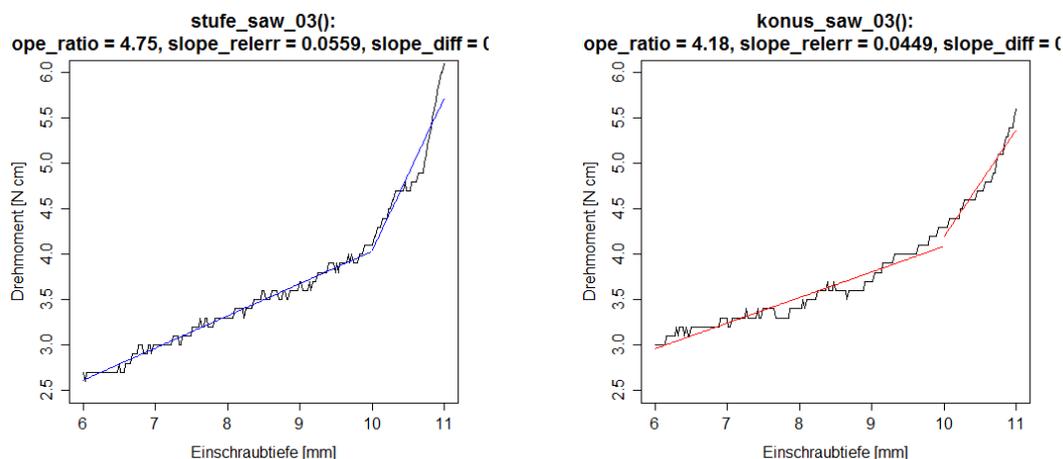


Abbildung 20: Ausgleichsgeraden im Intervall 6 bis 11 mm, Material SawBones®, links Stufe, rechts Konus.

Für jeden Insertionsvorgang wurden die Steigungen der beiden Geraden, sowie das Verhältnis der Steigungen zueinander erfasst. Das Steigungsverhältnis stellt die Änderung der durch die zunehmende Eindringtiefe bedingten Zunahme des Drehmoments bei Erreichen des Übergangs vom Gewinde in den Implantathals bei 10 mm dar. Abbildung 21 zeigt die Histogramme der Steigungsverhältnisse, wobei ein je Material einheitlicher Wertebereich gewählt wurde.

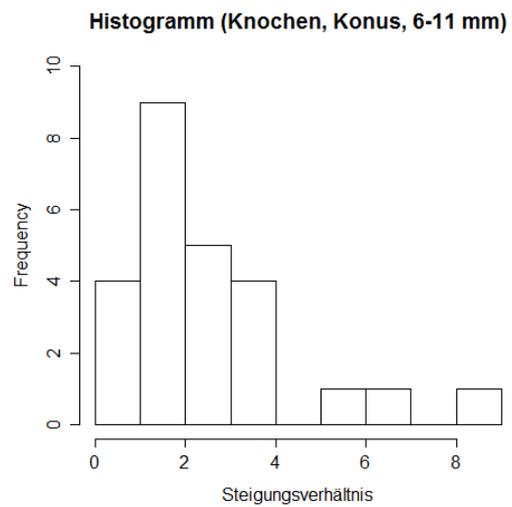
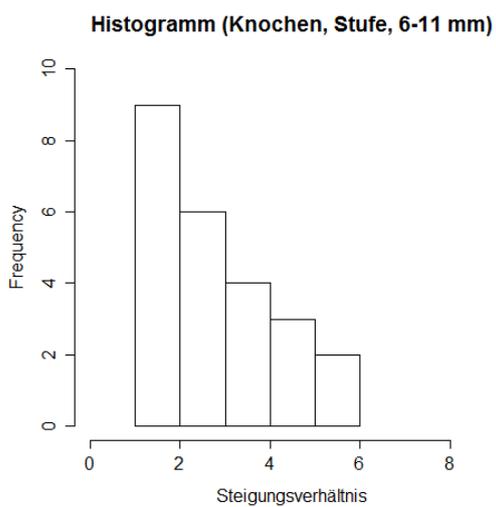
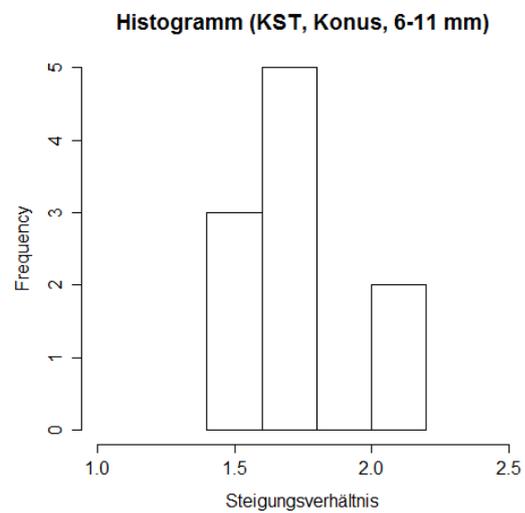
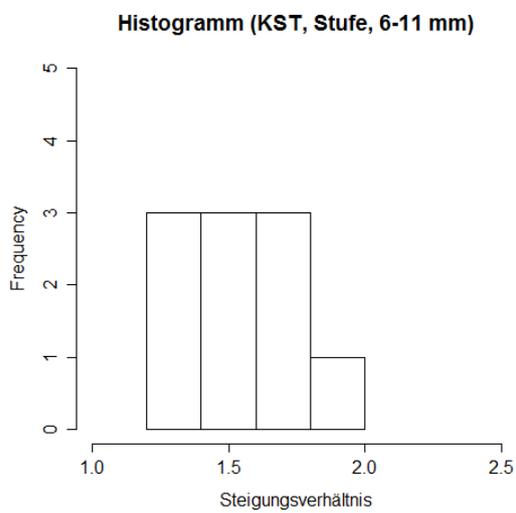
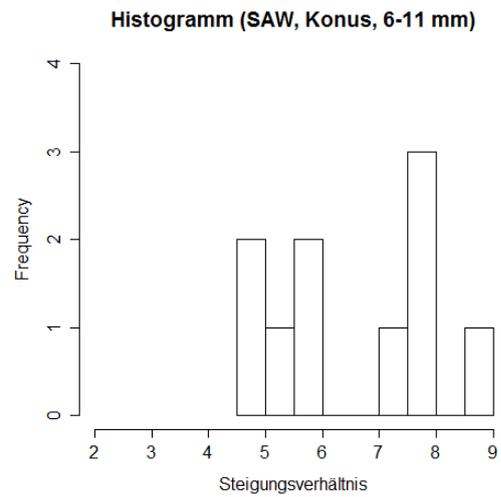
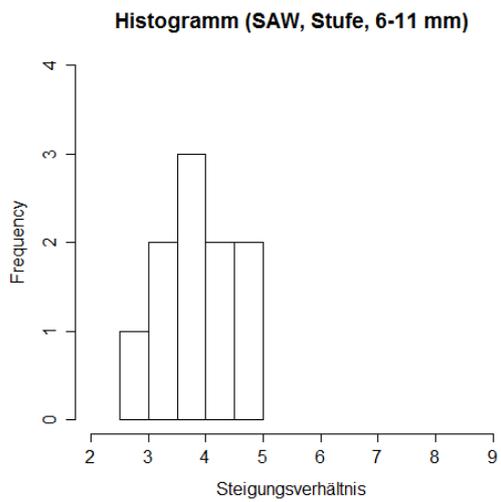


Abbildung 21: Histogramm der Steigungsverhältnisse am Material SawBones® (oben), Kunststoff (mittig) und Knochen (unten) im Intervall 6 bis 11 mm; links stufenförmiger Gewinde-Hals-Übergang, rechts konusförmiger Gewinde-Hals-Übergang.

Um die Steigungsverhältnisse der beiden Miniimplantatdesigns miteinander zu vergleichen, wurde die Differenz der Verhältnisse gebildet. Hierbei wurden jeweils die Miniimplantate miteinander verglichen, die in derselben Region inseriert wurden, um eine Verzerrung der Ergebnisse durch unterschiedliche Materialien oder Kortikalisdicken zu verhindern. Aus diesem Grund wurden alle Insertionsvorgänge aussortiert, für die in Folge der vorherigen Selektion keine Insertionsvorgänge in derselben Region verfügbar waren.

Wie in den Tabellen 5 bis 7 ersichtlich, nimmt die Differenz der Steigungsverhältnisse sowohl positive, als auch (nicht erwartete) negative Werte an. Im Falle eines positiven Wertes war am stufigen Gewinde-Hals-Übergang eine größere Änderung des Drehmoments festzustellen, als für das konische Übergangsdesign. Umgekehrt gilt dies für negative Werte der Differenz.

	Stufe	Konus	Differenz
saw_01	7,105	4,132	2,973
saw_02	7,752	3,836	3,916
saw_03	4,745	4,183	0,562
saw_04	8,755	3,798	4,957
saw_05	4,680	3,170	1,510
saw_06	5,165	3,071	2,155
saw_07	7,666	3,587	4,079
saw_08	7,793	4,659	3,134
saw_09	5,539	4,608	0,931
saw_10	5,554	2,879	2,675

Tabelle 5: Steigungsverhältnisse der Ausgleichsgeraden der beiden Übergangsdesigns, sowie deren Differenz. Material SawBones®, Intervall 6 mm bis 11 mm.

	Stufe	Konus	Differenz
kst_01	1,701	1,425	0,276
kst_02	2,073	1,514	0,559
kst_03	1,585	1,611	-0,026
kst_04	1,555	1,255	0,300
kst_05	2,044	1,283	0,761
kst_06	1,640	1,800	-0,160
kst_07	1,476	1,612	-0,136
kst_08	1,740	1,355	0,385
kst_09	1,640	1,429	0,211
kst_10	1,763	1,918	-0,155

Tabelle 6: Steigungsverhältnisse der Ausgleichsgeraden der beiden Übergangsdesigns, sowie deren Differenz. Material Kunststoff, Intervall 6 mm bis 11 mm.

	Stufe	Konus	Differenz
05_01	2,343	0,868	1,475
05_02	3,638	1,489	2,149
05_03	1,736	1,451	0,285
05_04	1,088	2,777	-1,689
05_05	1,592	0,669	0,923
05_07	1,612	2,891	-1,279
05_08	1,616	3,293	-1,677
05_09	2,832	2,934	-0,102
05_10	4,882	1,274	3,608
05_11	3,316	1,723	1,593
1_01	5,659	6,238	-0,579
1_02	2,995	1,684	1,311
1_03	3,870	5,673	-1,803
1_06	1,119	2,740	-1,621
1_07	4,828	2,224	2,604
1_09	2,682	1,100	1,582
2_01	2,578	8,923	-6,345
2_02	1,635	3,856	-2,221
2_03	1,895	1,333	0,562
2_05	3,468	0,913	2,555
3_01	4,733	3,787	0,946

Tabelle 7: Steigungsverhältnisse der Ausgleichsgeraden der beiden Übergangsdesigns, sowie deren Differenz. Material Knochen, Intervall 6 mm bis 11 mm.

Zur Veranschaulichung wurden die Differenzen der Steigungsverhältnisse in Histogrammen (Abbildung 22) dargestellt. Der positive Wertebereich ist dunkelgrün eingefärbt, der negative hellgrün. Zur übersichtlichen Darstellung der Verteilung aller Messwerte wurden je Material unterschiedliche Wertebereiche gewählt. Oberhalb der Balken ist die Anzahl der Differenzen im jeweiligen Intervall dargestellt.

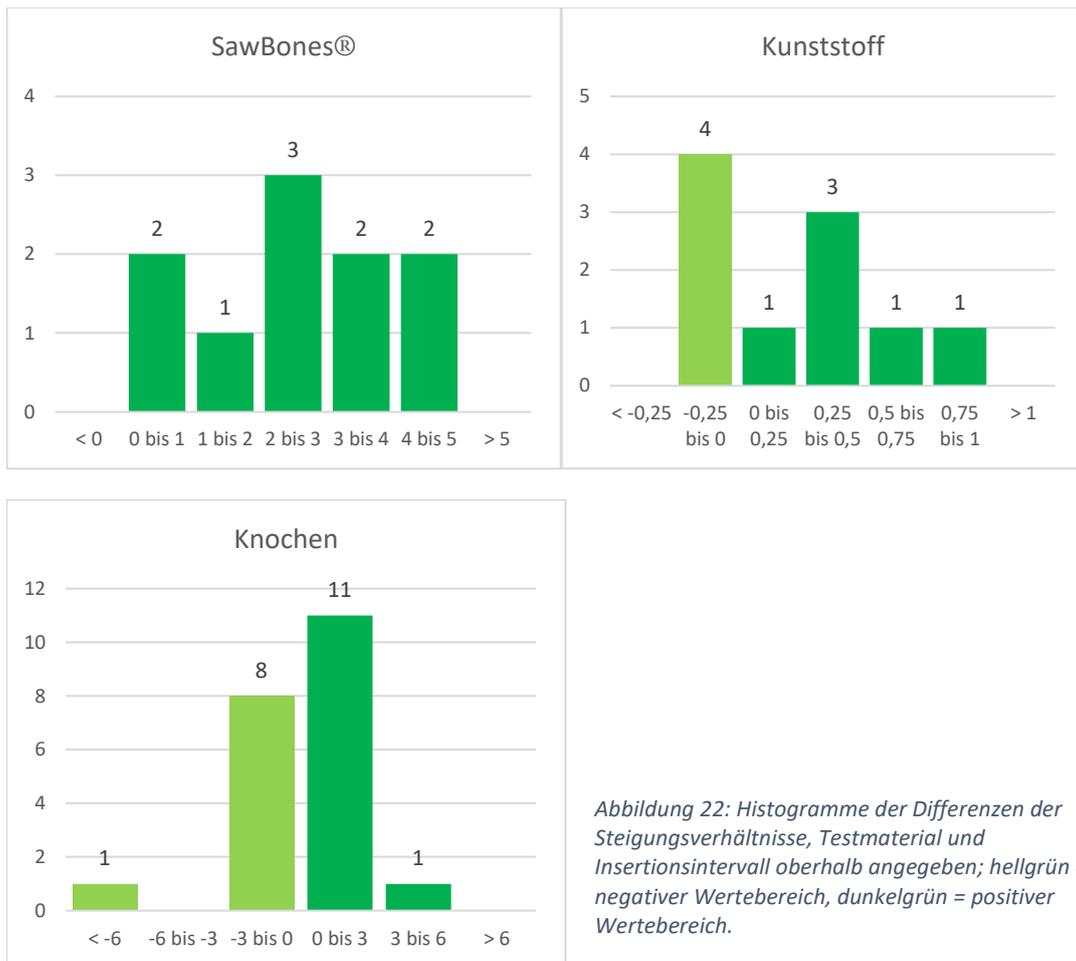


Abbildung 22: Histogramme der Differenzen der Steigungsverhältnisse, Testmaterial und Insertionsintervall oberhalb angegeben; hellgrün = negativer Wertebereich, dunkelgrün = positiver Wertebereich.

Für das Material SawBones® nehmen alle Differenzen positive Werte an. Das Steigungsverhältnis der Miniimplantate mit stufigem Übergang war demzufolge in 100 % der Fälle größer als bei den Miniimplantaten mit konischem Übergang. Für das Material Kunststoff finden sich auch negative Werte, so dass das Steigungsverhältnis der Miniimplantate mit stufigem Übergang zu 60 % größer als bei konischem Übergang war.

Am Knochen waren ebenfalls negative Werte feststellbar. Das Steigungsverhältnis der Miniimplantate mit stufigem Übergang war zu 57 % größer als bei konischem Übergang.

Um diese Ergebnisse zu stützen und weitere Informationen über die Charakteristiken der Messkurven zu gewinnen, wurde anschließend eine Hauptkomponentenanalyse durchgeführt.

3.3 Hauptkomponentenanalyse (PCA)

Die PCA wurde für alle zu untersuchenden Insertionen im Intervall 9 bis 11 mm durchgeführt. Dieses Intervall wurde gewählt, da für diese Studie vor allem der Gewinde-Hals-Übergang des Miniimplantats von Interesse ist und in Folge der Funktionsweise der PCA kein Zugewinn an Information durch Ausdehnung des Intervalls wie zuvor bei den Steigungsverhältnissen stattfindet.

Insertionstiefe 9 mm bis 11 mm

Die Gewindelänge der getesteten Miniimplantate betrug 10 mm. Anhand der Insertionstiefen von 9 mm bis 11 mm wurde somit

Testmaterial	Erklärte Varianz in %				
	PC1	PC1-2	PC1-3	PC1-4	PC1-5
SawBones®	99,89	99,96	99,98	99,99	99,99
Kunststoff	99,96	99,98	99,99	99,99	99,99
Knochen	99,71	99,92	99,94	99,96	99,98

Tabelle 8: Erklärte Varianz in Abhängigkeit der Anzahl der bei der Rekonstruktion verwendeten Hauptkomponenten (PC) für das Intervall 9 mm bis 11 mm.

der Übergang vom Gewinde in den Miniimplantathals untersucht, die PCA am Originaldatensatz im Insertionstiefenintervall 9 mm bis 11 mm durchgeführt und zur Beurteilung der Güte einer niederdimensionalen Darstellung der Kurven die erklärte Varianz betrachtet. Die erklärte Varianz beschreibt den prozentualen Anteil der Varianz, die durch die gewichtete Überlagerung der ersten Hauptkomponenten im Sinne einer Rekonstruktion abgebildet

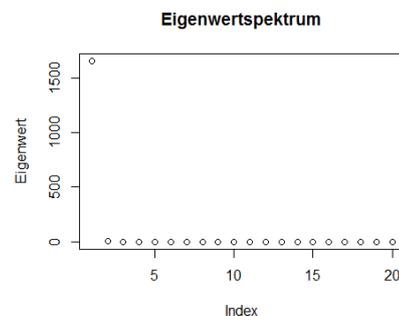


Abbildung 23: Eigenwertspektrum - Material SawBones®, Insertionsintervall 9 mm bis 11 mm.

werden kann. Mit jeder weiteren Hauptkomponente, die hinzukommt, nimmt die erklärte Varianz zu. Demnach ist die erklärte Varianz ein Maß für die Übereinstimmung der Rekonstruktion mit der tatsächlichen Messung. In Tabelle 8 ist die erklärte Varianz für die ersten fünf Hauptkomponenten dargestellt, wobei hohe Werte von über 99 % schon für die erste Hauptkomponente auffallen, sodass alle weiteren Hauptkomponenten nur noch einen geringen Beitrag zur

Erklärung der Gesamtvarianz beitragen. Die Beiträge der einzelnen Hauptkomponenten, dem Beitrag zu erklärten Varianz entsprechend, sind durch die normierten Eigenwerte gegeben, wobei die Summe aller normierten Eigenwerte gleich eins ergibt. Im Eigenwertspektrum in Abbildung 23 sind die noch nicht normierten Eigenwerte relativ zueinander dargestellt.

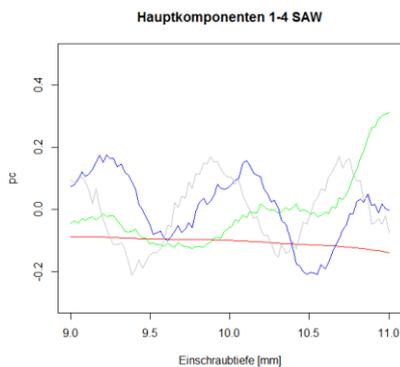


Abbildung 24: Darstellung der ersten vier Hauptkomponenten, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm.

Exemplarisch am Testmaterial SawBones® ist in Abbildung 24 die erste Hauptkomponente rot, die zweite grün, die dritte blau und die vierte grau graphisch dargestellt.

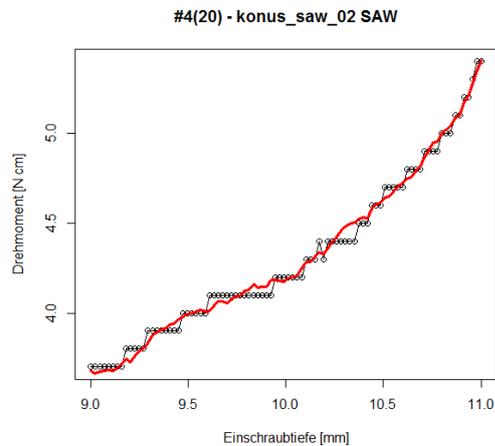
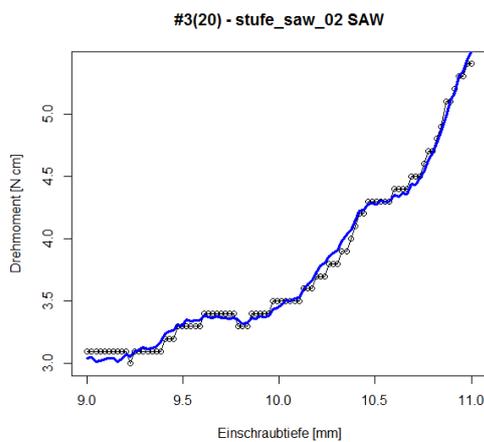


Abbildung 25: Beispiele von Rekonstruktionen der Insertionskurven aus den ersten drei Hauptkomponenten, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm; Punkte = einzelne Messwerte, farbige Kurve = Rekonstruktion durch die erste drei Hauptkomponenten, schwarze Kurve = Rekonstruktion durch alle Hauptkomponenten.

Im weiteren Verlauf wurden die Messwerte für jeden Insertionsvorgang mit aus den ersten drei Hauptkomponenten rekonstruierten Kurven überlagert (siehe Abbildung 25). Dies diente der visuellen Kontrolle der Übereinstimmung und bot einen Eindruck der stattgefundenen Glättung der Daten durch Weglassen der Beiträge von höheren Hauptkomponenten. Anschließend wurden die Beiträge der ersten drei Hauptkomponenten jedes Insertionsvorgangs mit stufigem Übergang des Gewindes in den Implantathals in blau und mit konischem Übergang rot in einem dreidimensionalen Koordinatensystem dargestellt

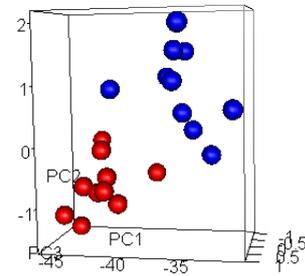
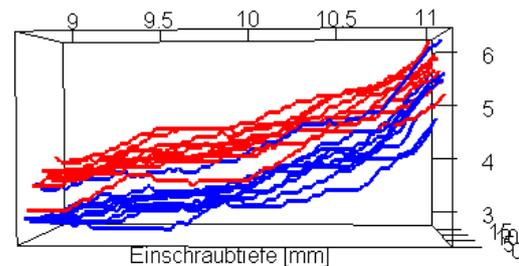


Abbildung 26: Darstellung der Beiträge der ersten drei Hauptkomponenten im dreidimensionalen Raum; blau = Stufe, rot = Konus, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11

(Abbildung 26). Dies ermöglichte einen Eindruck der Verhältnisse der Insertionsvorgänge zueinander. Bei Insertionstiefen von 9 mm bis 11 mm waren die Vorgänge mit stufigem Übergang klar von jenen mit konischem Übergang abgrenzbar, was auf einen realen Unterschied hindeuten kann, aber von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst sein könnte. Die schon in der ersten Darstellung in Excel aufgefallenen Streuung der Drehmomente und damit zueinander verschobenen Kurvenverläufe (Abbildung 27) könnten solche Faktoren sein. Da sich die beiden Miniimplantatdesigns nur am Gewinde-Hals-Übergang



Drehmomentverlauf in SAW : Konus (rot), Stufe (blau)
Mittelwert durchgezogen +/- Standardabweichung gepunktet

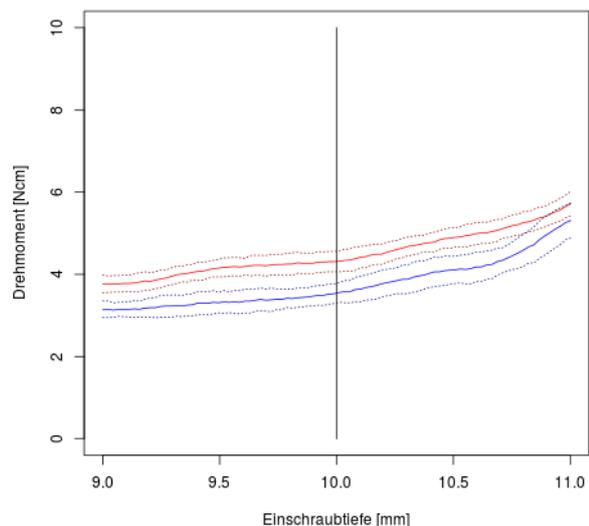


Abbildung 27: oben Messkurven im Insertionsintervall 9 - 11 mm, Material Sawbones®; unten zugehörige Mittelwertkurven.

unterscheiden sollten, wird ein überstimmender Kurvenverlauf auf gleichem Drehmomentniveau bis zur Insertionstiefe 10 mm erwartet; dies stellt sich in Abbildung 27 nicht so dar. Um solche Einflüsse zu minimieren wurden folgende Schritte unternommen:

1. Normierung des Datensatzes
2. Skalierung des Datensatzes.

Normierung des Datensatzes

Die Normierung wurde gemäß Formel 3 (Seite 31) vorgenommen. Die Steigungsverhältnisse wurden durch die Normierung nicht verändert und sind deshalb auch nicht gesondert dargestellt. Der Kurvenverlauf wurde hingegen optisch verändert (siehe Abbildung 32), wodurch der Verlauf im Übergangsbereich besser verglichen werden kann.

Wie in Tabelle 9 ersichtlich, sank der Anteil der ersten Hauptkomponente an der erklärten Varianz auf 96,22 % bis 98,81.

Testmaterial	Erklärte Varianz PC 1 bis 5 in %				
	PC1	PC1-2	PC1-3	PC1-4	PC1-5
SawBones®	98,53	99,30	99,58	99,75	99,80
Kunststoff	98,81	99,54	99,74	99,82	99,86
Knochen	96,22	97,69	98,34	98,92	99,30

Tabelle 9: Erklärte Varianz in Abhängigkeit der Anzahl der bei der Rekonstruktion verwendeten Hauptkomponenten (PC) für das Intervall 9 mm bis 11 mm, normierter Datensatz.

In Abbildung 28 sind die noch nicht normierten Eigenwerte relativ zueinander dargestellt. Auch graphisch war eine Veränderung der Hauptkomponenten sichtbar (siehe Abbildung 29). Die aus den ersten drei Hauptkomponenten berechneten Kurven wiesen eine hinreichende Deckungsgleichheit mit den normierten Messkurven auf, am Beispiel mit stufigem Übergang war die Glättung der Kurve ersichtlich (Abbildung 30).

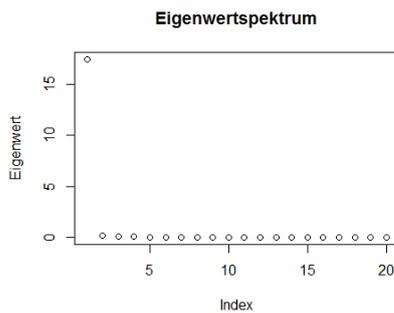


Abbildung 28: Eigenwertspektrum - Material SawBones®, Insertionsintervall 9 mm bis 11 mm, normierter Datensatz.

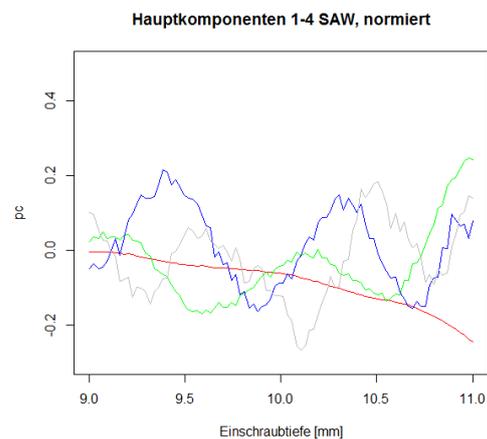


Abbildung 29: Darstellung der ersten vier Hauptkomponenten, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm, normierter Datensatz.

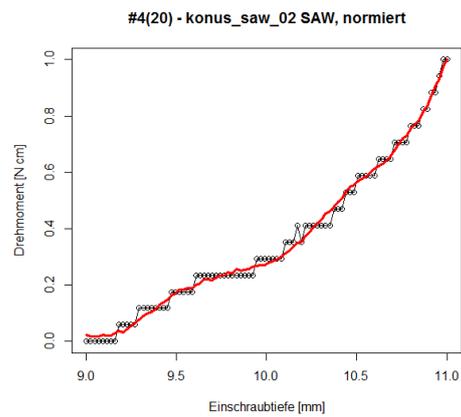
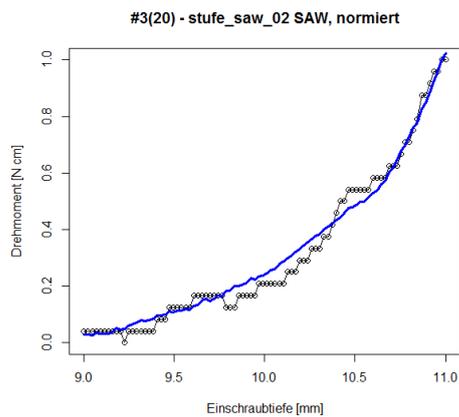


Abbildung 30: Beispiele von Rekonstruktionen der normierten Messkurven aus den ersten drei Hauptkomponenten (farbig) im Insertionsintervall 9 - 11 mm, Material Sawbones®.

Im dreidimensionalen Plot war die räumliche Trennung der blau dargestellten Miniimplantate mit stufigem Übergang von den rot dargestellten Miniimplantaten mit konischem Übergang durch eine ebene Trennungsfläche im dreidimensionalen Raum möglich (Abbildung 31), allerdings lagen die Kugelwolken der beiden Designs näher beieinander, als im Originaldatensatz.

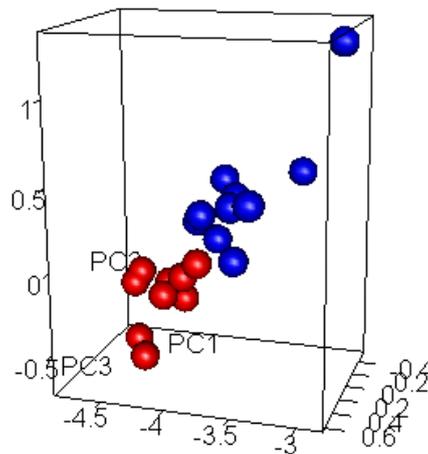


Abbildung 31. Darstellung der Beiträge der ersten drei Hauptkomponenten im dreidimensionalen Raum; blau = Stufe, rot = Konus, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm, normierter Datensatz.

Dies ließ vermuten, dass sich das unterschiedliche Design des Übergangs vom Gewinde in den Miniimplantathals durchaus auf das Insertionsverhalten auswirkt. Eine leichte Überlappung im dreidimensionalen Raum ist mit Messunsicherheiten oder Inhomogenitäten des Testmaterials zu erklären. Abbildung 32 zeigt die normierten Messkurven im Insertionsintervall 9 bis 11 mm, auffällig ist die unterschiedliche Steigung der beiden Designtypen im Intervall 10 bis 11 mm.

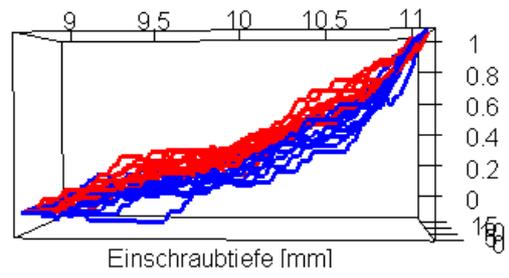
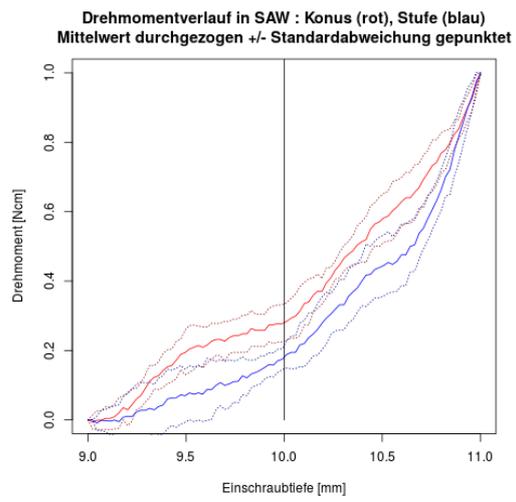


Abbildung 32: Insertionskurven, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm, normierter Datensatz.

Skalierung des Datensatzes

Um die in Abbildung 19 anhand der Mittelwertkurven ersichtliche Divergenz (SawBones® und Kunststoff), bzw. annähernde Parallelverschiebung (Knochen), der Messkurven während der Insertion der beiden Schraubendesigns im Bereich des Gewindes näherungsweise eliminieren zu können, wurde im Folgenden ein Skalierungsfaktor gebildet. Abbildung 33 veranschaulicht die mittleren Kurvenverläufe im Intervall 6 bis 9 mm, das dem Nenndurchmesser des Miniimplantats entspricht und für das keine Unterschiede im Insertionsverhalten erwartet wurden.

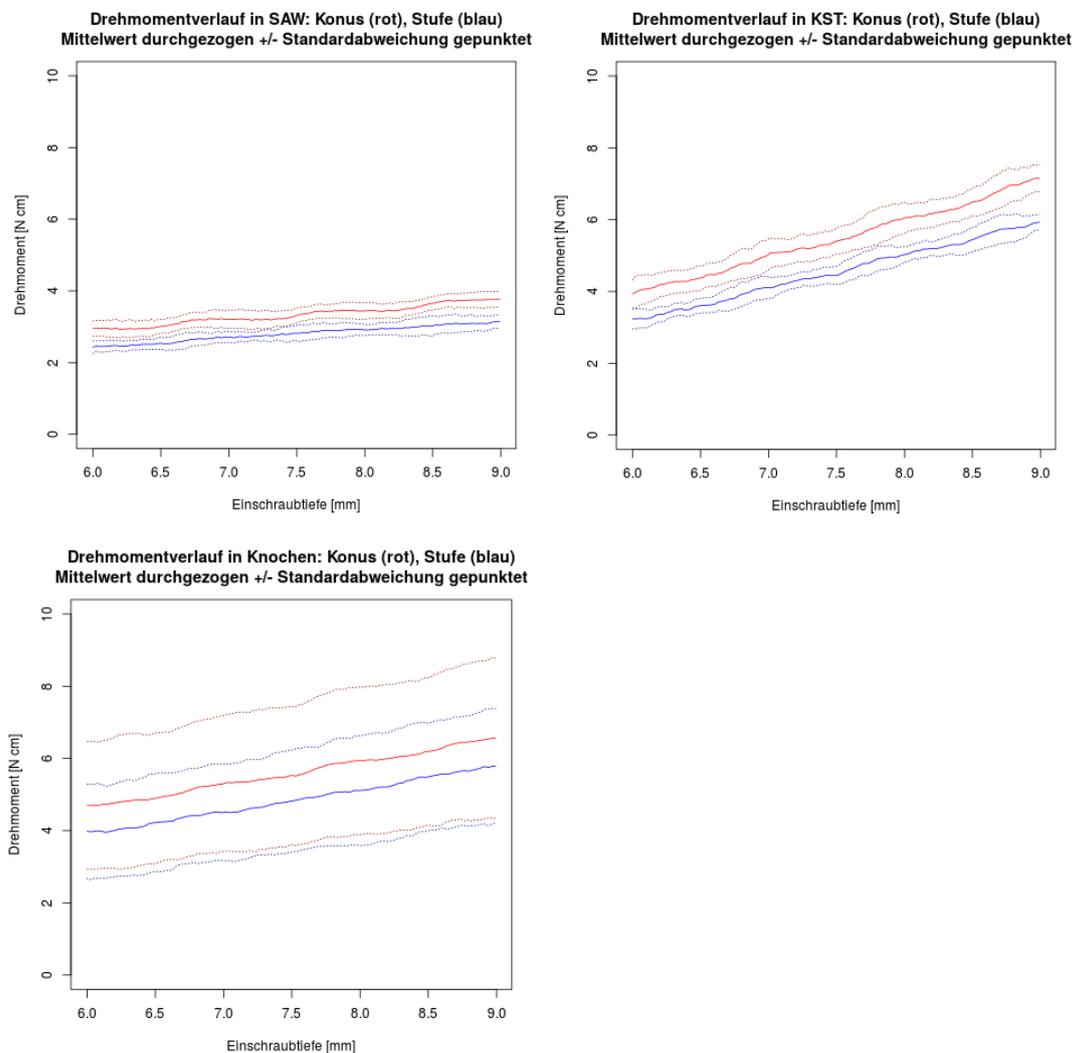


Abbildung 33: Mittelwertkurven für SawBones®, Kunststoff und Knochen. durchgezogen = Mittelwertkurve, gepunktet = +/- Standardabweichung, blau = stufiger Übergang, rot = konischer Übergang. Links vollständige Messkurven, rechts Kurven im Intervall 6 bis 9 mm.

Elementweise wurde das Verhältnis der Mittelwertkurve mit stufenförmigem Übergang zur Mittelwertkurve mit konischem Übergang gebildet. Für diese Verhältnisse wurden Histogramme erstellt (Abbildung 34).

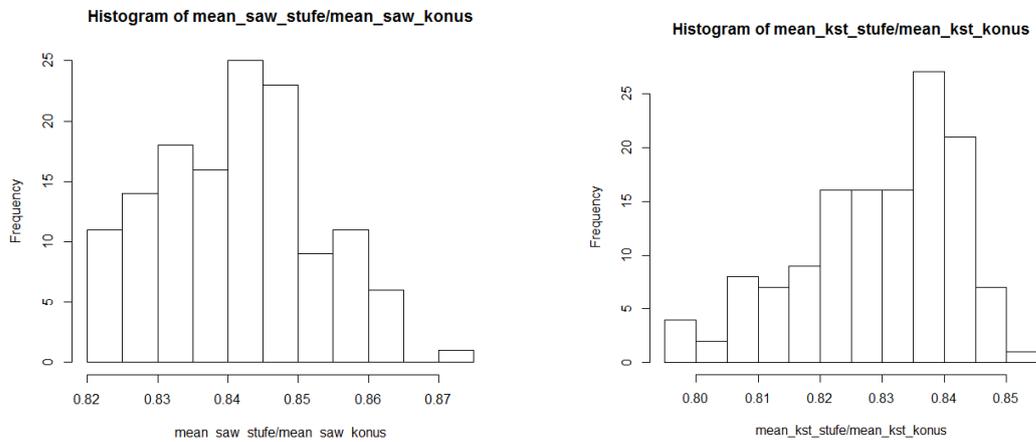


Abbildung 34: Histogramme zur Darstellung des Verhältnisses der Mittelwertkurven, links SawBones®, rechts Kunststoff.

	Minimum	1.Quantile	Median	Mittelwert	3.Quantile	Maximum
SawBones®	0,8209	0,8313	0,8427	0,8411	0,8480	0,8727
Kunststoff	0,7966	0,8220	0,8314	0,8291	0,8388	0,8503

Tabelle 10: Auswertung der Histogramme.

Der Auswertung der Histogramme (Tabelle 10) sind die Mediane zu entnehmen. Der Faktor f wurden aus dem Mittelwert der Mediane der Materialien SawBones® und Kunststoff gebildet. Das Knochenmaterial wurde aufgrund der in Abbildung 16 und 33 ersichtlichen großen Streuung nicht berücksichtigt. Der Faktor f ist ein mittlerer Wert über das Verhältnis der Kurvenverläufe mit stufigem Gewindeübergang im Insertionsbereich 6 mm bis 9 mm zu denjenigen mit konischem Gewindeübergang.

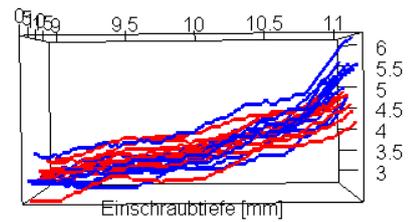
$$\text{Faktor } f = \frac{\text{Median}_{\text{SawBones}} + \text{Median}_{\text{Kunststoff}}}{2} = 0,83705$$

Formel 4: Berechnung des Faktors f

Anschließend wurde die Analyse in den zuvor beschriebenen Kategorien wiederholt, wobei alle Insertionsvorgänge mit konischem Gewindeübergang mit dem Faktor f multipliziert wurden. Hierdurch wurde der komplette Kurvenverlauf

auf das Niveau der Insertionsvorgänge mit stufigem Gewindeübergang skaliert (Abbildung 35).

Das Eigenwertspektrum und die erklärte Varianz veränderten sich im Vergleich zum Originaldatensatz durch die Skalierung geringfügig. Da sich der Unterschied in der erklärten Varianz erst in der zweiten bis dritten Nachkommastelle bemerkbar machte, wurde auf eine Darstellung der Werte an dieser Stelle verzichtet. Auch die Hauptkomponenten veränderten sich nur geringfügig, weshalb ebenfalls auf eine Darstellung verzichtet wird.



Drehmomentverlauf in SAW : Konus (rot), Stufe (blau)
Mittelwert durchgezogen +/- Standardabweichung gepunktet

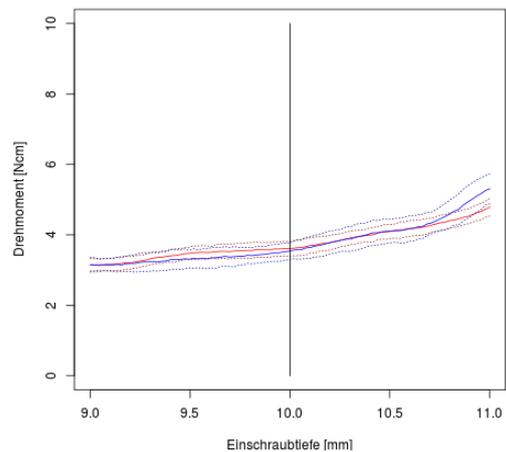


Abbildung 35: Insertionskurven, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm, skaliertes Datensatz.

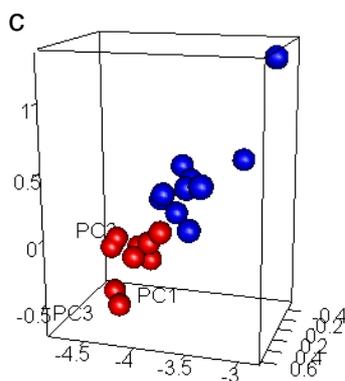
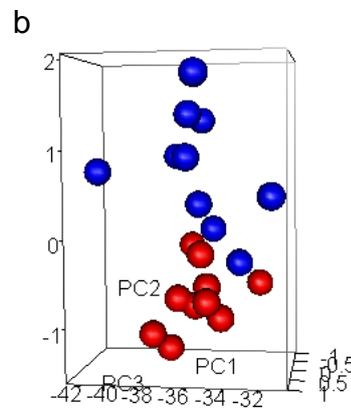
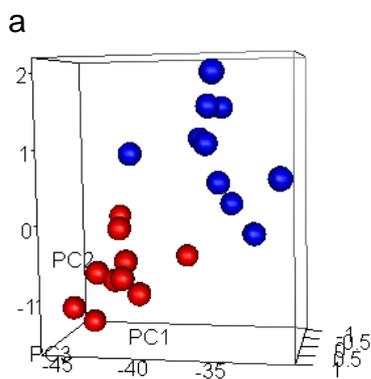


Abbildung 36: Darstellung der Beiträge der ersten drei Hauptkomponenten im dreidimensionalen Raum; blau = Stufe, rot = Konus, Material SawBones®, Intervall 9 mm bis 11 mm. a) ohne Faktor, b) mit Faktor, c) normierter Datensatz.

Die durch die PCA generierten dreidimensionalen Plots wurden mit denjenigen der unskalierten Daten verglichen. Für das Material SawBones® konnten folgende Beobachtungen gemacht werden:

Im Insertionsintervall 9 mm bis 11 mm war in beiden Fällen eine räumliche Trennung der als Kugeln dargestellten Insertionsvorgänge möglich. Bei den skalierten Daten fällt der räumliche Abstand geringer aus, eine gekrümmte Fläche ist zur Trennung nötig. Zur besseren Übersicht sind in Abbildung 36 auch die schon zuvor gezeigten Plots des Originaldatensatzes und des normierten Datensatzes dargestellt.

Die skalierten Messkurven und die skalierten Mittelwertkurven für das Material Kunststoff sind in Abbildung 37 dargestellt (Vergleich mit unskalierten Mittelwertkurven: Abbildung 19). Während beim Kunststoffblock am Originaldatensatz eine räumliche Trennung mit einer ungekrümmten Fläche möglich war, waren die skalierten Insertionsvorgänge so stark im Raum durchmischt, dass keine Trennfläche gefunden werden konnte. Am normierten Datensatz war eine starke Durchmischung ohne mögliche Trennfläche vorhanden (Abbildung 38).

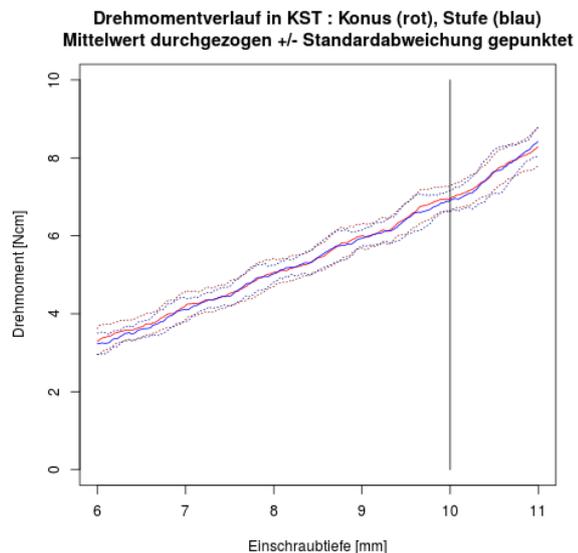
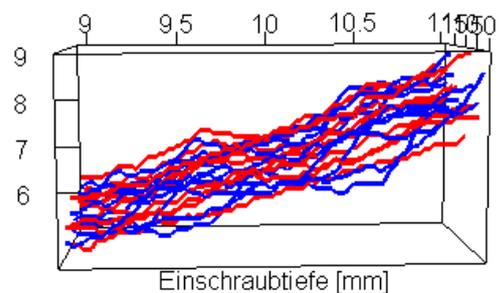


Abbildung 37: Insertionskurven, Material Kunststoff, Intervall 9 mm bis 11 mm, skaliertes Datensatz; unten zugehörige Mittelwertkurven.

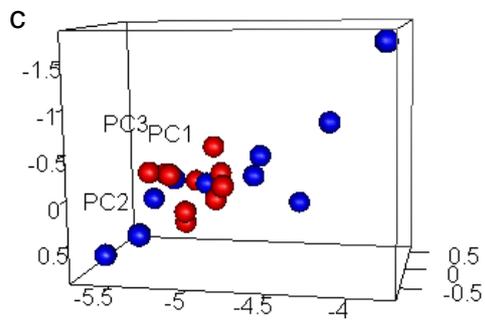
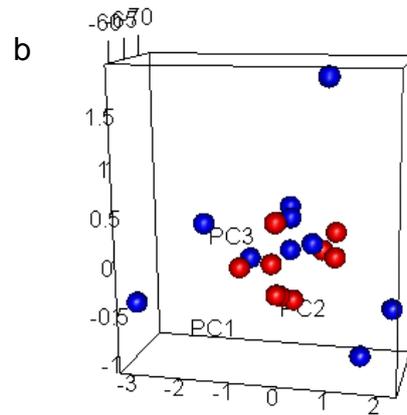
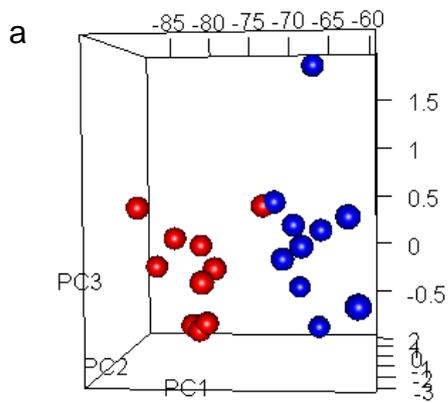


Abbildung 38. Darstellung der Beiträge der ersten drei Hauptkomponenten im dreidimensionalen Raum; blau = Stufe, rot = Konus, Material Kunststoff, Intervall 9 bis 11 mm; a) ohne Faktor, b) mit Faktor, c) normierter Datensatz.

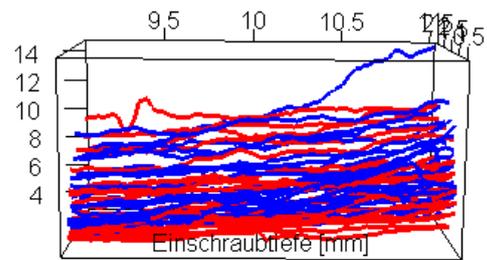
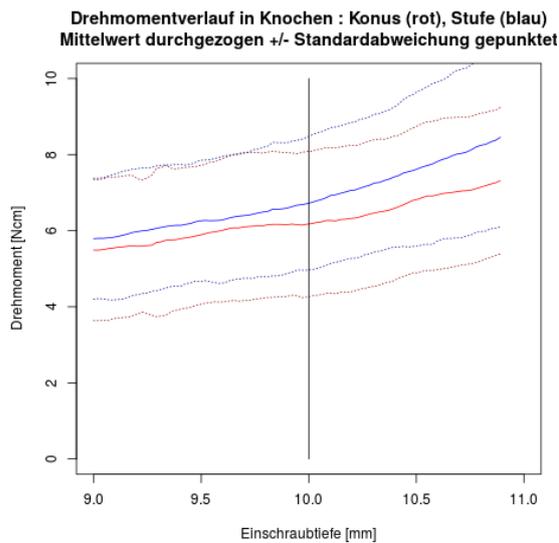


Abbildung 39: oben Insertionskurven, Material Knochen, Intervall 9 mm bis 11 mm, skaliertes Datensatz; links zugehörige Mittelwertkurven.

Für die Insertionsvorgänge im Knochen war in keinem Fall eine räumliche Trennung möglich (Abbildung 40).

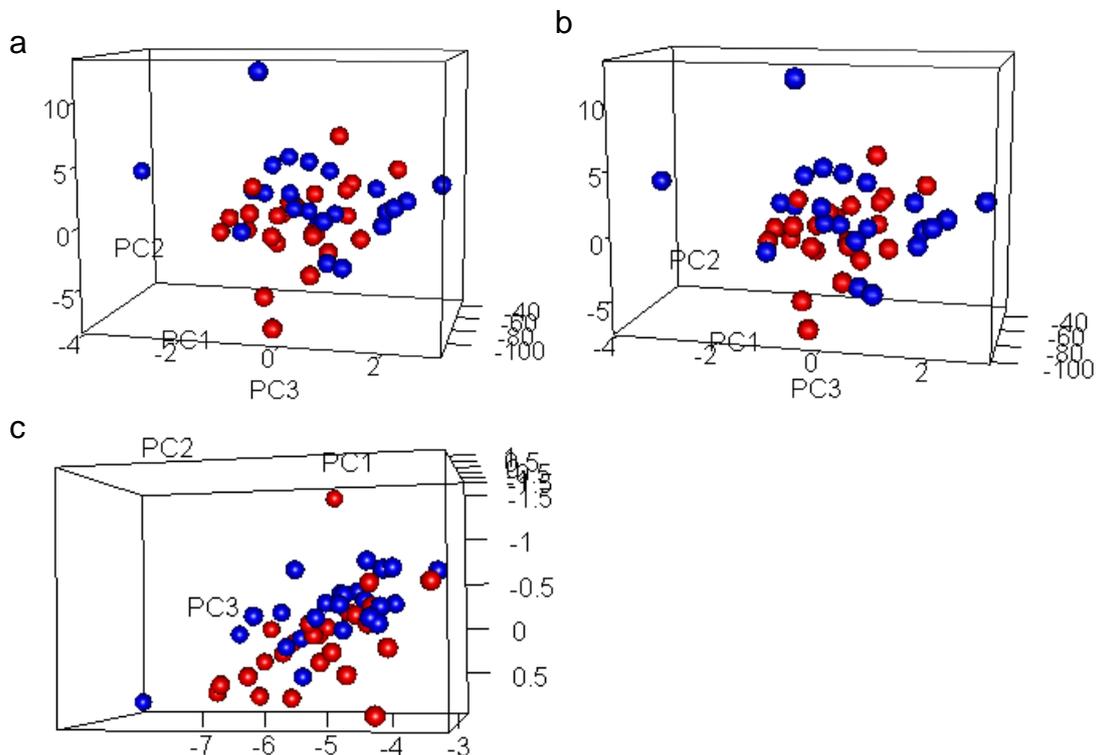


Abbildung 40. Darstellung der Beiträge der ersten drei Hauptkomponenten im dreidimensionalen Raum; blau = Stufe, rot = Konus, Material Knochen, Intervall 9 bis 11 mm; a) ohne Faktor, b) mit Faktor, c) normierter Datensatz.

Das Material SawBones® lieferte die konstantesten Messkurven und zeigte sowohl am Originaldatensatz, als auch am normierten und am skalierten Datensatz einen Unterschied zwischen den beiden Miniimplantatdesigns. Am Kunststoff wurde eine generelle materialbedingte Abweichung von der Idealkurve festgestellt; am normierten und am skalierten Datensatz konnte kein eindeutiger Unterschied zwischen den Designs nachgewiesen werden. Am Knochen war durch die große Heterogenität der Messkurven kein Unterschied auszumachen.

Zusammenfassend lassen die Ergebnisse der PCA darauf schließen, dass trotz der teils stark ausgeprägten Streuung der Drehmomente ein reeller Unterschied zwischen den beiden Miniimplantatdesigns besteht. Die Untersuchung mit Hilfe von Steigungsverhältnissen ergab mit Variationen je nach Material einen größeren Anstieg des Drehmoments am stufigen Übergang vom Gewinde in den Miniimplantathals als am konischen Design.

4. DISKUSSION

In der vorliegenden Studie wurden zwei unterschiedliche Miniimplantatdesigns (stufenförmiger und konusförmiger Gewinde-Hals-Übergang) bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften bei der Insertion untersucht. Hierbei ergab sich folgendes:

1. Bei konischem Gewinde-Hals-Übergang war die Lockerungsrate niedriger, als bei stufigem Gewinde-Hals-Übergang.
2. Die beiden untersuchten Miniimplantattypen, die sich nur am Gewinde-Hals-Übergang unterscheiden sollten, wiesen noch vor Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs ein unterschiedliches Insertionsverhalten auf.
3. Das Drehmoment bei Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs stieg bei stufigem Übergang stärker an, als bei konischem Übergang.
4. SawBones® eignete sich als Knochenersatzmaterial besser als Kunststoff und lieferte reproduzierbarere Ergebnisse als Knochen.

4.1 Primärstabilität

Die Primärstabilität, im Sinne des Nichtvorhandenseins einer Lockerung unmittelbar nach Insertion, wurde in dieser Arbeit von Hand mit einem Drehmomentschlüssel bei 20 Ncm geprüft, was dem Richtwert nach DIN EN ISO 13997 entspricht. Die Ergebnisse zeigen, dass nur bei Insertionen in Knochen mit geringer Kortikalisdicke Lockerungen der Miniimplantate vorhanden waren und dass vor allem in der Gruppe mit der geringsten Kortikalisdicke deutlich mehr Lockerungen bei Miniimplantaten mit stufigem Hals-Gewinde-Übergang vorlagen, als bei Miniimplantaten mit konischem Hals-Gewinde-Übergang. Im Design des Gewindes der beiden Miniimplantattypen besteht laut Hersteller kein Unterschied. Dennoch zeigte sich eine unterschiedliche Entwicklung des Drehmoments während der Insertion, deren Effekte im Folgenden noch diskutiert werden. Nach Huja et al. kommt es innerhalb der Kortikalis im Insertionsbereich je nach E-Modul der Kortikalis und je nach durch die Insertion verursachte

Kompression und Spannung zu Mikroschädigungen in Form von Rissen (Huja et al., 1999). In einer Finite-Element-Analyse wurde beschrieben, dass die Mikroschädigungen, unter anderem in Form von Mikrofrakturen, und Belastungen des Knochens umso höher ausfallen, je höher der Insertionstorque gewählt wird (Cha et al., 2015b). Da in dieser Studie alle Miniimplantate 1 mm über das Gewinde hinaus inseriert wurden, wurde der Hals-Gewinde-Übergang nicht wie am Patienten als Stopp genutzt, sondern in das Testmaterial hinein bewegt. Bei einem stufigen Hals-Gewinde-Übergang kommt es hierbei zu einem Aufsitzen der Stufe auf der Oberfläche des Testmaterials, was gegebenenfalls zu Ausreißeffekten am Gewinde führen kann. Beim konischen Hals-Gewinde-Übergang setzt sich das Gewinde in den Halsbereich fort, sodass es nicht zu einem Aufsitzen, sondern eher zu einer zunehmenden Dehnung der Testmaterialoberfläche kommt. Insgesamt ist in Folge der Insertion über das Gewinde hinaus in den konischen Halsbereich ein erhöhtes Maß an Mikroschädigungen gegenüber der regulären Insertion zu erwarten. Wawrzinek et al. konnten für die Insertion über das Gewinde hinaus ein erhöhtes Maß an Mikroschädigungen nachweisen (Wawrzinek et al., 2008). Die genauen Vorgänge in der Testmaterialoberfläche müssten in weiterführenden Studien mit geeigneten Verfahren untersucht werden. Die Primärstabilität wird üblicherweise unter Zuhilfenahme des implant stability quotient (ISQ), des Periotests, mit Ausreißversuchen oder des Insertionsdrehmoments untersucht (Marquezan et al., 2014), wobei die Minipins nicht über den Stopp hinaus inseriert werden. Da in dieser Studie die zuvor genannten Verfahren nicht angewendet wurden und die Miniimplantate bis in den Halsbereich inseriert wurden, kann keine definitive Aussage zur Primärstabilität getroffen werden. Dennoch unterstützen diese Ergebnisse die Hypothese, dass ein konischer Hals-Gewinde-Übergang im Vergleich zum stufigen Hals-Gewinde-Übergang auch bei Insertion über das Gewinde hinaus zu einer verbesserten Primärstabilität führt.

4.2 Insertionsverhalten

Bei der ersten Visualisierung der Drehmomente während der Insertion wurde deutlich, dass die Messergebnisse dieser Studie im Bereich hoher Kortikalisdicken im 2-stelligen Ncm-Bereich schwankten. Diese Schwankungen können unterschiedliche Ursachen haben.

Eine Ursache kann die Kortikalisdicke sein. Die stärksten Schwankungen wurden bei Kortikalisdicken von 2 mm und mehr gemessen. Keine Schwankungen waren bei der Insertion in SawBones® mit einer imitierten Kortikalisdicke von 1,5 mm und bei der Insertion in Kunststoff ohne Imitation der Kortikalis zu verzeichnen. Die Kortikalisdicke variiert deutlich je nach Kiefer und Region. Im Bereich der Stützzone nimmt die Kortikalisdicke nach posterior zu und beträgt im Oberkiefer bukkal 1,20-1,33 mm und lingual 1,17-1,38 mm, im Unterkiefer werden bukkal Werte von 1,20-1,68 mm genannt (Farnsworth et al, 2011). Im Molarenbereich werden für den Oberkiefer nach posterior abnehmend 1,3-1,8 mm, bzw. bukkal 1,26-1,45 mm und lingual 1,26-1,53 mm, und für den Unterkiefer bukkal 1,7 mm, bzw. 1,91-2,49 mm, angegeben (Deguchi et al., 2006; Farnsworth et al., 2011). Für den Gaumen werden Werte von 1,42-1,19 mm nach posterior abnehmend beschrieben, für Heranwachsende sind niedrigere Kortikalisdicken anzunehmen (Farnsworth et al., 2011). Die Kortikalisdicke ist ein entscheidender Faktor für die Primärstabilität der Miniimplantate (Cha et al., 2010; Marquezan et al., 2014), sodass bei einem geringen Kortikalisangebot eine angulierte Insertion in Betracht gezogen werden sollte (Veli et al., 2014). Neben der Kortikalisdicke spielt auch die Knochenqualität eine große Rolle. Obwohl häufig die Klassifikationen nach Lekholm & Zarb (1985) und nach Misch (1989) genutzt werden, eignen sich diese nur bedingt zur präoperativen Beurteilung. Lekholm und Zarb (1985) klassifizierten die Knochenqualität in vier Stadien anhand des anatomischen Aufbaus über das Verhältnis von dichter Kortikalis zu trabekulärer Spongiosa. In Stadium 1 besteht fast der gesamte Kiefer aus homogenem, kompaktem Knochen. In Stadium 2 enthält eine dicke kompakte Knochenschicht einen Kern aus dichtem trabekulärem Knochen. In Stadium 3 umhüllt eine dünne

Kortikalisschicht einen Kern von dichtem trabekulärem Knochen, während die dünne Kortikalis in Stadium 4 einen Kern von geringer trabekulärer Dichte umgibt (Norton et al., 2001). Die Klassifikation nach Misch (1989) bezieht sich auf das subjektive, taktile Empfinden des Chirurgen (Tabelle 11):

D1	Fast vollständig dichter, kortikaler Knochen; Härte wie Eichen- oder Ahornholz
D2	Homogener, dichter Knochen; Härte wie Eibenholz
D3	Dünne, poröse Kortikalis und feiner trabekulärer Knochen; Härte wie Balsaholz
D4	Wenig oder keine Kortikalis und feiner trabekulärer Knochen; Härte wie Styropor

Tabelle 11: Klassifikation der Knochenqualität nach Misch (1989).

In histomorphometrischen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass Chirurgen zwar mit hoher Wahrscheinlichkeit das Vorliegen eines D1 oder D4 Knochens taktil erkennen können, die Unterscheidung der Zwischenklassen D2 und D3 jedoch nicht möglich ist (Trisi et al., 1999). Alternativ zu den gängigen Klassifikationen wurden Dichtemessungen des Knochens am CT und deren Beurteilung mittels der Hounsfield-Skala vorgeschlagen (Norton et al., 2001). Visuell wurde die Knochenqualität als D2-D3 eingeschätzt, es zeigten sich jedoch erhebliche Unterschiede in der Härte der Kortikalis. Um diesen Faktor genauer zu bestimmen, wäre eine Bestimmung der Knochendichte mittels Computertomografie angezeigt. Würde in einer weiteren Studie nur Knochen von gleicher Dichte herangezogen, wären die Messergebnisse besser vergleichbar. Um in dieser Studie Vergleiche anstellen zu können, mussten alle Messungen aussortiert werden, deren Insertionstorque starken Schwankungen unterlag. Da immer nur Messungen direkt verglichen wurden, die dicht beieinander inseriert wurden, mussten auch jene Messungen von der Auswertung ausgeschlossen werden, deren Vergleichspartner zuvor bereits aussortiert worden war.

Bei hohen Kortikalisdicken, beziehungsweise bei Knochen vom Typ D1, kann es zu hohen Insertionstorquewerten kommen, die zu mechanischen Deformationen des Implantats und auch zu starker Kompression der Kortikalis führen (Makary et al., 2019). In dieser Versuchsreihe lagen einerseits hohe Kortikalisdicken von über 2 mm mit Übergang in eine dicht trabekuläre Spongiosa und andererseits

eine sich schnell verändernde Kortikalisdicke vor. Die Kortikalisdicke wurde beidseits an den Knochenscheiben senkrecht zum Miniimplantat gemessen, innerhalb der Dicke der Knochenscheibe von etwa 10 mm war häufig eine deutliche Änderung der Kortikalisdicke zu verzeichnen. Je dünner die Kortikalis war, desto geringer fiel die Schwankung der Dicke aus. Bei Kortikalisdicken bis etwa 1,5 mm lag die Schwankung im Bereich von 0,5 mm und weniger. Bei höheren Kortikalisdicken, vor allem von über 2 mm, lagen die Schwankungen bei 1-1,5 mm. Je größer die Kortikalisdicke und deren Schwankung ausfiel, desto mehr Fehlinsertionen in Form von verbogenen Miniimplantaten lagen vor. Die Insertion wurde bei sichtbarer Deformation der Miniimplantate manuell abgebrochen, weshalb es nicht zu Frakturen kam. Von Smith et al. (2015) wurden Untersuchungen zum Drehmoment zum Zeitpunkt der Miniimplantatfraktur während der Insertion durchgeführt, wobei eine große Variabilität zwischen den sechs Herstellern, aber auch innerhalb eines Herstellers festgestellt wurden. Das Frakturdrehmoment reichte von $25,08 \pm 0,51$ Ncm (Aarhus) bis $72,07 \pm 2,70$ Ncm (Unitek), der tomas[®] pin lag bei $36,12 \pm 3,89$ Ncm und wies die größte Abweichung auf (Smith et al., 2015). Bei den fünf Fehlinsertionen in dieser Studie traten mindestens in den letzten 5 s, in einigen Fällen deutlich länger, vor der Deformation deutliche Schwankungen des Drehmoments im Bereich von 10 Ncm und mehr auf. In keinem Fall wurde das in der Literatur angegebene Frakturdrehmoment von etwa 36 Ncm erreicht, da die Insertion vorzeitig abgebrochen wurde. Fehlinsertionen kamen nur am Knochen und nur bei hohen Kortikalisdicken zustande, vor allem bei Insertion in Anteile des Tuber ischiadicum (Problematik siehe Abschnitt „Eignung der Methode und der statistischen Auswertung“). In einer Studie von Florvaag et al. (2010), die unter anderem das Insertionsdrehmoment untersuchte, wurde auf eine auffällige Häufung von Frakturen bei tomas[®] pins im oberen Gewindedrittel bei 30,0 - 36,8 Ncm hingewiesen und die Vermutung geäußert, dass in diesem Bereich des Gewindes eine Schwachstelle vorläge. In einer in-vitro Studie wurden Verankerungsbelastungen simuliert und die resultierende Deformation der Miniimplantate mit und ohne vorherige Insertionssimulation gemessen, der tomas[®] pin zeigte bei vorangegangener Drehmomentapplikation eine fast doppelt

so große Deformation wie die Miniimplantate anderer Hersteller (Reicheneder et al., 2008). Reicheneder et al. kamen wie Florvaag et al. zu dem Schluss, dass der Gewinde-Hals-Übergang eine Schwachstelle ist und empfahlen einen konischen statt einem stufenförmigen Gewinde-Hals-Übergang. Kommt es nicht nur zur Deformation, sondern zu einer Fraktur des Miniimplantates, so ergibt sich für den Patienten eine nicht unerhebliche Komplikation, da im Knochen verbliebene Anteile entfernt werden müssen. Hierbei ist zu bedenken, dass das Gewinde bei einer Fraktur des Miniimplanats am Gewinde-Hals-Übergang vermutlich fast vollständig inseriert ist und kaum mit Instrumenten wie einer Zange ausreichend zu fassen sein wird. In einer Tierstudie an Hunden wurde die Miniimplantatentfernung mittels Anwendung von Ultraschallscaler, piezochirurgischem Instrument und eines Rosenbohrers am umliegenden Knochen verglichen, wobei der Einsatz des Ultraschallscalers am zeitaufwendigsten war und der Rosenbohrer einen Knochendefekt hinterließ, der auch nach achtwöchiger Heilung noch deutlich sichtbar war (Nakagaki et al., 2016). Sollte sich eine Neigung zu Deformation und/oder Fraktur der tomas[®] pins bei Kortikalisdicken über 2 mm, beziehungsweise hoher Knochendichte, in weiteren Studien bestätigen, ist die Anwendung in entsprechenden Bereichen äußerst kritisch zu prüfen. Nach Farnsworth et al. betrifft dies sowohl bei Erwachsenen als auch bei Heranwachsenden die Molarenregion der Mandibula (Farnsworth et al., 2011).

Der Versuchsaufbau sah einen Insertionswinkel von 90° zur Materialoberfläche vor, eine starke Änderung der Kortikalisdicke am Insertionsort könnte jedoch ähnliche Effekte wie eine angulierte Insertion auslösen. Bei Insertionswinkeln von 60° und 45° wurde eine stetige Zunahme des maximalen Insertionstorques festgestellt (Raji et al., 2014), wobei der Einfluss auf die Primärstabilität wie in der Einleitung beschrieben noch nicht eindeutig beurteilbar ist. Ein Insertionswinkel von nicht exakt 90° kann auch ursächlich für die periodischen Schwankungen des Drehmomentes sein. Hierbei entspricht eine vollständige Schwingung 4s, bzw. 0,9 mm, und somit einer Umdrehung. Eine andere denkbare Ursache ist ein leichtes Spiel des Miniimplantates im Schraubenschaftdreher.

Neben Streuungen der Insertionsdrehmomente waren unterschiedliche Messkurvenverläufe der beiden Miniimplantatdesigns feststellbar. Die unterschiedlichen Kurvenverläufe können multiple Ursachen haben, vermutlich spielen geringe Abweichungen im Fertigungsprozess eine Rolle. So wäre trotz standardisierter Fertigung eine geringe Varianz der Dimensionen wie beispielsweise des Miniimplantatdurchmessers denkbar, sowohl des Miniimplantatkerns, als auch der Windungen. Ein größerer Gewindedurchmesser führt zu einem höheren Insertionstorque (Shah et al., 2012), um diesen Faktor einzubeziehen müsste eine genaue Messung des Gewindedurchmessers mit geeigneten Methoden vorgenommen werden. Die bei allen Materialien zu erkennende leichte zeitliche Verschiebung des initialen Maximums lässt darauf schließen, dass die Spitze der Miniimplantate mit konischem Übergangsdesign etwas länger ist, als bei den Miniimplantaten mit stufenförmigem Übergangsdesign. Neben den Dimensionen kann auch die Bearbeitung des Werkstücks leicht variieren. Hierbei könnten Schneidfähigkeit oder Oberflächenbehandlung des Gewindes Einfluss nehmen. Wie in Untersuchungen mittels Rasterelektronenmikroskop und energiedispersiver Röntgenspektroskopie ermittelt wurde, haben tomas® pins im Vergleich zu anderen Miniimplantaten eine sehr glatte Oberfläche mit abgerundeter Spitze und Schneidekante ohne produktionsbedingte Überhänge, die Legierung entsprach in ihrer prozentualen Zusammensetzung nicht den Herstellerangaben (Finke et al., 2018). Bisher wurde keine Studie veröffentlicht, die den Unterschied zwischen Chargen des gleichen Herstellers untersucht, sodass eine gewisse Varianz bezüglich Oberflächenbearbeitung oder Zusammensetzung der Legierung nicht auszuschließen ist und nur mit entsprechenden Untersuchungen abschließend beurteilbar wäre. Ebenfalls konnten keine Studien zu der Fragestellung wie sich solch geringe Abweichungen im Fertigungsprozess äußern, gefunden werden. Denkbar wäre ein reiner Offset der Messkurven, also eine Verschiebung der Kurve um einen bestimmten Faktor, wodurch sich zwar das gemessene Drehmoment, nicht aber der Kurvenverlauf unterscheiden würden. In diesem Fall wäre ein statistischer Vergleich der Kurvenverläufe unproblematisch. In dieser Studie wurde jedoch nach eingehender Betrachtung

der Messkurven von einer skalierten Abweichung ausgegangen, die keine reine Verschiebung der Kurve, sondern auch eine Änderung der Steigung bedeutet. Somit sollten die Kurvenverläufe nicht anhand einer reinen Kurvendiskussion verglichen werden, weshalb einerseits eine Skalierung mittels des Faktors f und andererseits ein Vergleich der Steigungsverhältnisse vorgenommen wurde.

4.3 Änderung des Drehmoments

Durch den Vergleich der Steigungsverhältnisse am Gewinde-Hals-Übergang konnte ein stärkerer Anstieg des Drehmoments bei stufenförmigem, als bei konusförmigem Übergangsdesign festgestellt werden. Untersucht wurde dies unter Zuhilfenahme von Ausgleichsgeraden, die die Steigung der Messkurve vor und nach Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs darstellten. Die Hypothese besagte, dass eine Stufe einen stärkeren Anstieg des Drehmoments verursachen würde. Begründet wurde dies mit der Vermutung, dass ein stufiger Gewinde-Hals-Übergang zu einem Aufsitzen der Stufe auf der Kortikalisoberfläche im Sinne eines Tiefenstopps mit sprunghaftem Anstieg des Drehmoments führen würde. Ein konischer Gewinde-Hals-Übergang hingegen würde zu einer zunehmenden Dehnung der Kortikalis führen, wodurch das Drehmoment gleichmäßiger ansteigen würde. Diese Hypothese konnte nach Auswertung der Ausgleichsgeraden weitestgehend bestätigt werden, wobei das Testmaterial SawBones® die zuverlässigsten Ergebnisse lieferte. Im Intervall 6 mm bis 11 mm lag die Übereinstimmung für SawBones® bei 100 %, für ebaboard Kunststoff bei 60 % und beim Knochen bei 57 %. Bei einer Ausweitung des Intervalls wird der Kurvenverlauf während der gesamten Insertion bei maximalem Gewindedurchmesser einbezogen, wodurch sich die zuvor beschriebenen periodischen Schwankungen geringer auswirken.

Ein Vergleich mit anderen Autoren ist leider nicht möglich, da keine entsprechenden Studien ausfindig gemacht werden konnten.

4.4 Einfluss des Testmaterials

In dieser Studie kamen drei Testmaterialien zum Einsatz: SawBones®, ebaboard Kunststoffblöcke und Knochen.

SawBones® ist ein Knochenersatzmaterial auf Polyurethanbasis und wird häufig bei Untersuchungen zu biomechanischen Eigenschaften des Knochens genutzt. Bei einer PubMed-Suche mit den Begriffen „Sawbone“ oder „SawBones“ werden 523 Veröffentlichungen angezeigt, wobei vor allem die Fachbereiche Orthopädie, Unfallchirurgie und Zahnmedizin vertreten sind. SawBones® haben eine gleichbleibende Dicke und Dichte der unterschiedlichen Materialschichten und werden häufig in Untersuchungen bezüglich der Primärstabilität von Miniimplantaten genutzt (Hergel et al., 2019). Somit werden standardisierte und reproduzierbare Versuchsbedingungen geboten, wohingegen Kadaverknochen in Dichte, Größe, Alter, Form und Mineralisierungsgrad variieren kann (Schneider et al., 2010).

Die Eignung der ebaboard Kunststoffblöcke wurde in einer firmeninternen Studie von DENTAURUM GmbH & Co. KG (Ispringen, Deutschland) geprüft.

Für die Auswahl des Knochens wurden Studien der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf herangezogen, denen zufolge der porcine Beckenkamm in seinen Kortikalisdicken denen des humanen Ober- und Unterkiefers entspricht (Nienkemper et al., 2013; Wilmes et al., 2011). Andere Autoren verwenden bovine oder porcine Rippen, bovine Becken bzw. Beckenkamm oder Schambein (Ardani et al., 2019; Marquezan et al., 2011; Migliorati et al., 2018). Alternativ kann humaner Kadaverknochen genutzt werden. Der hier verwendete Knochen wurde einen Tag nach der Schlachtung verwendet und bis Versuchsbeginn gekühlt und nicht tiefgefroren. Auf eine Einbettung in Kunststoff wurde verzichtet, so dass die natürlichen Materialeigenschaften des Knochens soweit wie möglich erhalten blieben.

4.5 Eignung der Methode und der statistischen Auswertung

Eine Besonderheit dieser Arbeit ist der Versuchsaufbau. Durch die Kombination aus einem Drehmomentmessstand und einer ZWICK-Universalprüfmaschine sollten möglichst konstante Testbedingungen geschaffen werden. Die Berechnung der Absenkgeschwindigkeit der ZWICK-Universalprüfmaschine erfolgte über die Windungshöhe von 0,9 mm und die Umdrehungsdauer der Rotationsplatte am Drehmomentmessstand von 4 s. Die Absenkgeschwindigkeit von $0,225 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ gewährleistet also nur ein druckloses Einbringen der Minipins, wenn sowohl die Windungshöhe als auch die Rotationsgeschwindigkeit korrekt erhoben wurden und keinen Schwankungen unterliegen. Da sich die beiden Miniimplantattypen außer am Gewinde-Hals-Übergang nicht unterscheiden sollten, erfolgte die Erhebung der Windungshöhe nicht für beide Designtypen. Außerdem wurde auf die erste Nachkommastelle im Millimeterbereich gerundet. In welcher Größenordnung die Abweichungen der Windungshöhe sowohl produktionsbedingt als auch zwischen unterschiedlichen Chargen liegen, müsste mit geeigneten Verfahren untersucht werden.

Die Rotationsgeschwindigkeit wurde mehrfach mit einer Stoppuhr geprüft, allerdings nur im Leerlauf. Ob Änderungen der Rotationsgeschwindigkeit unter Belastung vorliegen, wurde nicht untersucht. Auch dies wäre sinnvoll, um gemeinsam mit einer besser untersuchten Windungshöhe den potentiellen Einfluss von Schwankungen dieser Faktoren auf den Insertionsprozess zu beurteilen. Somit kann nicht von einer absolut drucklosen Insertion ausgegangen werden.

Bei der Insertion sollten die Testmaterialien so in den Drehmomentmessstand eingespannt werden, dass das Miniimplantat senkrecht zur Oberfläche eindringen kann. Dies war durch die plane Oberfläche der SawBones® und ebaboard Kunststoffblöcke problemlos möglich. Die Knochenoberfläche war hingegen nicht komplett plan und wies vor allem in den Anteilen des Tuber ischiadicum deutliche Krümmungen auf, sodass eine senkrechte Insertion nicht

garantiert werden konnte. Diese Krümmung könnte in Verbindung mit der hohen, in der Dicke schwankenden Kortikalisschicht zu Fehlinsertionen in Form von Deformationen des Gewindes beigetragen haben. Eine leicht angulierte Insertion kann durch die vergrößerte Distanz, die während der Insertion in der Kortikalis zurückgelegt werden muss, durchaus Einflüsse auf den Insertionsprozess und die Entwicklung des Drehmomentes haben.

In dieser Studie wurden selbstbohrende Miniimplantate verwendet, eine Vorbohrung fand nicht statt. Wie bereits in der Einleitung erwähnt, gibt es verschiedene Faktoren, die für oder gegen eine Vorbohrung sprechen. Prinzipiell muss bei einem selbstbohrenden Gewinde keine Pilotbohrung erfolgen, der Hersteller empfiehlt jedoch diese bei Knochen der Qualität D1 und eventuell auch D2 dennoch durchzuführen, um zu hohe Drehmomente zu vermeiden. Bei Untersuchungen des Insertionsdrehmoments mit und ohne Pilotbohrung wurde festgestellt, dass sich das maximale Insertionsdrehmoment der tomas pins nicht signifikant verändert (Florvaag et al., 2010). Obwohl der tomas[®] pin im Vergleich zu anderen Miniimplantaten ein geringes durchschnittliches Insertionsdrehmoment von $29,2 \pm 14,7$ Nmm aufweist, empfehlen Wilmes et al. dennoch eine Vorbohrung, um zu hohe Insertionsdrehmomente und damit Frakturen zu vermeiden (Wilmes et al., 2006). Die mittels Insertion in SawBones[®] und ebaboard Kunststoff gewonnenen Ergebnisse sind reproduzierbar und innerhalb des jeweiligen Materials vergleichbar, so dass eine Vorbohrung nicht nötig war. Die mittels Insertion in Knochen gewonnenen Daten unterliegen starken Schwankungen und es kam zu multiplen Deformationen des Gewindes, so dass bei erneuter Durchführung eine Vorbohrung anzuraten wäre.

Die statistische Auswertung gestaltete sich aus diversen Gründen problematisch. Ein wichtiger Faktor ist die geringe Anzahl an getesteten Miniimplantaten von geplanten 10 Stück pro Gruppe (insgesamt 127). Eine höhere Anzahl an Messungen durchzuführen, war nicht möglich, da die Miniimplantate mit konischem Gewinde-Hals-Übergang eine Testproduktion in geringer Stückzahl waren und somit nur 61 Miniimplantate dieses Designs vorlagen. Von der ursprünglich geplanten Anzahl von 10 Stück pro Gruppe wurde vor allem in den Gruppen mit stufigem Gewinde-Hals-Übergang abgewichen, um in Folge von Deformation abgebrochene Insertionen, die sofort von der Auswertung ausgeschlossen wurden, auszugleichen. Ebenfalls in der Auswertung problematisch waren die anschließend beobachteten Schwankungen des Insertionsdrehmoments, sowie die zuvor beschriebenen Streuungen der Insertionsdrehmomente der beiden Miniimplantatdesigns. Es wurden eine Hauptkomponentenanalyse und eine Kurvendiskussion durchgeführt, zu diesem Zweck musste jedoch eine Reduktion des Datensatz erfolgen, wobei möglichst wenig Information verloren gehen sollte. So decken sich beispielsweise die Ausgleichsgeraden je nach Messvorgang unterschiedlich gut mit der tatsächlichen Kurve. Um verlässlichere Aussagen treffen zu können, wäre eine Wiederholung des Versuchs mit Vorbohrung und einer höheren Anzahl an Miniimplantaten sinnvoll.

4.6 Schlussfolgerung und Ausblick

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse bestätigen die Hypothese, dass ein stufiger Gewinde-Hals-Übergang zu einem stärkeren Anstieg des Drehmoments führt, als ein konischer Übergang. Anzuraten wäre eine Wiederholung des Versuchs mit Vorbohrungen und mit Knochen mit konstanteren Kortikalisdicken.

In weiteren Studien wäre zu klären, ob sich dieser unterschiedliche Anstieg des Drehmoments auch taktile bei der manuellen Insertion bemerkbar macht, so dass für den Behandler trotz des weniger abrupten Drehmomentanstiegs im Sinne eines Tiefenstopps eine Zunahme des Drehmoments und somit die vollständige Insertion des Gewindes spürbar ist. Auch müsste in weiteren Studien untersucht werden, ob ein konischer Gewinde-Hals-Übergang durch die zunehmende Dehnung der Kortikalis im Gegensatz zum plötzlichen Aufsitzen der Stufe auf der Kortikalis zu einer besseren Primärstabilität und möglicherweise geringeren Schädigungen im Knochen in Form von Mikrorissen führt.

5. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurde das Eindrehverhalten zweier, sich am Gewinde-Hals-Übergang unterscheidender Miniimplantatdesigns bei Insertion in Knochen und Knochenersatzmaterialien untersucht. Als Null-Hypothese wurde angenommen, dass ein stufiger Gewinde-Hals-Übergang zu einem stärkeren Anstieg des Drehmoments führt, als ein konischer Übergang.

Der Versuchsaufbau war durch die Kombination des Drehmomentmessstandes mit einer ZWICK-Universalprüfmaschine so gewählt, dass Einflüsse des Untersuchers auf den Insertionsprozess minimiert werden konnten. Jedoch kann eine Verfälschung der Ergebnisse durch das Absenken der ZWICK-Universalprüfmaschine mit konstanter Geschwindigkeit nicht ausgeschlossen werden. Die gemessenen Drehmomente der beiden Designs unterlagen einer teils starken Streuung, unterschieden sich im Kurvenverlauf und unterlagen am Knochen starken Schwankungen. Dies gestaltete die statistische Auswertung problematisch, so dass statt der üblichen Signifikanztests die Steigungsverhältnisse betrachtet und eine Hauptkomponentenanalyse durchgeführt wurden.

Im Wesentlichen konnte diese Studie folgende Ergebnisse liefern:

1. Bei konischem Gewinde-Hals-Übergang ist die Lockerungsrate niedriger, als bei stufigem Gewinde-Hals-Übergang.
2. Die beiden untersuchten Miniimplantattypen, die sich nur am Gewinde-Hals-Übergang unterscheiden sollten, weisen noch vor Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs ein unterschiedliches Insertionsverhalten auf.
3. Das Drehmoment bei Erreichen des Gewinde-Hals-Übergangs steigt bei stufigem Übergang stärker an, als bei konischem Übergang.
4. SawBones® eignet sich als Knochenersatzmaterial besser als Kunststoff und liefert reproduzierbarere Ergebnisse als Knochen.

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse bestätigen die Null-Hypothese. Anzuraten wäre eine Wiederholung des Versuchs mit Vorbohrungen und mit Knochen mit konstanteren Kortikalisdicken.

In weiteren Studien zu klären wäre, ob sich der unterschiedliche Anstieg des Drehmoments auch taktil bei der manuellen Insertion bemerkbar macht, so dass für den Behandler trotz des weniger abrupten Drehmomentanstiegs in Sinne eines Tiefenstopps eine Zunahme des Drehmoments und somit die vollständige Insertion des Gewindes spürbar ist. Auch müsste in weiteren Studien untersucht werden, ob ein konischer Gewinde-Hals-Übergang durch die zunehmende Dehnung der Kortikalis im Gegensatz zum plötzlichen Aufsitzen der Stufe auf der Kortikalis zu einer besseren Primärstabilität und möglicherweise geringeren Schädigungen im Knochen in Form von Mikrorissen führt.

Nicht zuletzt sollte die Neigung zur Deformation der Miniimplantate bei hohen Kortikalisdicken weiter untersucht und insbesondere die Anwendung in der mandibulären Molarenregion genauer untersucht werden.

6. LITERATURVERZEICHNIS

- Abdi, H., & Williams, L. J. (2010). Principal component analysis. *Wiley interdisciplinary reviews: computational statistics*, 2(4), 433-459.
- Alharbi, F., Almuzian, M., & Bearn, D. (2018). Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*, 40(5), 519-530.
- Alkadhimi, A., & Al-Awadhi, E. A. (2018). Miniscrews for orthodontic anchorage: a review of available systems. *J Orthod*, 45(2), 102-114.
- Ardani, I. G. A. W., Indharmawan, R., & Hamid, T. (2019). The effect of miniscrew length and bone density on anchorage resistance: An in vitro study. *Int Orthod*, 17(3), 446-450.
- Ayers, M. P., Clift, S. E., & Gheduzzi, S. (2014). Morsellised sawbones is an acceptable experimental substitute for the in vitro elastic and viscoelastic mechanical characterisation of morsellised cancellous bone undergoing impaction grafting. *Med Eng Phys*, 36(1), 26-31.
- Baumgaertel, S., Razavi, M. R., & Hans, M. G. (2008). Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133(4), 621-627.
- Bayat, E., & Baus, O. (2010). Effect of Smoking on the Failure Rates of Orthodontic Miniscrews. *J Orofac Orthop*, 71(2), 117-124.
- Bishop, C. M. (2006). *Pattern Recognition and Machine Learning (Information Science and Statistics)*: Springer-Verlag.
- Bollero, P., Di Fazio, V., Pavoni, C., Cordaro, M., Cozza, P., & Lione, R. (2018). Titanium alloy vs. stainless steel miniscrews: an in vivo split-mouth study. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 22(8), 2191-2198.
- Brinley, C. L., Behrents, R., Kim, K. B., Condoor, S., Kyung, H. M., & Buschang, P. H. (2009). Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod*, 79(6), 1156-1161.
- Brisceno, C. E., Rossouw, P. E., Carrillo, R., Spears, R., & Buschang, P. H. (2009). Healing of the roots and surrounding structures after intentional damage with miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(3), 292-301.
- Brown, R. N., Sexton, B. E., Gabriel Chu, T.-M., Katona, T. R., Stewart, K. T., Kyung, H.-M., & Liu, S. S.-Y. (2014). Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: A mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 145(4), 496-504.
- Calderon, J. H., Valencia, R. M., Casasa, A. A., Sanchez, M. A., Espinosa, R., & Ceja, I. (2011). Biomechanical anchorage evaluation of mini-implants treated with sandblasting and acid etching in orthodontics. *Implant Dent*, 20(4), 273-279.
- Cameron, M. W., Schemitsch, E. H., Zdero, R., & Quenneville, C. E. (2020). Biomechanical impact testing of synthetic versus human cadaveric tibias for predicting injury risk during pedestrian-vehicle collisions. *Traffic Inj Prev*, 1-6.
- Cha, J.-Y., Kil, J.-K., Yoon, T.-M., & Hwang, C.-J. (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137(1), 73-79.
- Cha, J. Y., Hwang, C. J., Kwon, S. H., Jung, H. S., Kim, K. M., & Yu, H. S. (2015a). Strain of bone-implant interface and insertion torque regarding different miniscrew thread designs using an artificial bone model. *Eur J Orthod*, 37(3), 268-274.
- Cha, J. Y., Pereira, M. D., Smith, A. A., Houschyar, K. S., Yin, X., Mouraret, S., . . . Helms, J. A. (2015b). Multiscale analyses of the bone-implant interface. *J Dent Res*, 94(3), 482-490.
- Chang, H. P., & Tseng, Y. C. (2014). Miniscrew implant applications in contemporary orthodontics. *Kaohsiung J Med Sci*, 30(3), 111-115.

- Cho, K.-C., & Baek, S.-H. (2012). Effects of predrilling depth and implant shape on the mechanical properties of orthodontic mini-implants during the insertion procedure. *Angle Orthod*, 82(4), 618-624.
- Deguchi, T., Nasu, M., Murakami, K., Yabuuchi, T., Kamioka, H., & Takano-Yamamoto, T. (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(6), 721.e727-721.e712.
- Diedrich, P. (2000). *Kieferorthopädie*: Elsevier, Urban und Fischer.
- Farnsworth, D., Rossouw, P. E., Ceen, R. F., & Buschang, P. H. (2011). Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(4), 495-503.
- Fattahi, H., Ajami, S., & Nabavizadeh Rafsanjani, A. (2015). The Effects of Different Miniscrew Thread Designs and Force Directions on Stress Distribution by 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Dent (Shiraz)*, 16(4), 341-348.
- Finke, H., Koos, B., Fischer-Brandies, H., & Es-Souni, M. (2018). In vitro biocompatibility of orthodontic miniscrews with human gingival fibroblast and SAOS-2 osteoblast cultures. *J Orofac Orthop*, 79(5), 328-336.
- Florvaag, B., Kneuert, P., Lazar, F., Koebke, J., Zöller, J. E., Braumann, B., & Mischkowski, R. A. (2010). Biomechanical Properties of Orthodontic Miniscrews. An In-vitro Study. *J Orofac Orthop*, 71(1), 53-67.
- Gainsforth, B. L., & Higley, L. B. (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg*, 31(8), 406-417.
- Galeotti, A., Uomo, R., Spagnuolo, G., Paduano, S., Cimino, R., Valletta, R., & D'Antò, V. (2013). Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Prog Orthod*, 14, 15-15.
- Galli, C., Piemontese, M., Ravanetti, F., Lumetti, S., Passeri, G., Gandolfini, M., & Macaluso, G. M. (2012). Effect of surface treatment on cell responses to grades 4 and 5 titanium for orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141(6), 705-714.
- Ghanbarzadeh, M., Heravi, F., Abrishamchi, R., Shafaei, H., Ghazi, N., Heravi, P., & Ghanbarzadeh, H. (2017). Cementum and dentin repair following root damage caused by the insertion of self-tapping and self-drilling miniscrews. *J Orthod Sci*, 6(3), 91-96.
- Ghorbanyjavadpour, F., Kazemi, P., Moradinezhad, M., & Rakhshan, V. (2019). Distribution and amount of stresses caused by insertion or removal of orthodontic miniscrews into the maxillary bone: A finite element analysis. *Int Orthod*.
- Gritsch, K., Laroche, N., Bonnet, J. M., Exbrayat, P., Morgon, L., Rabilloud, M., & Grosogeat, B. (2013). In vivo evaluation of immediately loaded stainless steel and titanium orthodontic screws in a growing bone. *Plos One*, 8(10), e76223.
- Gupta, N., Kotrashetti, S. M., & Naik, V. (2012). A comparative clinical study between self tapping and drill free screws as a source of rigid orthodontic anchorage. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 11(1), 29-33.
- Hergel, C. A., Acar, Y. B., Ates, M., & Kucukkeles, N. (2019). In-vitro evaluation of the effects of insertion and sterilization procedures on the mechanical and surface characteristics of mini screws. *Eur Oral Res*, 53(1), 25-31.
- Higley, L. B. (1960). Anchorage in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 46(6), 456-465.
- Hong, S.-B., Kusnoto, B., Kim, E.-J., BeGole, E. A., Hwang, H.-S., & Lim, H.-J. (2016). Prognostic factors associated with the success rates of posterior orthodontic miniscrew implants: A subgroup meta-analysis. *Korean J Orthod*, 46(2), 111-126.
- Hotelling, H. (1933). Analysis of a complex of statistical variables into principal components. *J Educ Psychol*, 24(6), 417.

- Hou, X., Weiler, M. A., Winger, J. N., Morris, J. R., & Borke, J. L. (2009). Rat model for studying tissue changes induced by the mechanical environment surrounding loaded titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(5), 800-807.
- Huang, G.-Y., Jiang, H. B., Cha, J.-Y., Kim, K.-M., & Hwang, C.-J. (2017). The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *Korean J Orthod*, 47(5), 306-312.
- Huja, S. S., Katona, T. R., Burr, D. B., Garetto, L. P., & Roberts, W. E. (1999). Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone*, 25(2), 217-222.
- Iijima, M., Mugeruma, T., Kawaguchi, M., Yasuda, Y., & Mizoguchi, I. (2015). In vivo degradation of orthodontic miniscrew implants: surface analysis of as-received and retrieved specimens. *J Mater Sci Mater Med*, 26(2), 71.
- Ikedo, H., Rossouw, P. E., Campbell, P. M., Kontogiorgos, E., & Buschang, P. H. (2011). Three-dimensional analysis of peri-bone-implant contact of rough-surface miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(2), e153-163.
- Jemat, A., Ghazali, M. J., Razali, M., & Otsuka, Y. (2015). Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. *Biomed Res Int*, 2015, 791725-791725.
- Jolliffe, I. T. (2002). *Principal Component Analysis* (Second ed.). New York, NY: Springer-Verlag.
- Jung, S. A., Choi, Y. J., Lee, D. W., Kim, K. H., & Chung, C. J. (2015). Cross-sectional evaluation of the prevalence and factors associated with soft tissue scarring after the removal of miniscrews. *Angle Orthod*, 85(3), 420-426.
- Kang, H. K., Chu, T. M., Dechow, P., Stewart, K., Kyung, H. M., & Liu, S. S. (2016). Laser-treated stainless steel mini-screw implants: 3D surface roughness, bone-implant contact, and fracture resistance analysis. *Eur J Orthod*, 38(2), 154-162.
- Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*, 31(11), 763-767.
- Kessler, W. (2007). *Multivariate Datenanalyse: für die Pharma-, Bio- und Prozessanalytik*. Weinheim: WILEY-VCH Verlag.
- Kim, H., & Kim, T.-W. (2011). Histologic evaluation of root-surface healing after root contact or approximation during placement of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(6), 752-760.
- Kim, J.-W., Baek, S.-H., Kim, T.-W., & Chang, Y.-I. (2008). Comparison of Stability between Cylindrical and Conical Type Mini-Implants. *Angle Orthod*, 78(4), 692-698.
- Kuroda, S., Yamada, K., Deguchi, T., Hashimoto, T., Kyung, H. M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(4 Suppl), S68-73.
- Laosuwat, K., Epasinghe, D. J., Wu, Z., Leung, W. K., Green, D. W., & Jung, H. S. (2018). Comparison of biofilm formation and migration of *Streptococcus mutans* on tooth roots and titanium miniscrews. *Clin Exp Dent Res*, 4(2), 40-47.
- Lee, N. K., & Baek, S. H. (2010). Effects of the diameter and shape of orthodontic mini-implants on microdamage to the cortical bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 138(1), 8.e1-8; discussion 8-9.
- Lin, J. C., Liou, E. J., Yeh, C. L., & Evans, C. A. (2007). A comparative evaluation of current orthodontic miniscrew systems. *World J Orthod*, 8(2), 136-144.
- Makary, C., Menhall, A., Zammarie, C., Lombardi, T., Lee, Y. S., Stacchi, C., & Park, B. K. (2019). Primary Stability Optimization by Using Fixtures with Different Thread Depth According To Bone Density: A Clinical Prospective Study on Early Loaded Implants. *Materials*, 12(15).
- Marquezan, M., Mattos, C. T., Sant'Anna, E. F., Souza, M. M. G. d., & Maia, L. C. (2014). Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod*, 84(6), 1093-1103.

- Marquezan, M., Souza, M. M. G. d., Araújo, M. T. d. S., Nojima, L. I., & Nojima, M. d. C. G. (2011). Is miniscrew primary stability influenced by bone density? *Braz Oral Res*, *25*, 427-432.
- Migliorati, M., Benedicenti, S., Signori, A., Drago, S., Barberis, F., Tournier, H., & Silvestrini-Biavati, A. (2012). Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *142*(2), 228-234.
- Migliorati, M., Drago, S., Dalessandri, D., Lagazzo, A., Gallo, F., Capurro, M., & Silvestrini-Biavati, A. (2018). On the stability efficiency of anchorage self-tapping screws: Ex vivo experiments on miniscrew implants used in orthodontics. *J Mech Behav Biomed*, *81*, 46-51.
- Migliorati, M., Drago, S., Gallo, F., Amorfini, L., Dalessandri, D., Calzolari, C., . . . Silvestrini-Biavati, A. (2016). Immediate versus delayed loading: comparison of primary stability loss after miniscrew placement in orthodontic patients—a single-centre blinded randomized clinical trial. *Eur J Orthod*, *38*(6), 652-659.
- Mohammed, H., Wafaie, K., Rizk, M. Z., Almuzian, M., Sosly, R., & Bearn, D. R. (2018). Role of anatomical sites and correlated risk factors on the survival of orthodontic miniscrew implants: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod*, *19*(1), 36.
- Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M., & Shimizu, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*, *17*(1), 109-114.
- Motoyoshi, M., Matsuoka, M., & Shimizu, N. (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *Int J Oral Maxillofac Surg*, *36*(8), 695-699.
- Nakagaki, S., Iijima, M., Handa, K., Koike, T., Yasuda, Y., Saito, T., & Mizoguchi, I. (2014). Micro-CT and histologic analyses of bone surrounding immediately loaded miniscrew implants: comparing compression and tension loading. *Dent Mater J*, *33*(2), 196-202.
- Nakagaki, S., Iijima, M., Yasuda, Y., Handa, K., Koike, T., Saito, T., & Mizoguchi, I. (2016). Effectiveness of methods for detaching orthodontic implants likely to fracture upon rotational torque - an animal study. *Clin Exp Dent Res*, *2*(1), 51-56.
- Nanda, R., & Uribe, F. A. (2009). *Temporary Anchorage Devices in Orthodontics*: Mosby Elsevier.
- Nguyen, M. V., Codrington, J., Fletcher, L., Dreyer, C. W., & Sampson, W. J. (2017). The influence of miniscrew insertion torque. *Eur J Orthod*, *40*(1), 37-44.
- Nienkemper, M., Wilmes, B., Panayotidis, A., Pauls, A., Golubovic, V., Schwarz, F., & Drescher, D. (2013). Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod*, *83*(2), 230-238.
- Norton, M. R., & Gamble, C. (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*, *12*(1), 79-84.
- Oh, H. J., Cha, J. Y., Yu, H. S., & Hwang, C. J. (2018). Histomorphometric evaluation of the bone surrounding orthodontic miniscrews according to their adjacent root proximity. *Korean J Orthod*, *48*(5), 283-291.
- Papadopoulos, M. A., & Tarawneh, F. (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, *103*(5), e6-e15.
- Papageorgiou, S. N., Zogakis, I. P., & Papadopoulos, M. A. (2012). Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *142*(5), 577-595.e577.
- Patil, P., Kharbanda, O. P., Duggal, R., Das, T. K., & Kalyanasundaram, D. (2015). Surface deterioration and elemental composition of retrieved orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *147*(4, Supplement), S88-S100.

- Pearson, K. (1901). LIII. On lines and planes of closest fit to systems of points in space. *Philos Mag*, 2(11), 559-572.
- Radwan, E. S., Montasser, M. A., & Maher, A. (2018). Influence of geometric design characteristics on primary stability of orthodontic miniscrews. *J Orofac Orthop*, 79(3), 191-203.
- Raji, S. H., Noorollahian, S., & Niknam, S. M. (2014). The effect of insertion angle on orthodontic mini-screw torque. *Dent Res J (Isfahan)*, 11(4), 448-451.
- Reicheneder, C., Rottner, K., Bokan, I., Mai, R., Lauer, G., Richter, G., . . . Proff, P. (2008). Mechanical loading of orthodontic miniscrews - significance and problems: an experimental study. *Biomed Tech (Berl)*, 53(5), 242-245.
- Sarul, M., Minch, L., Park, H. S., & Antoszewska-Smith, J. (2015). Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: a prospective study. *Angle Orthod*, 85(1), 33-38.
- Schneider, M., Loukota, R., Reitemeier, B., Meissner, H., Stadlinger, B., Eckelt, U., & Richter, G. (2010). Bone block fixation by ultrasound activated resorbable pin osteosynthesis: a biomechanical in vitro analysis of stability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 109(1), 79-85.
- Scribante, A., Montasser, M. A., Radwan, E. S., Bernardinelli, L., Alcozer, R., Gandini, P., & Sfondrini, M. F. (2018). Reliability of Orthodontic Miniscrews: Bending and Maximum Load of Different Ti-6Al-4V Titanium and Stainless Steel Temporary Anchorage Devices (TADs). *Materials (Basel)*, 11(7), 1138.
- Sennerby, L., & Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000*, 47, 51-66.
- Shah, A. H., Behrents, R. G., Kim, K. B., Kyung, H.-M., & Buschang, P. H. (2012). Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *Angle Orthod*, 82(4), 603-610.
- Shank, S. B., Beck, F. M., D'Atri, A. M., & Huja, S. S. (2012). Bone damage associated with orthodontic placement of miniscrew implants in an animal model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141(4), 412-418.
- Shlens, J. (2014). A tutorial on principal component analysis. *arXiv preprint arXiv:1404.1100*.
- Smith, A., Hosein, Y. K., Dunning, C. E., & Tassi, A. (2015). Fracture resistance of commonly used self-drilling orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 85(1), 26-32.
- Suzuki, M., Deguchi, T., Watanabe, H., Seiryu, M., Iikubo, M., Sasano, T., . . . Takano-Yamamoto, T. (2013). Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144(2), 251-259.
- Tan, F., Wang, C., Yang, C., Huang, Y., & Fan, Y. (2017). Biomechanical Effects of Various Bone-Implant Interfaces on the Stability of Orthodontic Miniscrews: A Finite Element Study. *J Healthc Eng*, 2017, 7495606.
- Trisi, P., & Rao, W. (1999). Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res*, 10(1), 1-7.
- Truong, P. A., Campbell, P. M., Kontogiorgos, E. D., Taylor, R. W., Kyung, H. M., & Buschang, P. H. (2016). Effect of longitudinal flutes on miniscrew implant stability and 3-dimensional bone formation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 150(6), 950-957.
- Ure, D. S., Oliver, D. R., Kim, K. B., Melo, A. C., & Buschang, P. H. (2011). Stability changes of miniscrew implants over time. *Angle Orthod*, 81(6), 994-1000.
- Veli, I., Uysal, T., Baysal, A., & Karadede, I. (2014). Buccal cortical bone thickness at miniscrew placement sites in patients with different vertical skeletal patterns. *J Orofac Orthop*, 75(6), 417-429.

- Watanabe, H., Deguchi, T., Hasegawa, M., Ito, M., Kim, S., & Takano-Yamamoto, T. (2013). Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthod Craniofac Res*, 16(1), 44-55.
- Watanabe, T., Miyazawa, K., Fujiwara, T., Kawaguchi, M., Tabuchi, M., & Goto, S. (2017). Insertion torque and Periotest values are important factors predicting outcome after orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 152(4), 483-488.
- Wawrzinek, C., Sommer, T., & Fischer-Brandies, H. (2008). Microdamage in Cortical Bone due to the Overtightening of Orthodontic Microscrews. *J Orofac Orthop*, 69(2), 121-134.
- Wilmes, B., & Drescher, D. (2009). Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *Angle Orthod*, 79(4), 609-614.
- Wilmes, B., & Drescher, D. (2011). Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 40(7), 697-703.
- Wilmes, B., Ottenstreuer, S., Su, Y. Y., & Drescher, D. (2008a). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop*, 69(1), 42-50.
- Wilmes, B., Rademacher, C., Olthoff, G., & Drescher, D. (2006). Parameters Affecting Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *J Orofac Orthop*, 67(3), 162-174.
- Wilmes, B., Su, Y. Y., & Drescher, D. (2008b). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*, 78(6), 1065-1070.
- Woods, P. W., Buschang, P. H., Owens, S. E., Rossouw, P. E., & Opperman, L. A. (2009). The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. *Eur J Orthod*, 31(3), 232-240.
- Yadav, S., Upadhyay, M., Liu, S., Roberts, E., Neace, W. P., & Nanda, R. (2012). Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 141(5), 538-546.
- Yi, J., Ge, M., Li, M., Li, C., Li, Y., Li, X., & Zhao, Z. (2016). Comparison of the success rate between self-drilling and self-tapping miniscrews: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*, 39(3), 287-293.
- Yoo, S. H., Park, Y. C., Hwang, C. J., Kim, J. Y., Choi, E. H., & Cha, J. Y. (2014). A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. *Eur J Orthod*, 36(5), 557-562.

7. ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Kieferorthopädie am Universitätsklinikum Tübingen unter Betreuung von Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Gernot Göz und Dr. med. dent. Till Bechtold durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. med. dent. Till Bechtold, Oberarzt Poliklinik für Kieferorthopädie am Universitätsklinikum Tübingen und Dr. med. dent. Thomas Lietz, Head of Clinical Affairs, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland.

Sämtliche Versuche wurden nach Einarbeitung durch Dr. med. dent. Thomas Lietz von mir eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung und unter Anleitung durch Dipl.-Phys. Jürgen Pollak und Prof. Dr. rer. nat. Norbert Link, Hochschule Karlsruhe – Technik und Wirtschaft.

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

Aachen, den

8. DANKSAGUNG

Prof. Dr. Dr. Gernot Göz danke ich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und die Möglichkeiten, es zu bearbeiten.

Dr. Till Bechtold danke ich für die Geduld und Hilfsbereitschaft, die er mir, trotz seiner Belastung in Klinik und Forschung, bei der Betreuung entgegenbrachte.

Ebenso danke ich Dr. Thomas Lietz und der Firma DENTAURUM GmbH & Co. KG für die Möglichkeit zur Nutzung des Labors, die entsprechende Einarbeitung und das Überlassen der Miniimplantate.

Besonderer Dank gilt Dipl.-Phys. Jürgen Pollak und Prof. Dr. Norbert Link für die geduldige Unterstützung bei der statistischen Auswertung.