

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Drescher

Der Einfluss des Insertionswinkels
auf die Primärstabilität von
kieferorthopädischen Mini-Implantaten

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Andrea Kreuter
2020

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan/in:

Erstgutachter/in:

Zweitgutachter/in:

Gebt mir einen Hebel, der lang genug,
und einen Angelpunkt, der stark genug ist,
dann kann ich die Welt mit einer Hand bewegen.

Archimedes

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Posterpräsentation:

Kreuter, A., Wilmes, B., Drescher D.: Der Einfluss des Insertionswinkels eines Mini-Implantates auf seine Primärstabilität.

Abstractband, 89. Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V. 2016, 120

1 Kapitel 1

Zusammenfassung

Mini-Implantate sind innovative und Compliance-unabhängige Verankerungsalternativen, welche die Möglichkeiten der kieferorthopädischen Behandlung enorm erweitert haben. Für den Verankerungserfolg ist die Primärstabilität eines Mini-Implantats von großer Bedeutung.

Daher wurden in den letzten Jahren in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik die Parameter evaluiert, welche einen Einfluss auf die Primärstabilität der Mini-Implantate haben.

In der vorliegenden Studie sollte untersucht werden, in wie weit der Insertionswinkel eines Mini-Implantats dessen Primärstabilität beeinflusst. Dazu wurden insgesamt 700 Mini-Implantate in verschiedenen Winkeln (90°, 80°, 70°, 60°, 50°, 40° und 30°) inseriert und die Primärstabilität mittels maximalem Eindrehmoment beim Insertionsvorgang gemessen. Zur Anwendung kamen zwei unterschiedlich dimensionierte Mini-Implantate (1,6 x 8 mm und 2,0 x 10 mm) und zwei verschiedene Vorbohrtiefen (3 mm und 5 mm).

Die Messungen zeigten die höchste Primärstabilität bei Mini-Implantaten, die mit einem Winkel von 60° bzw. 70° inseriert wurden. Weitere Aspekte der Studie waren die Beurteilung des Einflusses der Implantatgröße und der Vorbohrtiefe. Bezüglich der Implantatgröße untermauerte diese Studie die bisherigen Ergebnisse in der Literatur, welche ebenfalls den Effekt der Implantatgröße auf die Primärstabilität von Mini-Implantaten untersuchten. Ein größeres Implantat hat demnach eine signifikant höhere Primärstabilität. Die Vorbohrtiefe hatte hingegen keinen signifikanten Effekt auf die Primärstabilität.

Für den klinischen Einsatz von Mini-Implantaten bedeutet dies, dass nun gegebenenfalls auch eine Region mit einer schwächeren Knochenqualität für eine Mini-Implantat Insertion in Frage kommt, indem der Insertionswinkel und die Mini-Implantatgröße optimal gewählt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind als in-vitro Studie anzusehen und gelten nur für das in dieser Studie verwendete Implantatsystem. Nun erscheinen klinische Studien, welche die Mini-Implantat-Stabilität über den gesamten Nutzungszeitraum in vivo erfassen sowie Untersuchungen mit anderen Implantatsystemen notwendig.

2 Kapitel 2

Abstract

Mini-implants are innovative and compliance-independent anchorage options that have greatly expanded the possibilities of orthodontic treatment. The primary stability of the mini-implant is essential for successful anchorage.

Therefore in recent years studies have been conducted at the Poliklinik für Kieferorthopädie (Polyclinic for Othodontics) at Westdeutsche Kieferklinik to evaluate parameters which influence the primary stability of mini-implants.

The present study examines the extent to which the insertion angle influences a mini-implant's primary stability. To this end a total of 700 mini-implants were inserted at various angles (90°, 80°, 70°, 60°, 50°, 40° and 30°) and the primary stability measured by means of maximum torque applied during the insertion process. Two differently sized implant types (1.6 mm x 8 mm and 2.0 mm x 10 mm) and two different predrill depths (3 mm and 5 mm) were used.

The measurements show the highest primary stability with mini-implants which were inserted at angles of 60° and 70°. With regard to implant size, this study confirms results of previous studies that a bigger implant has a significantly higher primary stability. Predrill depth was not found to have a significant influence.

For the clinical use of mini-implants this means that regions with inferior bone quality can now potentially be considered for the insertion if optimal implant size and insertion angle are applied.

The results of this in-vitro study are, a priori, only valid for the bone material and specific implant systems used in the experiments. Further research with additional implant systems and

clinical in-vivo studies to assess the implants' stability throughout the whole duration of the treatment and which assess additional implant systems are recommended.

Abkürzungen

α	Insertionswinkel der Schraube.
A_{kontakt}	Kontaktfläche
D1	Knochensubstanz mit fast ausschließlich kompakter dichte Kompaktastruktur
D2	Knochensubstanz mit dichter Spongiosa, umgeben von einer breiten Kortikalis poröse Kompaktastruktur
D3	Knochensubstanz mit dichter Spongiosa, umgeben von einer dünnen Kortikalis grobkörnige Trabekelstruktur
D4	Knochensubstanz mit lockerer Spongiosa, umgeben von dünner Kortikalis feine Trabekelstruktur
F_G	Gewichtskraft
F_H	Zugkraft
F_N	Normalkraft
F_{Rob}	Vortriebskraft des Roboters
F_W	Reibungswirkkraft
G2	Variante der Dual-Top-Schraube mit durchgängigem Kreuzschlitz
h'	Effektive Eindringtiefe
φ	Steigungswinkel des Gewindes
JA	Variante der Dual-Top-Schraube mit äußeren Grat
K	Knochenprobe
μ	Reibungskoeffizient
M_{abs}	maximales Drehmoment [Nmm] der gemessenen Schraube
M_d	Drehmoment
M_R	maximales Drehmoment [Nmm] der jeweiligen Referenzschraube
M_{rel}	relatives Drehmoment [%]
M_Z	Drehmoment in Z-Richtung
N	Newton (Krafteinheit)
Nmm	Newton Millimeter (Drehmomenteinheit)
r	Radius der Schraube
R	Reihe
RFA	Referenzfrequenzanalyse
RMS	Robotic Measurement System
SA	Standardabweichung

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	I
2	Abstract	III
3	Einleitung	1
4	Grundlagen	4
4.1	Grundlagen der Implantologie	4
4.1.1	Historie	4
4.1.2	Klassifikation	5
4.1.3	Kieferorthopädische Implantate	6
4.1.4	Anwendung von Mini-Implantaten	9
4.1.5	Vor- und Nachteile von Mini-Implantaten	13
4.2	Stabilität	14
4.2.1	Knochen	15
4.2.2	Osseointegration	18
4.2.3	Primärstabilität	19
4.2.4	Sekundärstabilität	19
4.3	Physikalische Grundlagen	20
4.3.1	Reibungsphänomene	20
4.3.2	Anwendbarkeit des Coulomb'schen Reibungsgesetzes bei Knochen- substanz	22
4.3.3	Berechnung der Reibung bei Schrauben	24
4.4	Geometrie von Mini-Implantaten	30
4.4.1	Berechnung der Kontaktfläche	31
4.5	Testverfahren zur Primärstabilitätsbestimmung	32
4.5.1	Der Abzugs- bzw. Einpresstest	33
4.5.2	Die Referenzfrequenzanalyse (RFA) nach Osstell	33

4.5.3	Die Ein- und Ausdrehmomentmessung	33
4.6	Biostatistik	34
5	Fragestellung	35
6	Material und Methodik	36
6.1	Material	36
6.1.1	Knochenmaterial	36
6.1.2	Implantat-System	37
6.1.3	Wahl des Testverfahrens	38
6.2	Versuchsanordnung und Durchführung	39
6.2.1	Herstellung der Knochenproben	39
6.2.2	Vorbereitung der Proben	39
6.2.3	Einteilung der Proben	40
6.2.4	Winkelkeile zum Einspannen der Proben	41
6.2.5	Vorbereitung des Insertionsbettes	42
6.2.6	Inserieren der Mini-Implantate	43
6.2.7	Winkelabhängigkeit der Kontaktfläche	43
6.2.8	Aufbau der Messapparatur zur Ein- und Ausdrehmomentbestimmung	44
6.2.9	Überführung in die Messapparatur	45
6.2.10	Einsetzen des Implantats	45
6.2.11	Drehmomentmessung	46
6.3	Statistik	46
6.3.1	Studienstichprobe	46
6.4	Datenerhebung und Auswertung	48
6.4.1	Typischer Verlauf	48
6.4.2	Tolerierte Verläufe	49
6.4.3	Nicht tolerierte Verläufe	50
6.4.4	Exceldatei	52
6.4.5	Relatives Drehmoment	52
6.4.6	Auswertung der Ergebnisse	53
7	Ergebnisse	54
7.1	Auswertung nach Insertionswinkel	55
7.2	Auswertung nach Implantatgröße	57

7.3	Auswertung nach Vorbohrtiefe	59
7.4	Auswertung von je zwei Parametern	61
7.4.1	Auswertung nach Insertionswinkel und Implantatgröße	61
7.4.2	Auswertung nach Insertionswinkel und Vorbohrtiefe	64
7.5	Auswertung nach Insertionswinkel, Implantatgröße und Vorbohrtiefe	66
7.5.1	Feste Vorbohrtiefe	67
7.5.2	Feste Implantatgröße	69
8	Diskussion	71
8.1	Insertionsempfehlungen	71
8.2	Diskussion der Methodik	72
8.2.1	Vorteile einer In-vitro-Studie	72
8.2.2	Knochenmaterial	72
8.2.3	Auswahl des Implantattyps	73
8.2.4	Messung	75
8.2.5	Auswertung	76
8.3	Diskussion der Ergebnisse	76
8.3.1	Insertionswinkel und die Primärstabilität	76
8.3.2	Implantatgröße und Primärstabilität	80
8.3.3	Vorbohrtiefe und Primärstabilität	81
8.4	Optimaler Insertionswinkel und Mini-Implantatgröße	81
8.5	Klinischer Nutzen	82
8.6	Empfehlungskriterien	83
8.6.1	Allgemeine Empfehlung	84
9	Schlussfolgerungen	85
	Literaturverzeichnis	86
A	Anhang	98
B	Danksagung	

3 Kapitel 3

Einleitung

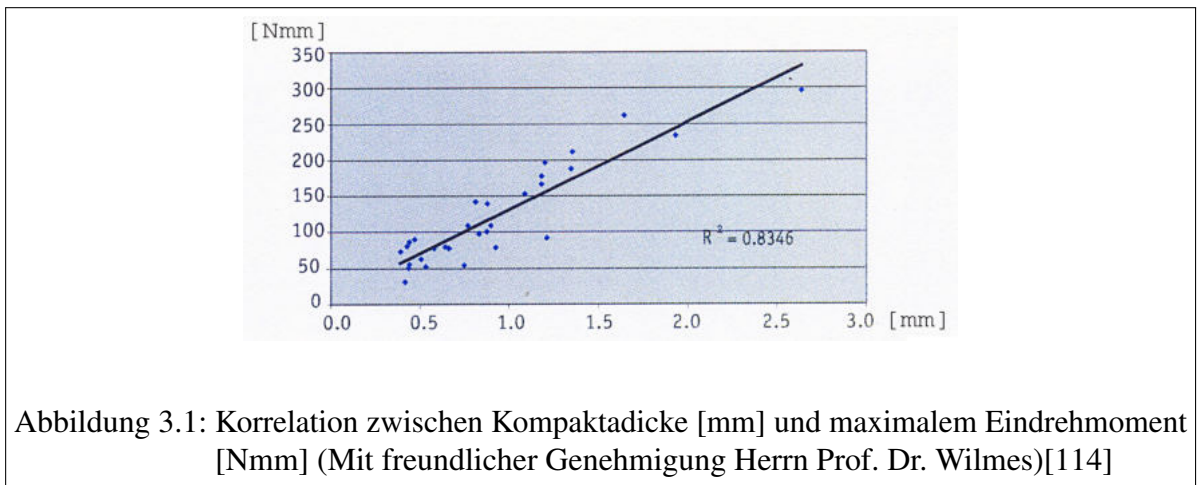
Zahn- und Kieferfehlstellungen sind nicht nur eine ästhetische Beeinträchtigung, sondern bedingen auch funktionale Probleme für das Kauorgan. Darüber hinaus erhöhen sie das Karies- und Parodontitisrisiko. Für die Korrektur von Fehlstellungen benötigt man in der Kieferorthopädie eine gute Verankerung. Mit Einführung kieferorthopädischer Mini-Implantate können die gewünschten Zahnbewegungen ohne unerwünschte reziproke Zahnbewegungen [27] ermöglicht werden.

Allerdings ist die Verlustrate, das heißt die Rate der gelockerten und verlorenen Implantate, hoch. Ausschlaggebend für den Verbleib des Implantats ist unter anderem eine hinreichend große Primärstabilität unmittelbar nach der Insertion.

In einer Forschungsreihe der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik der Universität Düsseldorf wurden verschiedene Einflussparameter zur Steigerung der Primärstabilität untersucht. Diese Arbeit stützt sich auf Erkenntnisse vorheriger Untersuchungen [114, 111, 112], die sich mit den Auswirkungen von Implantatdesign (z.B. Schaftform: zylindrisch oder konisch), Implantatdurchmesser und -länge, Insertionstiefe sowie Vorbohrtiefe, Vorbohrdurchmesser und Vorbohrkraft auf die Primärstabilität befassten.

Die vorliegende Arbeit untersucht den Einfluss des Insertionswinkels auf die Primärstabilität. Diese Frage ist von besonderer Bedeutung, wenn ein Implantat an einem Ort eingesetzt werden soll, der nur eingeschränkt über die geeigneten Voraussetzungen, wie beispielsweise eine ausreichende Kompaktadicke, verfügt.

3 Einleitung



Aufbauend auf Ergebnissen der bisherigen Arbeiten aus der Forschungsreihe nutzt diese Arbeit die Korrelation zwischen der Kompaktadicke und dem maximalen Eindrehmoment [114]. Dort wurde gezeigt, dass das maximale Eindrehmoment bei der Insertion von Implantaten proportional mit der Dicke der Kompakta ansteigt. Somit lässt sich umgekehrt auch quantitativ von dem maximalen Eindrehmoment auf die Kompaktadicke an der Insertionsstelle schließen.

Aus dem Verhältnis der gemessenen maximalen Eindrehmomente an einer Referenzstelle mit den Messungen an der Insertionsstelle lässt sich ein normierter Wert errechnen, der relatives Eindrehmoment genannt wird. Dieser Wert vereinfacht die Vergleichbarkeit der Daten.

Zunächst wird in Kapitel 4.1 (Grundlagen der Implantologie) beschrieben, welche Verankerungsmethoden in der Kieferorthopädie zur Vermeidung unerwünschter Zahnbewegungen vor der Einführung von Mini-Implantaten verwendet wurden.

Die physikalischen Grundlagen zum Verständnis von für diese Arbeit relevanten Begriffen, wie Stabilität und Reibung, werden in Kapitel 4.3 (Physikalische Grundlagen) vorgestellt. Je größer die Reibung zwischen den Oberflächen des Implantats und des Kieferknochens ist, desto höher ist das Eindrehmoment. Man bezeichnet die Stabilität, die unmittelbar nach der Insertion erzielt wird, als Primärstabilität. Um eine Verringerung der Verlustrate erreichen zu können, ist es notwendig, eine ausreichende Primärstabilität zu erzielen. Das genaue Vorgehen während der Durchführung der Versuchsreihe, die Versuchsaufbauten, sowie die Weiterverarbeitung der Rohdaten werden in Kapitel 6 (Material und Methodik) erörtert. Die Darstellung der Untersuchungsergebnisse erfolgt in Kapitel 7 (Ergebnisse). Bei den Messungen werden drei Parameter variiert: Insertionswinkel, Implantatgröße und Vorbohrtiefe werden mit dem re-

sultierenden, errechneten relativen Eindrehmoment in Korrelation gebracht und auf Signifikanz und Unterschiede geprüft.

Bis zum Jahre 2008 findet man in der Literatur vorwiegend Empfehlungen zur optimalen Positionierung kieferorthopädischer Implantate, die auf klinischen Erfahrungen basierten [20, 22, 57, 60, 69, 80, 86, 83, 19, 92, 93, 88, 84, 81, 61, 26, 8]. In einigen dieser Veröffentlichungen finden sich Thesen, die einer schrägen Insertion des Implantats eine Verbesserung der Primärstabilität zuschreiben. Dies sind jedoch nur Erfahrungswerte, welche dort noch nicht durch quantitative Messungen untermauert wurden.

Diese Promotionsarbeit soll Klarheit darüber bringen, ob es einen Zusammenhang gibt zwischen dem Winkel der Insertion und der Primärstabilität von kieferorthopädischen Mini-Implantaten. Nur in wenigen Arbeiten wurden Versuchsreihen durchgeführt, bei denen aber jeweils nur wenige Winkel untersucht wurden [104, 93, 88, 84]. In den letzten Jahren haben sich weitere Autoren [59, 53, 68, 120] dieser Thematik angenommen. Sie kommen aber zu kontroversen Ergebnissen. In Kapitel 8 (Diskussion) werden die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung des Zusammenhangs zwischen dem Insertionswinkel, der Implantatgröße und der Vorbohrtiefe und der resultierenden Primärstabilität präsentiert und den Ergebnissen der anderen Arbeiten gegenübergestellt. Abschließend gibt Kapitel 9 (Schlussfolgerungen) einen Ausblick auf klinische Konsequenzen der gewonnenen Erkenntnisse.

4 **Kapitel 4**

Grundlagen

Neben Kenntnissen der Implantologie sind für das Verständnis dieser Arbeit Grundlagen der Physik und der Statistik erforderlich.

4.1 Grundlagen der Implantologie

Nicht nur in der Zahnmedizin kommen Implantate zum Einsatz, um funktionsunfähige Körperstruktureinheiten, wie z.B. das Knie- oder Hüftgelenk oder Zähne, zu ersetzen. Im Laufe der Jahre hat sich das Anwendungsspektrum dieser innovativen Behandlungsalternative enorm vergrößert. Ein Implantat ist "ein im menschlichen Körper eingepflanztes körperfremdes Material, welches permanent oder zumindest für einen längeren Zeitraum dort verweilen soll" [65]. Dieser Abschnitt befasst sich mit dem Einsatz von Implantaten in der Kieferorthopädie.

4.1.1 Historie

Geschichtlich betrachtet führten zwei Wege zu den heute in der Kieferorthopädie gebräuchlichen Mini-Implantaten. Einerseits standen die in der Kieferchirurgie gebräuchlichen Osteosyntheseschrauben Pate. Üblicherweise handelt es sich bei diesen um Schrauben aus Titanlegierungen mit einem Durchmesser von 1,5-2,0 mm und einer Länge von 4,0-7,0 mm. Andererseits dienten die in der Prothetik verwendeten Implantate als Vorbild. Ihr Schraubendurchmesser

kann bis zu 6 mm und ihre Schraubenlänge bis zu 16 mm betragen. Bei dieser Art von Implantaten besteht die Möglichkeit, Aufbauten mithilfe von Innenverschraubungen anzubringen. Sie dienen als Ersatz von extrahierten Zähnen oder zur Stabilisierung von Suprakonstruktionen.

1945 beschrieben Gainsforth und Higley erstmals die Verwendung von Metallschrauben zur Verankerung bei kieferorthopädischer Therapien [34]. Die beiden Wissenschaftler verwendeten damals Schrauben aus Vitallium (Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung) im Hundegebiss. Allerdings waren die Verlustraten der Implantate sehr hoch. Unter orthodontischer Belastung fielen alle Implantate innerhalb von 31 Tagen aus. Deshalb konnten die applizierten Zugfedern nur kurzzeitig wirken und die Zahnbewegungen blieben sehr klein.

1969 dokumentierte Linkow die gescheiterte Verwendung von Scheibenimplantaten in der Kieferorthopädie [63]. Auch Experimente mit Glasfaserimplantaten (Sharman 1978 [99]) oder bioglasbeschichteten Keramikimplantaten (Turley et al. 1980 [103]) brachten noch nicht den Durchbruch. Die Verlustraten blieben weiterhin zu hoch. Die Nachteile dieser Implantate lagen in den verwendeten Materialien und in ihrem Design.

1983 insertierten Creekmore und Eklund eine der Form nach den heutigen Mini-Implantaten ähnliche Schraube aus Vitallium [23]. Ebenfalls 1983 verwendeten Gray et al. zylinderförmige, keramikbeschichtete Vitallium-Implantate. Sie hielten kieferorthopädischen Kräften im Bereich von 0,6 bis 1,8 N immerhin 28 Tage stand. Doch eine echte Osseointegration fand auch hier nicht statt. Es kam zu einer Bindegewebsummantelung des Implantats [37]. Erst durch die Erkenntnisse Brånemarks zum Thema Osseointegration von Titanimplantaten fanden diese später Einzug in die Kieferorthopädie [13]. 1997 beschrieb Kanomi das erste speziell für kieferorthopädische Zwecke entwickelte Mini-Implantat [54].

Heute genutzte Implantate haben ein optimiertes Design. Sie bieten eine gute Primärstabilität, welche die zeitnahe Einbindung in das kieferorthopädische Kräftesystem ermöglicht. Kieferorthopädisch übliche Kräfte können mittels Federn und Elastikketten bereits innerhalb der ersten Tage nach der Insertion appliziert werden [69].

4.1.2 Klassifikation

Implantate werden nach unterschiedlichen Gesichtspunkten eingeteilt. So kann man sie unter anderem unterteilen nach:

Implantatpositionierung

Hier unterscheidet man die Implantate nach dem Verweilort im oder auf dem Knochen. Subperiostal eingesetzte Implantate befinden sich unterhalb der Knochenhaut und lagern dem Knochen auf. Transossale Implantate durchstoßen den Knochen, und enossale Implantate werden in den Knochen eingebettet.

Implantatdesign

Die Designbandbreite reicht von schraubenförmigen bis hin zu blatt- oder scheibenförmigen Implantaten. Die Gewindegestaltung ist bei schraubenförmigen Implantaten für die weitere Einteilung maßgeblich. Die Implantatoberfläche ist glatt poliert. Des Weiteren kann sie zur Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen gesandstrahlt, geätzt oder mit Hydroxyapatit beschichtet werden. In einigen Veröffentlichungen wird je nach Länge und Durchmesser zwischen Mini- und Mikro-Implantaten unterschieden [5]. Anstelle des Wortes Implantat wird alternativ auch das Wort Pin verwendet. Es werden selbstschneidende von nicht selbstschneidenden und selbstbohrende von nicht selbstbohrenden Varianten unterschieden [20]. In dieser Promotionsarbeit wurde das Jeil-System verwendet, es ist selbstschneidend und selbstbohrend.

Implantatmaterial

Als Material werden am häufigsten Titan oder Titanlegierungen, zum Beispiel „Ti-6Al-4V“ (Titan 6%-Aluminium 4%-Vanadium), verwendet. Durch ihre passivierende Oxidschicht sind Titan und seine Legierungen korrosionsbeständig und reaktionsträge. Die Titanoxidummantelung ist ein Grund für die ausgezeichnete Biokompatibilität von Titanimplantaten. Weitere verwendete Materialien sind Aluminiumoxidkeramiken oder Nickel-Chrom-Vanadium-Legierungen [65].

4.1.3 Kieferorthopädische Implantate

4.1.3.1 Anforderungen zur Anwendung von kieferorthopädischen Implantaten

Ein kieferorthopädisches Implantat soll folgende Kriterien erfüllen:

- Es muss biokompatibel sein. Das heißt, es darf nach der Materialapplikation weder eine entzündliche, noch eine allergische Abwehrreaktion auftreten.
- Es soll kostengünstig sein.
- Sowohl die Insertion als auch die Explantation sollen praktikabel sein.
- Seine Dimensionen sollen klein genug sein, um an vielen Stellen in der Mundhöhle einsetzbar zu sein, und trotzdem eine ausgezeichnete Primärstabilität gewährleisten.

4.1.3.2 Implantat-gestützte Kieferorthopädie

Folgende Indikationen gelten für die Anwendung von Implantaten als Verankerungseinheiten [44, 96, 97, 100, 19, 32]:

- reduzierte Zahnzahl und/oder Attachmentverlust der Ankerzähne, somit unzureichende desmodontale Verankerungsqualität
- Noncompliance-Verankerung zur Vermeidung z.B. eines Headgears
- Übertragung orthodontischer Kräfte bei ausgeprägten kraniofazialen Dysgnathien
- Extrusion oder Intrusion von Zähnen
- präprothetische Korrektur von Ankerzähnen
- Lückenschluss ohne reziproke Zahnbewegung
- intermaxilläre Verankerung

In den folgenden drei Abschnitten werden die typischen Unterschiede von orthodontischen Implantaten, vor allem in Form, Größe und Position, anhand des Onplants, des Ortho-Systems und der Mini-Implantate dargestellt, da sie als Vorläufer wesentlichen Anteil an der Entwicklung der nachfolgenden Implantatgenerationen hatten.

4.1.3.3 Onplant

Das Onplant ist ein Beispiel für ein subperiostales kieferorthopädisches Implantat. Im Gegensatz zu einem Mini-Implantat ist es nicht schraubenförmig. Es wird aus hydroxyapatitbeschichtetem Titan hergestellt [89].

Das Onplant hat die Form einer Scheibe von 10 mm Durchmesser und 3 mm Höhe. Es wird im Bereich des hinteren harten Gaumens zwischen Knochen und Periost platziert. Der Vorteil dieses Implantats ist seine Unabhängigkeit von der Knochendicke am Insertionsort, da das Onplant auf dem Knochen aufliegt und nicht in ihn eindringt. Nach einer Einheilphase von 10 Wochen wird das Onplant in einem zweiten chirurgischen Eingriff freigelegt. Unter Zuhilfenahme spezieller Aufsatzschrauben wird es dann in die kieferorthopädische Apparatur eingebunden. Ein Onplant ist in der Lage, Gewichtskräften von mehr als 3 N standzuhalten [41]. Es wird durch eine Osteotomie entfernt. Das Ausmaß der chirurgischen Eingriffe und die Dauer der Einheilphase lassen diese Methode wenig attraktiv erscheinen.

4.1.3.4 Ortho-System-Implantate

Das Ortho-System ist ein Beispiel für ein enossales, zylindrisches Schraubenimplantat. Deutlich erkennt man an seinem Design, dass es den prothetischen Implantaten nachempfunden ist [65, 107].

Das Insertionsgebiet ist der Bereich der Gaumennaht. Seine Ausmaße sind den anatomischen Gegebenheiten angepasst und daher deutlich kleiner als bei dem Onplant. Das Ortho-System-Implantat besteht aus einem 4-6 mm langen Gewinde, einem zylindrischen Schaft, dem Transmukosaanteil und einem Kopf, dem Schraubenaufsatz, an dem kieferorthopädische Apparaturen befestigt werden. Nach 8 Wochen Einheilung kann das Implantat belastet werden [80]. Da es aufgrund seiner rauen Oberflächenbeschaffenheit durch eine vollständige Osseointegration einen festen Verbund mit dem Knochen bildet, muss es nach Abschluss der aktiven kieferorthopädischen Behandlung chirurgisch entfernt werden.

4.1.3.5 Mini-Implantate

Mini-Implantate¹ sind klein dimensionierte Schrauben, deren Oberflächen in der Regel glatt poliert sind. Man unterscheidet zwischen konisch und zylindrisch geformten Mini-Implantaten. Sie bestehen aus drei Teilen: dem Kopf, dem Schaft und dem Gewinde.

Mini-Implantate haben eine Länge von 6-14 mm, einen Durchmesser von 1-3 mm und unterschiedliche Steigungswinkel im Gewinde. Ihr Design ist Osteosyntheseschrauben nachempfunden. Sie können flexibel an vielen Stellen des Kiefers, auch zwischen Zahnwurzeln, eingebracht werden. Eine sofortige Kraftbelastung ist möglich, sollte allerdings 3 N nicht überschreiten. Einige Autoren empfehlen eine sofortige Belastung von bis zu 0,5 N [64, 67, 69]. Diese moderate Kraft soll



Abbildung 4.1: Mini-Implantat

Umbauprozesse im Knochen in Gang setzen, die zu einem beschleunigten Aufbau von Knochensubstanz führen, welche eine bessere Sekundärstabilität zur Folge hat.

Für Mini-Implantate wird eine hinreichend große Primärstabilität angestrebt. Andererseits soll die Sekundärstabilität möglichst nicht zu hoch werden, damit eine Entfernung durch Herausdrehen der Schraube noch möglich bleibt.

4.1.4 Anwendung von Mini-Implantaten

In der modernen Kieferorthopädie werden Mini-Implantate zur Verankerung verwendet. In den folgenden Abschnitten wird dieser Begriff definiert, und es werden unterschiedliche Methoden der Verankerung dargestellt.

¹Für den Begriff Mini-Implantat findet man in der Literatur diverse Synonyme: sie werden auch Mini-Pins, Mikro-Implantate oder Mikro-Schrauben genannt.

4.1.4.1 Verankerung

Unter Verankerung versteht man den Widerstand, den ein Zahn oder eine Zahngruppe abhängig von seiner bzw. ihrer Wurzeloberfläche gegen eine einwirkende Kraft leistet. Man unterscheidet maximale bzw. stationäre, mittlere oder reziproke und minimale Verankerung. Bei der maximalen Verankerung wird die Kraft auf ungleiche Komponenten ausgeübt. Die Kraft wirkt einerseits auf den Zahn, der sich bewegt und andererseits wirkt sie auch auf die Gegenstelle, welche ihre Position aber nicht verändert. Bei der mittleren Verankerung sind beide Komponenten gleich stark, und beide bewegen sich gleichermaßen. Bei der minimalen Verankerung sind beide Komponenten unterschiedlich stark. Die Kraft bewirkt eine Bewegung des schwächeren Teilnehmers.

4.1.4.2 Methoden der Verankerung

Folgende Methoden können zur Verankerung genutzt werden [65]:

Intraorale Verankerungsapparaturen

Hierzu zählen der Transpalatinalbogen, die Nance-Apparatur, der Lingualbogen, Gummizüge etc.

Rekrutierung

Unter der Rekrutierung versteht man das Zusammenfassen von Zähnen zu verblockten Zahngruppen, die dann auf Grund der Vergrößerung der Wurzeloberfläche relativ ortsständig sind. Man kann auch Zähne oder Zahngruppen des Gegenkiefers nutzen und durch intermaxilläre Gummizüge in den Block einbinden.

Ankylosierung

Die Methode, ist der Verwendung von Implantaten sehr ähnlich. Ein ankylosierter Zahn ist starr mit dem Knochen verbunden und somit ortsständig.

Bukkaler Wurzeltorque

Sind die Wurzeln eines Zahnes nach bukkal in die Knochenkompakta des Ober- oder des Unterkiefers gekippt, so erhöht dies die Ortsständigkeit dieses Zahnes.

Implantatverankerung

Implantate ermöglichen ebenso wie ankylosierte Zähne eine maximale ossäre orthodontische Verankerung. Sie sind gut ortständig und aktive kieferorthopädische Elemente wie Druck- oder Zugfedern oder Gummizüge können leicht an ihnen angebracht werden. Man unterscheidet [110]:

- **Direkte Implantatverankerung**
Diese liegt vor, wenn das orthodontische Kraftsystem unmittelbar am Implantat ansetzt. Der deutliche Vorteil ist, dass es unter keinen Umständen zu unerwünschten Ausgleichsbewegungen von optimal positionierten Zähnen oder Zahngruppen kommen kann. Von Nachteil ist bei dieser Methode allerdings eine eventuelle höhere Kraftapplikation.
- **Indirekte Implantatverankerung**
Diese liegt vor, wenn das orthodontische Kraftsystem an einem Zahn angreift, der starr mit einem Implantat verbunden und durch dieses fixiert ist. Hier liegt der Vorteil darin, dass eine Vielzahl an Kraftsystemvarianten mit nur einem Implantat angewandt werden können. Ein Nachteil dieser Methode ist die Möglichkeit einer ungewollten Bewegung des verbundenen Zahnes, falls das Implantat nicht stabil sein sollte.

Extraorale Verankerung

Bei der extraoralen Verankerung werden Zähne, Zahngruppen oder Knochenbereiche gegen eine außerhalb des Mundes befindliche Knochenstruktur, die Wirbelsäule oder die Kopfkalotte, durch ein Hilfsmittel, wie ein Headgear oder eine Delaire-Maske, bewegt [65].

4.1.4.3 Mit Mini-Implantaten assoziierte Vorgehensweisen

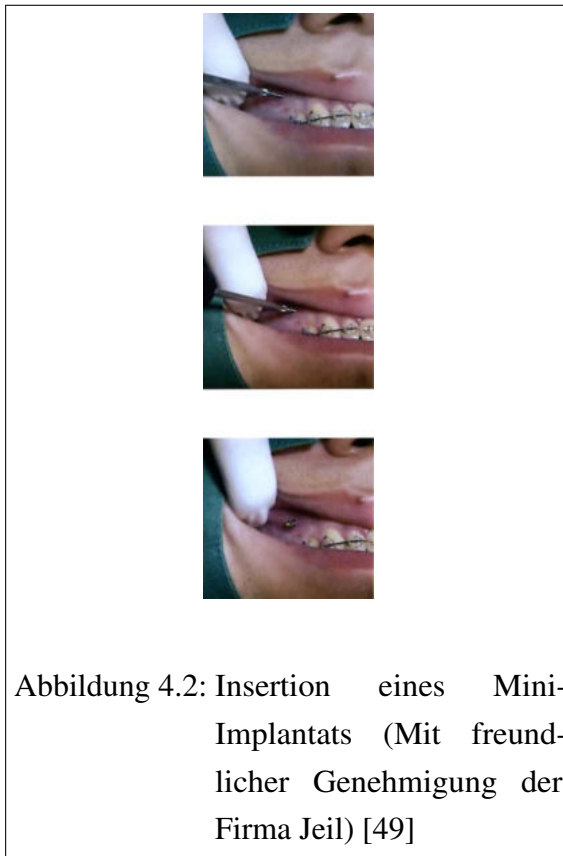
Um Mini-Implantate zur Verankerung in der Kieferorthopädie nutzen zu können, müssen diese zunächst inseriert werden. Nach einer kurzen Einheilungsphase kann dann die Kraftapplikation erfolgen. Zum Schluss, nach erfolgreichem Bewegen der gewünschten Zahngruppe, muss das

Implantat wieder explantiert werden. Die einzelnen Prozeduren werden im folgenden genauer beschrieben.

1. Insertion

Vor der Insertion eines Mini-Implantats wird eine genaue intraorale und röntgenologische Untersuchung durchgeführt. Auf Basis dieser Ergebnisse wird das am besten geeignete Implantationsgebiet ausgewählt, in der Regel im Bereich der attached Gingiva zur Vermeidung von Entzündungen.

Zu Anfang der Insertion erfolgt eine lokale Anästhesie des Operationsgebietes. Danach wird die Mundhöhle mit einer antiseptischen Spüllösung desinfiziert, um die Keimzahl im Insertionsgebiet zu reduzieren.



Je nach Dicke und Festigkeit der Kompakta wird der Knochen an der Stelle, an der das Implantat eingeführt werden soll, mit einem Vorbohrer (ca. 3 mm) tief angekört. Der Durchmesser des Vorbohrers wird auf den Durchmesser des Implantats abgestimmt. Mah et al. [66] empfehlen für die Vorbohrung einen Drehzahlbereich zwischen 800 bis maximal 1500 Umdrehungen pro Minute, bei Kühlung durch Berieselung des Insertionsgebietes mit physiologischer Kochsalzlösung.

Anschließend kann das Implantat manuell oder mit einem speziellen Winkelstück eingedreht werden. Hierbei darf das applizierte Drehmoment wegen der Gefahr von Implantatfrakturen nicht zu hoch sein. Gut geeignet sind Winkelstücke mit Drehmomentbegrenzung, um ein Überdrehen zu verhindern. Danach kann das Mini-Implantat sofort in die kieferorthopädische Behandlungsapparatur integriert werden.

2. Orthodontic Loading

Als Orthodontic Loading bezeichnet man die Applikation kieferorthopädischer Kräfte. Man unterscheidet zwischen Druck- und Zugkräften. Diese Kräfte bzw. Momente werden durch Zug- oder Druckfedern, Hebel oder andere Apparaturen erzeugt.

Histologische Untersuchungen [40, 46] haben gezeigt, dass die Applikation von kieferorthopädischen Kräften im Zuge von Strukturadaptation zu einem kompensatorischen Knochenaufbau und einer Knochenverdichtung an der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat führen. Studien [69] bestätigen, dass die Applikation von Kräften von bis zu 4 N [71] keine negative Wirkung zumindest auf die Einheilung von dentalen Implantaten in den Knochen hat.

3. Explantation

Im Gegensatz zu prothetischen, lebenslang bleibenden Implantaten, ist die Verweildauer von kieferorthopädischen Implantaten in der Regel nur kurz. Nach Abschluss der aktiven Behandlung werden die Implantate entfernt. Im Zuge einer regulären Kontrollsitzung wird das Implantat ohne Betäubung manuell herausgeschraubt. Es bedarf keiner weiteren Wundversorgung, da die Regeneration der geringen Knochen- und Schleimhautläsion innerhalb von zwei bis drei Tagen stattfindet.

4.1.4.4 Ursachen für Mini-Implantatverlust

Neben der fehlenden Primärstabilität bedingt durch Implantatdesign oder Kompaktadicke am Insertionsort können hohe Verlustraten von bis zu 40% [66] durch eine periimplantäre Entzündungsreaktion [79, 82, 69] oder durch eine zu hohe Kraftapplikation [27, 114] begründet sein. Aus diesem Grund schlagen Miyawaki et al. vor, die Kräfte auf maximal 2 N zu beschränken [79].

4.1.5 Vor- und Nachteile von Mini-Implantaten

Alle in den vorherigen Abschnitten vorgestellten Implantatvarianten bieten den Vorteil der Unabhängigkeit von dentaler Verankerung [106, 52, 32]. Es gibt aber deutliche Unterschiede zwischen den Implantatsystemen.

Das Onplant ist im Gegensatz zum Ortho-System unabhängig von der Knochendicke im Insertionsbereich. Doch können beide Varianten nur im Bereich des Gaumens angewendet werden. Dagegen sind Mini-Implantate nicht auf ein Insertionsgebiet beschränkt, aber immer von der Knochendicke abhängig. Sie können sowohl vestibulär als auch palatinal in den Alveolarknochen des Ober- und Unterkiefers implantiert werden.

Sowohl das Ortho-System als auch das Onplant benötigen eine Einheilphase von 8 bis 10 Wochen. Ein Mini-Implantat hingegen kann unmittelbar nach der Insertion belastet werden. Das Entfernen von Ortho- und Onplant-System erfordert einen zweiten kieferchirurgischen Eingriff. Beide Eingriffe sind zeitaufwändig und unter Umständen mit einem hohen Stressfaktor für den Patienten verbunden.

Die Insertion eines Mini-Implantats ist einfacher und kann auch von einem Kieferorthopäden in seiner Praxis durchgeführt werden. Die verschiedenen Behandlungsschritte verbleiben somit alle in einer Hand. (Das Einbringen des Implantats dauert nur ca. 10 Minuten.) Die Entfernung gestaltet sich ebenfalls unkompliziert und kann während einer normalen Kontrollsitzung erfolgen. Der Stressfaktor für den Patienten erscheint also geringer. Diese Vorteile der Mini-Implantate gegenüber dem Onplant und dem Ortho-System haben zu ihrer weiten Verbreitung geführt.

Mit Hilfe von Implantaten können Anomalien, die mit konventionellen Methoden nur schwierig oder zeitaufwändig zu therapieren wären, oft mit geringerem Aufwand behandelt werden.

Dank Mini-Implantaten kann auf extra-orale Apparaturen verzichtet werden. Diese deutlichen Vorteile rechtfertigen den Einsatz von Mini-Implantaten.

4.2 Stabilität

Stabilität wird allgemein definiert als Standfestigkeit oder Beharrungsvermögen eines Körpers oder eines Systems in seinem augenblicklichen Zustand [24].

Im speziellen Kontext der skelettalen Verankerung versteht man unter Stabilität die Festigkeit des Verbundes zwischen Mini-Implantat und Knochen. Zwei Arten der Stabilität werden unterschieden: Primärstabilität und Sekundärstabilität.

Die Primärstabilität wird durch drei Faktoren bestimmt [79, 114, 113, 111, 112]:

- Knochenqualität und Knochendicke
- Implantatdesign
- Insertionsmodalitäten

Eine unzureichende Primärstabilität kann zu einem frühzeitigen Implantatverlust führen [29].

Die Sekundärstabilität wird durch körperspezifische Reaktionen bewirkt.

In den folgenden Abschnitten werden weitere die Stabilität beeinflussende Parameter vorgestellt.

4.2.1 Knochen

Im folgenden Unterabschnitt werden der Aufbau von Knochen beschrieben und Knocheneigenschaften und Methoden zur Bestimmung ausgewählter Eigenschaften, darunter die Knochenstabilität und die Osseointegration, vorgestellt.

4.2.1.1 Aufbau und Eigenschaften

Knochensubstanz besteht aus einem organischen Kollagenfasengerüst, das gehärtet wird durch Einlagern von anorganischen Mineralien, vorwiegend Kalziumphosphaten, in blättchenförmigen Kristallverbänden. Seine organische Matrix ist für die Elastizität, seine anorganischen Bestandteile für die Stabilität des Knochens verantwortlich. Man findet Geflecht- und Lamellenknochen vor.

Unter Geflechtknochen versteht man eine unreife Form des Knochens, bei dem die Kollagenfasern der Knochenmatrix ungeordnet verlaufen, also nicht ausgerichtet sind. Makroskopisch wirken sie, als seien sie miteinander verflochten.

Lamellenknochen hingegen sind aus parallel verlaufenden Kollagenfasern aufgebaut [98].

Makroskopisch erkennt man deutlich zwei Knochenanteile, eine feste äußere Schicht, welche Kortikalis oder Kompakta genannt wird und darunter liegend eine poröse schwammartige



Struktur, die Spongiosa heißt. Knochen befindet sich in einem kontinuierlichen Umbau. Diese Umbauprozesse werden von spezialisierten Knochenzellen, den Osteoklasten und Osteoblasten, vollzogen. Deguchi et al. [26] kartografierten die durchschnittliche Kortikalisdicke in der Maxilla und in der Mandibula des Menschen. Sie fanden Dicken von 1,3 mm bis 1,8 mm in der Maxilla und von 1,8 mm bis 2,0 mm in der Mandibula.

4.2.1.2 Knochenstabilität

Im wesentlichen versteht man unter Knochenstabilität die Bruchfestigkeit des Knochens. Diese wird vorwiegend durch die Knochenqualität bestimmt [78, 62, 76].

Die Qualität des Knochens ist von seiner Mikroarchitektur, also von der mikroskopischen Struktur des Knochens, abhängig. Die Materialeigenschaften ergeben sich aus der Kombination der Kristallverbände und der Kollagenstrukturen. Die Ausgeglichenheit von Abbau- bzw. Aufbau- und Reparaturprozessen entscheidet erheblich über die Knochenqualität. Störungen dieser Prozesse oder Strukturen können die Knochenqualität negativ beeinflussen.

4.2.1.3 Knochenqualität: Klassifizierung und Diagnoseverfahren

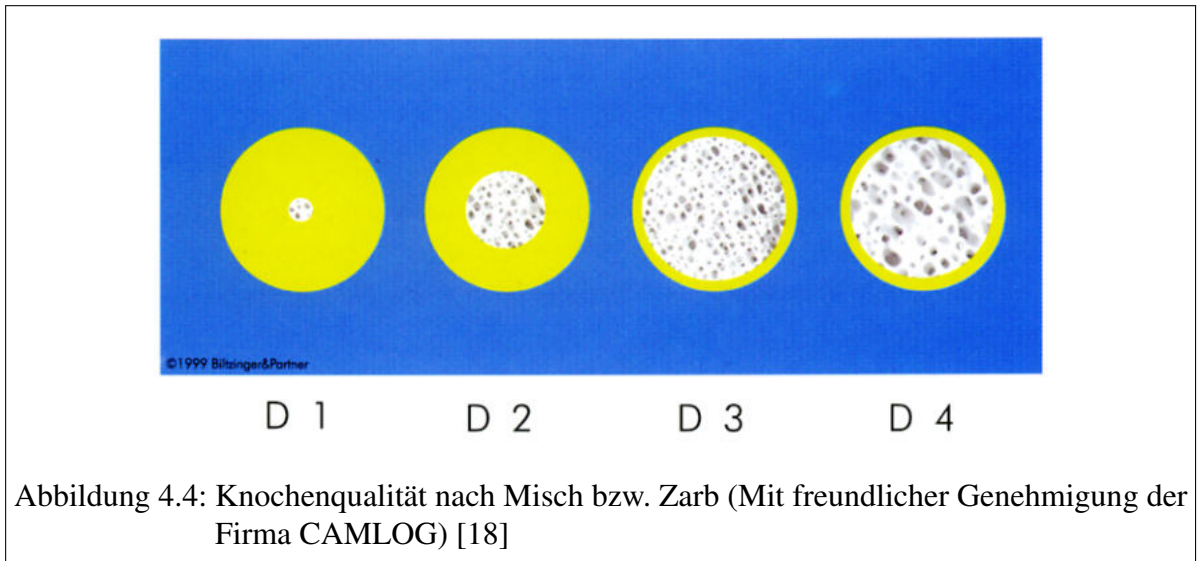
Zwei für diese Arbeit relevante Ansätze seien hier vorgestellt:

1. Nach dem röntgenologischen Erscheinungsbild kann man Knochen in 4 Typen einteilen. Nach Lekholm, Zarb oder Misch [78, 62, 76] unterscheidet man:

- Typ D1 mit fast ausschließlich kompakter Knochensubstanz; dichte Kompaktastruktur
 - Typ D2 mit dichter Spongiosa, umgeben von einer breiten Kortikalis; poröse Kompaktastruktur
 - Typ D3 mit dichter Spongiosa, umgeben von einer dünnen Kortikalis; grobkörnige Trabekelstruktur
 - Typ D4 mit lockerer Spongiosa, umgeben von dünner Kortikalis; feine Trabekelstruktur
2. Anhand der normierten Graustufen eines computertomographischen Bildes lassen sich heute die Morphologie und die Qualität eines Knochens zuverlässig bestimmen. Die Normierung geschieht mit einer standardisierten Referenz, die gleichzeitig mit den zu untersuchenden Knochenstrukturen abgebildet wird. Ausgehend von Wasser, dem der Wert 0 zugewiesen wurde, wird jeder Stoffgruppe ein Wert zugeordnet. Die Skalierung nennt man Hounsfield-Einheit. Den Graustufen des Computertomogramms werden Knochendichtewerte zugeordnet.

Entsprechend der Skalierung ergeben sich folgende Werte für die Knochendichte:

- 600-1000 für sehr dichte Knochen,
- 400-600 für dichte Knochen,
- 200-400 für mitteldichte Knochen und
- 0-200 für Knochen geringer Dichte.



Es finden sich Bereiche unterschiedlichster Knochenqualitäten nach Misch et al. [75] im menschlichem Kiefer. Der Frontbereich des Unterkiefers hat eine dicke Kompakta (Typ D1), der Seitenzahnbereich im Unterkiefer sowie der Frontalbereich des Oberkiefers hingegen eine dichte, poröse Kompakta mit einer engmaschigen Spongiosa (Typ D2). Teile des Seitenzahnbereichs im Unterkiefer und der Seitenzahnbereich des Oberkiefers weisen eine dünne, poröse Kompakta und eine weitmaschige Spongiosa (Typ D3) auf und der Tubenbereich zeichnet sich durch eine weitmaschige Spongiosa (Typ D4) aus.

4.2.2 Osseointegration

An der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat kommt es zu Umbauprozessen des Knochens, die eine Ummantelung des Implantats mit neuer Knochensubstanz bewirken. Der biologische Prozess des Knochenaufbaus hat eine entscheidende Bedeutung für die osseointegrative Einheilung der Implantate. Der von Brånemark geprägte Begriff der Osseointegration wird von ihm als „unmittelbare funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen lebendem Knochen und der Oberfläche eines kraftaufnehmenden Implantats“ [14] definiert. Die Beschaffenheit der Oberfläche des Implantats beeinflusst die Festigkeit des Verbundes.

Je größer die zur Verfügung stehende Anhaftungsfläche ist, um so mehr Knochensubstanz kann direkt mit ihr in Kontakt treten und sich anlagern. Auf der Festigkeit dieses Verbundes beruht

die Sekundärstabilität der Implantate und damit deren Ortsständigkeit. Zu deren Steigerung wird die Oberfläche prothetisch und einiger orthodontisch verwendeter Implantate durch Anrauen, zum Beispiel mittels Sandstrahlung oder Ätzung, vergrößert. Nach einer vollständigen Osseointegration kann die Entfernung dieser Implantate nur noch durch Herausfräsen erfolgen. Die Oberfläche kieferorthopädischer Mini-Implantate wird daher glatt gestaltet. Der Grad der osseointegrativen Einheilung ist dann geringer. Man spricht von unvollständiger Osseointegration, die das Entfernen des Implantats deutlich erleichtert, da es einfach herausgedreht werden kann [64, 25].

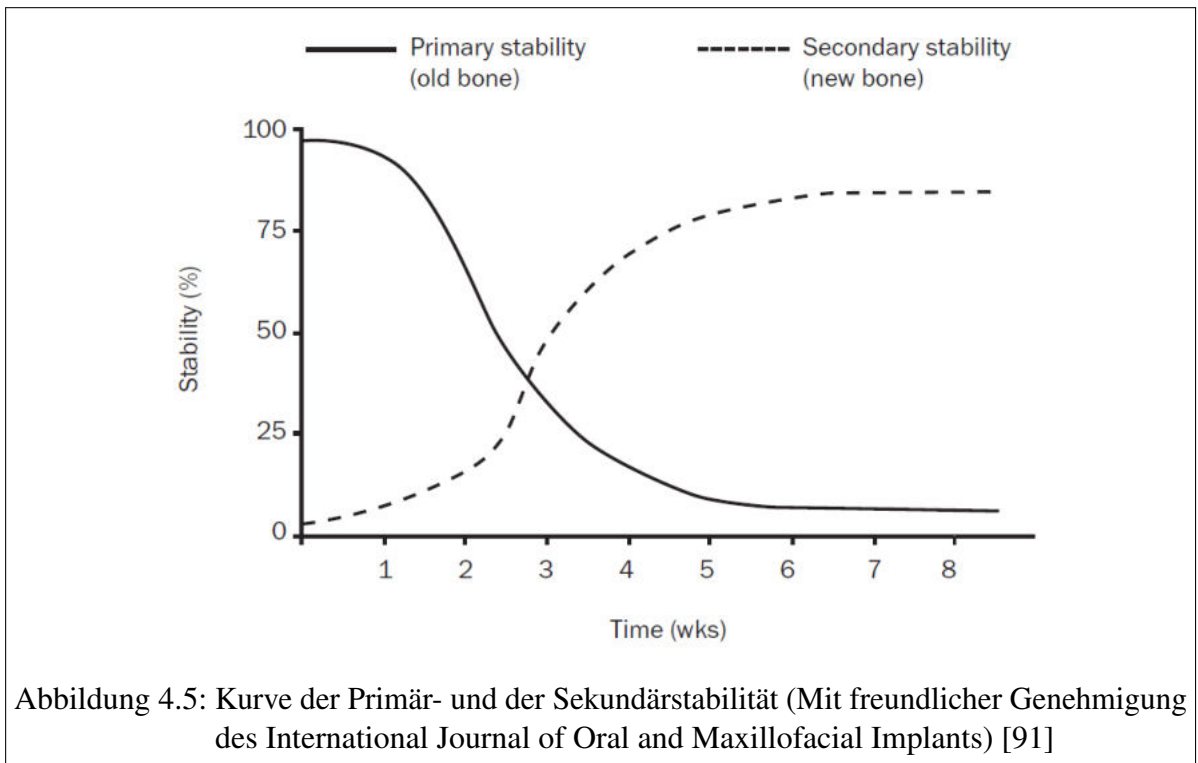
4.2.3 Primärstabilität

Im Kontext von Knochenimplantaten versteht man unter Stabilität die Qualität des Haftverbundes zwischen der Knochenmatrix und der Implantatoberfläche. Die unmittelbar nach der Insertion erzielte Stabilität wird als Primärstabilität bezeichnet. Sie ist Voraussetzung für die sofortige Belastbarkeit des Implantats. Zu diesem Zeitpunkt gibt die Reibung zwischen den Oberflächen des Implantats und des Knochens den alleinigen Ausschlag für die Stabilität [91].

Je größer die Reibung der korrespondierenden Oberflächen ist, desto höher ist die Primärstabilität. Eine exakte Definition von Reibung erfolgt in Kapitel 4.3 (Physikalische Grundlagen).

4.2.4 Sekundärstabilität

Im Laufe der Zeit kommt es zu Knochenumbau, Knochenaufbau und Knochenanlagerung am Implantat [3], die zusätzlich zur Stabilität beitragen. Diese wird Sekundärstabilität genannt. An der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat kommt es in den folgenden Wochen zu der Osseointegration. Über den Zwischenschritt des Geflechtknochens und dessen Umbau zu Lamellenknochen wird Knochensubstanz aufgebaut und schließlich umlagert diese das Implantat. Nach 8 Wochen ist dieser Prozess weitestgehend abgeschlossen und es kommt nur noch zu den üblichen Umbauprozessen der Knochensubstanz.



4.3 Physikalische Grundlagen

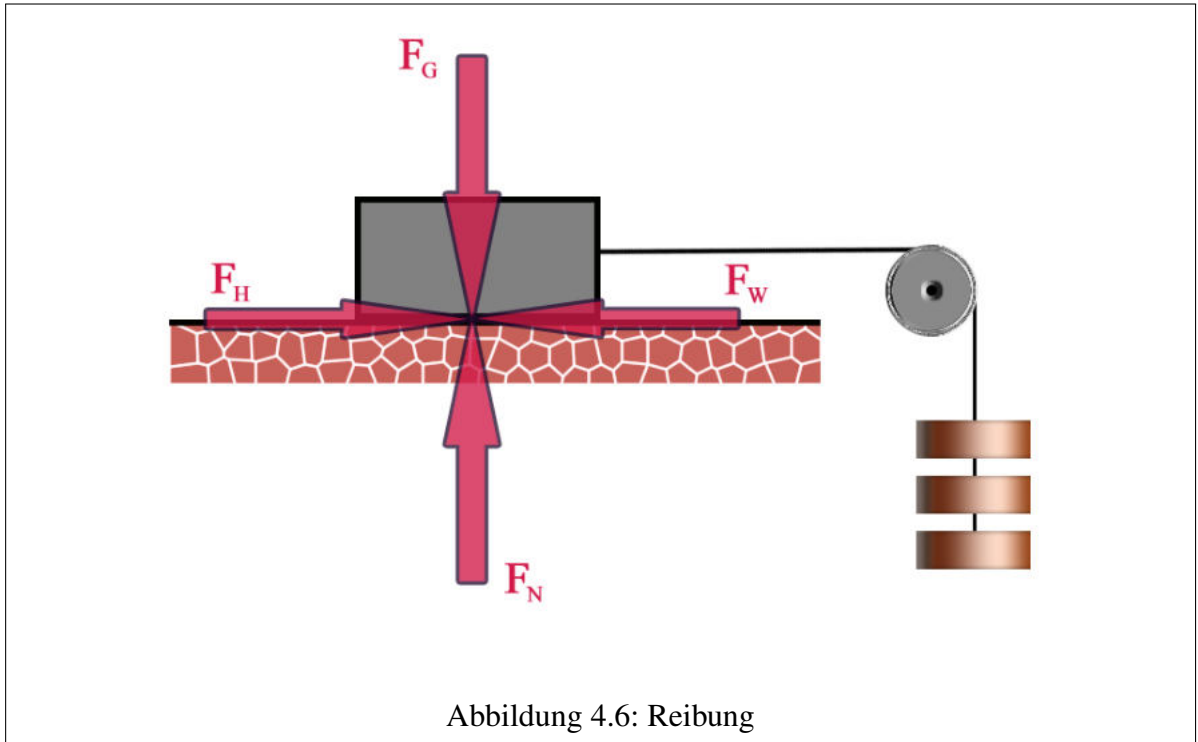
Die Primärstabilität eines Implantats hängt wesentlich von der Reibung zwischen Knochen und Implantatoberfläche ab (siehe Kapitel 4.1). Reibungsphänomene beruhen auf der Wirkung von Kräften an den Kontaktflächen zweier Körper, die sich relativ zueinander bewegen. Das Coulomb'sche Reibungsgesetz beschreibt diesen Sachverhalt quantitativ.

Für die Bildung einer Arbeitshypothese wird eine mathematische Analyse des Eindrehens einer Schraube in einen festen Körper unter Abhängigkeit von dem Eindrehwinkel ermittelt.

4.3.1 Reibungsphänomene

Das Coulomb'sche Reibungsgesetz beschreibt den Zusammenhang zwischen der senkrecht zur Oberfläche wirkenden Normalkraft und der daraus resultierenden längs der Oberfläche wirkenden Wirkkraft. Zieht man als einfaches Modell einen Holzquader über einen Tisch, so entspricht die Normalkraft F_N der Gewichtskraft F_G des Quaders, in entgegengesetzter

Richtung. Die hemmende Reibungswirkkraft F_W ist stets der Zugkraft F_H entgegengerichtet anzunehmen.



Reibungsphänomene setzen sich aus Haftreibung und Gleitreibung zusammen. Misst man die notwendige Zugkraft um einen Körper wie z.B. den oben beschriebenen Quader über eine ebene Fläche zu ziehen, dann ist eine höhere Kraft notwendig, um den Körper aus dem Stillstand heraus zu bewegen, als die Zugkraft, die diesen Körper in Bewegung hält.

Dieses Phänomen kann dadurch erklärt werden, dass nur die Gleitreibung überwunden werden muss, um den Körper in Bewegung zu halten. Befindet sich der Körper jedoch im Stillstand, muss erst die Haftreibung überwunden werden.

Wirkkraft und Normalkraft verhalten sich zueinander linear. Der Quotient von Wirkkraft und Normalkraft wird durch den sogenannten Reibungskoeffizienten (μ), also entweder Haftreibungskoeffizient (μ_{haft}) oder Gleitreibungskoeffizient (μ_{gleit}), dargestellt $\mu := \frac{F_W}{F_N}$.

Es gilt stets $\mu_{haft} > \mu_{gleit}$ und damit

$$F_{W_{haft}} = \mu_{haft} \cdot F_N > F_{W_{gleit}} = \mu_{gleit} \cdot F_N$$

Diese Koeffizienten hängen unter anderem von dem Material und von der Rauigkeit der einander berührenden Körper ab und werden experimentell bestimmt. Hier sei darauf hingewiesen, dass weitere Parameter, wie z.B. die Fläche der sich berührenden Körper, die Temperatur, die Homogenität des Materials oder die Geschwindigkeit, das Verhältnis in dieser Formel bzw. den Wert des Reibungskoeffizienten nicht beeinflussen.

Mikroskopisch betrachtet ist die Reibung auch durch die Rauigkeit der kommunizierenden Oberflächen bedingt. Je glatter aber die kommunizierenden Flächen sind, um so einflussreicher werden die auf atomarer Ebene herrschenden Van-der-Waals-Kräfte oder polare Brückenbindungen der Moleküle, bis hin zur Adhäsion.

Haftreibungskoeffizient und Gleitreibungskoeffizient sind ausschließlich von der Materialpaarung und nicht von der Größe der Fläche abhängig.

Materialpaarung	Haftreibungskoeffizient μ_{haft}
Glas/Glas	0,9
Holz/Holz	0,5
Stahl/Stahl	0,15-0,5
Metall/Knochen	0,43-0,58
Leder/Metall	0,4
Knochen/Titan	0,35
Stahl/Teflon	0,04
Stahl/Eis	0,03

Tabelle 4.1: Haftreibungskoeffizienten nach Größe geordnet für einige Materialpaare bei 20°C

Allerdings kann es trotzdem zu Abweichungen von dieser Formel kommen, z.B. wenn Flüssigkeiten zwischen die beiden Körper gelangen, die dann aufgrund ihrer Schmierfähigkeit für eine geringere Reibung sorgen.

4.3.2 Anwendbarkeit des Coulomb'schen Reibungsgesetzes bei Knochensubstanz

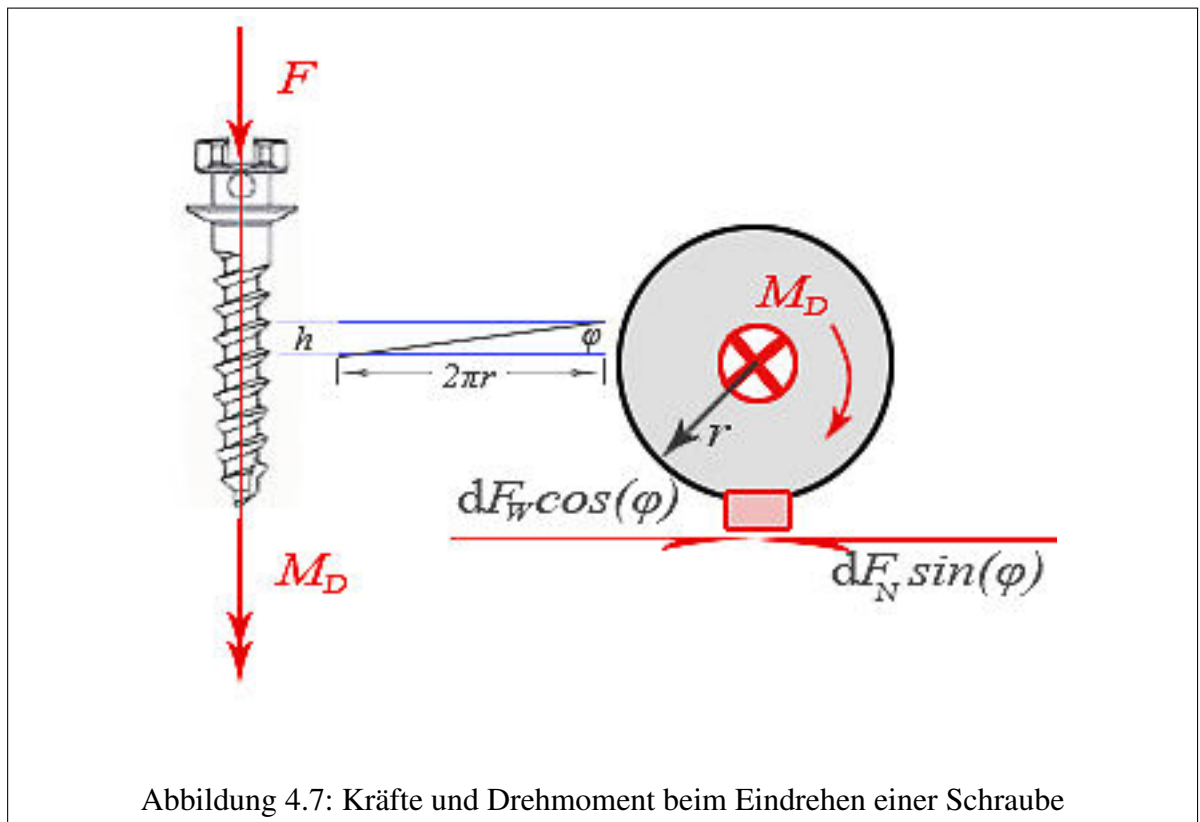
Das Coulomb'sche Reibungsgesetz gilt nur unter Idealbedingungen. Dann ist der Reibungskoeffizient abhängig von der Materialpaarung, aber - bei Homogenität der Materialien - unabhängig von der Größe der Reibfläche. Es gilt also auch dann, wenn eine Schraube in einen Block von homogener Beschaffenheit hineingedreht wird.

Knochen hingegen, mit seinem äußeren dichten Bereich der Kompakta und dem inneren schwammartigen, weniger dichten Bereich der Spongiosa (Vergleiche Kapitel 4.1), ist ein inhomogener Stoff. Auch innerhalb dieser zwei Strukturen sind Dichteschwankungen und Fehlstellen feststellbar. Die Qualität des Knochens ist also nicht einheitlich, auch wenn die messbare Dichte gleich ist.

Der Biowerkstoff Knochen erfüllt die für das Coulomb'sche Reibungsgesetz erforderlichen, idealisierten Bedingungen also nicht. Es ist daher zu erwarten, dass in diesem Fall auch die Kontaktfläche von Bedeutung ist, da sich deren Größe bzw. das Anteilsverhältnis von (Spongiosa / Mini-Implantat) zu (Kompakta / Mini-Implantat) sich mit dem Insertionswinkel verändert. Es gilt aber lokal, und man wird mit einem Mittelwert rechnen können.

4.3.3 Berechnung der Reibung bei Schrauben

In diesem Abschnitt wird eine Formel aufgestellt, die den Reibungskoeffizienten aus vorgegebenen und gemessenen Werten bestimmt. Gegeben sind der Steigungswinkel des Gewindes und der gewählte Insertionswinkel. Gemessen wird das Verhältnis von Eindrehmoment zu Ausdrehmoment. Hierzu werden bekannte Formeln zur Berechnung von Reibungsphänomenen bei Schrauben [89] verwendet.



4.3.3.1 Eindreh- und Ausdrehmoment einer Schraube

Das Eindreh- bzw. das Ausdrehmoment einer Schraube in einem homogenen Körper hängt von folgenden Parametern ab:

1. F_{Rob} - Vortriebskraft des Roboters

Die Schraube wird vorspannungsfrei in den Schraubkopf des Roboters angelegt. [siehe

auch 6.2.6] Somit sollte die Druckkraft des Roboters keinen Beitrag liefern. Allerdings wird aus der Drehbewegung der Schraube eine Vortriebskraft erzeugt, welche die Schraube beim Hineindreuen voran bewegt. Bzw. beim Herausdrehen ist diese Kraft negativ und bewegt die Schraube heraus.

2. M_d - Drehmoment

3. F_G - Gewichtskraft der Schraube

4. μ - Reibungskoeffizient

Idealerweise ist der Reibungskoeffizient unabhängig von der Eindringtiefe der Schraube in ein homogenes Material und deshalb hier als konstant angenommen. Bei dem vorliegenden Material handelt es sich jedoch mit Knochensubstanz um ein inhomogenes Material, so dass μ eigentlich nicht als Konstante behandelt werden kann.

5. φ - Steigungswinkel des Gewindes

6. r - Radius der Schraube

7. α - Insertionswinkel der Schraube.

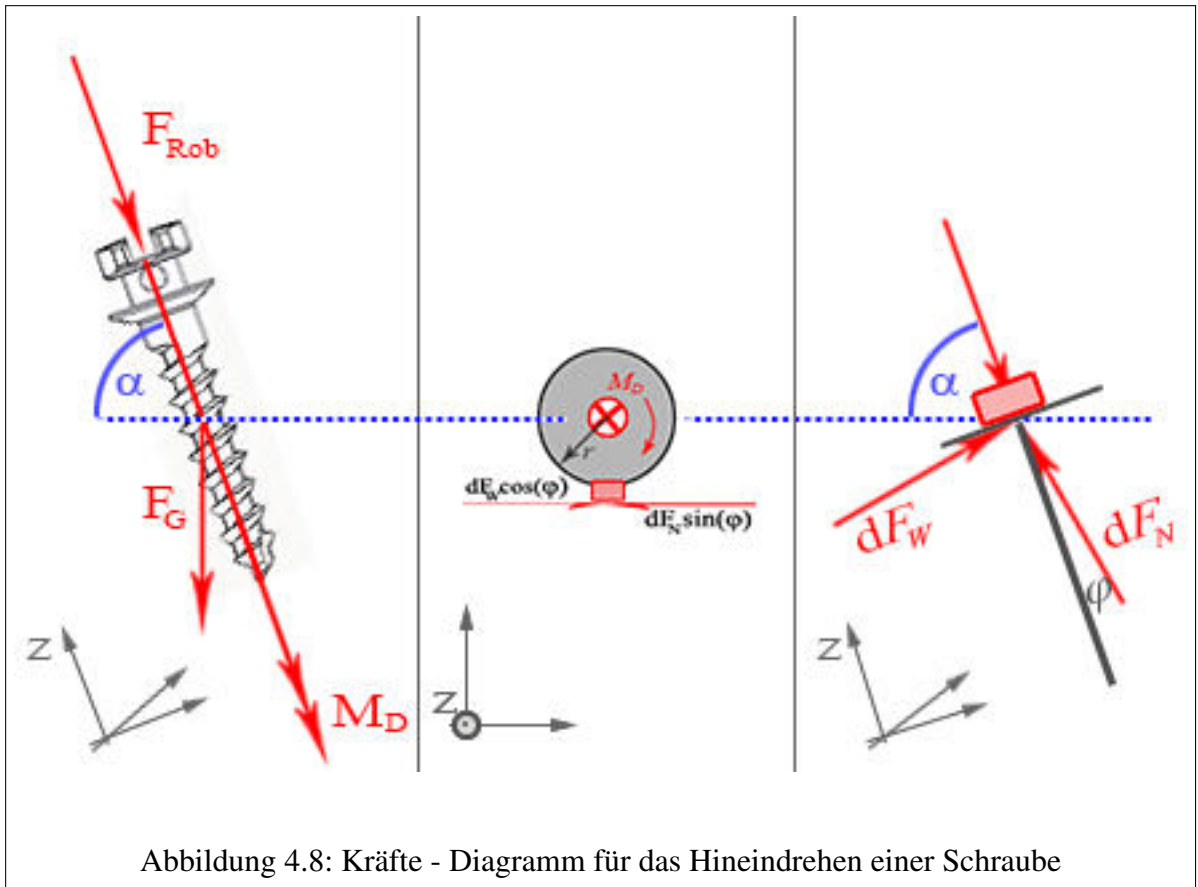


Abbildung 4.8: Kräfte - Diagramm für das Hineindreihen einer Schraube

Hineindreihen der Schraube Ein Implantat wird unter Wirkung eines Moments M_D nach rechts in den Knochen hineingedreht. Dabei wirken längs der Implantatflanken Reibungskräfte. Außerdem gilt es, äußere Kräfte, wie die Druckkraft des Roboters und die Gewichtskraft des Implantats, zu überwinden. Im vorliegenden Fall wird angenommen, dass das Implantat im Schraubvorsatz des Roboters spannungsfrei eingesetzt ist, so dass hier keine Druckkraft auftritt. An der Schraube betrachten wir ein kleines Element. Dieses unterliegt einem Normalkraftbeitrag dF_N sowie einem der Bewegung entgegengesetzten (also nach rechts weisenden) Reibkraftbeitrag dF_W . Um die Gleichgewichtsbedingung zu finden, müssen diese differentiellen Größen über die gesamte Gewindelänge summiert, bzw. integriert werden. Sinnvollerweise legt man die z-Koordinate in die Insertionsachse der Schraube. Mit dem angegebenen Koordinatensystem findet sich folgende Kraftbedingung:

$$\sum F_Z = 0: \quad -F_{Rob} - F_G \cos \alpha + \int \cos \varphi dF_N + \int \sin \varphi dF_w = 0$$

Für die Erstellung der Momentenbedingung blicken wir von oben auf die Schraube und notieren:

$$\sum M_Z = 0: \quad -M_D - r \int \sin \varphi dF_N + r \int \cos \varphi dF_w = 0$$

Mit dem Coulomb'schen Reibungsgesetz: $dF_w = \mu dF_N$

und mit $F_N = \int dF_N$ ergeben sich:

$$M_D = r \cdot (\mu \cos \varphi - \sin \varphi) \cdot F_N$$

und

$$F_{Rob} + F_G \cos \alpha = (\cos \varphi + \mu \sin \varphi) \cdot F_N$$

Aus diesen zwei Gleichungen ergibt sich dann durch Einsetzen:

$$M_D = r \cdot \frac{(-\sin \varphi + \mu \cos \varphi)}{(\cos \varphi + \mu \sin \varphi)} \cdot (F_{Rob} + F_G \cos \alpha)$$

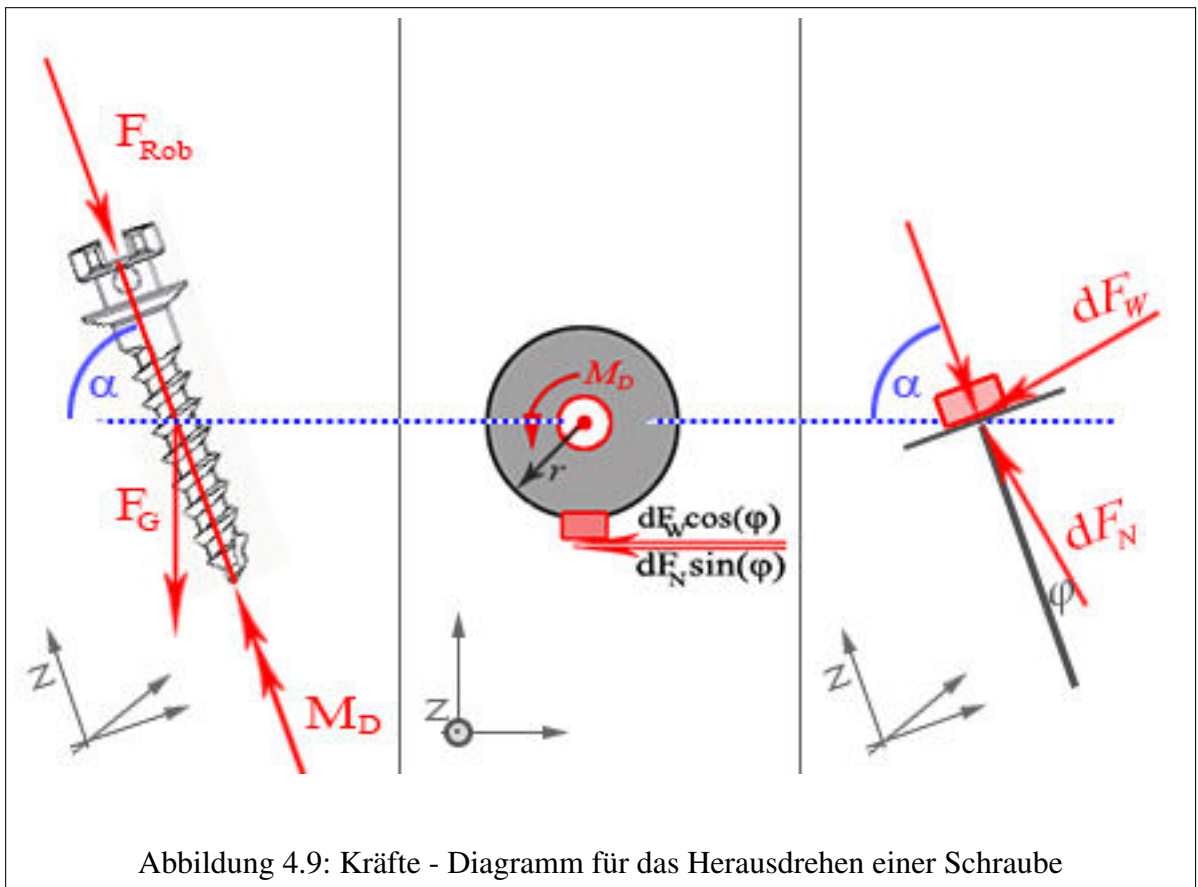


Abbildung 4.9: Kräfte - Diagramm für das Herausdrehen einer Schraube

Herausdrehen der Schraube Die Vorgehensweise für die Berechnung beim Herausdrehen ist analog der Berechnung beim Hineindrehen. Es müssen nur das Drehmoment M_D und der Reibungskraftbeitrag dF_W entgegengesetzt angenommen werden. Damit ergeben sich für die Gleichgewichtsbedingungen

$$\sum F_Z = 0: \quad -F_{Rob} - F_G \cos \alpha + \int \cos \varphi dF_N - \int \sin \varphi dF_W = 0$$

und für die Momente:

$$\sum M_Z = 0: \quad M_D - r \int \sin \varphi dF_N - r \int \cos \varphi dF_W = 0$$

Weiterhin gilt das Coulomb'sche Reibungsgesetz: $dF_W = \mu dF_N$

und mit $F_N = \int dF_N$ ergibt sich

$$M_D = r \cdot (\sin \varphi + \mu \cos \varphi) \cdot F_N$$

$$F_{Rob} + F_G \cos \alpha = (\mu \sin \varphi - \cos \varphi) \cdot F_N$$

Und schließlich

$$M_D = r \cdot \frac{(\sin \varphi + \mu \cos \varphi)}{(\mu \sin \varphi - \cos \varphi)} \cdot (F_{Rob} + F_G \cos \alpha)$$

4.3.3.2 Bestimmung des Reibungskoeffizienten

Es wird angenommen, dass das Verhältnis zwischen Eindrehmoment und Ausdrehmoment konstant ist:

$$-\frac{|\vec{M}_{Ein}|}{|\vec{M}_{Aus}|} := c$$

Aus den vorherigen zwei Unterabschnitten nimmt man die Gleichungen für Eindrehmoment und Ausdrehmoment. Unter Vernachlässigung der Gewichtskraft der Schraube ergeben sich wie folgt:

$$|\vec{M}_{Ein}| = r \cdot \frac{(-\sin \varphi + \mu \cos \varphi)}{(\cos \varphi + \mu \sin \varphi)} \cdot F_{Rob}$$

$$|\vec{M}_{Aus}| = r \cdot \frac{(\sin \varphi + \mu \cos \varphi)}{(\mu \sin \varphi - \cos \varphi)} \cdot F_{Rob}$$

Wenn man beide in Relation setzt, ergibt sich für den Quotienten::

$$-c = \frac{-\sin \varphi + \mu \cos \varphi}{\cos \varphi + \mu \sin \varphi} \cdot \frac{\mu \sin \varphi - \cos \varphi}{\sin \varphi + \mu \cos \varphi}$$

$$\Leftrightarrow -c = \frac{\sin \varphi \cos \varphi - \mu \cos^2 \varphi - \mu \sin^2 \varphi + \mu^2 \sin \varphi \cos \varphi}{\sin \varphi \cos \varphi + \mu \cos^2 \varphi + \mu \sin^2 \varphi + \mu^2 \sin \varphi \cos \varphi}$$

$$\Leftrightarrow -c = \frac{\tan \varphi - \mu - \mu \tan^2 \varphi + \mu^2 \tan \varphi}{\tan \varphi + \mu + \mu \tan^2 \varphi + \mu^2 \tan \varphi} \quad | \text{setze } k := \tan \varphi$$

$$\Leftrightarrow -c \cdot k - c \cdot \mu - c \cdot \mu \cdot k^2 - c \cdot \mu^2 \cdot k = k - \mu - \mu k^2 + \mu^2 k$$

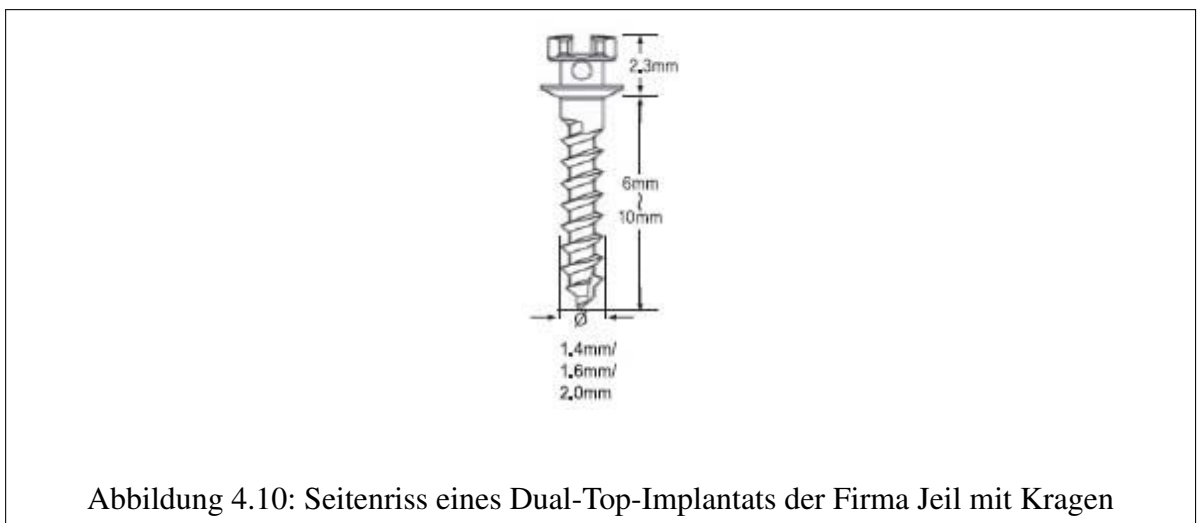
$$\Leftrightarrow 0 = \mu^2 \cdot (ck + k) - \mu \cdot (1 + k^2)(c - 1) + (ck + k)$$

Die Lösung dieser quadratischen Gleichung ist:

$$\mu_{1,2} = \frac{(1+k^2)(c-1)}{2(ck+k)} \pm \sqrt{\frac{(1+k^2)^2(c-1)^2 - 4(ck+k)^2}{4(ck+k)^2}}$$

Diese Lösung zeigt, dass der Reibungskoeffizient sich durch eine Formel ausdrücken lässt, die nur bekannte Parameter beinhaltet.

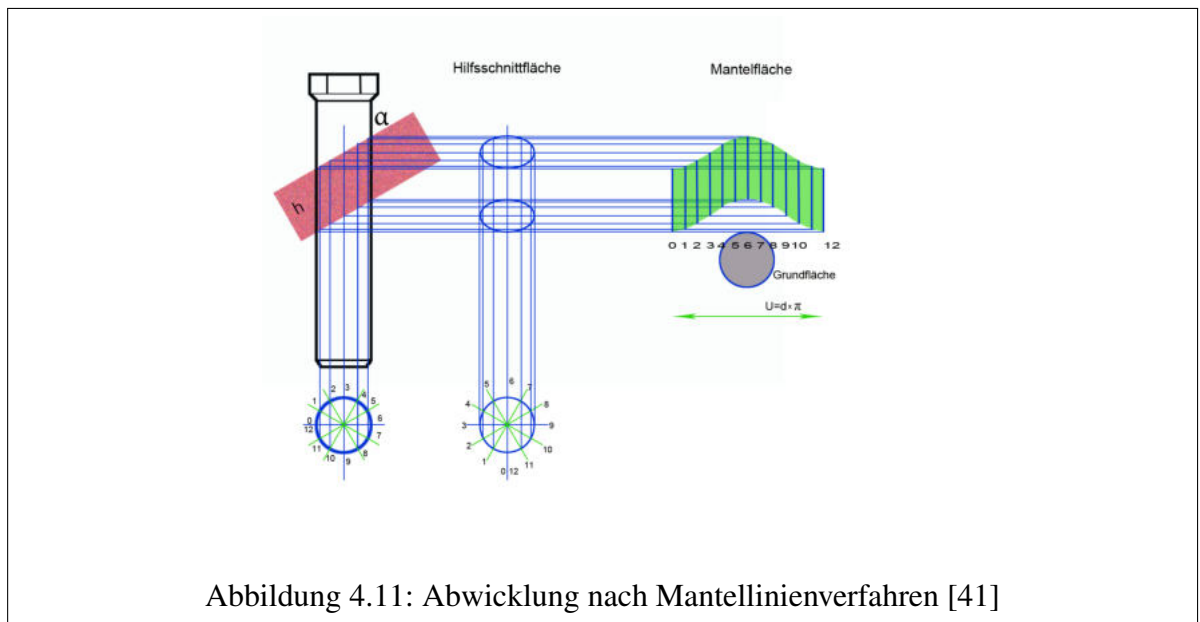
4.4 Geometrie von Mini-Implantaten



Die verwendeten Mini-Implantate der Marke Dual-Top von der Firma Jeil besitzen einen sechskantigen Kopf mit einem darunter liegenden Kragen und haben einen zylindrisch geformten Körper mit Gewinde und einer selbstschneidenden kegelförmig zulaufenden Spitze. Die geometrische Form dieses Implantats entspricht somit weitestgehend einer zylinderförmigen Schraube.

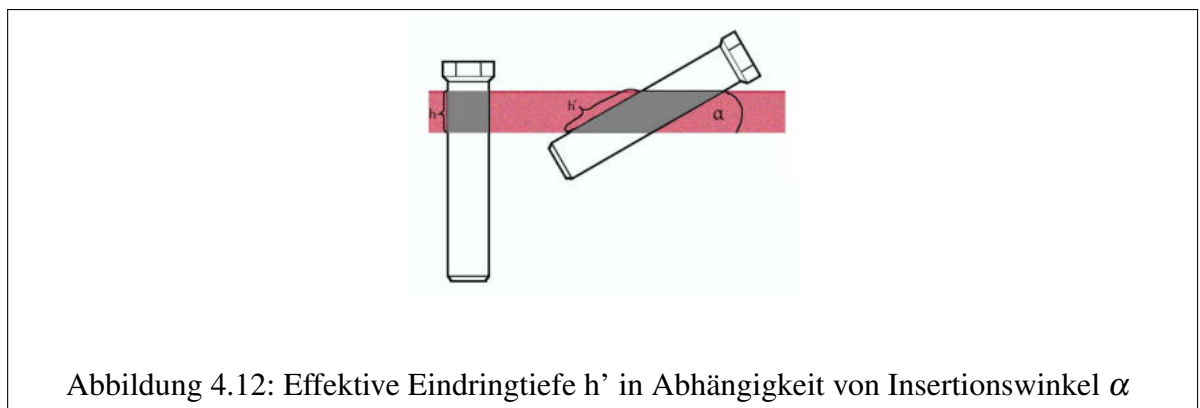
4.4.1 Berechnung der Kontaktfläche

Die Kontaktfläche zwischen Implantat und Kompakta kann folgendermaßen berechnet werden. Zunächst werde die Form der Schraube zu einem Zylinder vereinfacht.



Betrachtet man die Schnittfläche eines schräg eingesetzten Zylinders nach dem Mantellinienverfahren [41], so ist die kreisförmige Grundfläche des Schnittes vom Kippwinkel unabhängig.

Die Formel für die Kontaktfläche eines senkrecht eingesetzten Zylinders mit dem Durchmesser $2r$ mit der Kompakta der Dicke h ist: $A_{Kontakt} = h \cdot \pi \cdot 2r$



Setzt man jedoch das Implantat in einem anderen Insertionswinkel als 90° ein, dann ergibt sich eine größere Kontaktfläche, $A_{Kontakt,\alpha}$. Diese Fläche berechnet sich aus dem Produkt der effektiven Eindringtiefe h' und dem Umfang des Implantats.

Die effektive Eindringtiefe h' ändert sich mit einem Anstellwinkel α zu: $h' = \frac{h}{\sin\alpha}$
Eingesetzt ergibt dies:

$$A_{Kontakt,\alpha} = h' \cdot U_{Zylinder} = \frac{h}{\sin\alpha} \cdot 2\pi r$$

Insertionswinkel	Kontaktfläche (h)
90°	$h \cdot 2\pi r$
80°	$h \cdot 2\pi r \cdot 1,0154$
70°	$h \cdot 2\pi r \cdot 1,0641$
60°	$h \cdot 2\pi r \cdot 1,1547$
50°	$h \cdot 2\pi r \cdot 1,3054$
40°	$h \cdot 2\pi r \cdot 1,5557$
30°	$h \cdot 2\pi r \cdot 2$

In nebenstehender Tabelle ist die Kontaktfläche für die in dieser Arbeit verwendeten Winkel berechnet.

Tabelle 4.2: Kontaktfläche in Abhängigkeit vom Insertionswinkel α

4.5 Testverfahren zur Primärstabilitätsbestimmung

Zur Überprüfung sowohl der primären als auch der sekundären Stabilität von Implantaten stehen qualitative und quantitative Untersuchungsverfahren zur Verfügung.

Zu den qualitativen Verfahren zählen:

- der Perkussionstest
- die Röntgenevaluation

Zu den quantitativen Verfahren zählen:

- der Abzugs- bzw. Einpresstest
- die Referenzfrequenzanalyse (RFA) nach Osstell
- die Ein- und Ausdrehmomentmessung

Für diese Studie kamen ausschließlich quantitative Testverfahren in Frage, da die Ergebnisse statistisch ausgewertet werden.

In den folgenden Abschnitten werden die drei oben genannten quantitativen Testverfahren zur Primärstabilitätsbestimmung näher beschrieben.

4.5.1 Der Abzugs- bzw. Einpresstest

Ein Knochenstück mit einem insertierten Implantat wird unter Beachtung der genauen axialen Implantat-Ausrichtung auf einem Trägertisch eingespannt. Mit Hilfe einer Stanzvorrichtung wird eine rein vertikale Druckkraft auf das Implantat aufgebracht. Stimmen die Krafrichtung und die Implantatinsertionsrichtung nicht genau überein, kommt es zu großen Abweichungen. Bei dem Einpresstest wird die minimal aufzubringende Kraft, um das Implantat vertikal in den Knochen zu bewegen, gemessen. Demgegenüber wird bei dem Abzugstest die notwendige Kraft gemessen, um das Implantat aus dem Knochenblock herauszuziehen. Sie dient als Maß für die Stabilität des Implantats [45].

4.5.2 Die Referenzfrequenzanalyse (RFA) nach Osstell

Bei dieser Methode wird das Implantat in einem Frequenzbereich von 5-15 kHz mit einer bekannten Eingangsfrequenz in Schwingung versetzt. Die Dämpfung zwischen der angelegten Schwingung und der am Implantatkopf über eine Messapparatur aufgezeichneten Schwingung des Implantats ist ein Maß für die Stabilität des Implantats im Knochen. Voraussetzung für eine korrekte Messung ist eine Mindestgröße des Implantats [114, 30, 74, 72].

4.5.3 Die Ein- und Ausdrehmomentmessung

Die Messung des Ein- und Ausdrehmoments beruht auf dem Coulomb'schen Reibungsgesetz und ist in dem Abschnitt 4.3.2 bereits ausführlich beschrieben worden. Zudem ist diese Messmethode ausgiebig getestet worden [30, 114, 112, 50] und wird daher in unserer Arbeit verwendet.

4.6 Biostatistik

Für die Berechnung der Signifikanz wurde der sogenannte Mann-Whitney U-Test verwendet. Die Anwendung dieses Tests wird als bekannt vorausgesetzt.

5 Kapitel 5

5 Fragestellung

In dieser Arbeit soll vorrangig die Frage beantwortet werden, ob und wie der Insertionswinkel eines Mini-Implantats dessen Primärstabilität beeinflusst. In diesem Kontext soll auch abgeklärt werden, ob ein Zusammenhang zur Größe der Kontaktfläche von Implantat und Knochen besteht.

Bestätigt sich die Vermutung, dass das schräge Einbringen des Implantats und die dadurch vergrößerte Kontaktfläche mit der Knochenkompakta zur Erhöhung der Primärstabilität führt?

Desweiteren wird der Einfluss der Implantatgröße (Länge und Durchmesser) auf die Primärstabilität untersucht.

Ferner stellen sich die folgenden Fragen:

- Wie verändert die Vorbohrtiefe die Primärstabilität?
- Findet sich für jede vorgegebene Mini-Implantatgröße ein optimaler Insertionswinkel?
- Vergrößert die optimale Kombination von Implantatgröße und Insertionswinkel die Anzahl der möglichen Insertionsstellen im Mundraum?

Die Antworten sind deshalb von Bedeutung, weil die Stabilität des Implantats für den Erfolg der kieferorthopädischen Behandlung ausschlaggebend ist. Möglicherweise ergeben sich Vorgaben für den Operateur hinsichtlich der optimalen Region zur Platzierung eines Implantats. Der Operateur soll vor allem in Regionen mit dünner Kompakta Entscheidungskriterien für die optimale Auswahl der Implantatgröße und den passenden Insertionswinkel erhalten.

6 Kapitel 6

6 Material und Methodik

6.1 Material

Im folgenden Abschnitt werden die verwendeten Materialien vorgestellt.

6.1.1 Knochenmaterial

Für diese Arbeit wurde der Beckenknochen (Ilium) des Landschweins gewählt, da der Aufbau dieser Region des Schweineknochens vergleichbar mit dem menschlichen Ober- und Unterkiefer ist.

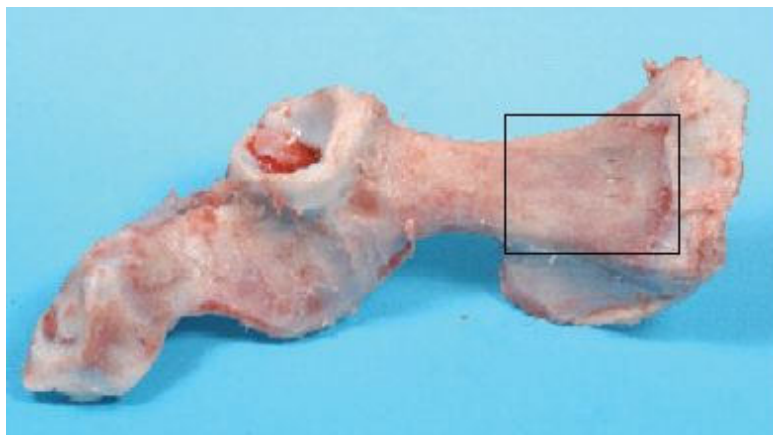


Abbildung 6.1: Beckenknochen eines Landschweins (18 Monate) (Mit freundlicher Genehmigung Herrn Prof. Dr. Wilmes) [114]

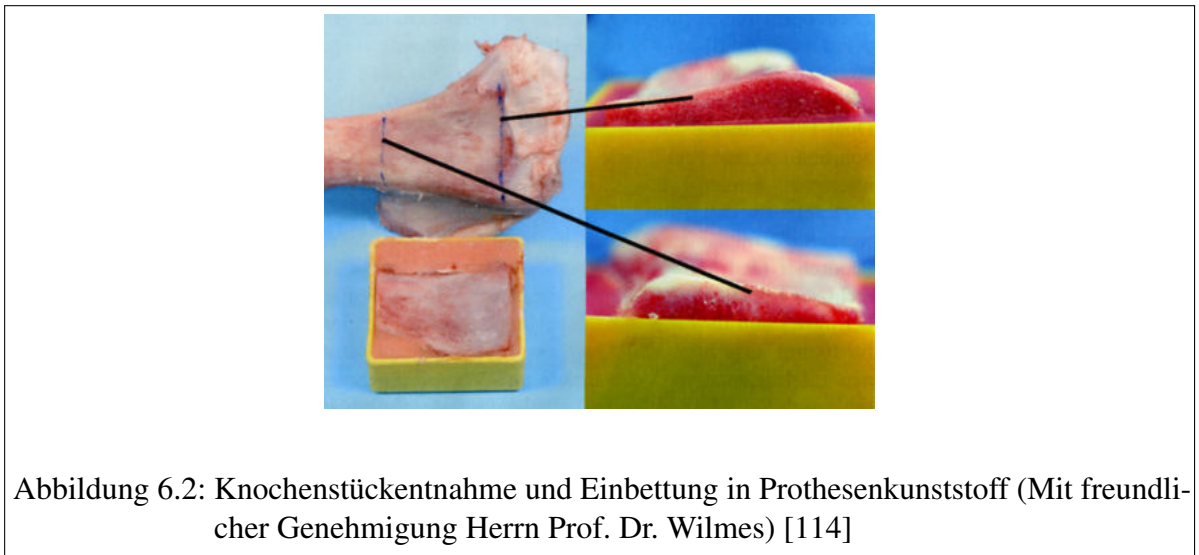


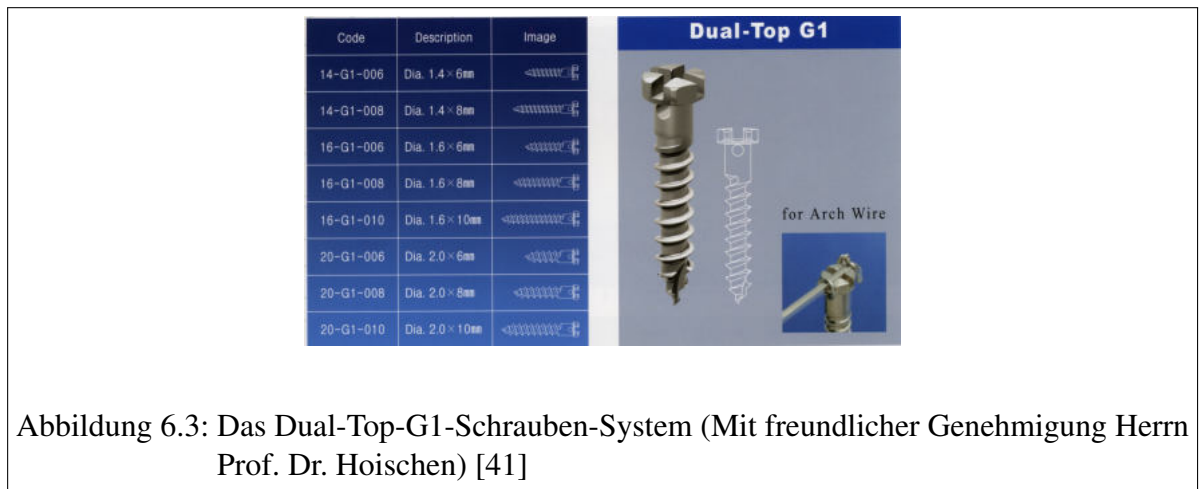
Abbildung 6.2: Knochenstückentnahme und Einbettung in Prothesenkunststoff (Mit freundlicher Genehmigung Herrn Prof. Dr. Wilmes) [114]

Ein Vorteil dieser Materialwahl ist die einfache und kostengünstige Beschaffung und die hohe Verfügbarkeit des Knochenmaterials.

Alle Tiere, die der Schlachtung zugeführt wurden, haben annähernd dasselbe Mastalter und dasselbe Schlachtgewicht. Sie stammen aus kontrollierten, standardisierten Zuchtbetrieben, und ihre Fleisch- und Knochenqualität ist vergleichbar. Die Kompaktadicke des Schweinebeckenknochens liegt zwischen 0,5 bis 3,0 mm. Dieses entspricht den Kompaktadicken des menschlichen Ober- und Unterkiefers. Bei jeder Knochenprobe liegt ein Kompaktadickengradient vor. Im Bereich des Kreuzdarmbeingelenks (*Articulatio sacroiliaca*) finden sich Kompaktadicken zwischen 0,5-1,0 mm, in Richtung des Hüftgelenks (*Articulatio coxae*) verdickt sich die Kompakta bis auf 2,0-3,0 mm [114, 38].

6.1.2 Implantat-System

Das an der kieferorthopädischen Abteilung der Westdeutschen Kieferklinik häufig für Studien [10, 11, 5, 6, 92] verwendete Implantat-System „Dual-Top“ der Firma Jeil [114, 113, 112] wurde ebenfalls für diese Arbeit ausgewählt. Zum einen ist es einfach zu handhaben, zum anderen erlaubt das Verwenden desselben Implantat-Systems den Vergleich mit den Ergebnissen anderer Untersuchungsreihen. Außerdem wurde dieses Implantat-System auch außerhalb der Westdeutschen Kieferklinik bei Studien erfolgreich eingesetzt [33].



Als Referenzschraube wurde das Dual-Top-Implantat des Durchmessers und der Länge 1,6 x 8 mm gewählt. Daten zur Korrelation zwischen dem maximalen Ein- und Ausdrehmoment und der Kompaktadicke speziell für diesen Implantattyp liegen dieser Arbeit bereits zu Grunde [24]. Zur Untersuchung der unterschiedlichen Insertionswinkel wurden Dual-Top-Implantate sowohl der Größe 2,0 x 10 mm als auch Dual-Top-Implantate der Größe 1,6 x 8 mm genutzt.

6.1.3 Wahl des Testverfahrens

Von den bereits in Kapitel 4.5 eingeführten quantitativen Methoden [74, 72, 30, 38, 24, 93, 88, 58, 50, 45]:

- Abzugs- bzw. Einpresstest
- Referenzfrequenzanalyse (RFA) nach Osstell
- Ein- und Ausdrehmomentmessung

kommen für die Fragestellung dieser Arbeit weder das Abzugstestverfahren noch die Referenzfrequenzanalyse in Betracht. Im ersten Fall kann aufgrund des Versuchsaufbaus eine exakte axiale Kraftausrichtung nicht gewährleistet werden, im zweiten Fall ist die Implantatgröße für aussagekräftige Ergebnisse - zumindest zum Zeitpunkt der Studie - nicht ausreichend [114]. Daher wurde die Messung des Ein- und Ausdrehmomentes als das am besten geeignete Testverfahren gewählt. Es wurde hinreichend gezeigt, dass mit diesem Verfahren reproduzierbare Messergebnisse erzielt werden können [30, 114, 112].

6.2 Versuchsanordnung und Durchführung

In dem folgenden Abschnitt werden die Versuchsanordnung und Versuchsdurchführung beschrieben. Es sind folgende Schritte auszuführen:

- Herstellung der Knochenproben
- Vorbereitung und Einteilung der Proben
- Vorbereitung des Insertionsbettes und Insertion der Mini-Implantate
- Aufbau der Messapparatur
- Überführen der Proben in den Messroboter
- Einspannen der Implantate und Drehmomentsmessung

6.2.1 Herstellung der Knochenproben

Aus 28 Beckenknochen frisch geschlachteter ca. 18 Monate alter Landschweine (Kemming GmbH, Duisburg) wurde ein vorgegebener Bereich zu 28 rechteckigen Knochenstücken der Größe $4,5 \times 4 \text{ cm}^2$ bis $5,5 \times 5 \text{ cm}^2$ zerlegt. Bei der Herstellung der Knochenstücke wurde auf die Ausrichtung der Knochenquader parallel zum Verlauf der Knochenlamellen geachtet. Hierdurch wurde ein gleichmäßiger und parallel verlaufender Kompaktadickengradient erzielt. Die Knochenstücke wurden gründlich aber vorsichtig von anhaftendem Weichgewebe befreit. Dann wurden sie in 28 Kästchen gefüllt und in handelsüblichem Prothesenmaterial (ProBaseR, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) eingebettet. Das Prothesenmaterial wurde durch Polymerisation ausgehärtet. Bei diesem Prozess entsteht Wärme. Um ein Überhitzen des Knochenmaterials während des Polymerisationsprozesses zu vermeiden, wurde dieser Schritt in einem kühlenden Wasserbad durchgeführt. Zur Aufbewahrung wurden die Proben daraufhin bei -18°C eingefroren.

6.2.2 Vorbereitung der Proben

Vor den Versuchen tauten die Knochenproben 24 Stunden auf, bis sie die Raumtemperatur des Laboratoriums von ca. $+20^\circ \text{C}$ angenommen hatten.

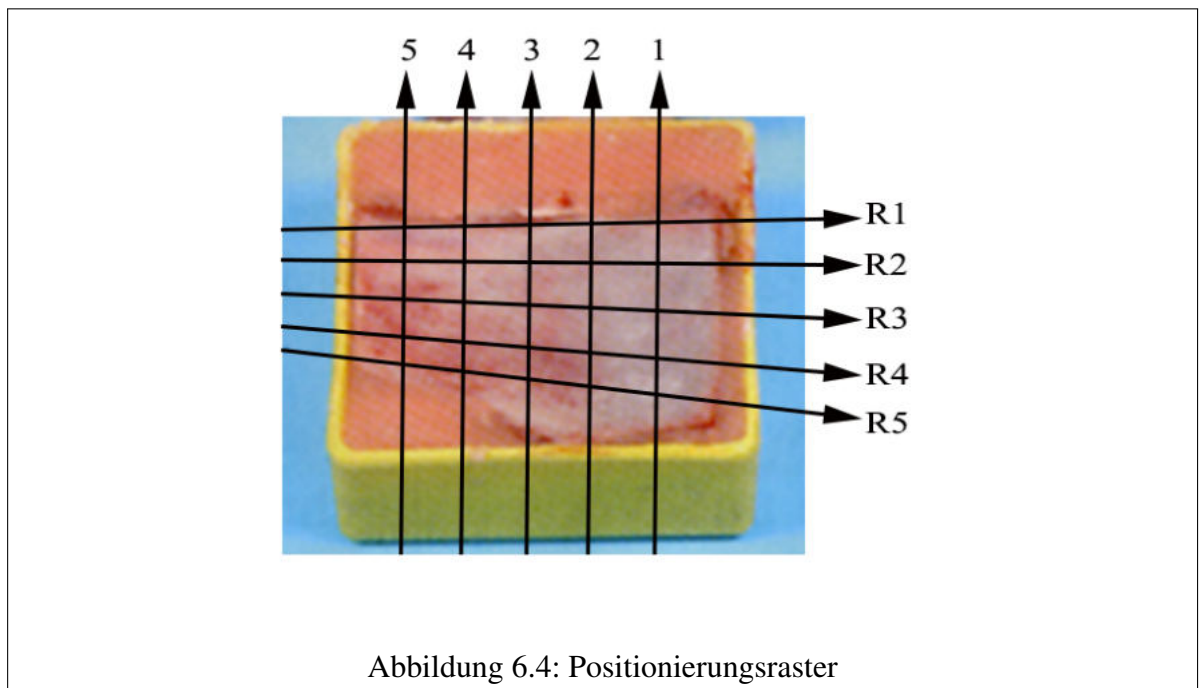
6.2.3 Einteilung der Proben

Die 28 Kästchen mit den Knochenproben wurden durchnummeriert von K1 bis K28. Für jeden Winkel wurden 4 Kästchen genutzt. Pro Kästchen wurden 20 winkelabhängige Messungen durchgeführt, also insgesamt 80 Messungen pro Winkel (vgl. Tabelle 6.4). Für alle untersuchten Winkel wurden somit 560 winkelabhängige Messungen erstellt. Insgesamt wurden zusammen mit den Referenzmessungen also 700 Messungen vorgenommen.

Insertionswinkel	90°	80°	70°	60°	50°	40°	30°
Kästchen Index	1-4	5-8	9-12	13-16	17-20	21-24	25-28

Tabelle 6.1: Verteilung der Insertionswinkel über Kästchen

Jede Probe wurde horizontal in 5 Reihen unterteilt, und von oben nach unten mit den Indizes R1, R2, R3, R4 und R5 beschriftet. Senkrecht dazu wurde die Probe in 5 Spalten unterteilt, die von rechts nach links mit den laufenden Nummern 1,2,3,4,5 bezeichnet wurden, so dass die Kompaktadicke von links nach rechts abnahm. Die Implantate der Reihen R1, R2, R4, R5 wurden in dem jeweils zu untersuchenden Winkel (90°, 80°, 70°, 60°, 50°, 40° und 30°) eingedreht.



Kompakta			dick	>>>	mittel	>>>	dünn	
Implantatgröße	Winkel	Vorbohrtiefe	5	4	3	2	1	
2,0 x 10 mm	30° - 90°	3 mm	*	*	*	*	*	R1
1,6 x 8 mm	30° - 90°	3 mm	*	*	*	*	*	R2
Referenz (1,6 x 8 mm)	90°		*	*	*	*	*	R3
1,6 x 8 mm	30° - 90°	5 mm	*	*	*	*	*	R4
2,0 x 10 mm	30° - 90°	5 mm	*	*	*	*	*	R5

Tabelle 6.2: Tabellarische Darstellung des Positionierungsrasters

Das heißt: Spalte 1 befand sich im Bereich der dünnen Kompakta (Regio Articulationis sacroiliacae), Spalte 5 im Bereich der dicken Kompakta (Regio Articulationis coxae). Entlang der R3-Reihe wurden ausschließlich die Referenzschrauben (Dual Top Mini-Implantat der Größe 1,6 x 8 mm) im Winkel von 90° mit der Messapparatur eingeschraubt. Diese wurden als Referenzmessung zur Bestimmung der lokalen Kompaktadicke verwendet. In den Reihen R2 und R4 wurden Implantate der Größe 1,6 x 8 mm, in den Reihen R1 und R5 der Größe 2,0 x 10 mm insertiert. Zwischen je zwei Implantaten war ein Abstand von mindestens 6 mm. Alle Implantate wurden im Schnittpunkt der Reihen und Spalten immer in gleicher Höhe mit den Referenzschrauben gesetzt. Bei den Reihen R1 und R2 wurde 3 mm, bei den Reihen R4 und R5 wurde 5 mm vorgebohrt. Die Tabelle 6.2 stellt dies übersichtlich dar.

6.2.4 Winkelkeile zum Einspannen der Proben



Abbildung 6.5: Winkelkeile

Die erforderliche Neigung des Kästchens (für das Vorbohren, die manuelle Insertion und die Messung) wurde durch im zu untersuchenden Winkel angefertigte Holzkeile realisiert. Die Keile wurden unter die Kästchen gesetzt und in einer Klemmvorrichtung eingespannt.

6.2.5 Vorbereitung des Insertionsbettes



Im Dual-Top-System stehen normierte Vorbohrer zur Verfügung. Mit einem Vorbohrer des Durchmessers von 1,0 mm (für die Implantate der Größe 1,6 x 8 mm und von 1,3 mm für die Implantate der Größe 2 x 10 mm) wurde das Insertionsbett in der zu untersuchenden Neigung vorbereitet.

Die Vorbohrtiefe wurde entsprechend der Tabelle 6.2 umgesetzt. Der Bohrvorgang erfolgte mit einer in einem Bohrständler eingespannten Bohrmaschine (Opti B 14 T, Rexon Europe GmbH, Hilden, Deutschland), bei einer Drehzahl von 915 U/min, ohne Wasser- oder Luftkühlung. Die Eindringtiefe wurde anhand einer Millimeterskala voreingestellt.

Zur Sicherung gegen Verrutschen wurden alle Proben mit den Holzkeilen in eine Klemmvorrichtung manuell eingeschraubt.

6.2.6 Inserieren der Mini-Implantate

Die Insertion der Mini-Implantate erfolgte dann manuell mit einem Schraubendreher bis zu einem Abstand von 3 mm zwischen Implantatkragen und Knochenoberfläche mit Hilfe eines genormten Abstandshalters.



Abbildung 6.7: Implantat mit Kragen und Abstandshalter (Mit freundlicher Genehmigung Herrn Prof. Dr. Wilmes) [114]

Dieser Abstand von 3 mm ist wichtig, damit später der Roboter das Implantat zur Messung des Eindrehmoments noch sicher eindrehen kann, ohne dass der Kragen des Implantats mit der Knochenoberfläche in Berührung kommt. Eine solche Berührung erzeugt zusätzliche Reibung, wodurch sich das Messergebnis ungewollt erhöht. Je kleiner der Winkel der Insertion wurde, um so schwieriger wurde es, die Distanz zwischen Kragen und Knochen sicher einzuhalten.

6.2.7 Winkelabhängigkeit der Kontaktfläche

Bei Insertion eines Implantats in einem anderen Winkel als 90° wird die Kontaktfläche durch die effektive Eindringtiefe (h') und den Umfang des Implantats (U) bestimmt. Sie lässt sich in Abhängigkeit von dem Insertionswinkel α berechnen, wenn die Dicke der Kompakta (h) bekannt ist:

$$A_{\text{Kontakt},\alpha} = h' \cdot U_{\text{Zylinder}} = \frac{h}{\sin\alpha} \cdot \pi \cdot d \quad [\text{siehe auch Tabelle 4.2}]$$

Der Einfluss des Abstandshalters ist bei allen Winkeln gleich. In der folgenden Tabelle wird obige Formel für die Kontaktfläche in Abhängigkeit der Winkel und für die beiden verwendeten Implantate mit der Dicke der Kompakta als Variable h gelistet.

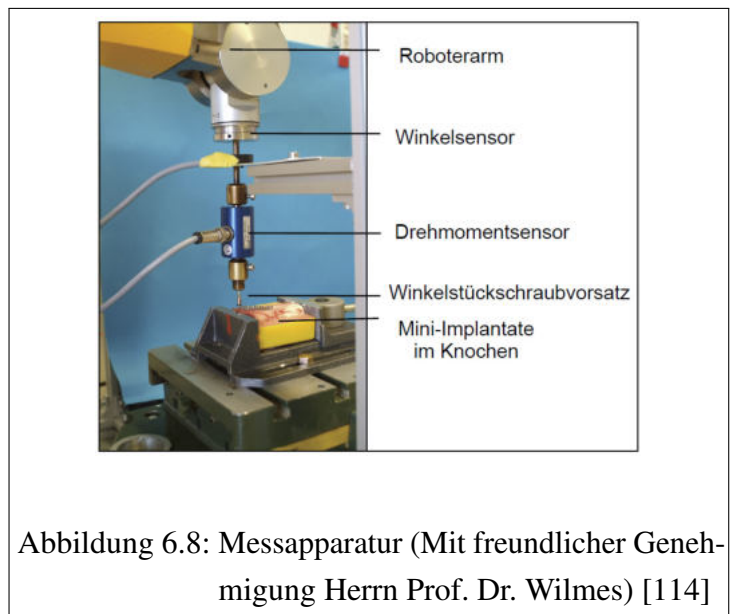
Insertions-Winkel	$A_{Kontakt}(d = 1,6 \text{ mm})$	$A_{Kontakt} [\%]$	$A_{Kontakt}(d = 2,0 \text{ mm})$	$A_{Kontakt} [\%]$
90°	$h \cdot 5,03$	100,0	$h \cdot 6,28$	100,0
80°	$h \cdot 5,10$	101,4	$h \cdot 6,37$	101,4
70°	$h \cdot 5,35$	106,4	$h \cdot 6,69$	106,5
60°	$h \cdot 5,80$	115,3	$h \cdot 7,26$	115,6
50°	$h \cdot 6,56$	130,4	$h \cdot 8,20$	130,6
40°	$h \cdot 7,82$	155,5	$h \cdot 9,77$	155,6
30°	$h \cdot 10,05$	199,8	$h \cdot 12,57$	200,0

Tabelle 6.3: Kontaktfläche in Abhängigkeit von Insertionswinkel, Implantatdurchmesser d , und Kompaktadicke h

Setzt man nun den Wert der Kontaktfläche für einen Insertionswinkel mit dem Wert der Fläche für den Winkel 90° in Relation, kann die Variable h aus der Gleichung gekürzt werden. Gesetzt den Fall, dass die Primärstabilität in einem linearen Verhältnis zu der Kontaktfläche steht, dann muss sie z.B. für einen Insertionswinkel von 70° um 6,4% höher sein als bei 90°.

6.2.8 Aufbau der Messapparatur zur Ein- und Ausdrehmomentbestimmung

Als Messapparatur diente ein Robotic Measurement System (RMS). Es besteht aus einem Präzisionsroboter RX60 (Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Deutschland), der mit einem als Winkelsensor dienenden Präzisionspotentiometer (WAL 300, Contelec, Biel/Bienne, Schweiz) und einem Drehmomentensensor (8625-5001, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH, Gernsbach, Deutschland) ausgestattet ist [17]. Das Robotic Measurement System (RMS) misst die aufgewendeten Drehmomente bei dem



Ein- und Ausdrehen der Mini-Implantate mit konstanter Winkelgeschwindigkeit. Diese Apparatur wurde bereits in vorherigen Messreihen [116, 112, 114] eingesetzt. Als Verbindungsstück zwischen Implantatkopf und Messapparatur fungierte ein Winkelstückschraubvorsatz.

6.2.9 Überführung in die Messapparatur

Jede Probe wurde gleich ausgerichtet (alle Reihen senkrecht und alle Spalten horizontal, mit abnehmender Kompaktadicke von hinten nach vorne).

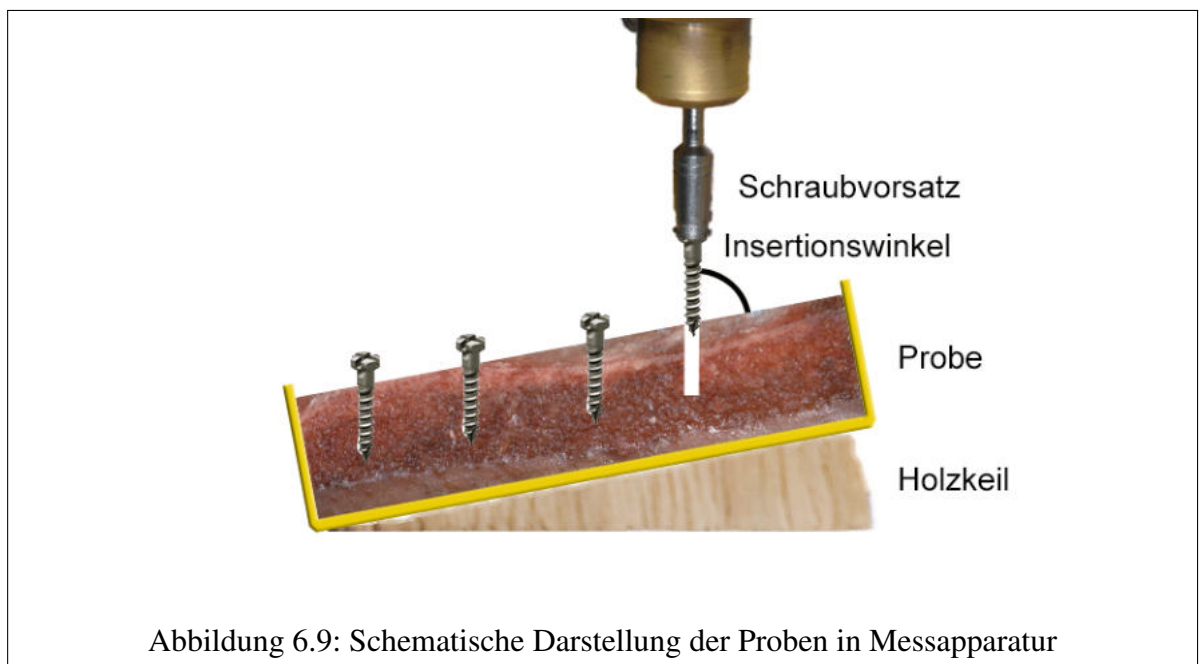


Abbildung 6.9: Schematische Darstellung der Proben in Messapparatur

Die Proben und die Holzkeile wurden zusammen in dem Roboter eingespannt und waren dadurch gegen Verrutschen gesichert.

6.2.10 Einsetzen des Implantats

Jedes Implantat wurde manuell in den Schraubvorsatz eingesetzt, um eine kraftschlüssige Kopplung zwischen Implantat und Messapparatur zu erzielen. Dieses Vorgehens diente ebenfalls der weitestgehenden Vermeidung von Verkantungen während des Eindrehvorganges.

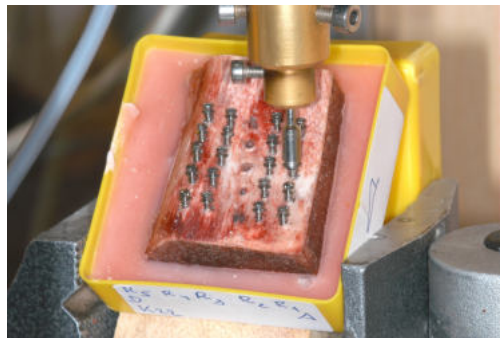


Abbildung 6.10: Ausrichtung der Probe bei der Messung

6.2.11 Drehmomentmessung

Das Robotic Measurement System (RMS) drehte die Mini-Implantatschrauben um eine Vierteldrehung (90°) ein und wieder aus. Daraus errechnet sich, unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Steigungswinkel des Schraubengewindes, eine Änderung der Eindringtiefe des Implantats der Größe $1,6 \times 8$ mm von 1,0 mm und des Implantats der Größe $2,0 \times 10$ mm von 1,2 mm. Das Drehmoment wurde gemessen und aufgezeichnet. Unter Zuhilfenahme der Mehrkanal-Messelektronik Spider 8 (Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland) konnten die Analogsignale des Sensors digitalisiert und auf einem PC abgespeichert werden.

6.3 Statistik

6.3.1 Studienstichprobe

In dieser Studie kann die Anzahl der Probengesamtheit als unbegrenzt groß angesehen werden. Das Ziehen der Proben findet vollkommen zufällig statt. Alle Bedingungen für eine Normalverteilung von Stichproben (vgl. Kapitel 4.6) sind somit hier erfüllt. Eine überschaubare Anzahl von Stichproben kann deshalb statistisch ausgewertet und dennoch für die Grundgesamtheit als gültig angenommen werden. Messreihen früherer Untersuchungen, die unter gleichen Laborbedingungen und mit denselben Messapparaturen zum Thema der Primärstabilität von Mini-Implantaten in der Poliklinik für Kieferorthopädie durchgeführt wurden, zeigen ebenfalls

eine Normalverteilung der Daten. Daher darf vorausgesetzt werden, dass auch die Daten der Versuchsreihe dieser Arbeit normalverteilt sind.

	Vorbohrtiefe	90°	80°	70°	60°	50°	40°	30°
1,6 x 8 mm	3 mm	160	20	20	20	20	20	20
	5 mm	20	20	20	20	20	20	20
2,0 x 10 mm	3 mm	20	20	20	20	20	20	20
	5 mm	20	20	20	20	20	20	20

Tabelle 6.4: Probenanzahl per Insertionswinkel

In dieser Studienreihe wurden mit den 28 Knochenstücken 560 Messinsertionen und 240 Insertionen zur Referenzmessung der Kompaktadicke durchgeführt. Davon waren 220 (=28 x 5 + 80) Implantate im Winkel von 90° insertiert. Insgesamt 480 (6 x 80) Implantate wurden mit den 6 Winkeln von 80°, 70°, 60°, 50°, 40° und 30° untersucht. Je Winkel wurden 40 Implantate der Größe 1,6 x 8 mm und 40 Implantate der Größe 2,0 x 10 mm verwendet. 20 dieser Implantate erhielten eine Vorbohrung von 3 mm Tiefe und die anderen 20 Implantate erhielten eine Vorbohrung von 5 mm Tiefe.

6.4 Datenerhebung und Auswertung

Die gemessenen Ein- und Ausdrehmomente wurden graphisch als Funktion des Drehwinkels aufgezeichnet. Diese Graphen wurden nach bestimmten Kriterien auf Plausibilität geprüft. Im Folgenden wird erläutert, welche Graphen als plausibel akzeptiert wurden und welche nicht.

6.4.1 Typischer Verlauf

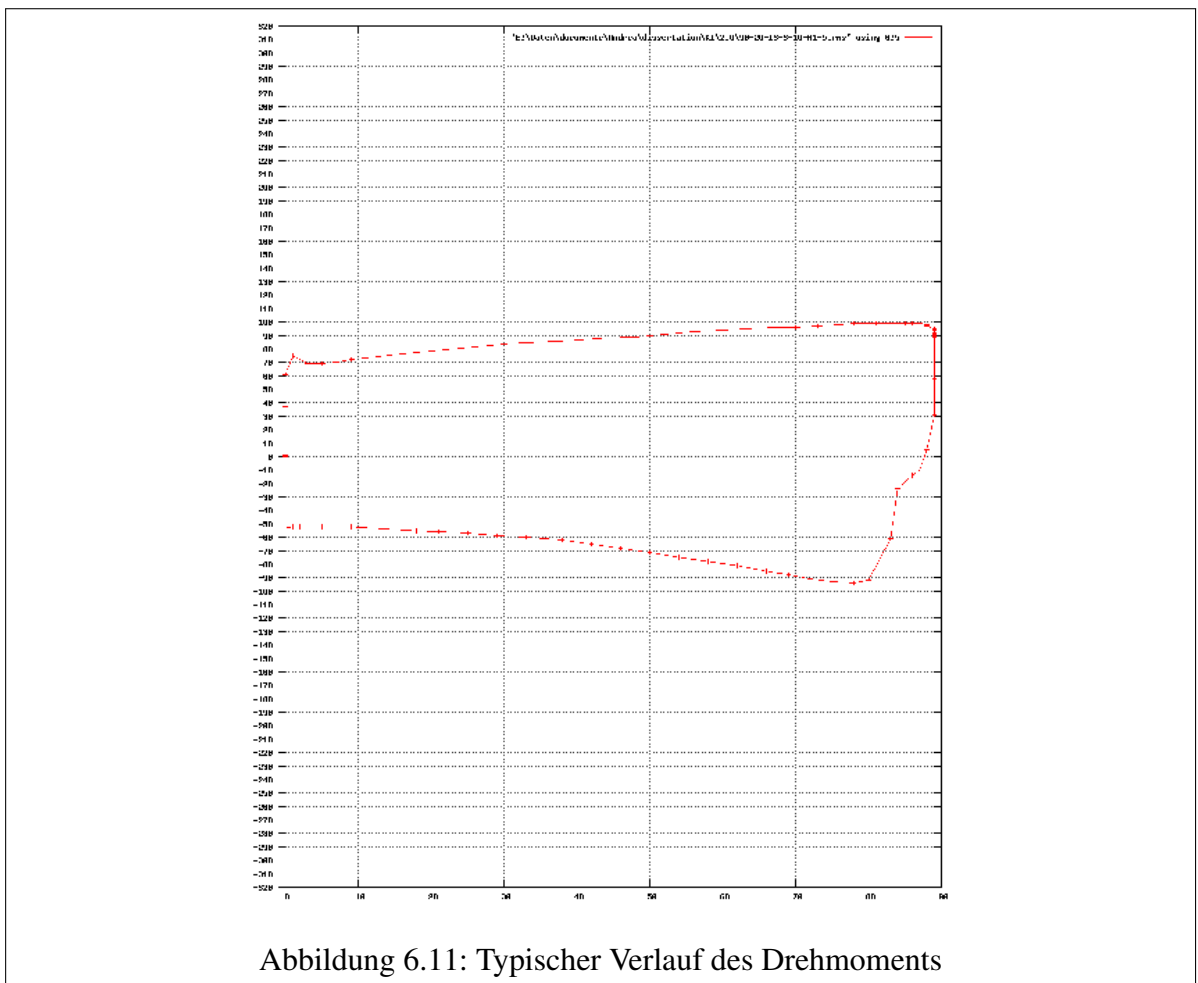
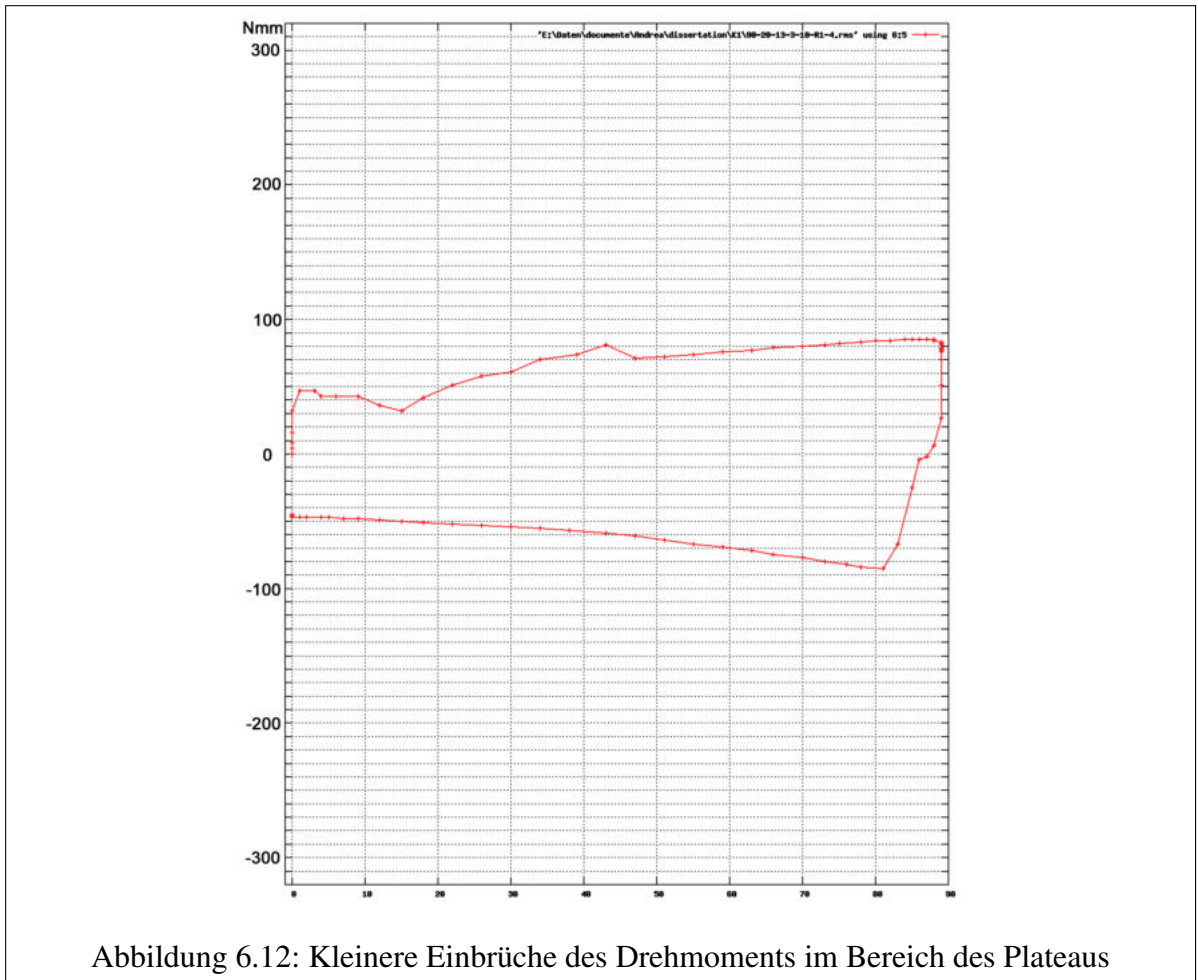


Abbildung 6.11: Typischer Verlauf des Drehmoments

Ein typischer Verlauf der Kurve zeigt nach einer kurzen Einschwingphase einen kontinuierlichen Anstieg bis zu ihrem Maximum zwischen 80° und 90° , bevor der Roboter seine Drehrichtung umkehrt und das Implantat wieder herausdreht. Beim Herausdrehen befindet sich das Maximum des Betrags bei ca. 80° . Danach zeigt sich ein kontinuierlicher Abfall.

6.4.2 Tolerierte Verläufe



Graphen mit kleineren Einbrüchen im Plateaubereich sind in die weitere statistische Auswertung aufgenommen worden. Solche Verzerrungen können durch lokale Inhomogenitäten des Knochens auftreten.

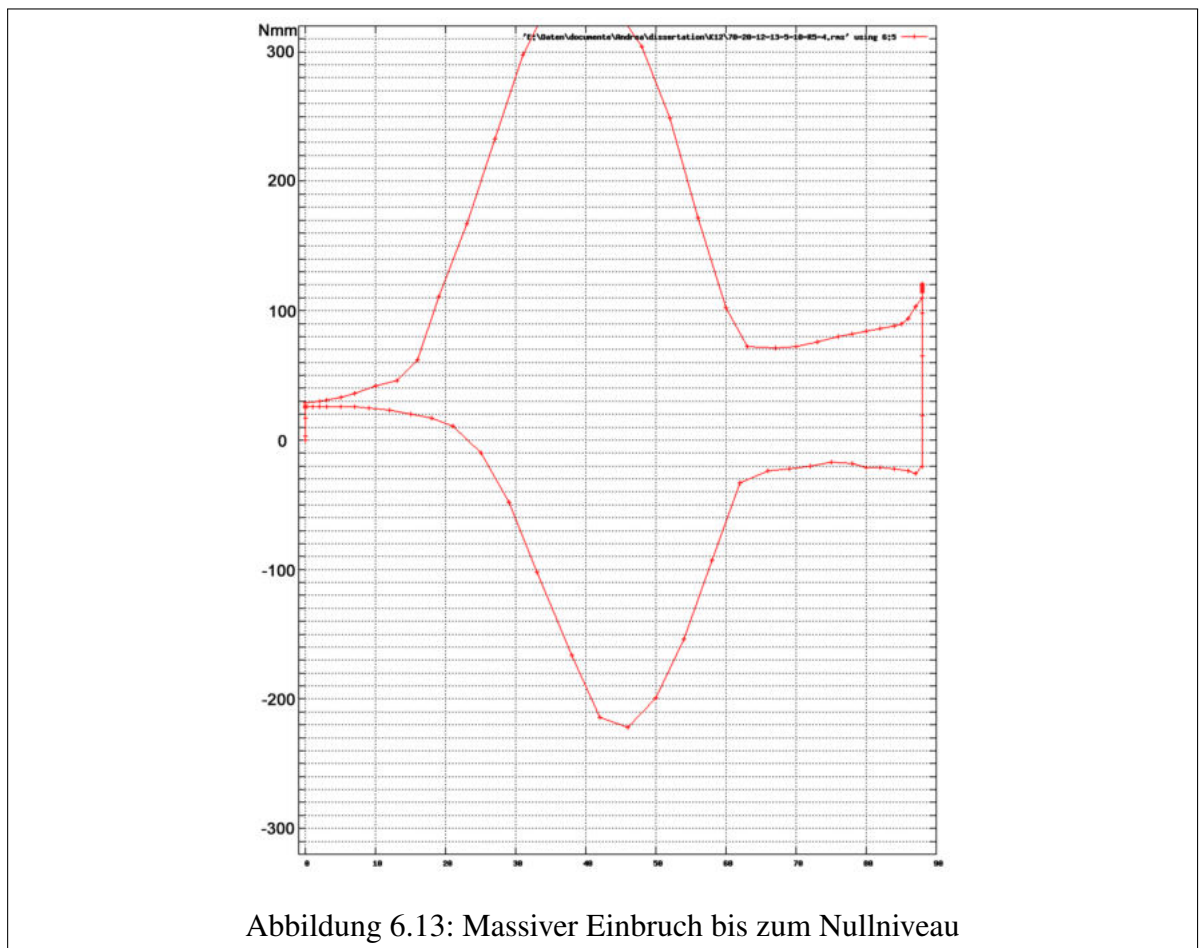
6.4.3 Nicht tolerierte Verläufe

Graphen, die eines der folgenden 2 Kriterien aufwiesen, wurden nicht in die Statistik einbezogen.

- Massiver Einbruch
- Unverhältnismäßiger Anstieg

Die Gründe für ihren Ausschluss werden jeweils im Anschluss näher erläutert.

6.4.3.1 1. Ausschlusskriterium: Massiver Einbruch



Eine Messung wurde dann nicht berücksichtigt, wenn der Kurvenverlauf des Graphen im Plateaubereich massive, bis oder fast bis zum Nullniveau reichende Einbrüche aufwies. In einem solchen Fall greift das Gewinde des Implantats nicht bzw. es dreht durch. Der Grund hierfür liegt möglicherweise in einem Fehler bei der Vorbohrung oder im Knochen.

6.4.3.2 2. Ausschlusskriterium: Unverhältnismässiger Anstieg

Das zweite Ausschlusskriterium ist ein extremer Anstieg der Drehmomentskurve zum Ende der Kurve hin, der auf eine Verkantung des Implantatkragens mit der Kompaktaoberfläche hindeutet.

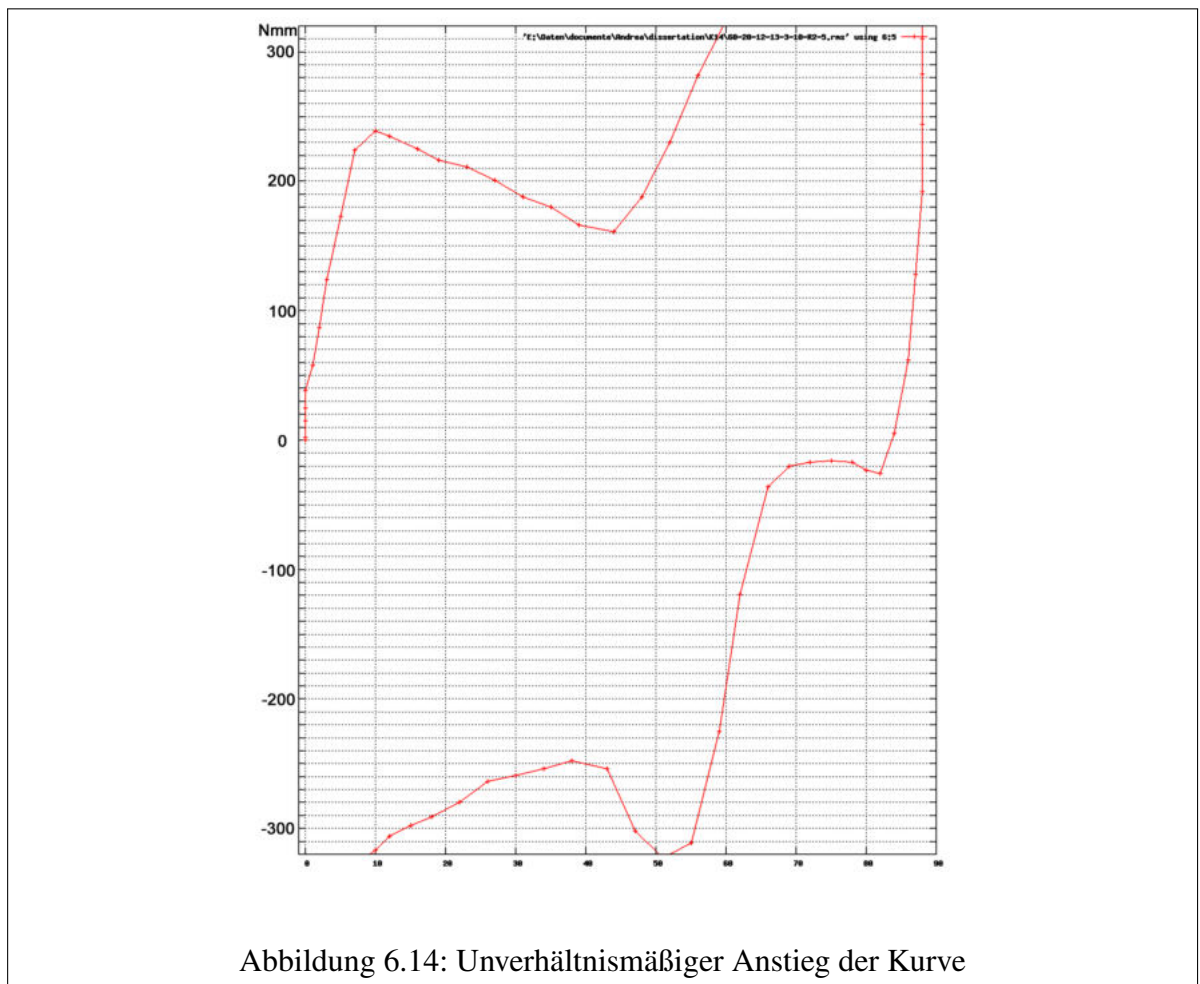


Abbildung 6.14: Unverhältnismässiger Anstieg der Kurve

6.4.4 Exceldatei

Alle relevanten Größen, d.h. die vorgegebenen Parameter, das gemessene maximale Eindrehmoment und das maximale Ausdrehmoment wurden in eine MS-Excel-Datei eingepflegt.

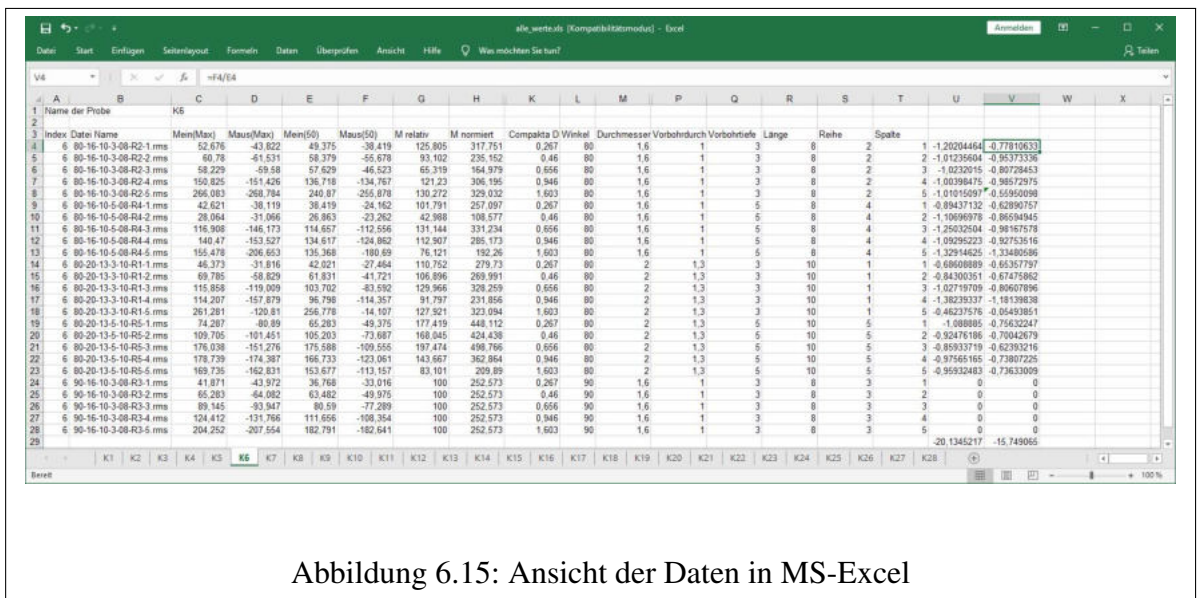


Abbildung 6.15: Ansicht der Daten in MS-Excel

6.4.5 Relatives Drehmoment

Um den Vergleich der Daten untereinander zu ermöglichen, wurde aus den Daten ein relatives Drehmoment errechnet. Dieses ist definiert gemäß:

$$M_{rel} := \frac{M_{abs}}{M_R} \cdot 100\%$$

M_{rel} : relatives Drehmoment (Hinweis: Dieses besitzt keine Einheit! Es wird nur in Prozent [%] angegeben)

M_{abs} : maximales Drehmoment [Nmm] der gemessenen Schraube

M_R : maximales Drehmoment [Nmm] der jeweiligen Referenzschraube

6.4.6 Auswertung der Ergebnisse

Die erhaltenen relativen Eindrehmomente wurden als Box-Whisker-Plots graphisch dargestellt und mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests auf Signifikanz überprüft. Diese beiden Methoden wurden in Kapitel 4.6 vorgestellt.

7 Kapitel 7

Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse aller 700 Proben vorgestellt und nach verschiedenen Parametergruppen sortiert. Für die Diskussion werden die Werte in entsprechenden Boxplot-Diagrammen visualisiert. Die diesen zu grundlegenden Werte von Median und Standardabweichung (SA) werden auch tabellarisch angegeben.

Zunächst wird nach jeweils nur einem Parameter ausgewertet:

- Insertionswinkel: { 90°, 80°, 70°, 60°, 50°, 40°, 30° }
- Implantatgröße: { 1.6×8 mm, 2.0×10 mm }
- Vorbohrtiefe: { 3 mm, 5 mm }

Anschließend nach je 2 Parametern:

- Insertionswinkel und Implantatgröße
- Insertionswinkel und Vorbohrtiefe

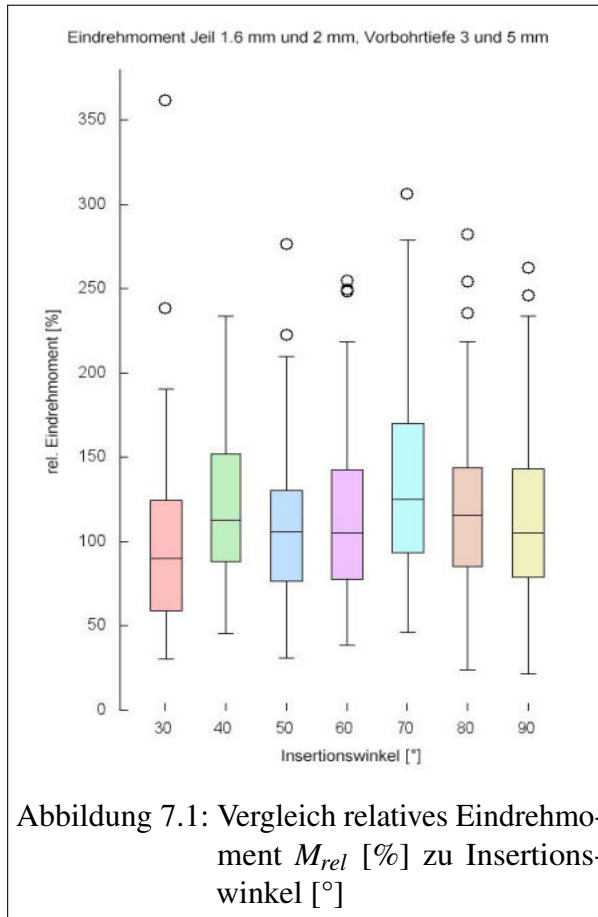
Abschließend werden alle 3 Parameter:

- Insertionswinkel, Implantatgröße und Vorbohrtiefe

isoliert bewertet.

Als Maß für die Primärstabilität wird das relative Eindrehmoment $M_{rel}[\%]$ verwendet.

7.1 Auswertung nach Insertionswinkel



Winkel	Median	SA
90°	105,39 %	67,91 %
80°	115,79 %	61,87 %
70°	125,04 %	72,91 %
60°	105,23 %	46,38 %
50°	105,97 %	46,94 %
40°	113,02 %	46,86 %
30°	89,97 %	77,15 %

Tabelle 7.1: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%] in Abhängigkeit vom Insertionswinkel

Abbildung 7.1 zeigt die relativen Eindrehmomente M_{rel} aller Messungen dieser Untersuchungsreihe in Relation zu den sieben Insertionswinkeln. Die Unterschiede in Implantatgröße oder Vorbohrtiefe bleiben hier also unberücksichtigt. Es ist ein Anstieg der Mediane vom 30°-Winkel bis hin zum 70°-Winkel, mit Ausnahme des 40°-Winkels, erkennbar. Vom 70°-Winkel bis zum 90°-Winkel fallen die Mediane dann wieder ab.

Tabelle 7.1 ordnet den untersuchten Insertionswinkeln die Medianwerte der Messungen und deren Standardabweichung zu. Der 70°-Winkel zeigt, mit einem relativen Drehmoment von 125,04%, den höchsten Median-Wert. Die Mediane bei den übrigen Winkeln sind kleiner. Die Werte der Mediane für die Winkel 90°, 60° und 50° differieren geringfügig, alle drei liegen im Bereich von 105% (105,39%, 105,23% und 105,97%). Bei dem Winkel 40° zeigt sich eine

Erhöhung des Medians, er liegt bei 113,02%. Der Wert für den Winkel 80° zeigt ebenfalls eine Erhöhung und liegt bei 115,79 %. Bis auf den Winkel 40° finden sich bei allen gemessenen Winkeln jeweils bis zu 3 Ausreißer. Der Interquartilsabstand differiert von Winkel zu Winkel. Den größten Interquartilsabstand besitzt der Winkel 70°, dicht gefolgt von dem bei 90°, den kleinsten hat 60°. Also liegen die Werte bei 60° weniger gestreut. Die Winkel 60°, 50° und 40° weisen ähnliche Standardabweichungen (46,38%, 46,94% und 46,86%) auf.

Signifikanz (Mann-Whitney U-Test)

Der Mann-Whitney U-Test zeigt bei dem Vergleich der Daten gegenüber 90° für den Winkel 70° einen signifikanten Unterschied mit $p < 0,01$. (vgl. Tabelle 7.2)

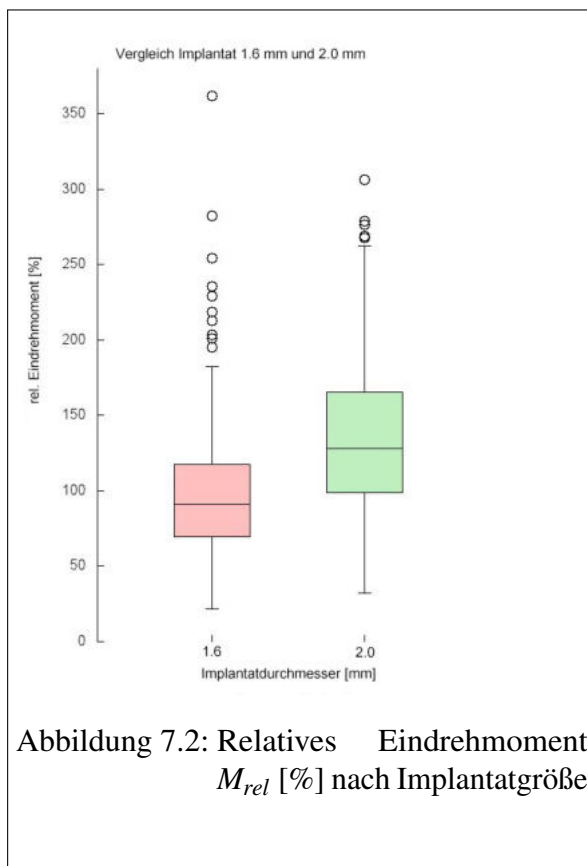
alle Proben	Insertionswinkel 90°
Insertionswinkel	
90°	-
80°	H0
70°	H2
60°	H0
50°	H0
40°	H0
30°	H0
<i>Agenda</i>	<i>H0 keine Signifikanz</i>
	<i>H1 marginale Signifikanz $p < 0,05$</i>
	<i>H2 Signifikanz $p < 0,01$</i>
	<i>H3 hohe Signifikanz $p < 0,001$</i>

Tabelle 7.2: Mann-Whitney U-Test Insertionswinkel

Dies bedeutet, dass die Verteilungstendenz der Messergebnisse bei diesem Winkel signifikant verschieden von den übrigen Stichproben ist. Die übrigen getesteten Winkel weisen keine signifikanten Unterschiede gegenüber 90° auf.

7.2 Auswertung nach Implantatgröße

Der nächste betrachtete Parameter, der potentiell die Primärstabilität beeinflusst, ist die Implantatgröße (Implantatdurchmesser und Implantatlänge). Für diese Arbeit wurden zwei Implantatgrößen, 1,6 x 8 mm bzw. 2,0 x 10 mm untersucht. Die untersuchten Insertionswinkel bzw. Vorbohrtiefen bleiben hierbei unberücksichtigt. Abbildung 7.2 zeigt die relativen Eindrehmomente M_{rel} in Relation zu beiden Implantatgrößen.



Implantatgröße	Median	SA
1,6 mm	91,11 %	60,12 %
2.0 mm	128,08 %	58,29 %

Tabelle 7.3: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%] in Abhängigkeit von Implantatgröße

Ein Vergleich der Messwerte zeigt einen deutlich positiven Effekt der Implantatgröße auf das relative Eindrehmoment. Der Medianwert des Implantats der Größe 2,0 x 10 mm (128,08%) ist 37 Prozentpunkten höher als der für 1,6 x 8 mm (91,11%). Der Interquartilsabstand ist allerdings bei dem größeren Implantat um 30% größer. Dies bedeutet eine größere Streuung der Ergebnisse. Bei beiden Implantatgrößen findet man eine große Anzahl Ausreißer. Doch häufen

sie sich bei einem Wert von 260% für Implantate der Größe 2,0 x 10 mm. Hingegen streuen die Ausreißer bei den kleineren Implantaten von einem Wert unterhalb von 200% bis über 350%.

Signifikanz (Mann-Whitney U-Test)

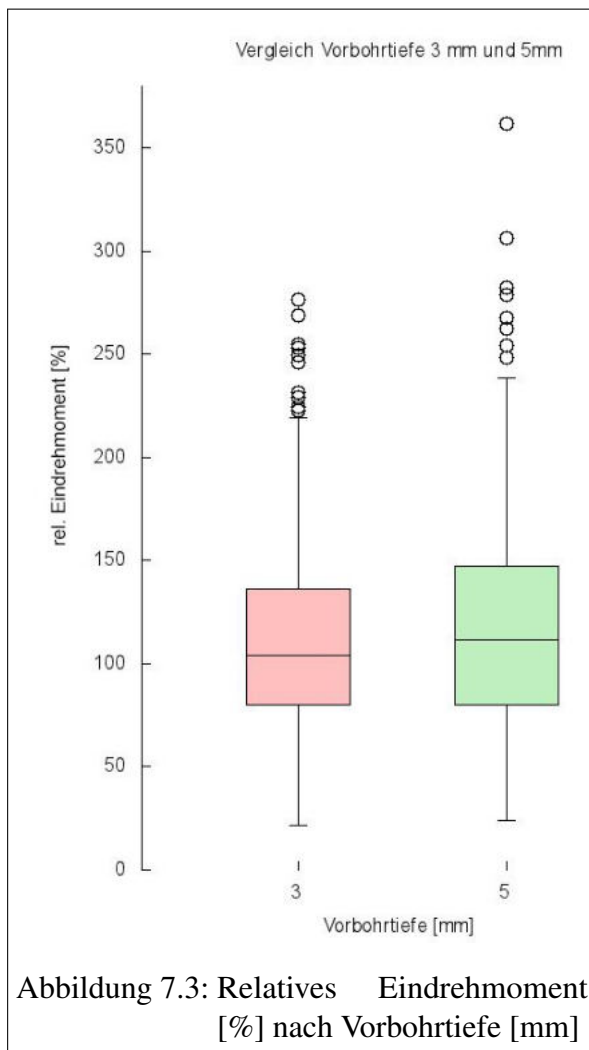
Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$ zwischen den beiden Implantatgrößen.

alle Proben	Referenzgröße 1,6 x 8 mm
Implantatgröße 1,6 x 8 mm	–
Implantatgröße 2,0 x10 mm	H2
<i>Agenda</i>	<i>H0 keine Signifikanz</i>
	<i>H1 marginale Signifikanz $p < 0,05$</i>
	<i>H2 Signifikanz $p < 0,01$</i>
	<i>H3 hohe Signifikanz $p < 0,001$</i>

Tabelle 7.4: Mann-Whitney U-Test für Implantatgröße

7.3 Auswertung nach Vorbohrtiefe

Abbildung 7.3 zeigt das relative Eindrehmoment M_{rel} für eine Vorbohrtiefe von 3 mm bzw. 5 mm. Es zeichnet sich kein deutlicher Unterschied der Werte zwischen beiden Vorbohrtiefen ab. Der Interquartilsabstand ist ähnlich groß und liegt nahezu auf gleicher Höhe. Der Medianwert bei der Vorbohrtiefe von 5 mm ist nur geringfügig höher.



Vorbohrtiefe	Median	SA
3 mm	91,11 %	60,12 %
5 mm	128,08 %	58,29 %

Tabelle 7.5: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%] in Abhängigkeit von Vorbohrtiefe

Signifikanz (Mann-Whitney U-Test)

alle Proben	Vorbohrtiefe 3 mm
Vorbohrtiefe 3 mm	–
Vorbohrtiefe 5 mm	H0

<i>Agenda</i>	<i>H0 keine Signifikanz</i>
	<i>H1 marginale Signifikanz $p < 0,05$</i>
	<i>H2 Signifikanz $p < 0,01$</i>
	<i>H3 hohe Signifikanz $p < 0,001$</i>

Tabelle 7.6: Mann-Whitney U-Test Vorbohrtiefe

Zwischen den beiden untersuchten Vorbohrtiefen besteht kein signifikanter Unterschied ($p \geq 0,05$).

7.4 Auswertung von je zwei Parametern

In den folgenden zwei Abschnitten werden die Daten nach jeweils zwei Parametern analysiert.

7.4.1 Auswertung nach Insertionswinkel und Implantatgröße

In diesem Abschnitt werden die Daten nach Insertionswinkel und Implantatgröße (Implantatdurchmesser und Implantatlänge) aufgeschlüsselt dargestellt. Die verschiedenen Vorbohrertiefen werden hierbei also nicht getrennt erfasst.

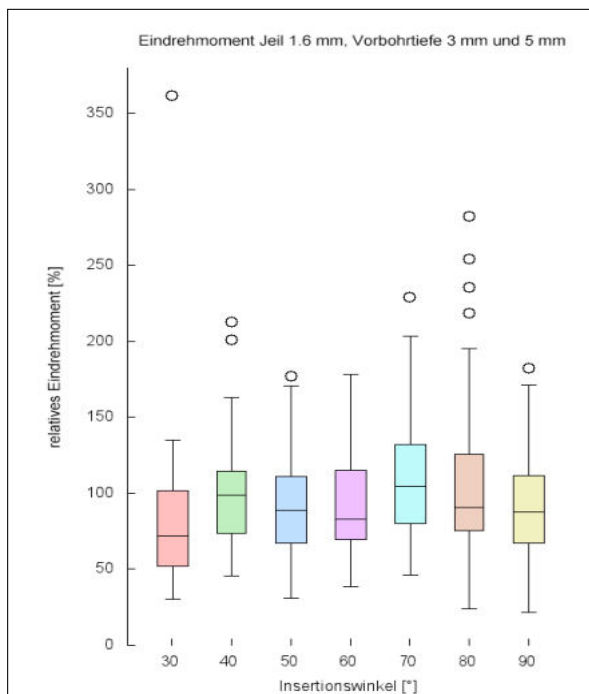


Abbildung 7.4: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°] für Implantatgröße 1,6 x 8 mm

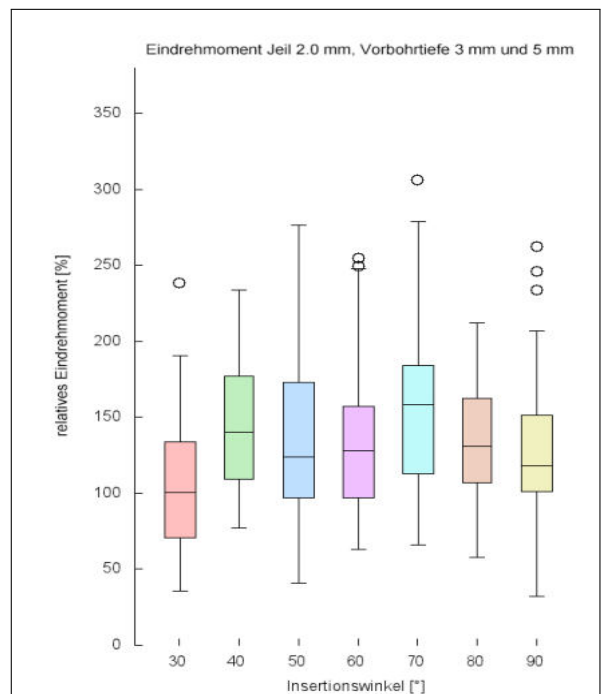


Abbildung 7.5: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°] für Implantatgröße 2,0 x 10 mm

Im Vergleich der beiden Abbildungen sowie anhand Tabelle 7.7 zeigt sich erneut deutlich der positive Einfluss der Implantatgröße auf das relative Eindrehmoment. So ist festzustellen, dass der Medianwert sich für das relative Eindrehmoment bei allen Insertionswinkeln um knapp

45 Prozentpunkte erhöht. Bei dem Insertionswinkel 70° findet man für beide Implantatgrößen den jeweils höchsten Medianwert (105,59% bzw. 158,02%) für das relative Eindrehmoment. Die Wertepaare für die Insertionswinkel 90°, 60° und 50° differieren nur marginal (86,83% / 125,92%, 83,89% / 127,69% und 88,87% / 121,72%) voneinander, die Wertepaare für die Winkel 80° und 40° (93,04% / 131,00% und 97,84% / 145,89%) unterscheiden sich ebenfalls nur leicht, wobei der Wert 145,89% etwas erhöht ist.

M_{rel}	Implantatgröße 1,6 x 8 mm		Implantatgröße 2 x 10 mm	
	Median	SA	Median	SA
Insertionswinkel				
90°	86,83 %	39,65 %	125,92 %	80,67 %
80°	93,04 %	54,64 %	131,00 %	59,68 %
70°	105,59 %	69,42 %	158,02 %	58,06 %
60°	83,89 %	32,57 %	127,69 %	48,09 %
50°	88,87 %	34,78 %	121,72 %	49,91 %
40°	97,84 %	35,40 %	145,89 %	46,19 %
30°	71,62 %	85,43 %	101,37 %	41,85 %

Tabelle 7.7: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%] nach Insertionswinkel [°] und Implantatgröße

Beim Vergleich der Steigerung des Medianwertes für das Implantat der Größe 1,6 x 8 mm durch die Verwendung des Winkels von 70° statt 90° (also 105,59% - 86,83% = 18,76 Prozentpunkten) , mit der Steigerung durch die Verwendung des größeren Implantats 2,0 x 10 mm (anstatt 1,6 x 8 mm), unter Beibehaltung des Winkels 90° (also 158,02% - 125,92% = 32,1 Prozentpunkten), ist letztere fast doppelt so hoch.

Signifikanz (Mann-Whitney U-Test)

Insertionswinkel °	Insertionswinkel 90°	
	1,6 x 8 mm	2,0 x 10 mm
90°	-	-
80°	H0	H0
70°	H1	H1
60°	H0	H0
50°	H0	H0
40°	H0	H0
30°	H0	H0

Tabelle 7.8: Mann-Whitney U-Test für Insertionswinkel [°] und Implantatgröße

Der Mann-Whitney U-Test weist bei beiden Implantatgrößen für den Insertionswinkel 70° eine marginale Signifikanz ($p < 0,05$) auf. Alle übrigen Insertionswinkel zeigen keine Signifikanz.

7.4.2 Auswertung nach Insertionswinkel und Vorbohrtiefe

In diesem Abschnitt wird die Korrelation bezüglich des Insertionswinkels und der Vorbohrtiefe analysiert. (Es wird also nicht nach der Implantatgröße differenziert.)

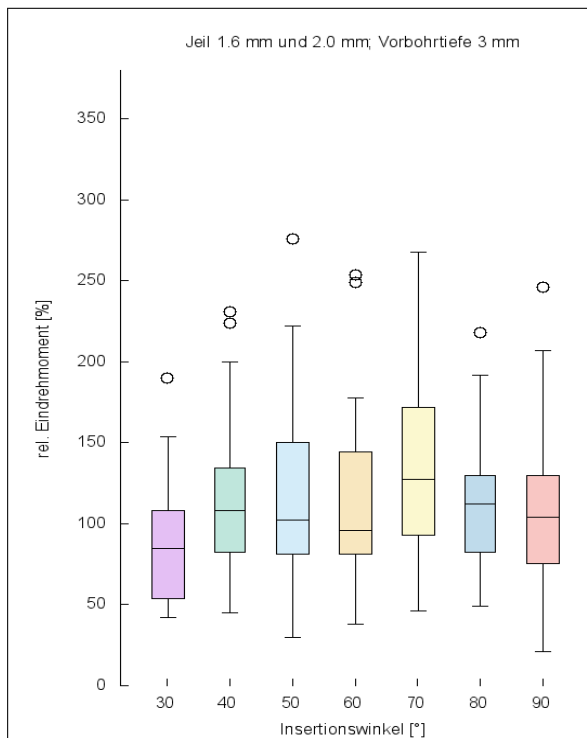


Abbildung 7.6: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°], für Vorbohrtiefe 3 mm

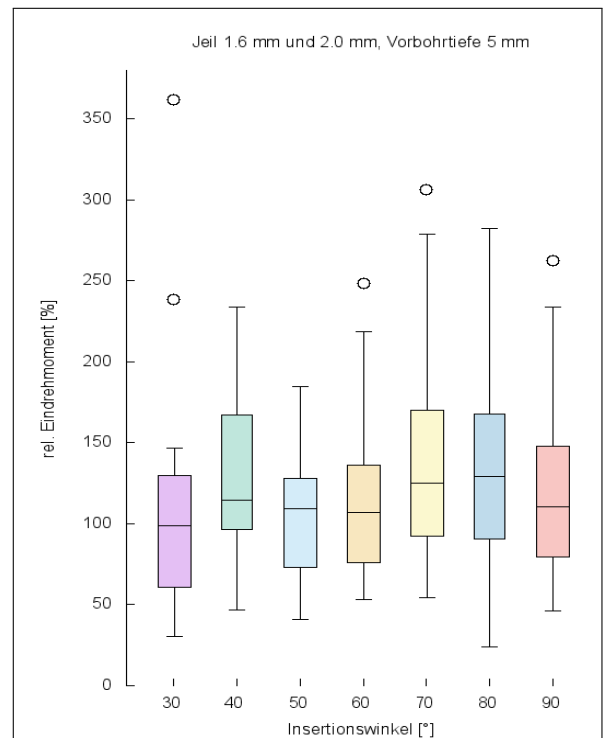


Abbildung 7.7: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°], für Vorbohrtiefe 5 mm

Eine Analyse der Wertetabellen zeichnet ein uneinheitliches Bild. Die Vorbohrtiefe scheint keinen oder nur einen geringen Einfluß auf das relative Eindrehmoment zu haben. Für die Winkel 60° und 50° zeichnen sich nur kleine Unterschiede in den Medianwertepaaren ab (96,73% / 107,01% und 103,07% / 109,08%). Die Wertepaare der Winkel 90° und 70° (104,15% / 110,36% und 127,88% / 125,04%) differieren jeweils um ca. 10 Prozentpunkten oder weniger. Die Wertepaare für die Winkel 30°, 40° und 80° (84,72% / 99,07%, 108,51% / 113,02% und 112,95% / 129,12%) differieren zwischen 15 - 30 Prozentpunkten. Die Standardabweichungen der jeweiligen Winkel liegen weitestgehend auf gleicher Höhe. Für die Vorbohrtiefe 3 mm ist der 70°-Insertionswinkel am günstigsten, für 5 mm ist 80° am günstigsten. Bei Vorbohrtiefe 3

7 Ergebnisse

	Vorbohrtiefe	3 mm	Vorbohrtiefe	5 mm
Winkel	Median	SA	Median	SA
90°	104,15 %	70,37 %	110,36 %	65,85 %
80°	112,95 %	65,59 %	129,12 %	57,81 %
70°	127,88 %	86,21 %	125,04 %	58,04 %
60°	96,73 %	48,09 %	107,01 %	45,19 %
50°	103,07 %	53,52 %	109,08 %	39,01 %
40°	108,51 %	45,54 %	113,02 %	49,21 %
30°	84,72 %	37,33 %	99,07 %	101,41 %

Tabelle 7.9: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%], nach Vorbohrtiefe [mm] und Insertionswinkel [°]

mm ist die Standardabweichung deutlich schlechter gegenüber der Vorbohrtiefe 5 mm, d.h. die Streuung der Werte ist höher (86,21% / 57,81%).

Signifikanz (Mann-Whitney U-Test)

Der Mann-Whitney U-Test weist nur für den Insertionswinkel 70° und nur bei Vorbohrtiefe 3 mm eine marginale Signifikanz ($p < 0,05$) auf. Weder bei Vorbohrtiefe 5 mm noch bei 3 mm weisen die übrigen getesteten Insertionswinkel eine Signifikanz auf.

Insertionswinkel °	Insertionswinkel 90°	
	Vorbohrtiefe 3 mm	Vorbohrtiefe 5 mm
90°	-	-
80°	H0	H0
70°	H1	H0
60°	H0	H0
50°	H0	H0
40°	H0	H0
30°	H0	H0

Tabelle 7.10: Mann-Whitney U-Test für Insertionswinkel und Vorbohrtiefe

7.5 Auswertung nach Insertionswinkel, Implantatgröße und Vorbohrtiefe

In diesem letzten Abschnitt werden die Messergebnisse nach allen 3 Parametern separat aufgeschlüsselt dargestellt und beurteilt.

Vorbohrtiefe 3 mm	Implantatgröße 1,6 x 8 mm		Implantatgröße 2,0 x 10 mm	
Winkel	Median	SA	Median	SA
90°	88,05	38,35	112,55	85,07
80°	84,29	37,83	125,64	78,69
70°	103,78	107,11	150,68	56,64
60°	88,26	37,33	125,47	52,87
50°	90,16	38,33	119,69	59,32
40°	93,89	34,56	128,46	47,27
30°	61,20	32,53	90,00	39,50

Tabelle 7.11: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%], für beide Implantatgrößen und alle Winkel, bei Vorbohrtiefe 3 mm

In Tabelle 7.11 bzw. 7.12 sind die Mediane und Standardabweichungen (SA) für beide Implantatgrößen und alle Insertionswinkel bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm, bzw. 5 mm aufgeführt. In den folgenden Unterabschnitten werden die Ergebnisse verglichen, wenn zum Einen die Vorbohrtiefe fest gewählt wird und zum Anderen, wenn die Implantatgröße fest gewählt wird.

Vorbohrtiefe 5 mm	Implantatgröße 1,6 x 8 mm		Implantatgröße 2 x 10 mm	
Winkel	Median	SA	Median	SA
90°	85,62	40,96	139,29	76,28
80°	101,79	71,45	136,37	40,68
70°	107,40	31,74	165,37	59,49
60°	79,52	27,81	129,92	43,32
50°	87,58	31,24	123,76	40,50
40°	101,79	36,24	163,32	45,12
30°	82,04	138,34	112,74	44,15

Tabelle 7.12: Median und Standardabweichung (SA) des relativen Eindrehmoments M_{rel} [%], für beide Implantatgrößen und alle Winkel, bei Vorbohrtiefe 5 mm

Die Abbildungen 7.8 und 7.9 bzw. 7.10 und 7.11 setzen die relativen Eindrehmomente M_{rel} in Relation zu Insertionswinkel und Implantatgröße bei der konstanten Vorbohrtiefe von 3 mm bzw. 5 mm. Hier liegt erneut das Interesse auf den Einfluss von Insertionswinkel und Implantatgröße (Implantatdurchmesser und Implantatlänge) auf das relative Eindrehmoment, aber bei gleicher Vorbohrtiefe. Der Vergleich jeweils der benachbarten Abbildungen zeigt, dass bei jedem der untersuchten Insertionswinkel das relative Eindrehmoment der Implantate der Größe 2,0 x 10 mm immer einen höheren Medianwert besitzt als bei Implantaten der Größe 1,6 x 8 mm.

Der Stichprobenumfang ist aufgrund der Differenzierung nach allen drei Parametern nun sehr gering. Je Tripel (Insertionswinkel, Implantatgröße, Vorbohrtiefe) stehen jeweils nur noch 20 Proben zur Verfügung. Dies hat Auswirkungen bei der Berechnung der Fehlerwahrscheinlichkeit. Daher haben diese Ergebnisse aufgrund des kleinen Probenumfangs nur eine geringere Aussagekraft bezüglich ihrer Wahrscheinlichkeit.

7.5.1 Feste Vorbohrtiefe

Hier werden die Diagramme bzw. Tabellen jeweils paarweise horizontal miteinander verglichen. Bei beiden Vorbohrtiefen findet man die Höchstwerte des Medians jeweils bei 70° und die Tiefstwerte bei 30°. Für die Implantatgröße 2,0 x 10 mm sind diese deutlich höher als für 1,6 x 8 mm, was im folgenden detailliert dargelegt wird.

Bei Vorbohrtiefe 3 mm liegen die Medianwerte für 70° bei 103,78% und 150,68%, für die beiden Implantatgrößen von 1,6 x 8 mm bzw. 2,0 x 10 mm. Die Differenz sind 46,9 Prozentpunkte. Die Differenz zu der Insertion bei 90° sind 15,73 Prozentpunkte bzw. 38,13 Prozentpunkte. Der Tiefstwert liegt bei dem Winkel 30°. Nämlich 61,20% bzw. 90,00%. Also liegt der Medianwert des größeren Implantats in diesem Fall 28,8 Prozentpunkte höher. Bei dem Winkel 40° findet sich eine Mediandifferenz von 34,57 Prozentpunkte zwischen den beiden Implantatgrößen.

7 Ergebnisse

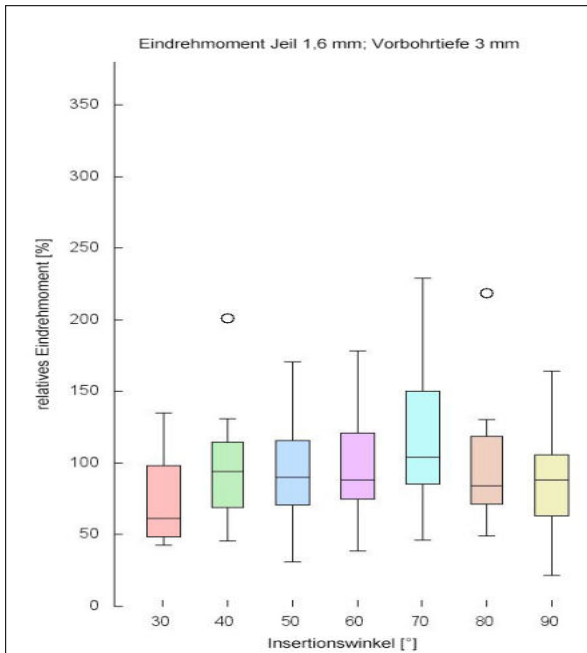


Abbildung 7.8: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°], für Implantatgröße 1,6 x 8 mm und Vorbohrtiefe 3 mm

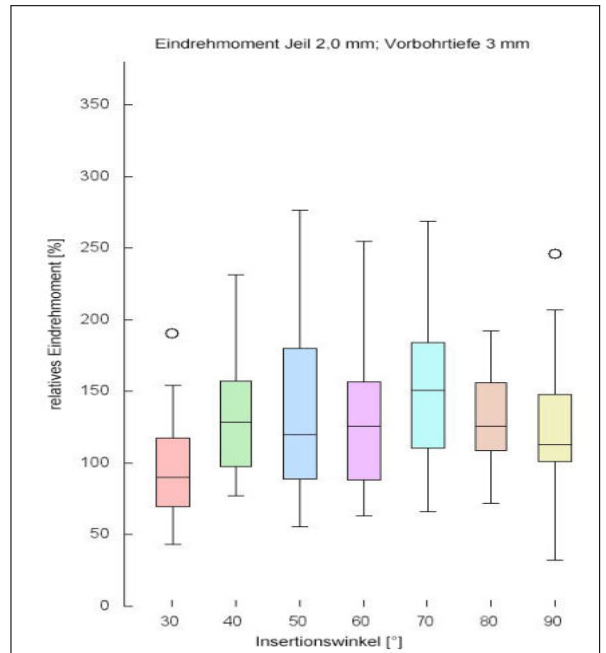


Abbildung 7.9: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°], für Implantatgröße 2,0 x 10 mm und Vorbohrtiefe 3 mm

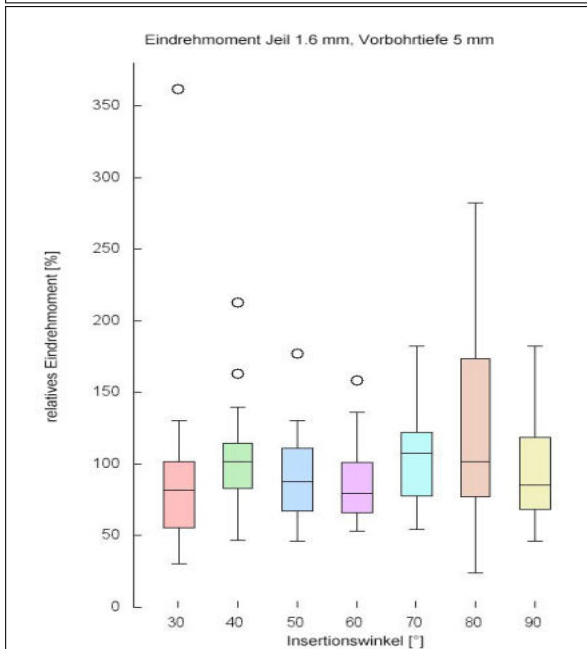


Abbildung 7.10: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°], für Implantatgröße 1,6 x 8 mm und Vorbohrtiefe 5 mm

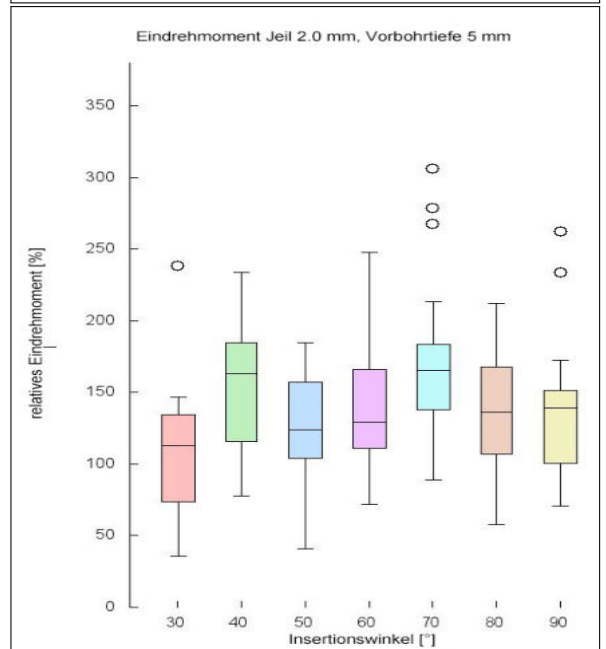


Abbildung 7.11: Relatives Eindrehmoment [%] nach Insertionswinkel [°], für Implantatgröße 2,0 x 10 mm und Vorbohrtiefe 5 mm

Bei Vorbohrtiefe 5 mm liegen die Medianwerte für 70° bei 107,4% bzw. 165,37%. Die Differenz sind 57,97 Prozentpunkte. Die Differenz zu der Insertion bei 90° ist 21,78% bzw. 26,08%. Der Tiefstwert liegt bei dem Winkel 30°. Nämlich bei 82,04% bzw. 112,74 %. Also liegt der Medianwert des größeren Implantats dort in diesem Fall 30,7 Prozentpunkte höher. Bei dem Winkel 40° findet sich eine Mediandifferenz von 61,53 Prozentpunkte zwischen den beiden Implantatgrößen. Hier weichen die Ergebnisse für Winkel 40° - im Gegensatz zu den Ergebnissen mit 3 mm Vorbohrtiefen - stärker von den Ergebnissen anderer Winkel ab.

Den Ergebnissen für beide Vorbohrtiefen kann man entnehmen, dass die Insertion des Implantats mit einem Winkel von 70° das höchste relative Eindrehmoment aufweist. Die relativen Eindrehmomente der Winkel 90°, 60° und 50° differieren nur geringfügig. Sie liegen bei dem Implantat der Größe 1,6 x 8 mm und der Vorbohrtiefe von 5 mm zwischen 79% und 88% und bei der Vorbohrtiefe von 3 mm zwischen 88% und 90%. Für das Implantat der Größe 2,0 x 10 mm liegen sie bei der Vorbohrtiefe von 5 mm zwischen 123% und 140%, und bei der Vorbohrtiefe von 3 mm zwischen 112% und 126%.

7.5.2 Feste Implantatgröße

Hier werden die Diagramme bzw. Tabellen jeweils paarweise vertikal miteinander verglichen. Für beide Implantatgrößen, findet man den Höchstwert bei 70° und den Tiefstwert bei 30°. Die Medianwerte bei der Vorbohrtiefe von 3 mm differieren nur leicht gegenüber den Werten bei einer Vorbohrtiefe von 5 mm.

Die Medianwerte bei 70° für Implantatgröße 1,6 x 8 mm sind 103,78% und 107,4% bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm und von 5 mm. Die Differenz ist also nur 3,62%. Der Tiefstwert liegt bei einem Winkel von 30°. Nämlich 61,20% bzw. 82,04%. Daraus errechnet sich eine Differenz von 20,84 Prozentpunkten. Bei einem Winkel von 40° sind die Medianwerte 93,89% und 101,79% bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm und von 5 mm, also nur eine Differenz von 7,9 Prozentpunkten.

Bei einem Implantat der Größe 2,0 x 10 mm sind die Medianwerte 150,68% und 165,37% bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm und von 5 mm. Daraus errechnet sich eine Differenz von 14,69

Prozentpunkte. Der Tiefstwert liegt bei einem Winkel von 30° . Nämlich bei 90,00% bzw. bei 112,74%. Also liegt der Medianwert der größeren Vorbohrtiefe um 22,74 Prozentpunkte höher. Bei dem Winkel 40° findet sich eine Mediandifferenz von -2,15 Prozentpunkten zwischen den beiden Vorbohrtiefen. Hier ist das Ergebnis für den Winkel 40° bei der größeren Vorbohrtiefe geringfügig schlechter, als bei 3 mm Vorbohrtiefe. Die relativen Eindrehmomente der Winkel 90° , 60° und 50° differieren nur geringfügig.

Abschließend also kann insgesamt festgestellt werden, dass eine Insertion im Winkel von 70° statt mit 90° eine geringere Steigerung bewirkt, als wenn man anstatt eines Implantats der Größe von 1,6 x 8 mm eins der Größe 2,0 x 10 mm verwendet.

8 Kapitel 8

8 Diskussion

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse dieser Arbeit bewertet und diskutiert.

8.1 Insertionsempfehlungen

Zu der Vielzahl an Implantattypen kommt eine nicht mindere Anzahl an Empfehlungen zur chirurgischen Implantatinsertion. Praktiker favorisieren oftmals aus ihrer langjährigen Erfahrung bestimmte Vorgehensweisen und Handhabungen. Die Untersuchungsreihe, zu der diese Arbeit ebenfalls gehört, soll dazu dienen, die Anzahl der Empfehlungen auf jene zu reduzieren, die wissenschaftlich untermauert sind und jederzeit reproduziert werden können.

Der Primärstabilität von Mini-Implantaten kommt eine große Bedeutung bei dem Erfolg kieferorthopädischer Behandlungen zu. In der Literatur [20, 22, 26, 53, 57, 59, 60, 61, 68, 69, 80, 81, 83, 84, 86, 88, 92, 93, 104, 120] sind sich die Autoren uneins, ob die Primärstabilität durch eine Variation des Insertionswinkels beeinflusst wird. Nachweislich hängt die Primärstabilität von der Implantatgröße und von der ortsabhängigen Kompaktadicke ab. Durch geeignete Wahl der Insertionsparameter kann die Primärstabilität positiv beeinflusst werden. Doch beschränken Handling und Nachbarstrukturen oft die freie Wahl dieser Insertionsparameter. Immer dann, wenn die empfohlenen 50 Nmm Mindesteindrehmoment [81] nicht auf Antrieb erreicht werden können, ist der Insertionswinkel von Interesse, um das entscheidende Plus an Primärstabilität zu erreichen.

8.2 Diskussion der Methodik

In diesem Abschnitt wird die Vorgehensweise bewertet, insbesondere werden die Vorteile einer In-vitro-Studie gegenüber einer In-vivo-Studie erläutert, die Wahl des Knochenmaterials diskutiert, um dann die Wahl der Implantate zu begründen. Schließlich wird das methodische Vorgehen bei der Messung bewertet.

8.2.1 Vorteile einer In-vitro-Studie

Diese Studie ist eine In-vitro-Studie. In einem überschaubaren Zeitrahmen kann man eine große Stichprobe untersuchen, die so eine zuverlässigere Aussage über die Signifikanz der Ergebnisse erlaubt. Unter konstanten und kontrollierbaren Laborbedingungen sind Fehlerquellen weitestgehend ausgeschlossen. Die Versuche werden von einer einzigen Person durchgeführt. Bei genauer Festlegung des Versuchsaufbaus und der Voraussetzungen können reproduzierbare Werte erzielt werden.

8.2.2 Knochenmaterial

In dieser In-vitro-Studie wurde anstelle von menschlichem Kieferknochen auf Schweineknochen zurückgegriffen [114]. Das Knochenmaterial aus dem Bereich des Schweinebeckens entspricht mit einer Kompaktadicke von 0,5-3,0 mm der des menschlichen Kieferknochens. Deshalb stand eine große Menge frisches Knochenmaterial von Individuen gleichen Alters und gesundheitlichen Zustandes zur Verfügung. Alternativ hätte man auch auf synthetisch hergestelltes homogenes Knochenanalogmaterial [88, 93] zurückgreifen können. Der Vorteil wäre eine einheitliche Qualität und Dicke, sowohl der Kompakta als auch der Spongiosa. Die Kompakta der Knochen natürlichen Ursprungs ist jedoch nicht homogen. Sie weist Unregelmäßigkeiten in der Kompaktadicke auf.

Wegen der Inhomogenität des Knochenmaterials wurden die Ergebnisse normiert. Dazu wurde das gemessene Eindrehmomentmaximum in ein relatives Eindrehmoment umgerechnet. Dies war eine Grundvoraussetzung, um die Testreihen sinnvoll durchführen zu können und vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Bei der Ausrichtung der Knochenquader wurde darauf geachtet, dass diese parallel zum Verlauf der Kompaktadickengradienten war.



Wie in [112, 114] gezeigt wurde, erlaubt die Ausrichtung der Knochenquader eine Relation von dem zu messenden Implantat zu dem entsprechenden Referenzimplantat. Das relative Eindrehmoment (M_{rel}) der zu messenden Stelle kann dann mittels der Formel: $\frac{M_{abs}}{M_R} \cdot 100\% = M_{rel}$ aus den maximalen Eindrehmomenten beider Messungen (zu messendes Implantat (M_{abs}), Referenzimplantat (M_R)) errechnet werden. Dies ermöglicht die Normierung und den Vergleich von Proben aus Bereichen unterschiedlicher Kompaktadicke.

Das Ausrichten der Knochenstücke erfolgte manuell. Allerdings haben Knochen natürlichen Ursprungs an der Oberfläche nicht immer ausgleichbare Wölbungen (siehe Abb. 8.1).

8.2.3 Auswahl des Implantattyps

Es befinden sich unzählige Implantattypen unterschiedlichster Hersteller auf dem Markt. Das in dieser Studie verwendete Dual-Top-Implantat der Firma Jeil fand bereits in zahlreichen Studien Verwendung [5, 6, 10, 11, 50, 62, 92, 113, 112, 114, 115, 116]. Es ist also gut untersucht und zeichnete sich stets durch gute Handbarkeit und reproduzierbare Ergebnisse aus. Allerdings traten bei einer neueren Version (G2) des Implantats Probleme auf, wie im folgenden Abschnitt beschrieben.

8.2.3.1 Probleme durch Abscheren der Schraubenschlitze



In einer Studie [52] wurde das maximale Eindrehmoment bis zum Bruch der Implantatschraube untersucht. Unter den untersuchten Implantattypen befanden sich auch Jeil-Implantate der Größe 1,6 x 6 mm. Bei einem Drehmoment von 281,3 bis 320,8 Nmm wurden die Schraubenschlitze abgeschoren. Obwohl in der vorliegenden Studie Implantate mit grösseren Durchmessern verwendet wurden, trat das gleiche Problem auf. Das Abscheren von Schraubenschlitzen während der vorliegenden Untersuchungsreihe trat vornehmlich bei Insertionen in Regionen dicker

Kompakta auf und bei den Implantaten der Größe 2,0 x 10 mm. Das aufgewendete Eindrehmoment überstieg die kieferorthopädisch erforderlichen 50 Nmm Mindesteindrehmoment [81] deutlich. So traten bei einer Insertion selbst bei einem Winkel von 90° maximale Drehmomente von über 300 Nmm auf.

Tendenziell trat dieses Problem häufiger bei spitzen Insertionswinkeln auf. Eine Erklärung ist das Verkanten der Implantate, eine weitere ist die Überschreitung des Grenzwertes für das Eindrehmoment wegen der Steigerung des Momentes durch den Insertionswinkel. Anhand des atypischen Kurvenverlaufes, der einen Abfall des Drehmomentes auf 0 im Bereich des Plateaus aufweist, wurden diese Messungen als fehlerhaft aussortiert. Diese Komplikation trat häufiger bei der neueren Variante der Dual-Top-Schraube mit durchgängigem Kreuzschlitz (G2) auf, weil diesen Implantaten die Stabilisierung durch den vormals vorhandenen äußeren Grat (JA) fehlt [Abb. 8.2].

8.2.4 Messung

8.2.4.1 Die Implantatbettvorbereitung

Die Implantatbettvorbereitung erfolgte wie bereits in Abschnitt 6.2.5 beschrieben. Die Vorbereitungen sind standardisiert für eine rechtwinklige Insertion, können jedoch gerade bei spitzen Winkeln nur annähernd eingehalten werden. Bei Einbringung der Implantate in spitzeren Winkeln verkanteten sich diese häufig mit dem Abstandshalter.

8.2.4.2 Die Messapparatur

Das Einspannen der einzelnen Implantatköpfchen in die Messapparatur soll absolut spannungsfrei geschehen; individuelle Abweichungen lassen sich bei der manuellen Handhabung nicht vermeiden. Je kleiner der einzustellende Winkel des Implantats ist, um so schwieriger wird es, die Messapparatur spannungsfrei anzubringen und das ungestörte Ein- und Ausdrehen des Mini-Implantats zu gewährleisten. Dabei kommt es zu Verkantungen der Haltevorrichtung mit dem benachbarten Knochen. Hierin besteht eine Fehlerquelle, die in den Streuungen der Rohdaten insbesondere bei den Winkeln 30°, 40° und 50° gehäuft auftraten. In diesem Zusammenhang muss auf die Werte des Winkels 40° hingewiesen werden, die als Ausreißer gewertet werden. In diesem Fall war es nicht möglich, den Vortrieb des Implantats spannungsfrei und ohne Verkantung zwischen Winkelstück und der benachbarten Knochenoberfläche durchzuführen.

8.2.4.3 Alternative Messmethode

Als alternative Messmethode kann man die Kräfte parallel zum Knochen angreifen lassen, wie z.B. Martins Meira et al. [68] bei ihren Untersuchungen. Sie beschreiben keine Störungen bei ihren Messungen mit den Winkeln 90°, 60° und 45°. Die Kraftvektoren bei einer kieferorthopädischen Behandlung verlaufen ebenfalls üblicherweise parallel zur Knochenoberfläche, wie in der Studie von Martins Meira et al. [68] oder in anderen Studien [88, 93]. Im Gegensatz dazu wirkt der Kraftvektor in der vorliegenden Studie nur axial auf das Implantat. Dieses spezielle Verfahren ist jedoch ausreichend getestet worden [30, 50, 112, 114] und ist daher gut nutzbar zur Prüfung der Primärstabilität von Mini-Implantaten, auch wenn die Krafteinwirkung

anders ist als bei den in der Kieferorthopädie üblichen Apparaturen. Beide Meßverfahren sind gleichermaßen nutzbar.

8.2.5 Auswertung

Alle Datensätze wurden nach der Datenerfassung individuell gesichtet und die aus den Daten erstellten Kurven beurteilt. Fehlerhafte Datensätze (vergleiche Kapitel 6) wurden nicht für die statistische Auswertung herangezogen.

Lee et al. [59] haben eine Finite-Elemente-Analyse durchgeführt, die üblicherweise im Auto- oder Maschinenbau verwendet wird, um Prognosen über die Verformbarkeit von z.B. Autokarosserien zu erstellen, ohne diese zerstören zu müssen. Sie basiert auf theoretischen Annahmen und erfordert die Erstellung eines mathematischen Rechenmodells. Diese Vorgehensweise ist aufwendig und schwierig. Die in dieser Studie verwendete Ein- und Ausdrehmomentmessung ist dagegen einfach und schnell.

8.3 Diskussion der Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse dieser Studie mit den Ergebnissen anderer Studien verglichen.

8.3.1 Insertionswinkel und die Primärstabilität

Die in dieser Arbeit vornehmlich zu diskutierende Frage lautete: Hat der Winkel der Insertion eines Implantats einen Einfluss auf dessen Primärstabilität?

Offenbar ja, da jeder von 90° abweichende Insertionswinkel einen unterschiedlichen Medianwert aufweist. Die untersuchten Insertionswinkel 80°, 70°, 60°, 50°, 40° und 30° weichen in 10°-Schritten von dem Lot ab. Vergleicht man die Medianwerte der Boxplots in Abbildung 7.1 und die dazugehörige Tabelle 7.1 untereinander, so zeigt sich ein Maximum der Medianwerte für die relativen Eindrehmomente bei einem Insertionswinkel von 70°. Der Mann-Whitney U-Test ergibt eine Signifikanz für den Insertionswinkel 70° mit $p < 0,01$. Andere Winkel ergaben

keine Signifikanz. Zwar zeichnet sich der Winkel 40° bei den vorliegenden Ergebnissen durch einen hohen Medianwert aus, aber er liegt mit 113,02% noch unterhalb des Wertes bei 70° , der 125,04% beträgt. Damit erreicht er immerhin annähernd den Wert des Winkels von 80° , der bei 115,79 % liegt. Der Mann-Whitney U-Test zeigt nur eine geringe Signifikanz von $p < 0,05$ für den Winkel 40° . Allerdings liegt die Frage nach dem Sinn einer Insertion bei 40° auf der Hand, da die Handhabung einer Insertion mit 40° aufgrund der nicht-axialen Scherkräfte erheblich schwerer für den Behandler ist als mit 80° oder 70° . Eine Insertion der Mini-Implantate in einem Winkel um 70° erscheint am sinnvollsten.

In der Literatur finden sich stark abweichende Meinungen zu diesem Thema. So bestätigen manche Autoren [59, 68, 104, 120] durch die Ergebnisse ihrer Studien den Einfluss des Insertionswinkels.

Inaba [48] untersuchte die Stabilität bei den Winkeln 90° , 60° (und 120°). Zwischen den Winkeln 60° und 120° fand er keine Unterschiede. Dies ist nicht verwunderlich, da aufgrund der Symmetrie die Winkel 60° und 120° gleich sind. Im Vergleich zum Winkel 90° aber hatte die 60° -Insertion eine Erhöhung der Stabilität zur Folge.

Lee et al. [59] insertierten Implantate in künstlichen Knochen und untersuchten drei Winkel (30° , 60° und 90°) auf ihre Stabilität, indem sie einerseits laterale orthodontische Kräfte wirken ließen, andererseits Ausreißtests durchführten. In ihrer Finite-Elemente-Studie kamen sie zu dem Schluss, dass die Insertionen in einem Winkel von 30° oder 60° die Stabilität eines Implantats positiv beeinflusst. Der positive Einfluss soll bei einem Winkel 30° sogar größer gewesen sein als bei 60° . Dennoch empfehlen sie, bei der Insertion den Winkel nicht kleiner als 60° zu wählen. Diese Empfehlung steht im Widerspruch zu ihrem Ergebnis, dürfte aber mit dem erschwerten Handling von Mini-Implantaten bei spitzen Winkeln zusammenhängen.

Martins Meira et al. [68] insertierten Mini-Implantate in künstlichen Knochen in den Winkeln 90° , 60° und 45° und kommen zu dem Schluss, dass Stabilität und Größe des Winkels umgekehrt proportional sind. Diese Aussage bestätigt die Ergebnisse von Lee et al. [59], steht aber im Widerspruch zu den Ergebnissen meiner Arbeit. Allerdings weisen sie trotz ihres Ergebnisses darauf hin, dass die Insertion eines Implantats in einem Winkel kleiner als 60° zu einer Verminderung der Stabilität des Implantats führen kann und nicht empfehlenswert sei. Auch Martins Meira et al. [68] untersuchten den interessanten Winkel 70° nicht und die Abstufung ihrer gewählten Winkel ist recht grob.

Xu et al. [120] untersuchten in ihrer Arbeit vier Winkel (30° , 50° , 70° und 90°) auf ihren Einfluss auf die Primärstabilität. Sie nutzten einerseits Computertomografie und andererseits die maximale Abzugskraft, um den Osseintegrationsgrad der insertierten Mini-Implantate zu beurteilen. Das verwendete Implantat hat eine Größe von $1,6 \times 6$ mm. Sie kommen zu dem Schluss, dass Mini-Implantate, die mit einem Winkel zwischen 50° und 70° insertiert werden einen höheren Osseintegrationsgrad aufweisen, und dass die benötigte maximale Abzugskraft höher ist. Sie empfehlen eher eine Insertion in einem Winkel zwischen 50° und 70° als eine gerade oder eine noch spitzwinkligere Insertion. Das in Xu's Studie verwendete Mini-Implantat ist etwas kleiner als die in meiner Studie verwendeten ($1,6 \times 8$ mm und $2,0 \times 10$ mm). Es ist gut möglich, dass aufgrund des geringeren Durchmessers des Mini-Implantats auch der spitzere Winkel von 50° noch einen positiven Effekt auf die Primärstabilität des Mini-Implantats hat. Dies steht aber nicht im Gegensatz zu unseren Ergebnissen, sondern untermauert diese.

Andere Studien [42, 53, 88, 93, 104] kommen hingegen zu gegenteiligen Ergebnissen. Pickard et al. [93] sprechen dem Insertionswinkel 45° keine signifikante Verbesserung der Primärstabilität zu. In ihrer Studie wurden lediglich die Winkel 90° und 45° untersucht, eine feinere Abstufung fehlt. Mittels eines Abzugstests wurde die absolute Abzugskraft ermittelt. So empfehlen Pickard et al. eine Insertion mit einem Winkel von 90° . Der interessante Winkelbereich zwischen 60° und 80° wurde leider nicht untersucht. Daher steht Pickards Ergebnis nicht im Widerspruch zu unserer Studie.

Petry et al. [88] untersuchten lediglich 3 Winkel, nämlich 45° , 90° und 135° , aber mit 3 verschiedenen Mini-Implantattypen. Eine feinere Abstufung fehlt bedauerlicherweise auch hier. Auf Grundlage ihrer Ergebnisse empfehlen sie eine Insertion im Winkel von 90° . Es ist bedauerlich, dass nur zwei zueinander symmetrische Winkel 45° und 135° untersucht wurden, ohne feinere Abstufungen der Winkel. Ungeachtet dessen empfiehlt Petry die Insertion im Winkel von 90° und bewertet Insertionen in anderen Winkeln als weniger stabil.

Uckan et al. [104] kommen für Osteosyntheseschrauben des Durchmessers 2,0 mm zu dem Ergebnis, dass es bei einer Insertion im Winkel von 60° gegenüber 90° keine signifikante Verbesserung der Schraubenstabilität gibt. Dies ist eine Aussage, die im Gegensatz zu unserer Studie steht. Aber auch hier fehlt eine feinere Abstufung der Winkel. Unsere Studie zeigt, dass der Schraubendurchmesser und der untersuchte Winkel leider nicht optimal aufeinander abgestimmt worden sind, denn unsere Studie zeigt auch für die Schraube mit 2 mm Durchmesser einen optimalen Eindrehwinkel bei 70° .

Jung et al. [53] führten eine Nachuntersuchung klinischer Fälle durch. Anhand von DVT-Auswertungen bestimmten sie nachträglich den Insertionswinkel der Implantate. Dabei gelangen sie zu der Auffassung, dass der Insertionswinkel keinen Effekt auf die Erfolgsrate eines Mini-Implantats habe. In ihren Auswertungen lagen die vertikalen Winkel zwischen $72,77^\circ$ bis $81,63^\circ$ und die horizontalen Winkel zwischen $93,33^\circ$ und $98,50^\circ$. Diese Studie hat aber Schwachpunkte. Aufgrund der Symmetrie entspricht der Winkel von $93,33^\circ$ dem Winkel von $86,67^\circ$, und der Winkel von $98,50^\circ$ entspricht dem Winkel von $81,50^\circ$. Die Studie erfasst also nur den Winkelbereich von $72,77^\circ$ bis $86,67^\circ$, anstatt, wie angenommen, zwei verschiedene Bereiche. Der interessante Bereich zwischen 60° und 70° , in dem man eine Steigerung der Primärstabilität erwarten kann, blieb dabei unberücksichtigt. Der untersuchte Winkelbereich ist viel zu schmal bemessen, um signifikante Unterschiede finden zu können.

Holm et al. [42] untersuchten die Insertionswinkel 90° , 75° und 60° und fanden keinen signifikanten Einfluss auf die Stabilität. Doch zeigte sich auch in ihrer Studie, dass das durchschnittliche Insertionsdrehmoment beim Winkel 60° höher lag, als bei den beiden anderen Winkeln. Allerdings sind die Werte nicht signifikant höher. Die Daten unserer Untersuchungsreihe weisen für die Winkel 90° , 60° und 50° mit Werten um 105% (105,39%, 105,2% und 105,97%) ebenfalls keine signifikante Verbesserung der Primärstabilität auf. Dies gilt aber nicht für den von Holm et al. unberücksichtigten Winkel von 70° .

Der positive Effekt der Insertion eines Implantats im Winkel von 70° auf das relative Eindrehmoment und somit auf die Primärstabilität, zieht sich wie ein roter Faden durch die Ergebnisse dieser Studie. Dies wird z.B. in Abschnitt 7.4.1 durch den Mann-Whitney U-Test bei einer isolierten Betrachtung von Insertionswinkel und Implantatgröße mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,025$ bestätigt. Sowohl bei beiden Implantatgrößen, wie auch bei beiden Vorbohrertiefen zeigt sich der höchste Medianwert des relativen Eindrehmomentes bei einem Winkel von 70° . Der Mann-Whitney U-Test aber weist bei diesen Kleinstteilmengen der Stichprobengesamtheit keine Signifikanz mehr auf.

8.3.1.1 Proportionalität der Kontaktfläche zur Primärstabilität

Im Vorfeld der Untersuchung stand die Überlegung, dass aufgrund der schrägen Einbringung des Implantats mehr Implantatoberfläche Kontakt mit der Knochenkompakta hat und dies

zur Erhöhung der Primärstabilität führen könne. Zu erwarten war, dass sich dann proportional zu den spitzer werdenden Winkeln das relative Drehmoment und dementsprechend die Primärstabilität vergrößert.

Lee et al. [59] untersuchten 3 Winkel und kamen zu dem Ergebnis, dass die Stabilität bei 30° noch höher sei als bei 60° und 90°. Sie verwendeten künstlichen Knochen bei ihren Versuchsreihen.

Auch Martins Meira et al. [68] haben ihre Versuchsreihe unter Verwendung von künstlichem Knochen durchgeführt. Sie untersuchten 3 Winkel (90°, 60° und 45°) und konnten diese Proportionalität feststellen. Im Gegensatz zu Lee et al., der maximale Abzugskraftmessungen durchführte, nutzen sie bei Ihren Messungen nur horizontale Kraftvektoren. In unserer Untersuchungsreihe war solch eine Proportionalität nicht feststellbar. Einerseits ist Knochen nie homogen, andererseits kommt es bei der Drehmomentmessung irgendwann zu Berührungen zwischen dem Implantatkragen und der Knochenoberfläche. Die Kontaktfläche nimmt bei spitzeren Winkeln zu, siehe Tabelle 4.2.

Weitere Studien [111, 113] untersuchten die Abhängigkeit der Primärstabilität von der Eindringtiefe und zeigten die Abnahme der Primärstabilität mit Verringerung der Eindringtiefe. In unserer Studie wird stattdessen mit dem Insertionswinkel eine Steigerung der Kontaktfläche erzeugt. Gäbe es also eine Proportionalität der Primärstabilität mit der Kontaktfläche, dann müsste bei einem Winkel von 70° der Wert ca. 6 Prozentpunkte höher als bei 90° sein, bzw. bei 30° sogar doppelt so groß. Die gefundenen Werte in unserer Studie zeigen deutlich, dass diese Annahme falsch ist.

8.3.2 Implantatgröße und Primärstabilität

Bereits andere Studien ([112]) haben den Einfluss der Implantatgröße auf die Primärstabilität eines Mini-Implantates untersucht und nachgewiesen. In einer weiteren Studie ([114]) wird die Primärstabilität der Dual-Top-Implantate der Größe 1,6 x 10 mm und 1,6 x 8 mm verglichen. Die Medianwerte unterscheiden sich dort aber nur geringfügig (Dual-Top-Implantat der Größe 1,6 x 10 mm : 91,2 % ± 27,6% und 1,6 x 8 mm : 89,0% ± 33,2%). Alle Untersuchungen sind unter denselben Standardbedingungen und mit denselben Messapparaturen durchgeführt worden, so dass ein Vergleich der Ergebnisse zulässig ist.

Die Vielzahl an Messungen unserer Studie ermöglichte eine Sortierung und Beurteilung nach bestimmten Gesichtspunkten. So wurden in Kapitel 7 in den Betrachtungen der Messergebnisse auch nach der Implantatgröße unterschieden. Die Messungen unserer Untersuchungsreihe bestätigen die Ergebnisse der anderen Studie ([114]). Unsere Ergebnisse weisen ebenfalls höhere Werte des relativen Eindrehmoments bei Verwendung des größeren Implantats (Abschnitt 7.2) auf. Der Mann-Whitney U-Test zeigt eine hohe Signifikanz mit $p < 0,001$ bei den Unterschieden der Messwerte der beiden Implantatgrößen.

8.3.3 Vorbohrtiefe und Primärstabilität

Weiterhin wurde untersucht, ob die Vorbohrtiefe die Primärstabilität eines Mini-Implantats beeinflusst. In dieser Studie konnten wir einen solchen Einfluss jedoch nicht erkennen. Auch der Mann-Whitney U-Test zeigte mit $p \geq 0,05$ keine Signifikanz. In der bereits erwähnten Studie [114] wird ebenfalls der Einfluss der Vorbohrtiefe untersucht. In den Fällen, in denen die Kompakta nur leicht angebohrt wurde, konnte dort ein negativer Einfluss der unzureichenden Vorbohrtiefe aufgezeigt werden. Kein weiterer Einfluss der Vorbohrtiefen konnte aufgezeigt werden, wenn die Kompakta vollständig durchbohrt wurde. Diese Feststellung deckt sich mit den Ergebnissen unserer Studie. Lediglich bei einer isolierten Betrachtung von Insertionswinkel und Vorbohrtiefe in Abschnitt 7.4.2 zeigt der Mann-Whitney U-Test eine marginale Signifikanz mit $p < 0,05$ für den Winkel 70° bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm. Ansonsten zeigen sich keine signifikanten Ergebnisse.

8.4 Optimaler Insertionswinkel und Mini-Implantatgröße

Eine weitere Frage war, ob der optimale Insertionswinkel in Abhängigkeit des Implantatdurchmessers variiert. Mit den Daten dieser Arbeit führten Wilmes et al. [115] eine Regressionsanalyse bezüglich des Insertionswinkels für beide Implantatgrößen durch. Dabei zeigt sich für das Implantat der Größe 1,6 x 8 mm ein Maximum bei $63,8^\circ$ und für das Implantat der Größe 2,0 x 10 mm ein Maximum bei $66,7^\circ$. Es zeichnet sich also ein optimaler Insertionswinkelbereich zwischen 60° und 70° ab.

Daraus folgt die Frage, ob je größer der Durchmesser des verwendeten Implantats ist, um so

größer der Winkel innerhalb des Bereiches zwischen 60° und 70° gewählt werden soll, oder - mit anderen Worten - sollte man für kleinere Implantate eher einen Winkel um 60° anstreben?

8.5 Klinischer Nutzen

Es sollte außerdem geklärt werden, ob es Insertionsregionen gibt, in die durch das optimale Kombinieren von Implantatgröße und Insertionswinkel Mini-Implantate insertiert werden können, die bislang aufgrund der anatomischen Verhältnisse außen vor gelassen werden mussten.

Viele Autoren beschreiben geeignete Insertionsregionen und empfehlen an diesen Stellen spezielle Insertionswinkel. Dabei benutzen sie die unterschiedlichsten Referenzebenen.

Carano et al. [19] favorisieren im Oberkiefermolarenbereich die Insertion des Mini-Implantats in einem Winkel von 30° oder 45° , bezogen auf den interradikulären Knochen der Oberkiefermolaren.

Kyung et al. [57] sowie Morea et al. [80] empfehlen für den Oberkiefer eine Insertion im Winkel von 30° - 40° zur Längsachse des Zahnes (das entspricht 50° - 60° nach unserer Definition) und für den Unterkiefer nur einen Winkel zwischen 10° - 20° (also 70° - 80°) wegen der dickeren Kortikalis.

Cousley et al. [20] beschreiben in der Region zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molar eine Insertion in einem Winkel von 45° zur Längsachse der Wurzeln.

Kravitz et al. [55] empfehlen im Bereich des Mandibularbogens die Insertion im Winkel von 30° - 45° zur Okklusionsebene.

Poggio et al. [94] empfehlen die Insertion in einem Winkel von 30° - 40° zur Zahnachse (also 50° - 60°), da so eine längere Schraube verwendet werden kann.

Lee et al. [60] beschreiben in ihrer Falldarstellung die Insertion des Mini-Implantats palatinal zwischen dem ersten und zweiten Oberkiefermolaren in einem Winkel von 30° - 40° bezogen auf die Knochenoberfläche.

Viele dieser Bezugsebenen sind klinisch schlecht auffindbar. Die Referenzebene unserer Arbeit, ist die Knochenoberfläche - eine Referenz, die auch intraoperativ leicht nachvollzogen werden kann.

Muss ein Mini-Implantat distal des ersten Oberkiefermolaren, eine Region mit einer Knochenqualität zwischen Typ D3 und D4, gesetzt werden, so findet man dort im Durchschnitt nur eine Kompaktadicke von 1,3 mm \pm 0,5 mm. Nun kann durch Insertion des Mini-Implantats im Winkel von annähernd 70° (zur Bezugsebene Knochenoberfläche) die Primärstabilität erhöht werden.

In Regionen, in denen durch Nachbarstrukturen die Größe des Implantats begrenzt ist, wie zum Beispiel mesial des ersten Unterkiefermolaren, kann ein kleineres Implantat, insertiert mit einem Winkel von 70°, die benötigte Primärstabilität erreichen, ohne die Nachbarstrukturen zu gefährden.

Weist die Insertionsregion eine dicke Kompaktaschicht bzw. eine gute Knochenqualität (Typ D1 oder Typ D2) auf, so kommt dem Insertionswinkel keine Bedeutung zu. Ist aber die Kompaktadicke gering und die Größe des Mini-Implantats durch Nachbarstrukturen begrenzt, kann die Primärstabilität erhöht werden, indem man das Implantat in einem Winkel von annähernd 70° setzt.

8.6 Empfehlungskriterien

Im Folgenden soll eine sinnvolle Empfehlung über einen optimalen Insertionswinkel gegeben werden.

Betrachtet man isoliert die Primärstabilität, so wäre nach dieser Studie ein Insertionswinkel von 60° bis 70° zu empfehlen. Doch andere Faktoren dürfen nicht außer acht gelassen werden. So sind auch die anatomischen Verhältnisse, die chirurgische Handhabung und das Anbringen kieferorthopädischer Apparaturen zu berücksichtigen. Darüberhinaus bedarf es nur eines Mindesteindrehmoments von 50 Nmm [81], um eine ausreichende Implantatstabilität zu erzielen. Eine Erhöhung des Eindrehmoments darüber hinaus birgt die Gefahr des Implantatkopfkollapses und somit den Verlust des Implantats.

Eine genauere Festlegung des optimalen Insertionswinkels in Einzelgrade erscheint unangebracht, da ein Operateur im Mund des Patienten nie die Möglichkeit haben wird, einen Winkel ohne hohen technischen Aufwand intraoperativ so genau einzuhalten.

8.6.1 Allgemeine Empfehlung

Die Sicherheit für die benachbarten Strukturen sollten bei der Auswahl der Insertionsregion eine große Rolle spielen. Der ausgewählte Ort sollte eine sinnvolle und leichte Apparaturaufbringung erlauben und leicht zugänglich sein. Erst nach seiner Wahl kommt dort der Kompaktadicke Bedeutung zu. Ist diese in dieser Region gering, dann kann eine Verbesserung der Primärstabilität durch die Parameter Implantatdurchmesser und Insertionswinkel erreicht werden.

Eine sorgfältige Planung der beiden Parameter Implantatgröße und Insertionswinkel, ausgehend von der Kompaktadicke im Insertionsgebiet, führt zu einer Erhöhung der Implantatstabilität und somit zu der Erhöhung der Erfolgswahrscheinlichkeit der kieferorthopädischen Behandlung.

9 Kapitel 9

9 Schlussfolgerungen

Ausgehend von den Untersuchungsergebnissen dieser Arbeit und unter Berücksichtigung voranstehender Diskussion, lassen sich im Wesentlichen folgende Schlussfolgerungen ziehen.

- Implantate, die mit einem Winkel zwischen 60° und 70° inseriert werden, erzielen eine höhere Primärstabilität als Implantate mit anderen Winkeln.
- Je größer der Durchmesser und je länger das Implantat ist, um so höher ist seine Primärstabilität.
- Der Einfluss der Vorbohrtiefe auf die Primärstabilität konnte nicht eindeutig geklärt werden.
- Vormalig nicht berücksichtigte Insertionsregionen mit dünner Kompakta können nun durch optimale Kombination der Implantatgröße und des Insertionswinkels vom Operateur genutzt werden.

Diese Ergebnisse gelten zunächst nur für die in dieser Arbeit untersuchten Implantate der Firma Jeil. Für andere Implantate sollten entsprechende Untersuchungen durchgeführt werden, um eventuell abweichende optimale Insertionsparameter zu bestimmen.

Literaturverzeichnis

- [1] Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Sur* 1981 (10), 387-416
- [2] Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, et al: The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986 (1), 11-25
- [3] Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J: Osseointegrated Titanium Implants, Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta orthop. Scand.* 1981 (52), 155-170
- [4] Angle EH: Treatment of malocclusion of teeth. Meusser, Berlin 1987 (2. Auflage)
- [5] Berens A, Wiechmann D, Dempf R: Mini- and Micro-screws for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontic Therapy. *J Orofac Orthop* 2006 (6), 450-458
- [6] Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J: Success Rates of Mini- and Microscrews as Skeletal Anchorage in Orthodontics. *Inf Orthod Kieferorthop* 2005 (37), 283-287
- [7] Bortz J: Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler 2005
- [8] Boyle J, Frost D, Foley M, Grady J: Torque and pullout analysis of six currently available self-tapping and emergency screws. *J Oral Maxillofac Surg* 1993 (51), 45-50

- [9] Büchter A, Wiechmann D, Koerdts S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U: Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005 (16), 473-479
- [10] Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Meyer U, Wiesmann HP, Joos U: Immediately Loaded Micro-Implants and Their Influence on Osseointegration. *Inf Orthod Kieferorthop* 2005 (37), 274-281
- [11] Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U: Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006 (17), 714-722
- [12] Block MS, Hoffmann DR: A new device for absolute anchorage for orthodontics. *AMJ Orthod DentoFac Orthop* 1995 (107), 251-258
- [13] Brånemark PI: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthetic Dentistry* 1983 (50), 399-410
- [14] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: Tissue-integrated protheses. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, Barcelona 1985
- [15] Bronstein IN, Semandjajew KA: Taschenbuch der Mathematik, Verlag Harri Deutsch, 1987 (23. Auflage), S.22
- [16] Brunski JB: Avoid pitfull overloading and micromotions of intraosseous implants. *Dent Implantal Update* 1993 (10), 77-81
- [17] Brunski JB: Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interfaces. *Clin Mater* 1992 (10), 153-201
- [18] CAMLOG Chirurgie Handbuch 01/2001
- [19] Carano A, Velo S, et al: Clinical application of the microscrew anchorage system. *J Clin Orthod* 2005 (39), 9-24
- [20] Cousley RRJ, Parberry DJ: Surgical Stents for Accurate Miniscrew Insertion. *J Clin Orthod* 2006 (7), 412-417

- [21] Cousley RRJ: Critical aspects in the use of orthodontic palatal implants. *A J Orthod* 2005 (127), 723-729
- [22] Cousley RRJ, Parberry DJ: Combined cephalometric and stent planning for palatal implants. *J Orthod* 2005 (32), 20-25
- [23] Creekmore TD, Eklund MK: The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983 (17), 266-269
- [24] Das moderne Lexikon (Band 17). Bertelsmann Lexikon-Verlag, 1972/1973
- [25] De Pauw, et al: Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthodontist* 1999 (69), 401-408
- [26] Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T: Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006 (129), 721e7-721e12
- [27] Diedrich P: Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme, Eine kritische Beobachtung. *Fortschr Kieferorthop* 1993 (54), 156-171
- [28] Dhert WJA, Verheyen CCPM et al: A finite element analysis of the push-out test: Influence of test conditions. *J Biom Mat Res* 1992 (26), 119-130
- [29] Friberg B, Jemt T, Lekholm U: Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 (2), 142-146
- [30] Friberg B, Sennerby L, et al: A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999 (28), 297-303
- [31] Friberg B, Sennerby L, Roos J, et al: Evaluation of the bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in-vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995 (6), 164-171

- [32] Fritz U, Diedrich P, Kinzinger G, Al-Said M: Die Verankerungsqualität von Miniimplantaten gegenüber Zug- und Extrusionskräften. *J Orofac Orthop* 2003 (65), 293-304
- [33] Fritz U, Ehmer A, Diedrich P: Klinische Eignung von Minititanschrauben zur orthodontischen Verankerung - erste Erfahrungen. *J Orofac Orthop* 2004 (65), 410-418
- [34] Fortini A, Cacciafesta V, Sfondrini MF, Cambi S, Lupoli M: Clinical Applications and Efficiency of Miniscrews for Extradental Anchorage. *Orthodontics* 2004 (1), 87-98
- [35] Gainsforth BL, Higley LB: A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 1945 (31), 406-417
- [36] Glauser R, Meredith N: Diagnostische Möglichkeiten zur Evaluation der Implantatstabilität. *Implantologie* 2001 (9), 147-160
- [37] Grey JB, Steen ME, King GJ, Clark AE: Studies on the efficiency of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod* 1983, 311-317
- [38] Heibel H, Alt KW et al: Kortikalisdicke am Unterkiefer unter besonderer Berücksichtigung der Miniplattenosteosynthese. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2001 (5), 180-185
- [39] Hesser W, Hoischen H: *Technisches Zeichnen* 2005, ISBN-10: 3-589-24110-1, S.219: Schrägschnitte an Zylindern und Abwicklung nach dem Mantellinienverfahren.
- [40] Higuchi KW, Slack JM: The use of titanium fixtures for intra-oral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 (6), 338-344
- [41] Hoischen H, Prof. Dr.-Ing. Hesser: *Technisches Zeichnen*. ISBN-13: 978-3-589-24110-1
- [42] Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RRJ: An in-vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthodontist* 2012 (82), 1022-1028

- [43] Hüsler J, Zimmermann H: Statistische Prinzipien für medizinische Projekte. Hans Huber Verlag 2006 (4.Auflage)
- [44] Huang LH, Shotwell JL, Wang HL: Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005 (127), 713-722
- [45] Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE: Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005 (127), 307-313
- [46] Hürzeler MB, Quinones CR, Kohal RJ, et al: Changes to peri-implant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *J Periodontol* 1998 (69), 396-404
- [47] Ikumi N, Tsutsumi S: Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005 (20), 253-260
- [48] Inaba M: Evaluation of primary stability of inclined orthodontic mini-implants. *J Oral Sci.* 2009 (51), 347-353
- [49] Insertion eines Mini-Implantates. (http://www.kfokompakt.de/frontend/templates/default/default/images/pdffiles/dualtop_manual.pdf)
- [50] Ismail SFH, Johal AS: The role of implants in orthodontics. *J of Orthod* 2002 (3), 329-345
- [51] Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U: Influence of implant diameters on the integration of screw implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997 (26), 141-148
- [52] Jolley TH, Chung C-H: Peak Torque Values at Fracture of Orthodontic Miniscrews. *JCO* 2007 (6), 326-328
- [53] Jung Y-R, Kim S-C, Kang K-H, Cho J-H, Lee E-H, Chang N-Y, Chae J-M: Placement angles on the success rate of orthodontic microimplants

- and other factors with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013 (143), 173-181
- [54] Kanomi R: Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997 (31), 763-767
- [55] Kravitz ND, Kusnoto B: Placement of mini-implants with topical anaesthetic. *J Clin Orthod* 2006 (10), 602-604
- [56] Kreuter, A., Wilmes, B., Drescher D.: Der Einfluss des Insertionswinkels eines Mini-Implantates auf seine Primärstabilität. Abstractband, 89. Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V. 2016, 120
- [57] Kyung HM, Park HS, et al: Development of orthodontic micro-implant for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003 (37), 321-328
- [58] Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H: Resonance frequency analysis and damping capacity assessment, Part I: an in-vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin. Oral Impl. Res.* 2006 (17), 75-77
- [59] Lee J, Kim J Y, Choi Y J, Kim K-H, Chung C J: Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *Angle Orthodontist* 2013 (83), 667-673
- [60] Lee JS, Park HS et al: Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal class II malocclusion. *J Clin Orthod* 2001 (35), 643-647
- [61] Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK: The Efficient Use of Midpalatal Miniscrew Implants. *Angle Orthodontist* 2004 (74), 711-714
- [62] Lekholm U., Zarb G. A.: Patient selection and preparation. In: P. I. Brånemark, G. A. Zarb, T. Albrektsson: *Tissue integrated prostheses: osseointegration. Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing, Chicago 1985, 199–209.

- [63] Linkow LI: The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* 1969 (18), 149-154
- [64] Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY: Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *A J Orthod* 2004 (126), 42-47
- [65] Ludwig B, Lietz T: Einleitung. In: Ludwig B (Hrsg.): *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 2007, 1-4
- [66] Mah J, Bergstrand F: Temporary anchorage devices: A status report. *J Clin Orthod* 2005 (39), 317-321
- [67] Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, et al: Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria: early continuous distalizing forces. *Europ J Orthod* 1999 (3), 223-330
- [68] Martins Meira T, Tanaka OM, Medeiros Ronsani M, Maruo IT, Guariza-Filho O, Souza Camargo E, Maruo H: Insertion torque, pull-out strength and cortical bone thickness in contact with orthodontic mini-implants at different insertion angles. *Europ J Orthod* 2013 (35), 766-771
- [69] Melsen B: Overview Mini-Implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005 (9), 539-547
- [70] Melsen B, Verna C: A rational approach to orthodontic anchorage. *Progress in Orthodontics* 1999 (1), 10-22
- [71] Melsen B, Lang NP: Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001 (12), 144-152
- [72] Meredith N, Alleyne D, Cawaley P: Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 1996 (7), 261-267
- [73] Meredith N: A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng* 1998 (26), 275-291

- [74] Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawaley P: The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res* 1997 (8), 234-243
- [75] Misch CE: Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990 (6), 23-31
- [76] Misch CE: Knochenqualität nach Misch. *CAMLOG Chirurgisches Handbuch* 2001 (01), A2-2
- [77] Misch CE, Dietsch-Misch F, Hoar J, Becker G, Hazen R, Misch CM: A bone quality-based implant system. First year of loading. *J Oral Implantol* 1999 (25), 185-197
- [78] Misch CE, Qu Z, Bidez MW: Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999 (57), 700-708
- [79] Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takana-Yamamoto T: Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003 (124), 373-378
- [80] Morea C, Dominguez GC, et al: Surgical guide for optimal positioning of mini-implants. *J Clin Orthod* 2005 (5), 317-321
- [81] Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N: Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Impl Res* 2006 (17), 109-114
- [82] Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N: Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implants. *Clin Oral Impl Res* 2005 (16), 480-485

- [83] Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH: Micro-Implant anchorage for treatment of skeletal class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001 (35), 417-422
- [84] Park HS, Jeong SH, Kwon OW: Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006 (130), 18-25
- [85] Park HS, Kwon TG, Kwon OW: Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. *Am J Orthod* 2004 (126), 627-636
- [86] Park HS, Kwon OW, Sung JH: Uprighting second molars with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2004 (38), 100-103
- [87] Park HS, Kyung HM, Sung JH: A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002 (36), 592-596
- [88] Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS: Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthodontist* 2010 (80), 634-641
- [89] Popov V, Technische Universität Berlin, Institut für Mechanik: Vorlesungsskript Wintersemester 2003/2004, Kapitel 8 Reibungsphänomene. (http://mech2.pi.tu-berlin.de/popov/mechanik1_ws0304/skript/Reibung.pdf)
- [90] Promedia Medizintechnik: Produktbroschüre Dual-Top™ Anchor-Systems
- [91] Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD: Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2005 (20), no. 3, 425–431
- [92] Reynders R, Ronchi L, Bipat S: Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009 (135), 564e1-564e19

- [93] Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH: Effects of mini-screw orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010 (137), 91-99
- [94] Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A: "Safe Zones": A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch. *Angle Orthodontist* 2006 (76), 191-197
- [95] Radspieler H: Differentialtherapie der Osteoporose in der Praxis: Seminar Hausarzt Praxis 2000 (1), 65-61
- [96] Roberts WE, Marshall KJ, Mozzsary PG: Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1989 (60), 135-151
- [97] Roth A, Yilderim M, Diedrich P: Forcierte Extrusion mit Mikroschrauben-Verankerung zur präprothetischen Harmonisierung des Gingivaverlaufs. *J Orofac Orthod* 2004 (65), 513-519
- [98] Schiebler T, Schmidt W, Zilles K: *Anatomie* 1995 (6.Auflage), S.65
- [99] Sherman JA: Bone reaction to orthodontic forces on vitreous carbon dental implants. *Am J Orthod* 1978 (74), 79-87
- [100] Sherwood K, Burch, Thompson W: Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002 (122), 593-600
- [101] Sieber H: *Mathematische Tafeln mit Formelsammlung*. Ernst Klett Verlag, 1985 (5.Auflage), S.44
- [102] Stanford CM: Biomechanical and functional behavior of implants. *Adv Dent Res* 1999 (13), 88-92
- [103] Turley PK, Shapiro PA, Moffett BC: The loading of coated aluminium oxide implants to produce sutural expansion of the maxillary complex in the pigtail monkey *Macaca Nemestrina*. *Arch Oral Biol* 1980 (25), 459-469

- [104] Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM: Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: A study in sheep mandibles. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2001 (39), 266-268
- [105] Vidyasagar L, et al: The influence of site preparation (countersinking) on initial dental implant stability. An in-vitro study using resonance frequency analysis. *Stomatologija, Baltic Dental Maxillofacial of J* 2004 (6), 14-16
- [106] Wehrbein H, Diedrich P: Endosseous titanium implants during and after orthodontic load - an experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 1993 (4), 76-82
- [107] Wehrbein H, Glatzmaier J, et al: Das Orthosystem - ein neues Implantatsystem zur orthodontischen Verankerung am Gaumen. *J Orofac Orthopedics* 1996 (57), 142-153
- [108] Wehrbein H, Merz BR: Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esth Dent* 1998 (10), 315-324
- [109] Weiß Ch: *Basiswissen Medizinische Statistik*. Springer Verlag 2005 (3. Auflage)
- [110] Wilmes B: Anwendungsgebiete von Mini-Implantaten. In: Ludwig B (Hrsg.): *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 2007, 89-120
- [111] Wilmes B, Drescher D: Impact of Insertion Depth and Predrilling Diameter on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *Angle Orthodontist* 2009 (79), 609-614
- [112] Wilmes B, Ottenstreuer S, Su Y-Y, Drescher D: Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthod* 2008 (69), 42-50

- [113] Wilmes B, Rademacher C, Bortoluzzi V, Hönscheid R, Drescher D: Primärstabilität von kieferorthopädischen Mini-Implantaten. *Rheinisches Zahnärzteblatt* 2007 (2), 84
- [114] Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D: Einfluß der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. *J Orof Orthod* 2006 (67), 162-174
- [115] Wilmes B, Su YY, Drescher D: Insertion Angle Impact on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *Angle Orthodontist* 2008 (78), 1065-1070
- [116] Wilmes B, Su YY, Sadigh L, Drescher D: Pre-drilling Force and Insertion Torque during Orthodontic Mini-Implant Insertion in Relation to Root Contact. *J Orofac Orthop* 2008 (69), 51-55
- [117] Wüstefeld S: Einfluß des Implantat-Designs auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantaten, (<http://docserv.uni-duesseldorf.de/servlets/derivateservlet/Derivate-15750/diss.pdf>) 2010, 1-74
- [118] LookingforDental Onlinecataloge; Straumann Orthosystem (<http://dentalcatalog.lookingfordental.com/producten.php?Id=642>)
- [119] Promedia Medizintechnik Onlineshop (<http://www.promedia-med.de/pages/leistungen/orthodontie/dualtopschraubentypen.php?navid=15>)
- [120] Xu Z, Wu Y, Zhao L, Zhou Y, Wei X, Tang N, Feng X, Tang T, Zhao Z: Effect of placement angle on stability of loaded titanium miniscrews in beagle jaws. *Angle Orthodontist* 2013 (83), 659-666

A Anhang

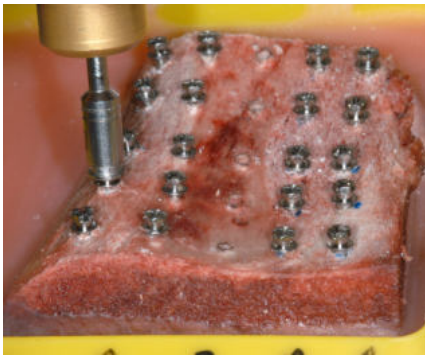


Abbildung A.1: Winkel 90 Grad

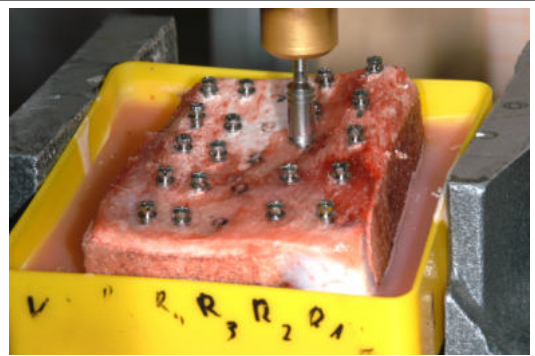


Abbildung A.2: Winkel 80 Grad

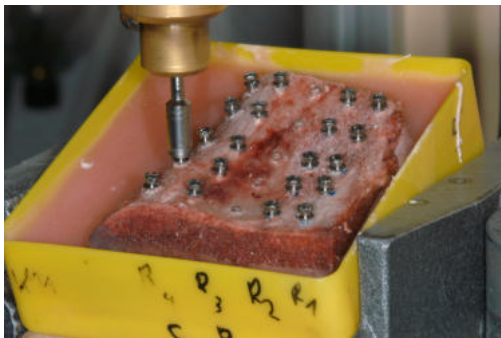


Abbildung A.3: Winkel 70 Grad

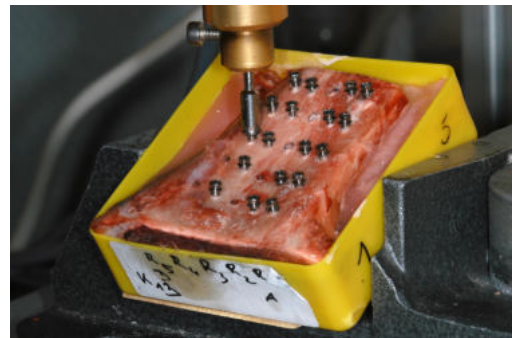


Abbildung A.4: Winkel 60 Grad

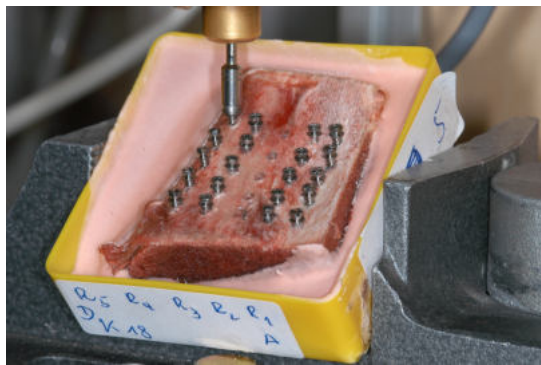


Abbildung A.5: Winkel 50 Grad

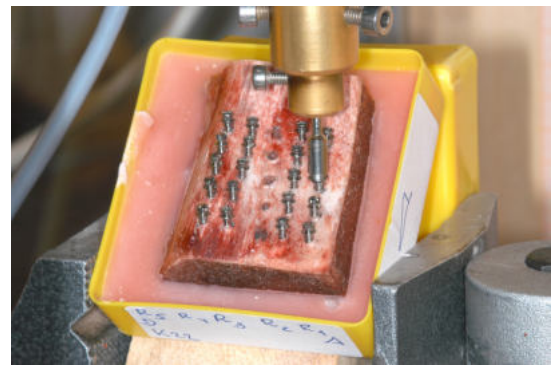


Abbildung A.6: Winkel 40 Grad

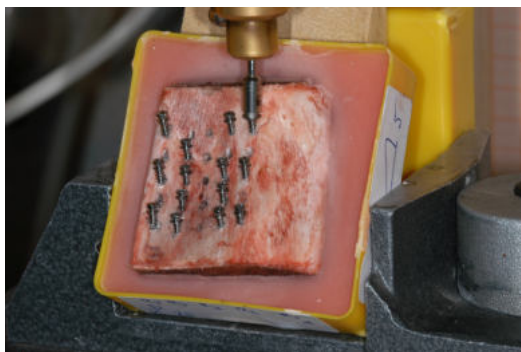


Abbildung A.7: Winkel 30 Grad

B Anhang B

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Drescher, der mir dieses interessante Thema zur Verfügung stellte und meine Arbeit wohlwollend unterstützt hat.

Insbesondere danke ich Herrn Prof. Dr. Wilmes für seine Geduld und freundliche Unterstützung während der Versuchsdurchführung und des Schreibens meiner Arbeit.

Desweiteren bedanke ich mich bei Herrn Dipl.-Phys. Hönscheid für die mathematischen Einblicke, die Einweisung in die Messapparatur und die Unterstützung während der Versuchsdurchführung.

Herrn Kemming und allen Mitarbeitern des Schlachthofes Kemming danke ich für die Bereitstellung der Knochensegmente.

Mein Dank gilt auch der Firma Jeil Medical Corporation für die kostenlose Überlassung der Mini-Implantate.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dipl.Informatiker Detlef Kaese für das Redigieren.

Ganz besonders danke ich meinem Mann Stefan für seine Unterstützung bei dem Erarbeiten der physikalischen und mathematischen Grundlagen dieser Arbeit und für die Erstellung der Grafiken.