

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Universitätsprofessor Dr. D. Drescher

**Einfluss des Implantat-Designs
auf die Primärstabilität orthodontischer
Mini-Implantate**

Dissertation

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

vorgelegt von

Stephanie Wüstefeld

2010

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

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Dekan

Referent: Prof. Dr. Drescher

Korefferent: Univ.-Prof. Dr. Stüttgen

meinem lieben Mann

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht.....	3
2.1 Verankerung	3
2.2 Dentale Verankerung	4
2.3 Extraorale Geräte zur orthodontischen Verankerung.....	4
2.4 Intraorale Geräte zur orthodontischen Verankerung	6
2.5 Skelettale Verankerung.....	7
2.6 Palatinale Verankerungssysteme	7
2.7 Distraktoren	9
2.8 Miniplatten	9
2.9 Dentale Implantate.....	10
2.10 Mini-Implantate	10
2.11 Verankerungsmöglichkeiten bei der Verwendung von Mini-Implantaten...	14
2.12 Primär- und Sekundärstabilität.....	15
2.13 Einteilung der Knochenqualität	16
2.14 Einheilung der Mini-Implantate	17
2.15 Osseointegration bei Mini-Implantaten.....	18
2.16 Messung der Implantatstabilität	19
3. Fragestellungen der vorliegenden Studie	22
4. Material und Methode.....	23
4.1 Vorbereitung der Knochensegmente	23
4.2 Einbetten der Knochen	24
4.3 Vorbereitungen für die Pilotbohrung	24
4.4 Pilotbohrung.....	25
4.5 Getestete Mini-Implantate.....	26
4.6 Insertion der Mini-Implantate	30
4.7 Nomenklatur	33
5. Statistische Auswertung.....	35
6. Ergebnisse	36
6.1 Relative Eindrehmomente.....	36
6.2 Überprüfung auf signifikant unterschiedliche relative Eindrehmomente .	37

6.3 Abhängigkeit vom Vorbohrdurchmesser	38
6.4 Abhängigkeit von der Schaftform	44
7. Diskussion	47
7.1 Allgemeine Diskussion.....	47
7.2 Diskussion der Methodik.....	47
7.3 Diskussion der Ergebnisse	51
8. Schlussfolgerungen	56
9. Zusammenfassung.....	57
10. Empfehlung für weitere Studien	59
11. Anhang	61
11.1 Literaturangaben.....	61
11.2 Danksagungen.....	73
11.3 Lebenslauf	74

1. Einleitung

Die Kieferorthopädie befasst sich definitionsgemäß mit der Korrektur von Zahnstellungsanomalien und Kieferdeformitäten. Eine wichtige Voraussetzung für die kieferorthopädischen Behandlung ist eine suffiziente Verankerung. Häufig kommt es jedoch aufgrund eines Verankerungsverlustes zu unbefriedigenden oder unerwünschten Behandlungsergebnissen. Eine desmodontale Verankerung kann aufgrund der reaktiven Kräfte zu Nebenwirkungen wie Zahnwanderungen führen. Auch die Entwicklung extraoraler Verankerungen im 19. Jahrhundert brachte einige Nachteile mit sich. Aufgrund der oft geringen Akzeptanz und der damit verbundenen unzureichenden Kooperation seitens der Patienten bei der Behandlung mit extraoralen Verankerungen zur orthodontischen Behandlung und den Nachteilen, die die intraorale Verankerung mit sich brachte, wie zum Beispiel ein sehr begrenztes Wirkungsspektrum oder großer Aufwand bei der Inkorporation, wurde nach weiteren Behandlungsmöglichkeiten gesucht. Als eine relativ neue Therapiemöglichkeit in der Kieferorthopädie gilt die skelettale Verankerung, welche schließlich zur Entwicklung der Mini-Implantate führte [64, 87].

Die ersten Versuche, Zähne über im Knochen verankerte Schrauben zu bewegen, kamen 1945 von Gainsforth und Highley [38]. Sie benutzten Vitallium-Schrauben und Edelstahldrähte, um die orthodontischen Kräfte zu applizieren. So wie sie konnte auch Linkow, 1969, keine erfolgreichen Langzeitergebnisse erzielen [62]. Mit Hilfe Brånemarks Entdeckung der Biokompatibilität von Titan und des lichtmikroskopisch nachgewiesenen direkten Kontakts dieser Implantate mit dem Knochen ohne Auslösung einer abstoßenden Reaktion, entstand das Konzept der Osseointegration [11]. Schon 1969 konnte eine fünfjährige Überlebensrate mit ebenfalls lichtmikroskopisch nachgewiesener Osseointegration gezeigt werden [12]. Weitere umfassende sowohl tierexperimentelle als auch klinische Versuche lieferten unter Anderem Roberts [82, 83] und Turley [93, 94]. So konnte sich der Einsatz von dentalen Implantaten als skelettale Verankerungsmöglichkeit seit 1980 in der Kieferorthopädie etablieren. Für kieferorthopädische Zwecke eingesetzt erwiesen sie sich allerdings unter anderem wegen

ihrer Größe als ungeeignet. Abgeleitet von dieser Idee wurden die Mini-Implantate entwickelt, die besser an den kieferorthopädischen Behandlungszweck angepasst sind. Die ersten Implantate mit geringerem Durchmesser wurden 1997 durch Kanomi [49] eingeführt. Bei diesen Implantaten handelte es sich um modifizierte Schrauben, wie sie bei der Miniplatten-Osteosynthese verwendet wurden. Ihre ersten Anwendungen in der Kieferorthopädie brachten jedoch Schwierigkeiten mit sich. Das unausgereifte Design und die hierdurch bedingte improvisierte Befestigung orthodontischer Attachments an den Implantatköpfen führten zu Irritationen der Mundschleimhaut und ließen keine ausreichende Mundhygiene in den entsprechenden Bereichen zu. Durch die dadurch bedingten Entzündungen kam es häufig zum Verlust der Implantate [91].

Die Anzahl der Hersteller und auch der Implantat-Typen steigt nach wie vor stetig an. Die vielfältigen Einsatzmöglichkeiten der Mini-Implantate regen die Hersteller zu immer neuen Implantat-Designs an, welche für die jeweilige Anwendung besonders geeignet sein sollen. In dieser Studie werden die Auswirkungen des Designs der Mini-Implantate bezüglich der Eindrehmomente und der Primärstabilität untersucht.

2. Literaturübersicht

2.1 Verankerung

Allgemein ist Verankerung definiert als „das Abfangen oder der kontrollierte Einsatz aller reaktiven Kräfte und Momente“ [32].

Bezogen auf die Kieferorthopädie fallen hierunter alle reaktiven Kräfte, bzw. der Widerstand, die von einem Zahn, einer Zahngruppe und/oder einer anatomischen Einheit aufgebracht werden, wenn sie als Kraftträger zur Bewegung anderer Zähne wirken sollen. Eine wichtige Rolle für die Effizienz einer kieferorthopädischen Verankerung spielt die Wurzeloberfläche der zu verankernden Einheit. Diese wird bestimmt durch Zahnform, Wurzellänge und –querschnitt. Auch die Zahnachsenstellung sowie die Höhe, die Struktur und die anatomischen Besonderheiten des den Zahn umgebenden Alveolarfortsatzes sind zu berücksichtigen [32, 33, 48]. Diese Punkte müssen bei der Verankerungsplanung mit einbezogen werden. Ebenso muss auch Newtons 3. Axiom Rechnung getragen werden, welches besagt, dass Actio und Reactio gleich sind [32]. Werden zur Abstützung andere Zähne oder Schädelstrukturen herangezogen, wirken auf diese genauso hohe Kräfte ein, wie auf die therapeutisch zu bewegenden Zähne. Hierdurch kommt es sowohl zu erwünschten wie auch zu teilweise unerwünschten Zahnbewegungen im Sinne von Aufwanderungen der als Abstützung genutzten Zähne. Wie Edward H. Angle in seinem Buch „Treatment of malocclusion of teeth“ (1887) bemerkt, sei die ideale Verankerung für kieferorthopädische Zahnbewegungen eine unbewegliche Basis im Sinne einer stationären Abstützung [2]. Diese gewünschte absolute Verankerung gibt es jedoch nicht. Wegen der auf Druck und Zug auftretenden Reaktionen des Gewebes kann nur von relativer Verankerung gesprochen werden [86]. Auf der Suche nach einer möglichst idealen Verankerung kann der Behandler zwischen intra- oder intermaxillären oder auch von der Bezahnung unabhängigen Möglichkeiten abwägen.

2.2 Dentale Verankerung

Eine rein dentale Verankerung kann zur Durchführung von orthodontischen Zahnbewegung nur im Falle ausreichender biologischer Verankerungsqualitäten der Zähne herangezogen werden. Hierzu können einzelne Zähne oder aber auch Zahngruppen genutzt werden. Berücksichtigt werden muss dabei die Gefahr des Verankerungsverlusts. Dieser kann in verschiedenen Formen auftreten, etwa durch eine unerwünschte Wanderung, Kippung oder Veränderung der vertikalen Position der Zähne. Zur Auflösung eines Frontengstandes bei extrahierten ersten Prämolaren darf es beispielsweise nicht zu einer unkontrollierten Mesialwanderung der zweiten Prämolaren und Molaren kommen [87]. Je nachdem, in welchem Umfang die als Verankerungseinheit genutzten Zähne wandern dürfen, unterscheidet man eine minimale, moderate und maximale Verankerungsqualität [86].

Sind die biologischen Verankerungsqualitäten der Zähne für eine rein desmodontale Verankerung unzureichend, können zur Vermeidung unerwünschter Nebenwirkungen zusätzliche intra- und/oder extraorale Verankerungshilfen hinzugezogen werden [32, 33]. Soll beispielsweise bei einer Aplasie eines zweiten Schneidezahnes die Lücke durch die Mesialisierung der Seitenzähne geschlossen werden, reicht eine rein dentale Verankerung meistens nicht aus. In diesem Fall käme es in Form von Kippung der verankernden Zähne zum Verankerungsverlust [99].

2.3 Extraorale Geräte zur orthodontischen Verankerung

Die Akzeptanz extraoraler Verankerungshilfen ist insbesondere bei Erwachsenen relativ gering [96].

2.3.1 Headgear

Der Headgear wurde 1947 von Kloehn als kieferorthopädisches Behandlungsgerät für das Wechselgebiss beschrieben [54]. Er ermöglicht eine extraorale Verankerung. Über einen inneren und einen äußeren Bogen wird eine Verbin-

derung zwischen den Zähnen oder einer kieferorthopädischen Apparatur und dem extraoralen Anteil gebildet [47]. Der innere Bogen wird dabei meist über Molarenbänder an den ersten Molaren des Oberkiefers befestigt. Die Hauptkomponenten Gesichtsbogen, Molarenbänder und extraoraler Zug sind im Wesentlichen bei den verschiedenen Modifikationen des Headgears gleich. Hauptunterscheidungspunkt ist die Richtung des einwirkenden Kraftvektors, welcher distal, disto-kranial oder disto-kaudal verlaufen kann. Der Kraftvektor wird durch Länge und Angulation der Außenarme bestimmt. Beim zervikalen Headgear erfolgt der extraorale Zug über ein Zervikalband. Bei seiner Anwendung kommt es entweder aufgrund der langen und 15° nach kaudal angulierten Arme zur Distalkippung der Molaren des Oberkiefers oder zur Mesialkipfung dieser Molaren bei Angulation um 15° nach kranial. Beim okzipitalen Headgear liegt die Kraftquelle weiter kranial und es erfolgt eine Intrusion der Molaren. Für eine rein distale Krafteinwirkung kann der horizontale Headgear mit kurzen Außenarmen in Höhe der Okklusionsebene herangezogen werden [88]. Wegen der äußerlichen Sichtbarkeit ist es aber oft schwierig, die meist jungen Patienten von der Dringlichkeit des Tragens zu überzeugen. Auch wird der Headgear häufig aufgrund auftretender Schmerzen von Patienten abgelehnt [50].

2.3.2 Gesichtsmaske:

Die von Delaire 1976 erstmals angewendete orthopädische Maske dient zur Steuerung des Gesichtsschädelwachstums mittels einer extraoralen Verankerung. Ihre Anwendung findet sie bei der Behandlung einer skelettal bedingten Angle-Klasse III. Im Zuge der Behandlung wird die Maxilla protrahiert, ihr Alveolarkamm und der Zahnbogen nach anterior verschoben und als dritter Schritt die Mandibula an den neuen Zustand angepasst [31]. Wesentliche Bestandteile der Maske sind dabei die extraoralen Züge in postero-anteriorer Richtung und die Stirn-Kinn-Abtützung. Das Ausmaß des Resultats hängt maßgeblich vom Alter des Patienten und somit der Verknöcherung der Suturen zum Behandlungszeitpunkt und der Tragedauer ab. Außerdem spielen auch die Stärke und die Richtung der Züge eine Rolle. Beste Erfolge erzielte Delaire bei Vorliegen einer ausgeprägten Retrognathie der Maxilla [31].

2.4 Intraorale Geräte zur orthodontischen Verankerung

2.4.1 Lipbumper

Der Lipbumper liefert eine intraorale Abstützung unter Einbeziehung der Muskulatur. Er besteht aus einem starren Bogen, der mit seinen distalen Enden mit den Molaren des jeweiligen Kiefers verbunden ist. Durch Lippendruck werden diese in Position gehalten. Der Lipbumper ist als herausnehmbares oder auch als fest verankertes Hilfsmittel zu verwenden. Bei der herausnehmbaren Variante ist wie beim Headgear eine große Kooperation seitens des Patienten nötig [48, 87].

2.4.2 Lingualbogen

Ein weiteres Beispiel für eine intraorale Verankerung bietet der Lingualbogen. Der 0,9 mm starke Drahtbügel verläuft lingual der Zahnreihe. Durch die Abstützung an den Frontzähnen verhindert er eine Mesialbewegung der Molaren [87].

2.4.3 Transpalatinalbogen

Dieser ebenfalls 0,9 mm starke Drahtbügel überquert den Gaumen mit einer zentralen, omega-förmigen Schlaufe. Er ist über Molarenbänder mit den ersten Molaren der Maxilla verbunden. Dabei kann er entweder als aktive Form zu einer Expansion bzw. Kompression oder zu einer Rotation bzw. Torque der Molaren herangezogen werden. Die passive Variante wird zur Verankerung, zum Beispiel in Kombination mit einem Headgear, verwendet. Dabei wird die transversale Distanz der Molaren bewahrt [87].

2.4.4 Quad-Helix:

Die Quad-Helix ist ein im Gaumen sitzendes Drahtelement mit insgesamt vier Loops, zwei anterioren und zwei posterioren. Befestigt wird sie über zementierte Molarenbänder an den ersten bleibenden oder den zweiten Molaren im Milchgebiss der Maxilla. Die Quadhelix erlaubt eine transversale Erweiterung des Oberkieferzahnbogens, kann jedoch auch zur Molarenverankerung verwendet werden. Sie wurde über verschiedene Vorstufen, wie beispielsweise dem herausnehmbaren palatinalen Expansionsbogen von Coffin (1869) oder dem von Ricketts benutzten, festsitzenden palatinalen „W“-Bogen (1973) weiterent-

wickelt. Dadurch konnte das Gerät flexibler gestaltet und die applizierten Kräfte reduziert werden [22].

2.5 Skelettale Verankerung

Als Alternative zu den zahngetragenen und extraoralen Verankerungsmöglichkeiten kommt eine skelettale Verankerung in Frage. Da eine orthodontische Verankerung bei Personen mit angeborenen dentofazialen Anomalien oder insbesondere bei Erwachsenen, bedingt durch Zahnverlust oder auch parodontale Erkrankungen, beeinträchtigt oder sogar unmöglich ist, kann über den Knochen der nötige Halt gefunden werden.

2.6 Palatinale Verankerungssysteme

2.6.1 Onplant

Das Onplant ist ein subperiostal implantiertes, scheibenförmiges Implantat. Mittels der dem Knochen zugewandten, hydroxylapatit-beschichteten Unterseite soll es einen engen Verbund mit der Kortikalis gewährleisten. Präferierte Insertionsorte sind der posteriore, harte Gaumen und der vestibuläre Alveolarfortsatz. Nach zehnwöchiger Einheilung der Implantatscheibe erfolgt bei einem erneuten chirurgischen Eingriff die Befestigung des Abutments, über welches die Verbindung zu den Zähnen hergestellt wird. Somit liefert das Onplant zwar den Vorteil des geringen benötigten Knochenangebots, jedoch auch einen großen Nachteil durch die Gefahr der Nichtintegration und den erhöhten chirurgischen Aufwand sowohl bei der Insertion, als auch bei der Explantation [36].

2.6.2 BIOS-Implantatsystem

Eine Möglichkeit den Prozess der Explantation zu vermeiden, schien das Implantatsystem BIOS (bioresorbable implant anchor for orthodontics system) zu bieten. Es setzte sich aus einem aus resorbierbarem Polylactid bestehenden Implantatkörper und einer Suprakonstruktion aus Metall zusammen. Das Implantat sollte über einen längeren Zeitraum als kieferorthopädische Veranker-

ung eingesetzt und schließlich vom Organismus rückstandslos abgebaut werden. Laut der von Glatzmaier, Wehrbein und Diedrich sowohl in vitro, als auch in vivo durchgeführten Messungen bezüglich der horizontalen Scherkräfte und der vertikalen Abzugskräfte, konnte gezeigt werden, dass das BIOS-System bis zum Beginn der Zersetzung als orthodontisches Verankerungssystem dienen kann [39]. Dieses System konnte sich jedoch auf dem Markt nicht durchsetzen.

2.6.3 Orthosystem®-Implantat

Ein etabliertes Implantat für den anterioren Gaumen ist das Orthosystem®-Implantat der Firma Straumann. Es wurde erstmals von Wehrbein [96, 97] beschrieben. Sein enossaler Anteil besteht aus einem sandgestrahlten und säuregeätzten Schraubenteil, welcher nach der Insertion osseointegriert. Außerhalb des Knochens befinden sich der glatte Halsteil, welcher transmukosal liegt, und ein konfektioniertes Abutment zur Aufnahme der kieferorthopädischen Verankerungselemente. Nach neueren Untersuchungen ist für orthodontische Verankerungszwecke bereits eine Implantatlänge von vier Millimetern ausreichend [37]. Hierdurch kann die Invasivität und das daraus resultierende operative Trauma reduziert werden. Die Explantation des Orthosystems muss mit Hilfe eines systemkompatiblen Trepanbohrers erfolgen. Die Osseointegration und die sichere Verbindung mit orthodontischen Drähten gewährleisten eine ausreichende Verankerung, um mittels des Orthosystems auch Molaren zu bewegen [36].

2.6.4 Graz implant supported pendulum/Orthocorrect-System

Das Graz implant supported pendulum (GISP) der Firma Mondeal stellt eine sofort belastbare, rotationsstabile Titan-Apparatur dar. Sie besteht aus zwei Teilen: zwei 9 mm Pfosten, welche an einer Titanplatte befestigt sind und dem abnehmbaren Anteil. Die Platte kann mittels vier Schrauben subperiostal am Gaumen verankert werden. Dabei ragen die Pfosten durch die Schleimhaut in die Mundhöhle und stellen die Verbindung zum abnehmbaren Teil dar. Das GISP findet seine Anwendung bei Patienten mit einer dentalen Angle-Klasse II zur Distalisierung der Molaren [20, 47]. Kärcher erzielte gute Ergebnisse bei einer nur acht monatigen Anwendung. Er beschreibt es als eine einfach anzuwendende, gute Behandlungsmöglichkeit, wenn eine Extraktion der Prämolaren vermieden werden soll [47].

2.7 Distraktoren

2.7.1 Transpalatinale Distraktor (TPD)

Ein weiteres Beispiel für skelettale Verankerung bei mangelnder Möglichkeit einer dentalen Fixierung besteht in der Verwendung eines transpalatinalen Distraktors (TPD) zur Gaumennahterweiterung. Hierbei werden die Oberkieferhälften mithilfe einer kieferorthopädischen Apparaturen auseinander gedrängt, wodurch es zur Erweiterung der Sutura palatina mediana kommt. Die teleskopierenden Zylinder des TPDs werden in Höhe der ersten Prämolaren in den Gaumen inseriert. Die Insertion erfolgt nach t-förmiger Inzision der Gaumenschleimhaut. Nach einer siebentägigen Einheilphase kann mit der Distraction, welche 0,33 mm pro Tag und insgesamt bis zu 12 mm betragen darf, begonnen werden. Um Zahnkippen und Veränderungen der palatinalen Schleimhaut zu vermeiden, ist die direkte Kraftübertragung auf den Knochen ein wichtiger Faktor [76, 84].

2.7.2 Palatinaldistraktor nach Gerlach

Eine andere Möglichkeit der Gaumenerweiterung bietet der zylinderförmige Palatinaldistraktor nach Gerlach. Die Zylinderenden befinden sich dabei jeweils zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren. Die Fixation am Gaumen erfolgt beidseits über eine vier-Loch-Miniplatte und 5 mm lange selbstschneidende Schrauben. Gerlach und Zahl [39, 101] erzielten mit dieser Apparatur eine 7,5 mm betragende Expansion des Gaumens in nur drei Wochen. Sie beurteilen die Verwendung des Palatinaldistraktors aufgrund der kurzen Anwendungszeit, der Rezidivfreiheit und problemloser Handhabbarkeit als sehr positiv und empfehlen sie für die klinische Anwendung. Die auftretenden Schmerzen der Patienten konnten mit einer dreimaligen Gabe von 500 mg Paracetamol beseitigt werden.

2.8 Miniplatten

Auch Miniplatten bieten die Möglichkeit der skelettalen Verankerung. Sie können verschiedene Formen aufweisen und werden bei einem chirurgischen Ein-

griff mit mehreren Mini-Schrauben am Kieferknochen befestigt [23]. Miyahira [72] benutzte sie, um einen verlagerten und impaktierten zweiten Molaren aufzurichten. Er wählte diese weniger verbreitete Variante aufgrund des geringeren Verlustrisikos verglichen mit Mini-Implantaten. Im Gegensatz dazu gibt Choi [23] in seiner Studie eine Verlustrate der Miniplatten von 7% an. Miyahira beschreibt den Gebrauch von Miniplatten als eine genaue, sichere und einfache Methode. Allerdings räumt er die relativ hohen Kosten, die Notwendigkeit eines chirurgischen Eingriffs, einer guten Mundhygiene und ein gewisses Infektionsrisiko als Nachteil ein. Gelegentlich empfanden die Patienten Parästhesien, die laut Miyahira den einzigen Nachteil im Vergleich zu Mini-Implantaten darstellt.

2.9 Dentale Implantate

Dentale Implantate zur kieferorthopädischen Verankerung sind in der zahnärztlichen Prothetik seit geraumer Zeit bekannt und seit 1982 von der DGZMK offiziell als Therapiemöglichkeit anerkannt. Roberts nutzte sie erfolgreich als skelettale Verankerung zur Mesialisierung von Molaren [82]. Die mittlerweile zahlreichen unterschiedlichen Systeme unterliegen verschiedensten Einteilungen, wie zum Beispiel nach der Art der Einheilung oder der Implantatform. Klassische Indikationen finden sie unter anderem bei der Pfeilervermehrung für Brückenkonstruktionen oder bei einem mangelnden Restzahnbestand zur Haltverbesserung einer Prothese. Auch kommen sie zum Einzelzahnersatz in Frage [55]. Durch die an sie gestellten Anforderungen, wie beispielsweise Funktionalität, Langlebigkeit und Schadlosigkeit spielt ihr Material eine entscheidende Rolle. In vielen Studien hat sich Titan als Material der Wahl erwiesen und wird schon seit vielen Jahren in der Implantologie erfolgreich eingesetzt [14, 49, 85].

2.10 Mini-Implantate

Nicht nur die Mini-Implantate, sondern auch alle anderen skelettalen Verankerungsformen müssen korrekter Weise als Implantate definiert werden: *„Ein Implantat ist ein im Körper eingepflanztes künstliches Material, welches perma-*

nent oder zumindest für einen längeren Zeitraum dort verbleiben soll.“ [64]. Mini-Implantate bieten zwar keine absolute Ortsbeständigkeit, jedoch unter orthodontischen Kräften eine stabile temporäre Verankerung [62].

Für Mini-Implantate finden sich in der Literatur viele Synonyme. Sie werden unter Anderem als Mikroimplantate, Mikroschrauben oder auch Minischrauben bezeichnet. Die Unterscheidung zwischen „mini“ und „mikro“ wird oft von der Größe des Durchmessers abhängig gemacht. Möglich ist etwa die Differenzierung der Implantate mit Durchmessern von 1,9 mm oder größer als „mini“ und aller kleineren als „mikro“ [64]. Die Bezeichnung als Schraube ist auf das Aussehen zurückzuführen und auf die Tatsache, dass sie wie Schrauben in den Knochen eingedreht werden.

2.10.1 Legierung der Mini-Implantate

Da Implantate einen Fremdkörper im menschlichen Organismus darstellen, ist es wichtig, dass sie aus einem Material bestehen, welches eine möglichst geringe oder sogar keine Reaktion auslöst, die zu einer Abstoßung führen könnte [85]. Nach Gainsforth und Highley [38] stellten sich eine Cobalt-Chrom-Basislegierung und nach Albrektsson [1] Mini-Implantate aus Edelstahl als ungeeignet heraus. Aus der dentalen Implantologie ist Titan als „Goldstandard“ bekannt und hat sich in Langzeitstudien für die enossale Implantologie bewährt [49]. Reines Titan oder die Titanlegierung Titan-6-Aluminium-4-Vanadium stellten sich auch für Mini-Implantate als Material der Wahl heraus, wobei die Titan-Legierungen eine höhere Festigkeit aufweisen [60]. Titan ruft im menschlichen Körper nicht die Ausbildung einer trennenden Bindegewebsschicht hervor, sondern der Knochen kann sich direkt anlagern und somit eine Osseointegration erfolgen [13]. Außer der Biokompatibilität im menschlichen Knochen weist es die positive Eigenschaft der hohen Korrosionsbeständigkeit auf [90].

2.10.2 Aufbau der Mini-Implantate

Mini-Implantate setzen sich aus folgenden Bestandteilen zusammen.

1. Implantat-Kopf: Jedes Mini-Implantat verfügt über einen Kopf, der sehr variabel gestaltet sein kann. Einige Beispiele sind ein einfacher oder ein

Kreuzschlitz, ein Kugelkopf zum Anbringen eines Abutments oder auch Köpfe, die wie Brackets gestaltet sind.

2. Implantat-Kragen: Der Kragen stellt den transgingivalen Anteil dar. An diesen lagert sich nach der Implantatinserion in den Kiefer die Schleimhaut an, wodurch das Infektionsrisiko durch Mikroorganismen reduziert und dem Verlustrisiko vorgebeugt wird. Bei den meisten Systemen ist er zusätzlich poliert, wodurch dieses Risiko weiter verringert werden soll.
3. Implantat-Gewinde: Auch das Gewinde eines Mini-Implantats gestaltet sich sehr variabel. Der Hauptunterschied liegt darin, ob es ein selbstbohrendes oder ein selbstschneidendes Gewinde ist. Im Gegensatz zu einem selbstbohrenden, muss der Insertion des selbstschneidenden Mini-Implantats eine Implantatbettaufbereitung über die gesamte Gewindelänge vorausgehen, wobei der Durchmesser dem Kerndurchmesser des Arbeitsteils entspricht [63]. Weiter kann das Gewinde einerseits sowohl rechts- (= im Uhrzeigersinn) als auch linksdrehend (= gegen den Uhrzeigersinn) verlaufen. Außerdem kann es spitz- oder auch sägezahnförmig gestaltet sein. Ebenfalls variiert die Gradzahl der Gewindesteigung der einzelnen Mini-Implantate.
4. Implantat-Körper oder -Schaft: Der Implantat-Körper kann zwei Grundformen aufweisen, diese sind die zylindrische und die konische Form. Auch der Grad der Konizität der einzelnen Implantate ist je nach Hersteller unterschiedlich.
5. Implantat-Durchmesser: Im Prinzip gibt es drei verschiedene Hauptdurchmesser. Dies ist einmal der größte Durchmesser des Implantats, der sich meist im Bereich des Kopfes befindet. Die beiden anderen Durchmesser werden im Bereich des Gewindes gemessen. Hier gibt es zum Einen den Nenndurchmesser oder auch Außendurchmesser, der das Gewinde mit einbezieht, und zum Anderen den Kerndurchmesser, der den Schaftdurchmesser ohne Gewinde darstellt.

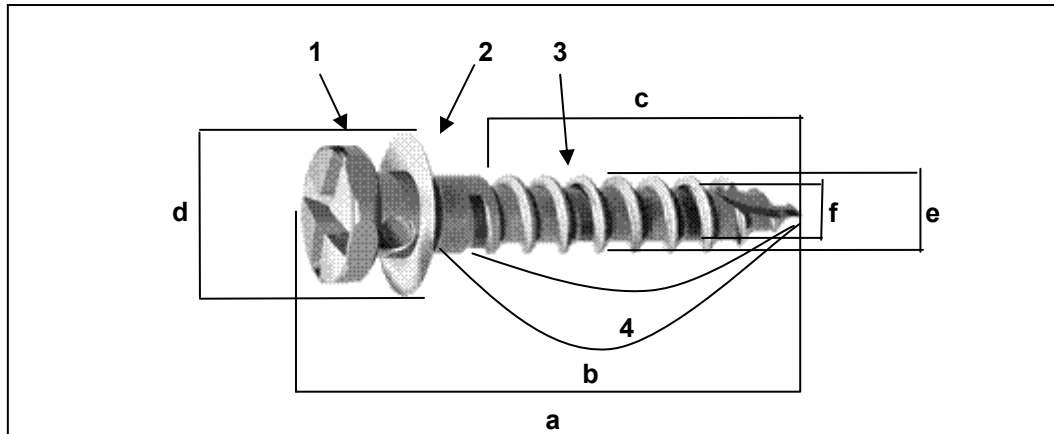


Abb. 2.1. Allgemeiner Aufbau eines Mini-Implantats am Beispiel des für die Studie als Referenz-Implantat gewählten Model Dual-Top 1,6 x 8 mm

1 = Implantat-Kopf, 2 = Implantat-Kragen, 3 = Implantat-Gewinde, 4 = Implantat-Körper/-Schaft
a = Gesamtlänge des Implantats, b = Insertionsbereich, c = Gewindelänge, d = Größter Implantatdurchmesser, e = Gewindedurchmesser, f = Kerndurchmesser

2.10.3 Mini-Implantate im Vergleich zu anderen skelettalen Verankerungsmethoden

Die Anforderungen an Mini-Implantate werden nach Lietz [60] wie folgt zusammengetragen:

- ausreichender Widerstand beim Einwirken orthodontischer Kräfte,
- Biokompatibilität,
- einfache Entfernbarkeit,
- einfache Platzier- und Nutzbarkeit,
- geringe Dimension,
- gleichwertige oder bessere klinische Ergebnisse verglichen mit herkömmlichen Verankerungsvarianten,
- kostengünstig,
- mit den bereits bekannten kieferorthopädischen Apparaturen kombinierbar,
- ausreichende Primärstabilität,
- sofortige Belastbarkeit und
- Unabhängigkeit von der Patientenkooperation

Der besondere Vorteil der Mini-Implantate liegt in ihrer geringen Größe. Nach einer Phase der Gewöhnung werden sie vom Patienten kaum noch wahrgenommen oder gar als Behinderung empfunden. Da sie bei ausreichendem Knochenangebot so gut wie überall implantierbar sind, zum Beispiel auch interradi-kulär, ist ihr Nutzungsspektrum enorm breit [60]. Hinzu kommt, dass sie, sind sie einmal inkorporiert, unabhängig von der Kooperation des Patienten sind.

2.10.4 Behandlung mit Mini-Implantaten

Die präoperative Planung der kieferorthopädischen Behandlung mit Mini-Implantaten ist nicht viel aufwendiger als bei anderen Behandlungsmethoden. Sie erfolgt anhand der üblichen diagnostischen Hilfsmittel, wie Röntgenbild und Modellanalyse, welche auch bei der Behandlungsplanung mittels konservativer Apparaturen notwendig sind. Anhand des Modells und einer Röntgenanalyse wird die mögliche Lage des Implantats ermittelt. Hierbei sind sowohl dem Knochenangebot als auch den Nachbarstrukturen, wie etwa Zahnwurzeln und –keimen oder Nervengewebe, besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Ist die Planung erfolgt und das entsprechende Implantat ausgewählt, kann mit dem operativen Vorgang begonnen werden. Eine desinfizierende Mundspülung ist empfehlenswert, jedoch nicht zwingend. Vor der Insertion wird zunächst die ausgesuchte Region mittels Oberflächenanästhesie betäubt. Gegebenenfalls kann vor der nötigen Pilotbohrung die Gingiva entfernt werden. Anschließend erfolgt die Insertion, wobei zwischen manueller und maschineller entschieden werden kann [63].

2.11 Verankerungsmöglichkeiten bei der Verwendung von Mini-Implantaten

Bei der Behandlung mit Mini-Implantaten stellt sich nicht nur die Frage, welche Implantate einzusetzen sind, sondern auch welche Art der Verankerung zu wählen ist. Grundsätzlich unterscheidet man die direkte von der indirekten Verankerung [99].

2.11.1 Direkte Verankerung

Bei der direkten Verankerung besteht eine direkte Verbindung zwischen Mini-Implantat und der zu bewegenden Zahneinheit. Diese Kopplung kann, je nach Behandlungsziel und anatomischen Gegebenheiten, mittels Zug- oder Druckfedern, elastischer Ketten, Hebelarme oder einer Kombination aus Drahtligatur, Röhrchen und Druckfeder erfolgen [99].

2.11.2 Indirekte Verankerung

Im Gegensatz zur direkten Verankerung entsteht bei der indirekten Verankerung ein Verankerungsblock, in dem das Mini-Implantat mit einer dentalen Verankerungseinheit verbunden ist und diese so stabilisiert. Diese zusätzliche Festigung der Einheit kann mit Hilfe von Teilbogen und Kreuzröhrchen, Teilbogen und Band mit Auxiliary Slot, Teilbogen und Säureätztechnik mit Adhäsiv, Transpalatinalbogen, Quadhelix, Horseshoe-Arch, Drahtligatur oder Drahtligatur, Röhrchen und Druckfeder als Kombination zustande kommen [99].

2.11.3 Direkte versus indirekte Verankerung

Stellt man direkte und indirekte Verankerung nun gegenüber, weisen beide jeweils Vor- und Nachteile auf, die es bei der Behandlung gegeneinander abzuwägen und Risiken abzuschätzen gilt. Als Nachteil der indirekten Verankerung gilt der Verankerungsverlust mit Bewegung der Verankerungszähne. Der geringeren Implantatbelastung der indirekten Verankerung ist die meist einfachere Handhabung bei der direkten Verankerung entgegenzuhalten [99].

2.12 Primär- und Sekundärstabilität

Die Stabilität eines Implantats im Knochen lässt sich in zwei Phasen einteilen. Direkt auf die Insertion folgend wird der Halt des Implantats durch seine Primärstabilität bestimmt. Diese ist rein mechanisch bedingt und entsteht allein durch Klemmpassung des Implantats im Knochen durch dessen Verdrängung und/oder Verdichtung in der unmittelbaren Umgebung [60]. Auch die makro-morphologische Retention, welche durch das Gewinde bedingt wird, spielt dabei eine Rolle. Die Primärstabilität eines Implantats ist von Faktoren wie Insertionsbe-

dingungen, Knochenqualität und Schaftdesign abhängig [100]. Nach der Einheilphase, in der neben den typischen Wundheilungsphasen auch ein Knochenumbau stattfindet, spricht man von der Sekundärstabilität. Der Knochen hat sich, über eine labile Zwischenstufe als Geflechtknochen, zu fibrösem und Lamellenknochen umstrukturiert. Durch seine Qualität und Quantität der Anlagerung wird die Sekundärstabilität beeinflusst [60].

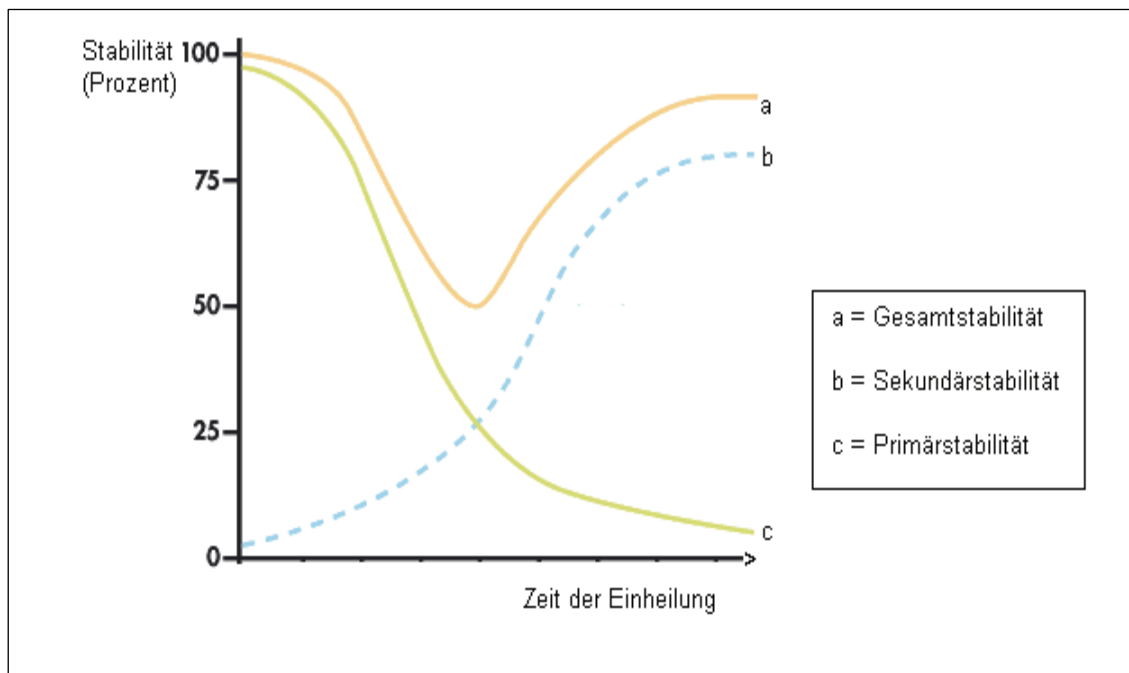


Abb. 2.2. Graphische Darstellung der Implantatstabilität im Knochen während der Einheilzeit. Ursprüngliche Graphik nach S. Raghavendra, M. Wood, TD Taylor abgewandelt. Quelle: http://www.straumann.de/de_index/pc_de_products/pc_de_slactive/pc_de_rationale.htm?step=all

2.13 Einteilung der Knochenqualität

Es existieren verschiedene Einteilungen der Knochenqualität. Nach Misch [69, 70] wird sie wie folgt definiert:

- D1 = dichte Kompaktastruktur
- D2 = poröse Kompaktastruktur
- D3 = grobkörnige Trabekelstruktur
- D4 = feine Trabekelstruktur

Eine andere Kategorisierung erfolgt nach Leckholm und Zarb [58]:

- Q1 = dichter, homogener, kortikaler Knochen mit kleinem Spongiosakern
- Q2 = dichter Spongiosakern von breitem, dichtem kortikalen Knochen umlagert
- Q3 = dünner, kortikaler Knochen dichten Spongiosakern
- Q4 = dünner, kortikaler Knochen um Spongiosakern geringerer Dichte

Außer der Knochendichte spielen die variablen Parameter der Mini-Implantate, wie beispielsweise der Implantat-Durchmesser, eine entscheidende Rolle [60]. Jedoch kann für gleiche Implantate bei einer dichteren Knochenqualität eine größere Primärstabilität erzielt werden. D1-Knochen befindet sich beispielsweise im anterioren Bereich der Mandibula, während sich D4-Knochen überwiegend im posterioren Oberkiefer befindet [28, 70].

2.14 Einheilung der Mini-Implantate

Die Einheilung von Implantaten im Knochen erfolgt über die Stadien der Primärstabilität, einer Zwischenstufe aus Geflechtknochen und schließlich der Sekundärstabilität. Die Primärstabilität stellt dabei, wie schon beschrieben, eine initiale Phase dar, in der das Implantat seine Stabilität im Knochen ausschließlich über die Klemmpassung findet, indem es diesen bei der Insertion verdrängt und/oder verdichtet. Sie ist eine besonders wichtige Phase bei der Behandlung mittels Mini-Implantaten, da sie den post-operativen Halt des Implantats im Knochen bestimmt [63]. Nur bei einer ausreichenden Primärstabilität ist eine sofortige Belastung möglich. Die Phase, in der der Geflechtknochen umgebaut wird, gilt als recht labil und wird als kritische Phase der Implantateinheilung gesehen. Es wird angenommen, dass währenddessen kurzzeitig und lokalisiert der Knochenkontakt zur Implantatoberfläche verloren geht [60]. Die nachfolgende Sekundärstabilität wird vom entstandenen fibrösen und Lamellenknochen bestimmt. In Abhängigkeit von der Struktur und dem Material der Implantatoberfläche hat sich der neu gebildete Knochen mehr oder weniger dem Implantat angelagert. Dieser Knochenumbau wird auch als „Haversches Remodeling“ bezeichnet [28].

2.15 Osseointegration bei Mini-Implantaten

In der Literatur finden sich im Bezug auf die Osseointegration von Mini-Implantaten nicht immer übereinstimmende Angaben, was unter Anderem daran liegt, dass die genaue Definition dieses Begriffs nicht geklärt ist. Brånemark bezeichnet sie 1985 als „eine unmittelbare funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen lebendem Knochengewebe und der Oberfläche eines Kraft aufnehmenden Implantates“ [14]. Mittlerweile ist diese Beschreibung jedoch von diversen Autoren unterschiedlich abgewandelt worden, so dass es keine klare Definition mehr gibt. Orientiert man sich aber nun an der von Brånemark eingeführten Definition und sieht Osseointegration als die Einheilung enossaler Implantate im Knochen sowohl durch morphologischen als auch funktionellen Verbund ohne zwischengelagerte Bindegewebsschicht, findet Osseointegration bei Mini-Implantaten sehr wohl statt. Tatsache ist, dass viele Autoren [10, 17, 29, 30, 52, 66, 67, 78] in ihren Artikeln von einer, teilweise auch histologisch nachgewiesenen, spaltfreien Knochenanlagerung an die Mini-Implantatoberfläche berichten. Das heißt, dass sich auch keine bindegewebige Trennschicht nachweisen ließ [10, 17, 21, 29, 30, 78]. Es wird über eine Steigerung des Grades der Osseointegration bei Belastung des Implantats berichtet [68, 95]. Im Schnitt kann nach 22 Tagen von einer guten Osseointegration ausgegangen werden, solange die Mini-Implantate während dieser Zeit mit weniger als 900 cNmm belastet wurden [16]. Trotz dieses direkten Verbundes, besteht keine erhöhte Schwierigkeit bei der Explantation nach Abschluss der Behandlung [60, 95]. Dies ist auf die Oberflächenbeschaffenheit zurückzuführen, die bei Mini-Implantaten nicht rau, sondern poliert ist. Hierdurch wird die Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen reduziert [26, 42, 59]. Daraus resultiert eine geringere Sekundärstabilität [57, 89] und ein verminderter Widerstand bei der Explantation. Ein weiterer in der Literatur aufgeführter Grund für die leichte Explantation ist der geringe Durchmesser der Mini-Implantate [95]. Die meisten Mini-Implantate finden ihren Halt über eine makroretentive Verankerung im Knochen, während man bei dentalen Implantaten zusätzlich durch Oberflächenrauigkeiten stets auch eine mikroretentive Verankerung findet [60]. Bisher gibt es nur wenige Mini-Implantate, die, wie zum Beispiel das C-Implantat, durch Sandstrahlen und Säureätzen eine raue Oberfläche aufweisen. Einige Autoren befürworten die dadurch erreichte

Osseointegration im Sinne einer erhöhten Sekundärstabilität mit der Begründung der besseren Resistenz gegenüber einwirkenden Rotationskräften [24]. Es wurden Implantat-Oberflächen beschrieben, welche licht- und elektronenmikroskopisch einen dem natürlichen epithelialen Verbund zwischen Zahn und Knochen entsprechenden Knochen-Implantatkontakt aufweisen [25].

2.16 Messung der Implantatstabilität

2.16.1 Periotest®

Hinsichtlich der Validität, die Primärstabilität eines Implantats mittels Periotest® zu überprüfen, gehen die Meinungen auseinander. Bei seiner Anwendung wird über den Kontakt eines elektrischen Stößels mit der Implantatoberfläche dessen Beweglichkeit im Kieferknochen gemessen. Durch die anhand der Kontaktzeit ausgegebenen Werte kann das Ergebnis bei der Implantateinheilung in die 3 Stufen „gute Osseointegration“, „klinische Überprüfung ist erforderlich“ und „Osseointegration ist nicht ausreichend“ unterteilt werden. Die Werteskala erstreckt sich von -8 bis +50, dabei stehen kleinere Werte für eine höhere Stabilität [56, 65]. Trotz teils guter Ergebnisse bei der Verwendung des Periotests® zur Stabilitätskontrolle von Implantaten [3], vertreten andere Autoren die Meinung, dass dem Periotest zwar eine hohe Sensitivität (84%), jedoch nur eine geringe Spezifität (39%) zuzuschreiben ist. Demnach ist nach Meinung der Autoren die Rate der falsch-positiven Ergebnisse zu hoch, wodurch möglicherweise unnötig Implantate wieder entfernt würden in der Annahme, dass diese auf Dauer nicht halten würden [5]. Swain fand in einem in vitro Vergleich des Periotests® mit einem neuen System heraus, dass es durchaus genauere Methoden zur Stabilitätsüberprüfung gibt [92].

2.16.2 Resonanz-Frequenz-Analyse

In der Literatur wird auch die Resonanz-Frequenz-Analyse (RFA) zur Überprüfung der Implantat-Stabilität im Lagergewebe, also im Knochen, herangezogen. Sie stellt eine non-invasive Methode dar, die sowohl in-vitro als auch in-vivo verwendet werden kann [68]. Nach neueren Erkenntnissen ist die RFA aller-

dings lediglich als Verlaufskontrolle, nicht jedoch einmalig durchgeführt oder als alleinige Methode zur Quantifizierung der Implantatstabilität geeignet [43].

2.16.3 Ein- und Ausdrehmoment

Durch die Messung des Eindrehmoments kann die Primärstabilität, durch die Menge des Ausdrehmoments kann die Sekundärstabilität eines Mini-Implantats ermittelt werden.

2.16.4 Radiologische Untersuchung

Anhand von Röntgenbildern kann die Stabilität eines Implantats im Knochen nur relativ grob abgelesen werden, da sie lediglich eine zweidimensionale Sicht ermöglichen. An ihnen kann der Verlauf des perimplantären Knochenumbaus verfolgt werden. So bieten sie zwar eine gute Möglichkeit der postoperativen Beurteilung, sind aber schwer zu standardisieren und für die kurzfristige, intraoperative Beurteilung der Stabilität ungeeignet [6].

2.16.5 manuelle Messung

Ohne Zuhilfenahme von Messgeräten kann man Implantatmobilität auch manuell überprüfen, wobei die Angaben vom Behandler subjektiv bewertet werden [6].

2.16.6 Auskultation

Der Vollständigkeit halber sei auch die Methode des Klopfschalltests erwähnt. Durch Auskultation lassen sich Rückschlüsse auf vorliegende Osseointegration der Mini-Implantate treffen. Im Falle einer Osseointegration ist der Klopfschall relativ heller im Vergleich zu dem eher dumpfen Ton, wenn kein direkter Verbund zwischen Implantatoberfläche und Knochen vorhanden ist. Somit kann mittels der Auskultation eher die Sekundär- als die Primärstabilität überprüft werden [6].

2.16.7 Histologische Untersuchung

Mittels histologischer Untersuchungen kann die Kontaktfläche des Knochens mit dem Implantat beurteilt werden [53]. Dies kann entweder unmittelbar auf die Implantation folgend vorgenommen werden, um auf die Primärstabilität rück-

schließen zu können, oder aber man wartet eine gewisse Einheilzeit ab, um den Grad der Osseointegration zu bewerten. Ein histologischer Nachweis ist bei einem Patienten in der Praxis nicht möglich, da das Implantat zusammen mit dem umgebenden Knochen entnommen werden müsste.

3. Fragestellungen der vorliegenden Studie

1. Wie wirkt sich die Mini-Implantatform auf die Primärstabilität aus?
2. Wie wirkt sich der Vorbohrdurchmesser auf die Primärstabilität aus?
3. Was ist die optimale Kombination von Implantat-Typ und Vorbohrdurchmesser?

4. Material und Methode

4.1 Vorbereitung der Knochensegmente

Die ausgewählten Knochensegmente stammten vom Landschwein. Entnahmestelle (vgl. Abb. 4.1 – 4.2) war der Beckenknochen (Ilium), wo man dem menschlichen Ober- und Unterkiefer vergleichbare Kompaktadicken von 0,5 bis 3,0 mm vorfindet (vgl. Abb. 4.3). Es wurden 42 Knochensegmente von ca. 5 x 5 cm präpariert und in Kunststoff eingebettet.

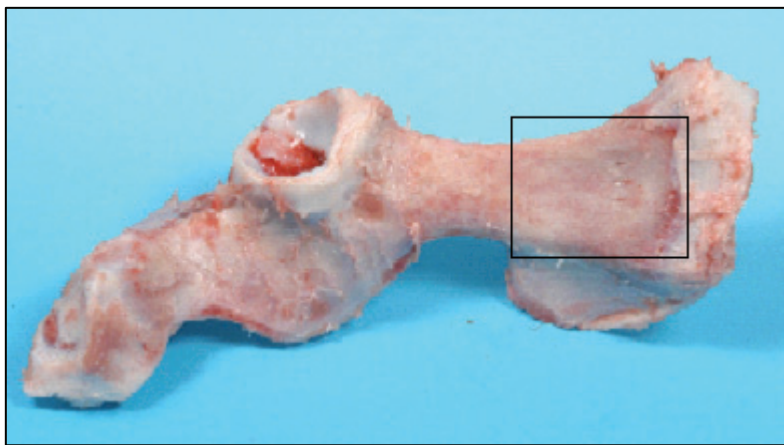


Abb. 4.1. Beckenknochen des Landschweins und Kennzeichnung des ausgewählten Segments.

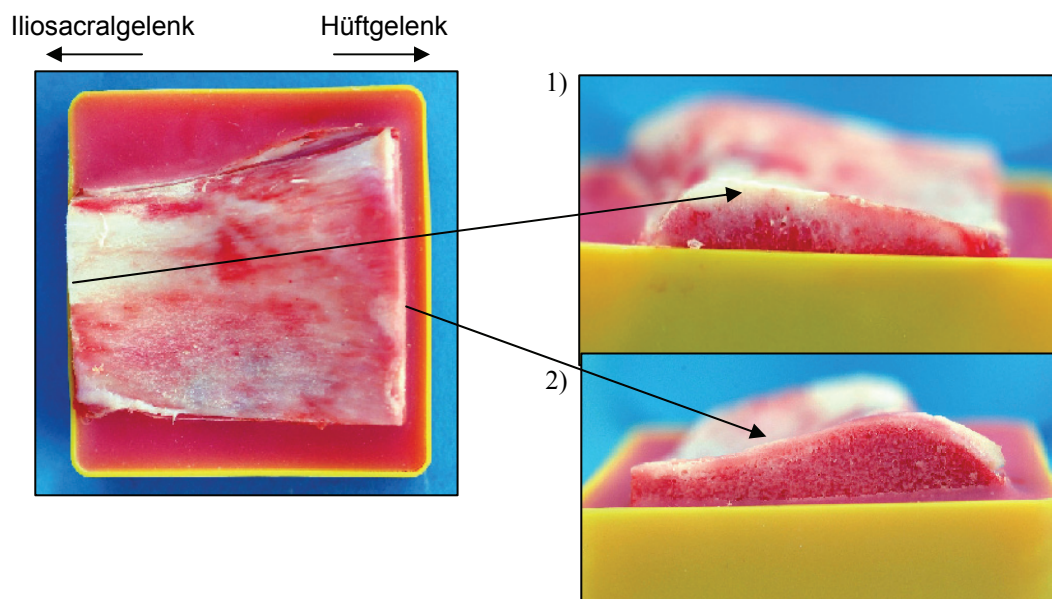


Abb. 4.2. Dem menschlichen Kiefer vergleichbare Kompaktadicken an dem entnommenen Schweineknochen [1) entsprechend der Mandibula, 2) entsprechend der Maxilla]

4.2 Einbetten der Knochen

Als Kunststoff wurde ProBase® Cold der Firma Ivoclar Vivadent aus Schaan in Liechtenstein gewählt. Eingebettet wurden die Knochenstücke in 6 x 6 cm grosse Kunststoffkästchen. Um ein Überhitzen durch die Polymerisationswärme zu vermeiden, wurden die Knochensegmente während der Kunststoffaufhärtung in einem Wasserbecken gekühlt.

4.3 Vorbereitungen für die Pilotbohrung

Nach dem Aushärten des Kunststoffes wurden die Präparate eingefroren und ca. 24 Stunden vor Versuchsbeginn aus dem Tiefkühlschrank genommen. Die Knochensegmente wurden in feuchte Tücher gewickelt, um beim Auftauen nicht auszutrocknen. Auf den Knochensegmenten wurden jeweils 25 Punkte als Implantationsorte markiert. Die Anordnung der Markierungen erfolgte in 5 Reihen mit jeweils 5 Punkten. Diese wiesen einen Mindestabstand von 5,5 mm voneinander auf. Die Reihen längs des Knochens verlaufend, wurden mit A – D und zusätzlich R und die zum Knochen quer verlaufenden Spalten mit 1 – 5 bezeichnet. Hierbei wurde auch auf den Verlauf der Knochenmaserung geachtet, sodass die Spalten weitestgehend rechtwinklig hierzu verliefen. Die mittlere Reihe, zwischen B und C, erhielt die Bezeichnung R, die für die Aufnahme der Referenzimplantate (Dual Top 1,6 mm x 8 mm) vorgesehen war (vgl. Abb. 4.4). Während innerhalb einer Reihe (A – D) die Kompaktadicke kontinuierlich zunahm, blieb sie innerhalb einer Spalte (1 – 5) annähernd gleich.

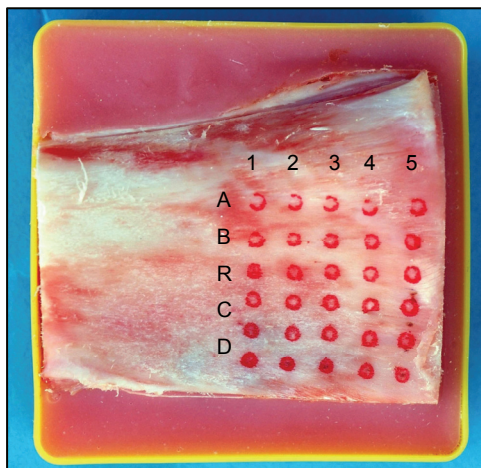


Abb. 4.3. Markierung der Insertionsorte

4.4 Pilotbohrung

Alle für die Messungen verwendeten Mini-Implantate waren selbstbohrend. Die Pilotbohrtiefe wurde auf 3 mm eingestellt.

Die Vorbohrungen wurden an einer Tischbohrmaschine (Opti B 14 T, Rexon Europe GmbH, Hilden Deutschland) mit 915 Umdrehungen pro Minute durchgeführt. An die markierten Stellen wurden Löcher verschiedener Durchmesser gebohrt. Hierfür wurden tomas®-drill-Vorbohrer (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) mit den Durchmessern 1,1 mm und 1,2 mm und aus dem Dual-Top-System (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) Vorbohrer mit den Durchmessern 1,0 mm und 1,3 mm verwendet. Die Vorbohrer mit den Durchmessern 1,5 mm und 1,6 mm stammen aus dem Mondeal-, bzw. dem Medicon-System (beide Tuttlingen, Deutschland). Der Vorbohrdurchmesser der für die Referenzschraube vorgesehenen Reihen R betrug in allen Fällen 1,0 mm. Die Durchmesser 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm und 1,3 mm wurden so oft gewählt, dass jeder dieser Durchmesser in 3 Reihen eines Implantates genutzt wurde, das heißt 15-mal. Für alle Mini-Implantate mit einem Durchmesser größer gleich 1,8 mm wurden zusätzliche Messreihen mit Vorbohrern der Durchmesser 1,5 mm und 1,6 mm durchgeführt.

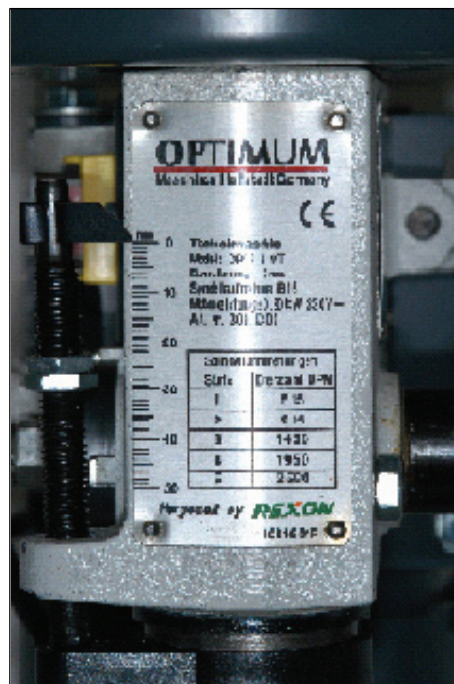
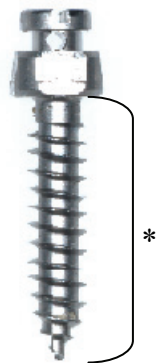


Abb. 4.4.
(links)
Tischbohr-
maschine
Opti B 14 T

Abb. 4.5.
(rechts)
Detaildar-
stellung der
Messskala

4.5 Getestete Mini-Implantate

1. Lomas 1,5:



Hersteller/Herstellungsort: Mondeal Medical Systems

GmbH/Tuttlingen, Deutschland

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 1,5 mm

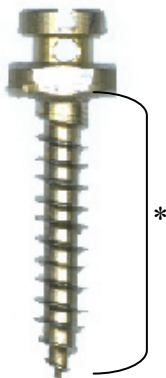
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 8,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 9,0 mm

2. Lomas 2,0:



Hersteller/Herstellungsort: Mondeal Medical Systems

GmbH/Tuttlingen, Deutschland

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 2,0 mm

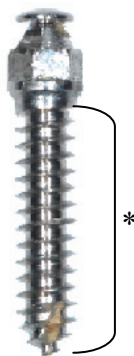
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 10,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 11,0 mm

3. Abso Anchor 14:



Hersteller/Herstellungsort: Dentos/ Korea

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 1,4 mm

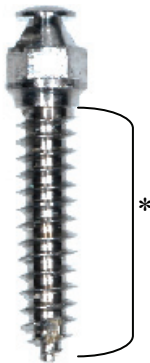
Gewindesteigung: 0,5 mm

Gewindelänge: 8,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 8,3 mm

4. Abso Anchor 1413:



Hersteller/Herstellungsort: Dentos/ Korea

Form: Konisch

Gewindedurchmesser: 1,4 mm

Gewindesteigung: 0,5 mm

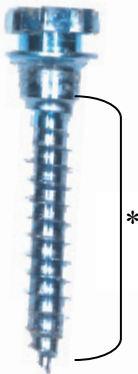
Gewindelänge: 8,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 8,3 mm

Die Konizität dieses Mini-Implantates entspricht einer Gesamtzunahme des Gewindedurchmessers um 0,1 mm.

5. Åarhus Anchorage Screw 1,6:



Hersteller/Herstellungsort: Medicon eG/Tuttlingen,
Deutschland

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 1,6 mm

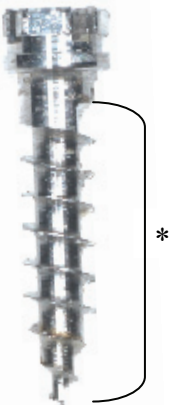
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 8,7 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 9,7 mm

6. Åarhus Anchorage Screw 2,0:



Hersteller/Herstellungsort: Medicon eG/Tuttlingen,
Deutschland

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 2,0 mm

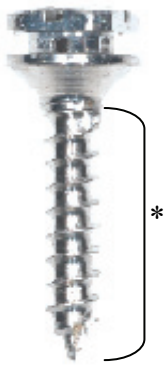
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 8,5 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 10,0 mm

7. Spider Screw 1,5:



Hersteller/Herstellungsort: Health Developement
Company (HDC)/Sarcedo,
Italien

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 1,5 mm

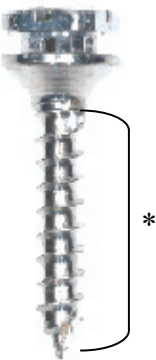
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 7,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 8,0 mm

8. Spider Screw 2,0:



Hersteller/Herstellungsort: Health Developement
Company (HDC)/Sarcedo,
Italien

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 2,0 mm

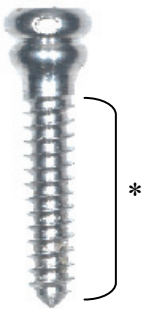
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 10,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 11,0 mm

9. MAS (Micro-Anchorage-System) 1,5:



Hersteller/Herstellungsort: Miscerium/ Avegno, Italien

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 1,5 mm

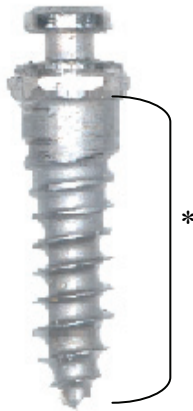
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 8,5 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 9,0 mm

10. Orlus 1,8:



Hersteller/Herstellungsort: Ortholution/ Seoul, Korea

Form: Konisch

Gewindedurchmesser: 1,8 mm

Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 6,5 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 8,0 mm

Der mittlere Gewindedurchmesser entspricht 1,8 mm und nimmt bis zum Kragen bis zu 2,2 mm zu.

11. Spider Screw 1508:



Hersteller/Herstellungsort: Health Development

Company (HDC)/Sarcedo,
Italien

Form: Konisch

Gewindedurchmesser: 1,5 mm

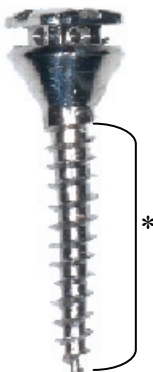
Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 7,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 8,0 mm

12. Spider Screw 1510:



Hersteller/Herstellungsort: Health Development

Company (HDC)/Sarcedo,
Italien

Form: Konisch

Gewindedurchmesser: 1,5 mm

Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 9,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 10,0 mm

13. Dual Top 1,6: Dieses Implantat galt als Referenz-Implantat der Studie



Hersteller/Herstellungsort: Jeil Medical Corporation/
Seoul, Korea

Form: Zylindrisch

Gewindedurchmesser: 1,6 mm

Gewindesteigung: 1,0 mm

Gewindelänge: 7,0 mm

Selbstbohrend

*Abstand Spitze-Kragen: 8,0 mm

Alle diese Mini-Implantate verfügen über ein rechtsdrehendes Gewinde, sodass die Insertion im Uhrzeigersinn erfolgte.

4.6 Insertion der Mini-Implantate

Anschließend an die Vorbohrungen wurden die Mini-Implantate mithilfe von Schraubendrehern per Hand bis zu einem definierten Punkt senkrecht zur Knochenoberfläche eingeschraubt. Dieser Punkt war bei 0,2 mm Abstand bis zur endgültigen Insertionstiefe erreicht, also bei einem Knochen-Kragen-Abstand von 0,7 mm. Der Abstand wurde mittels eines Abstandhalters (vgl. Abb. 4.7) überprüft. Jedes Implantat wurde mindestens 60-mal inseriert, davon jeweils 15-mal mit demselben Vorbohrdurchmesser (1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm, 1,3 mm). Die Implantate Mondeal 2,0, Medicon 2,0, HDC 2,0 und Orlus 1,8 wurden aufgrund ihrer erhöhten Gewindedurchmesser zusätzlich mit den Vorbohrdurchmessern 1,5 mm und 1,6 mm weitere 30 Male inseriert (15-mal mit 1,5 mm als Vorbohrdurchmesser und 15-mal mit als Vorbohrdurchmesser 1,6 mm). Der Referenz-Implantat-Typ wurde insgesamt 210-mal eingebracht.

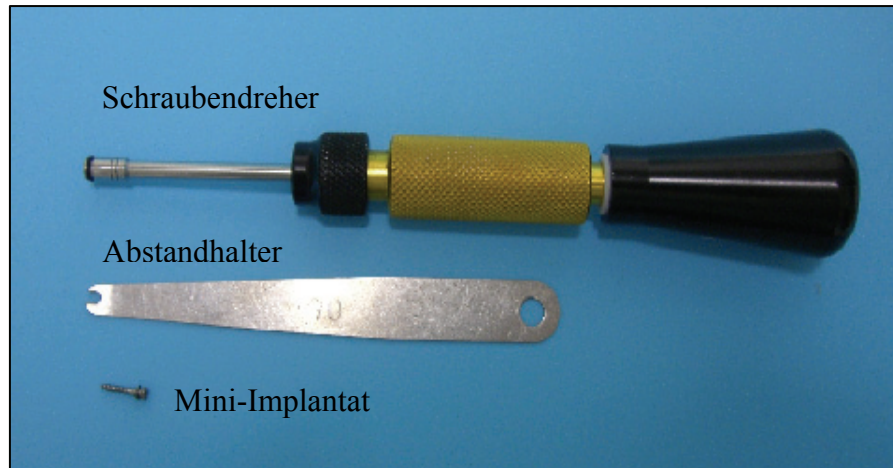


Abb. 4.6. Darstellung des Schraubendrehers (am Beispiel des Dual-Top-Systems), des Abstandhalters und eines Mini-Implantats



Abb. 4.7. Anwendung des Abstandhalters bei der Insertion der Mini-Implantate (hier die Abstandhalter 0,5 mm und 0,2 mm übereinander)

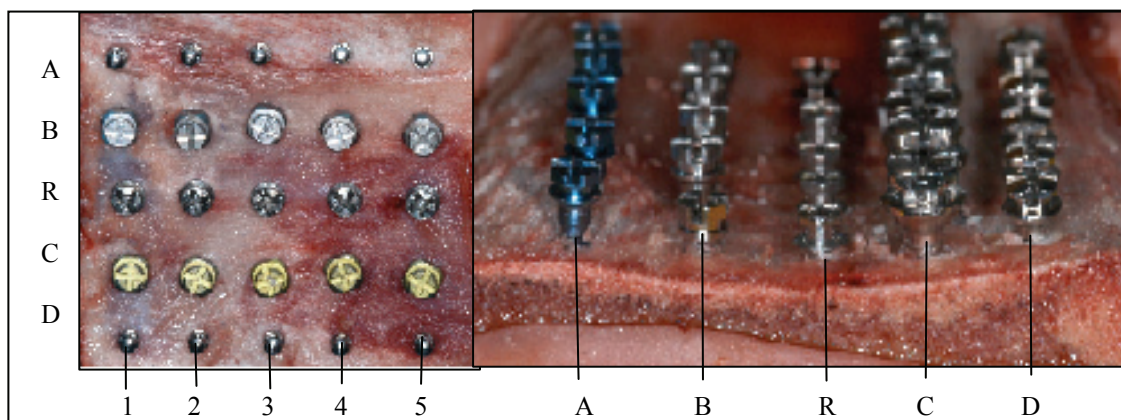


Abb. 4.8. Anordnung der Mini-Implantate im Knochen (steigende Kompaktadicke von 1 – 5, R = Referenzimplantat)

Auf die manuelle Insertion der Mini-Implantate folgte das maschinelle Eindrehen mit Hilfe des Robotic Measurement Systems (RMS) [100]. Dieses Messsystem wurde in der kieferorthopädischen Abteilung der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf entwickelt. Es besteht aus einem Präzisionsroboter RX60 (Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Deutschland) welcher sowohl über ein als Winkelsensor fungierenden Präzisionspotentiometer (WAL 300, Contelec, Biel/Bienne, Schweiz) als auch einen Drehmomentsensor (8625-5001 Burster Präzisionsmesstechnik GmbH, Gernsbach, Deutschland) verfügt. Über die Winkelstückschraubvorsätze (Bsp. Abb. 4.10) der jeweiligen Systeme wird eine verdrehsichere Verbindung zu den einzelnen Mini-Implantaten geschaffen.

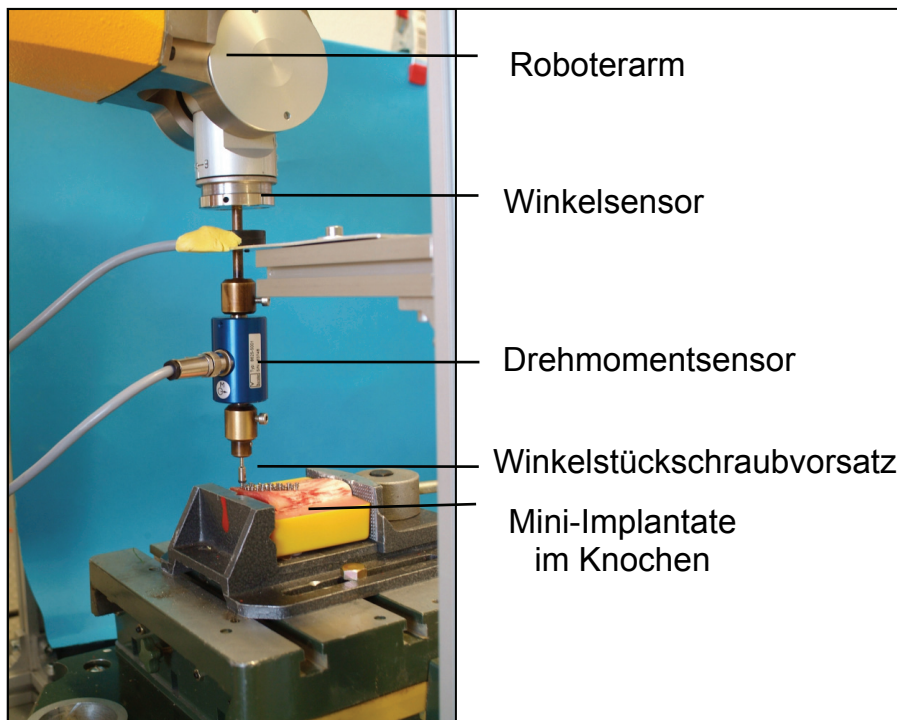


Abbildung 4.9.
Aufbau des
Robotic
Measurement
Systems und
Anordnung der
einzelnen
Bestandteile



Abbildung 4.10. Winkelstückschraubvorsatz am Beispiel
des Spider-Screw-Systems

Die Kästchen mit den Knochensegmenten wurden fest in die Apparatur gespannt und so positioniert, dass der Winkelstückschraubvorsatz spannungsfrei

auf dem jeweiligen Implantat zu sitzen kam und so festgeschraubt wurde. Bei der maschinellen Insertion erfolgte eine Rotation des Implantates um 80° in 2 Sekunden, wobei die definitive Insertionstiefe erreicht wurde. Hierbei sollte die jeweilige Gewindesteigung beachtet werden. Bei einer Gewindesteigung von 0,9 mm entspricht eine Rotation von 80° einer Insertionstiefe von 0,2 mm. Somit beträgt diese bei einer Gewindesteigung von 1,0 mm gleich einer Tiefe von 0,25 mm und einer Steigung von 0,5 mm gleich 0,125 mm. Im direkten Anschluss wurden die Mini-Implantate durch den Roboter um dieselbe Gradzahl gegen den Uhrzeigersinn und somit aus dem Knochen herausgedreht. Bei diesem Vorgang wurden Ein- und Ausdrehmoment gemessen und als Funktion zum Drehwinkel wiedergegeben. Digitalisiert und in einem PC gespeichert wurden die Analogsignale der Sensoren mit der Mehrkanal-Messelektronik Spider 8 (Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland).

4.7 Nomenklatur

Die Benennung und Sicherung der gemessenen Daten erfolgte nach einem festgelegten Schema. Hierbei sind die Herstellernamen auf die ersten 3 Buchstaben beschränkt (Mondeal = Mon, Dentos = Den, Medicon = Med, HDC = HDC, Miscerium = Mis, Orlus = Orl, Jeil = Jei). An zweiter Stelle kommt die Implantatform, ebenfalls auf drei Buchstaben gekürzt (konisch = kon, zylindrisch = zyl). Danach folgen der Gewindedurchmesser des getesteten Implantats ohne Kommastelle (1,5 mm = 15, 1,6 mm = 16, 1,8 mm = 18, 2,0 mm = 20) sowie der jeweils gewählte Vorbohrdurchmesser (1,0 mm = 10, 1,1 mm = 11, 1,2 mm = 12, 1,3 mm = 13, 1,5 mm = 15, 1,6 mm = 16). Als nächstes sind der Abstand von Implantat-Kragen bis Implantat-Spitze (8,0 mm = 080, 8,3 mm = 083, 9,0 mm = 090, 9,7 mm = 097, 10 mm = 100, 11 mm = 110) und die Implantat-Gewindelänge (6,5 mm = 065, 7,0 mm = 070, 7,4 mm = 074, 8,0 mm = 080, 8,5 mm = 085, 8,7 mm = 087, 9,0 mm = 090, 10,0 mm = 100) angegeben. Anschließend kommt die Gewindesteigung (0,5 mm = 05, 1,0 mm = 10). Als letztes folgen die Angaben, die sich auf das Kästchen beziehen, wie die Insertionsreihe (R1 = 1, R2 = 2, R3 = 3, R4 = 4, R5 = 5), laufende Nummer des Implantats in der Reihe (1 - 5) und die Nummer des Kästchens selbst (1 – 42).

Beispiel: Eine zylindrische Schraube der Firma Mondeal, mit einem Durchmesser von 1,5 mm, einem Kragen-Spitze-Abstand von 9 mm, einem 8 mm langen Gewinde und einer Gewindesteigung von 1 mm, die in einem Knochen in der 2. Reihe, an 5. Stelle in einem Loch mit 1,2 mm Vorbohrdurchmesser in Kästchen Nr. 4 steckt, wird folgendermaßen bezeichnet: Mon-zyl-15-12-090-080-10-R2-5 und ist in dem Ordner K4 gespeichert.

5. Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurden die maximalen Ein- und Ausdrehmomente, welche als absolute Werte (M_{abs}) galten, in eine Pivottabelle (Excel 2003, Microsoft, Unterschleißheim, Deutschland) übertragen. Hierbei wurde eine Kategorisierung nach Vorbohrdurchmesser, Implantat-Typ und Insertionstiefe vorgenommen. Um die Werte der einzelnen Kästchen miteinander vergleichen zu können, wurden mittels der absoluten Drehmomente der zu vergleichenden Mini-Implantate und der als Referenz gewählten Implantate (M_R) die relativen Drehmomente (M_{rel}) ermittelt. Diese entsprechen den Drehmomenten in Knochen mit mittlerer Kompaktadicke. Errechnet wurden M_{rel} anhand folgender Formel:

$$M_{rel} = M_{abs} \times 100 / M_R [\%]$$

Hierbei wurde für jeden absoluten Wert der entsprechende Referenzwert derselben Spalte gewählt.

Zur graphischen Darstellung wurden die Werte in das Statistikprogramm SPSS 16.0 (Statistical Product and Service Solutions Inc. Chicago, Illinois, USA) übertragen und mittels Boxplot-Diagrammen wiedergegeben.

Anhand des nicht parametrischen Mann-Whitney-U-Tests wurden die Mittelwerte der einzelnen Messreihen auf signifikante Unterschiede überprüft. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

6. Ergebnisse

6.1 Relative Eindrehmomente

Die folgende Grafik zeigt die relativen Eindrehmomente der getesteten Mini-Implantate bei einem Knochen-Kragen-Abstand von 0,5 mm, einer konstanten Vorbohrtiefe von 3,0 mm und einer mittleren Kompaktadicke, jedoch ohne Berücksichtigung des jeweiligen Vorbohrdurchmessers.

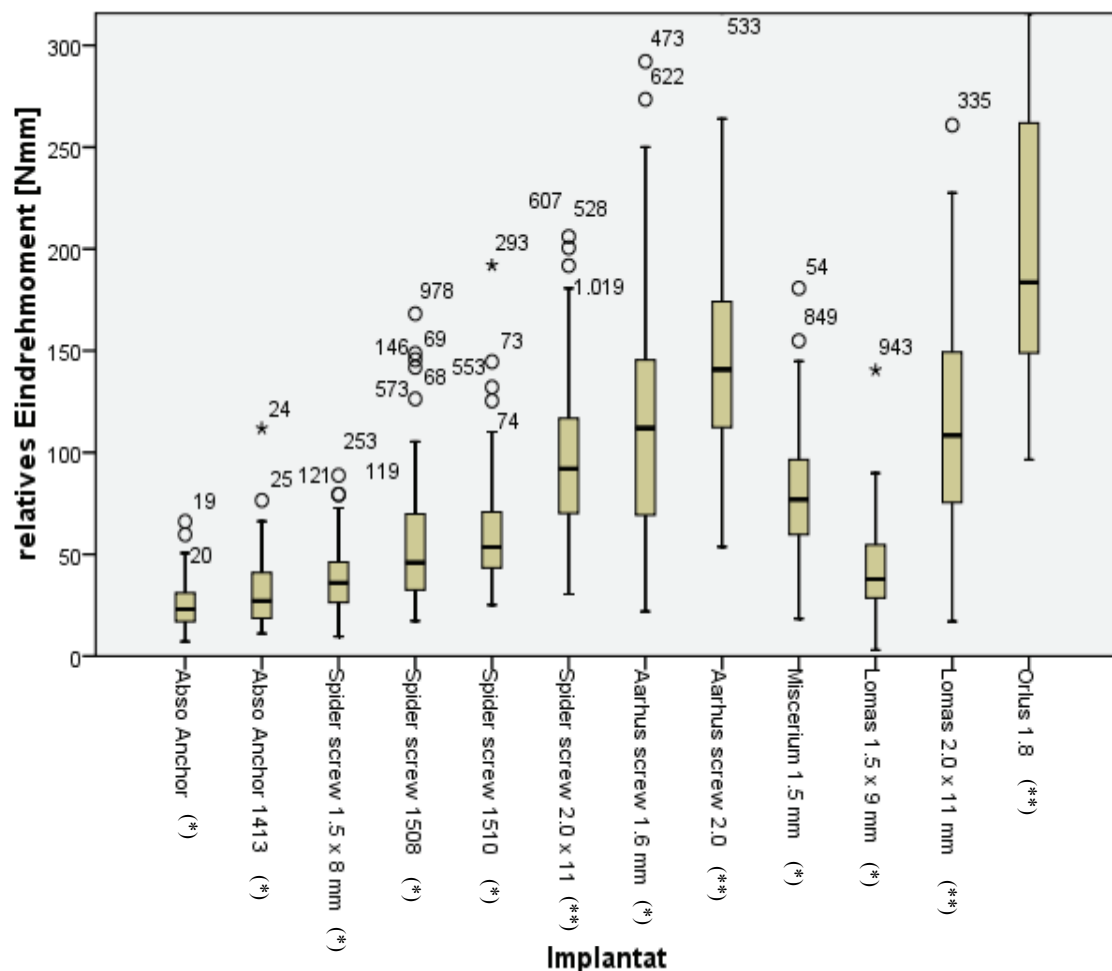


Abb. 6.1: Grafische Darstellung aller relativen Eindrehmomente der 12 verglichenen Mini-Implantate ohne Unterscheidung der gewählten Vorbohrdurchmesser anhand von Boxplots; mit (*) für 60 x inseriert und (**) für 90 x inseriert

Somit weist jedes Mini-Implantat Eindrehmomente in einem ihm spezifischen Wertespektrum auf. Dabei befinden sich die ermittelten Medianwerte der relativen Eindrehmomente auf einer Breite von 23,05 Nmm bis 183,65 Nmm.

6.2 Überprüfung auf signifikant unterschiedliche relative Eindrehmomente

Bei der Signifikanz-Prüfung mit dem Mann-Whitney-U-Test ergaben sich in den meisten Fällen hochsignifikante Abweichungen mit einem p-Wert bis zu $\leq 0,001$ (vgl. Tab. 6.1).

	Aarhus Screw 1,6	Aarhus Screw 2,0	Abso Anchor 14	Abso Anchor 1413	Lomas 1,5	Lomas 2,0	MAS	Orlus	Spider Screw 1,5	Spider Screw 1508	Spider Screw 1510
Aarhus Screw 2,0	***										
Abso Anchor 14	***	***									
Abso Anchor 1413	***	***	-								
Lomas 1,5	***	***	***	**							
Lomas 2,0	***	**	***	***	***						
MAS	***	***	***	***	***	***					
Orlus	***	***	***	***	***	***	***				
Spider Screw 1,5	***	***	***	-	-	***	***	***			
Spider Screw 1508	***	***	***	***	**	***	*	***	***		
Spider Screw 1510	***	***	***	***	***	***	**	***	***	-	
Spider Screw 2,0	-	***	***	***	***	*	***	***	***	***	***

Tab. 6.1 Signifikante Unterschiede der relativen Eindrehmomente der Mini-Implantate; (-) nicht signifikant bei $p > 0,05$; (*) mit $p \leq 0,05$; (**) mit $p \leq 0,01$; (***) mit $p \leq 0,001$

6.3 Abhängigkeit vom Vorbohrdurchmesser

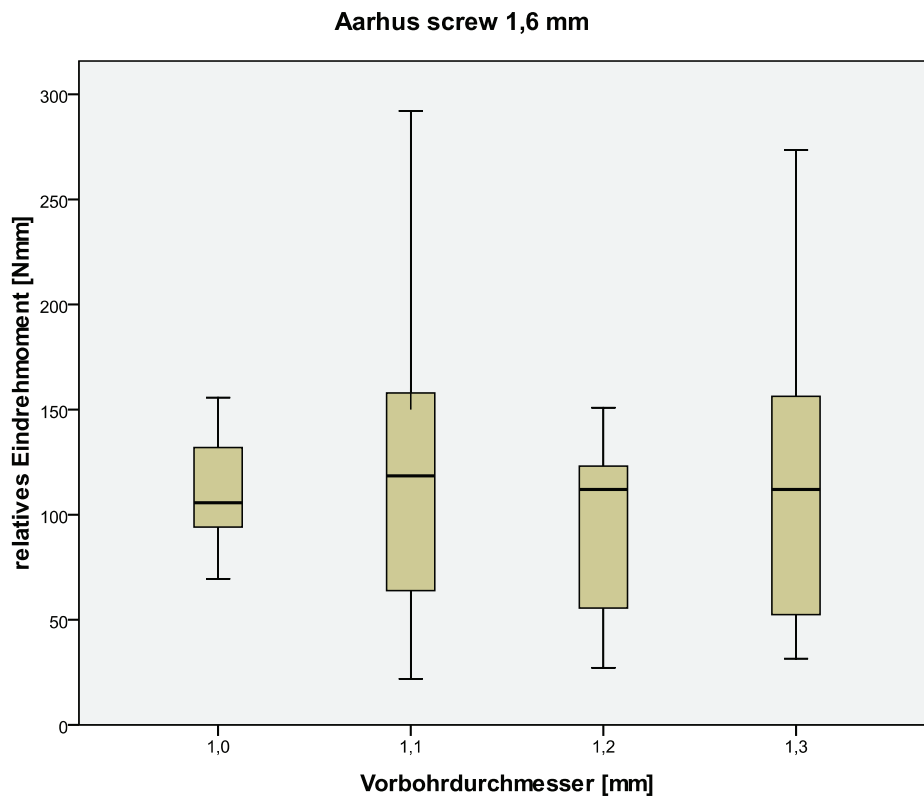


Abb. 6.2:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments der
Aarhus screw
1,6 vom
Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

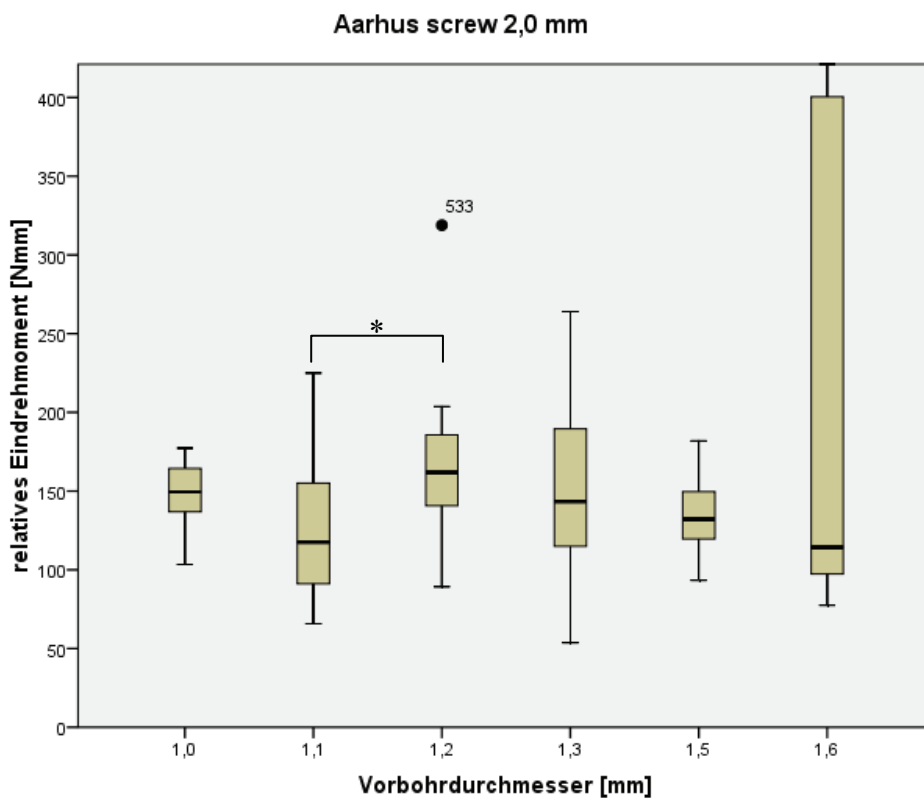


Abb. 6.3:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments der
Aarhus screw
2,0 vom
Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$; (***) bei $p \leq 0,001$

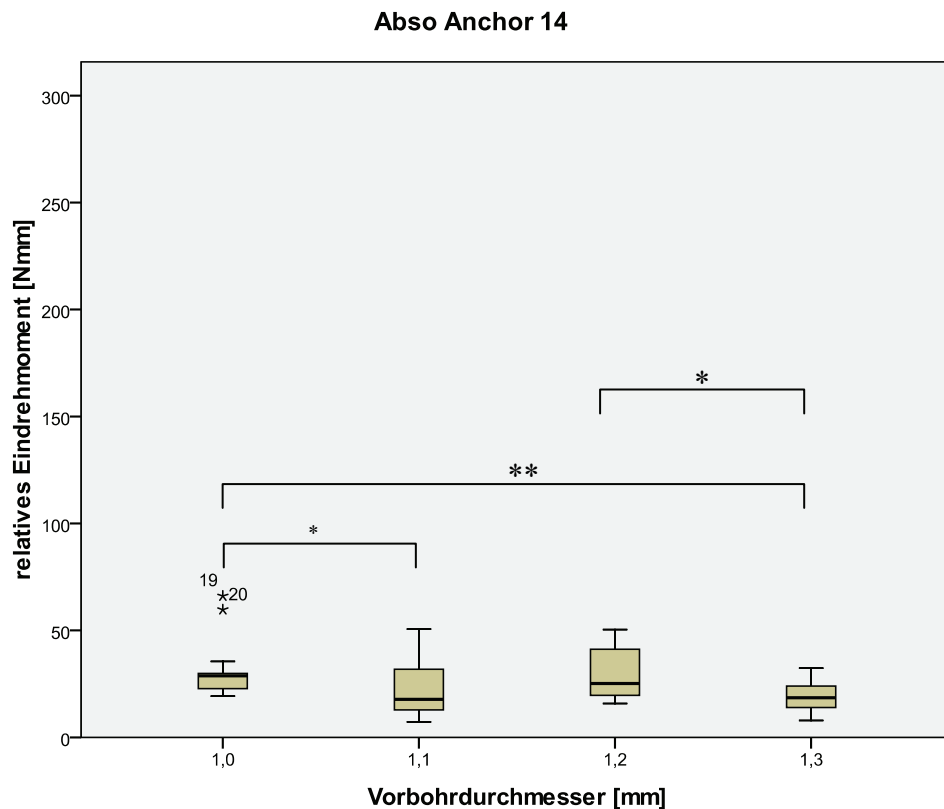


Abb. 6.4:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments des Abso
Anchor 14-
Implantats vom
Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

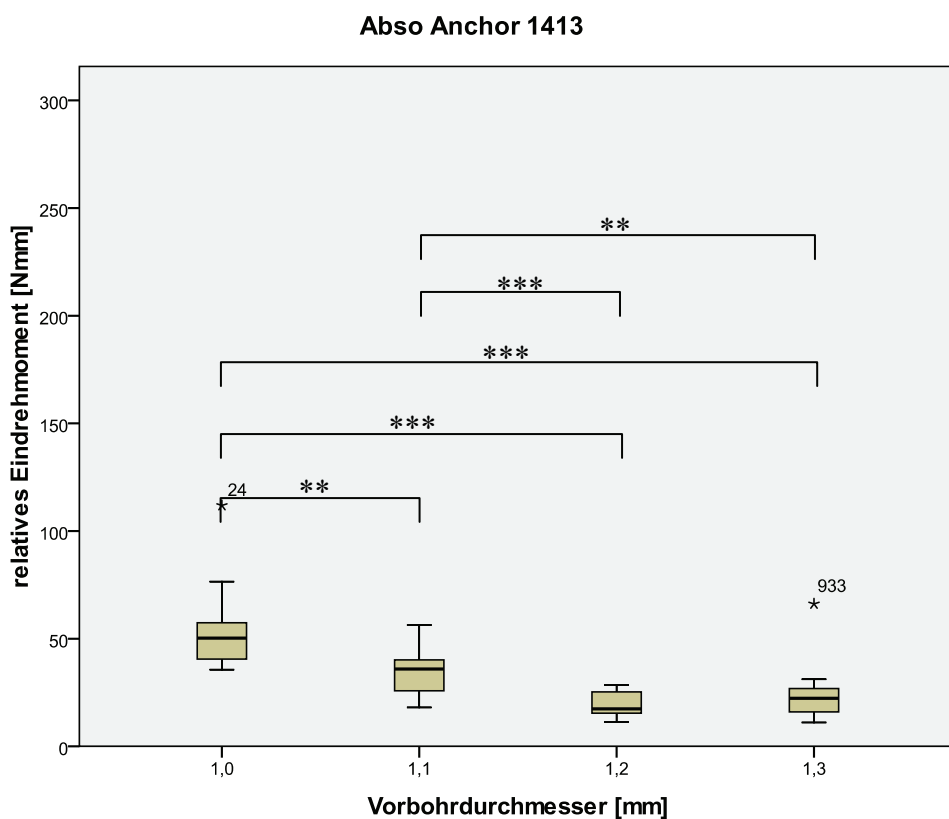


Abb. 6.5:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments des Abso
Anchor 1413-
Implantats vom
Vorbohrdurch-
messer in einem
Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

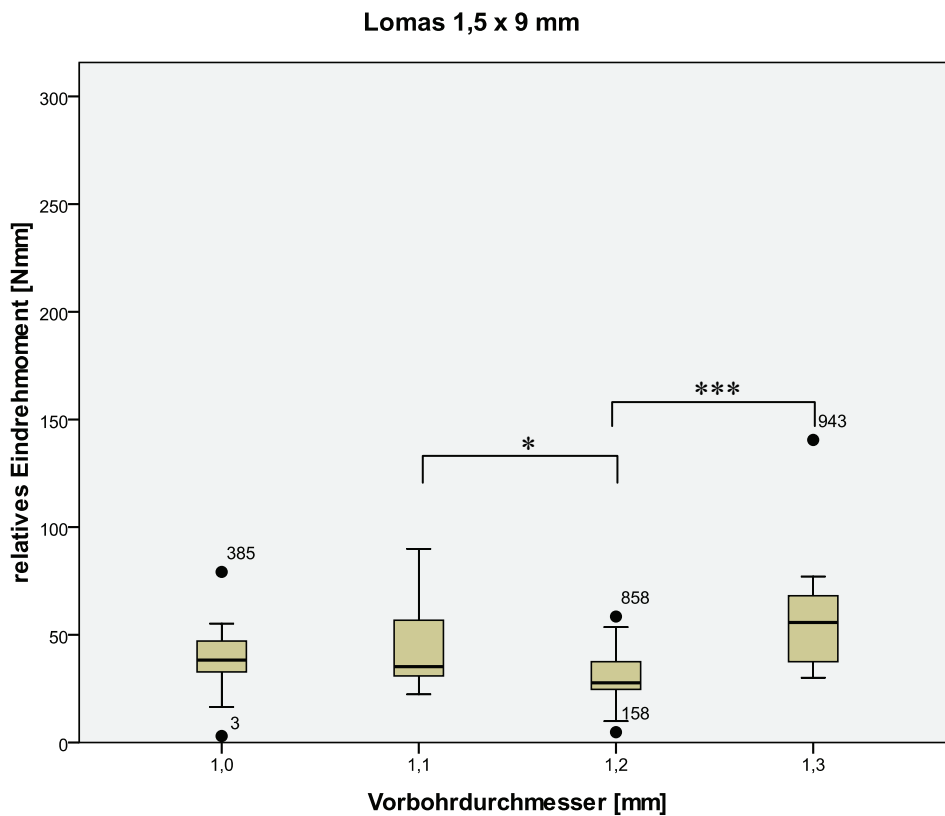


Abb. 6.6:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments des
Lomas 1,5-
Implantats vom
Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$; (***) bei $p \leq 0,001$

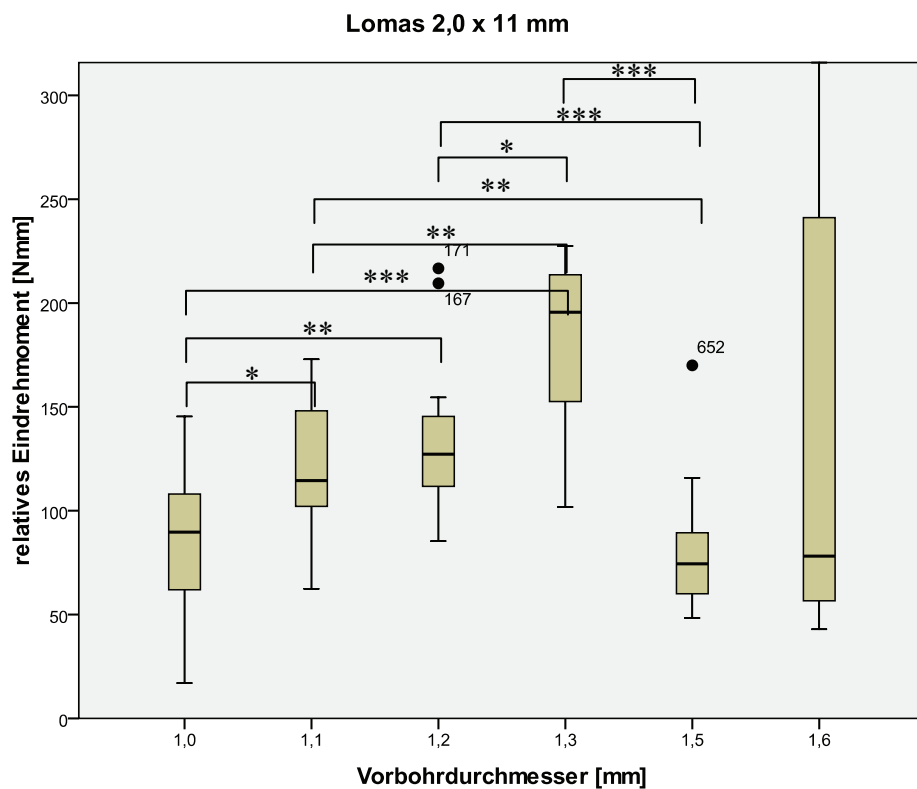


Abb. 6.7:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments des
Lomas 2,0-
Implantats vom
Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

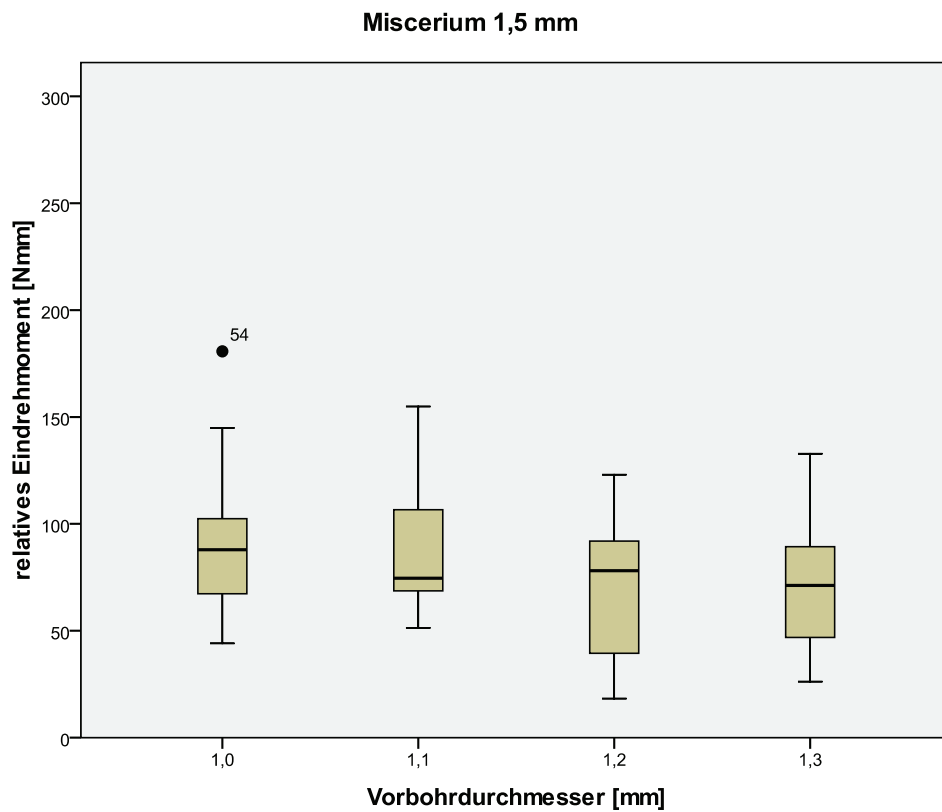


Abb. 6.8:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments des
Miscerium 1,5-
Implantats
vom Vorbohr-
durchmesser
in einem
Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$; (**) bei $p \leq 0,01$; (***)
bei $p \leq 0,001$

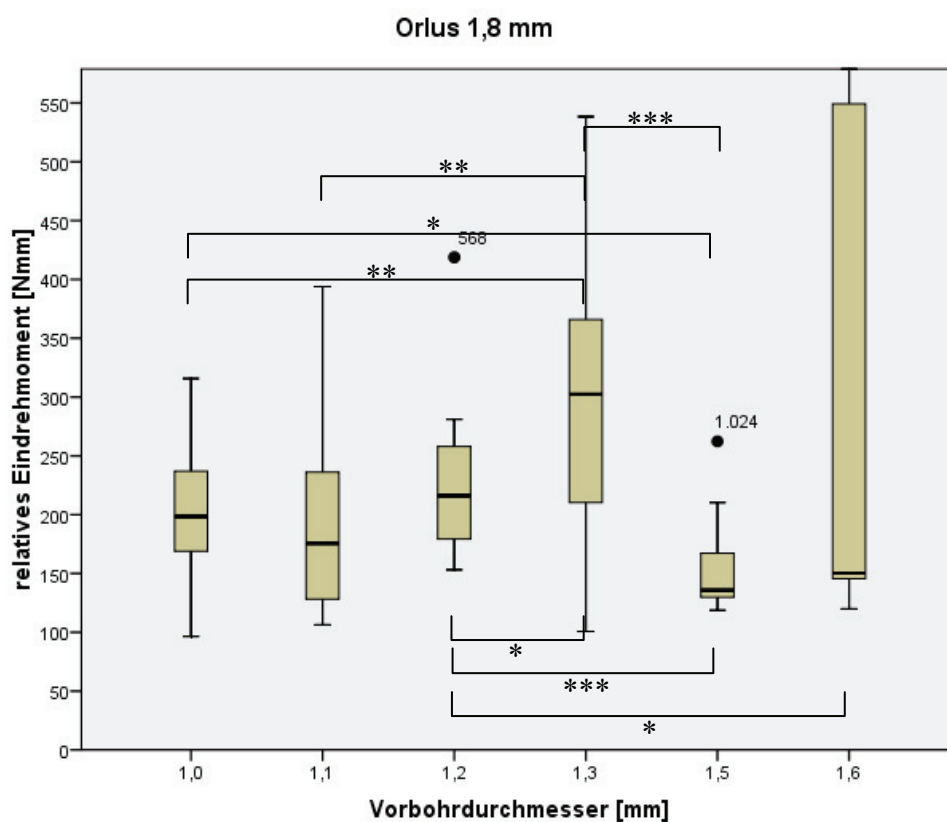


Abb. 6.9:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments des
Orlus-Implantats
vom Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

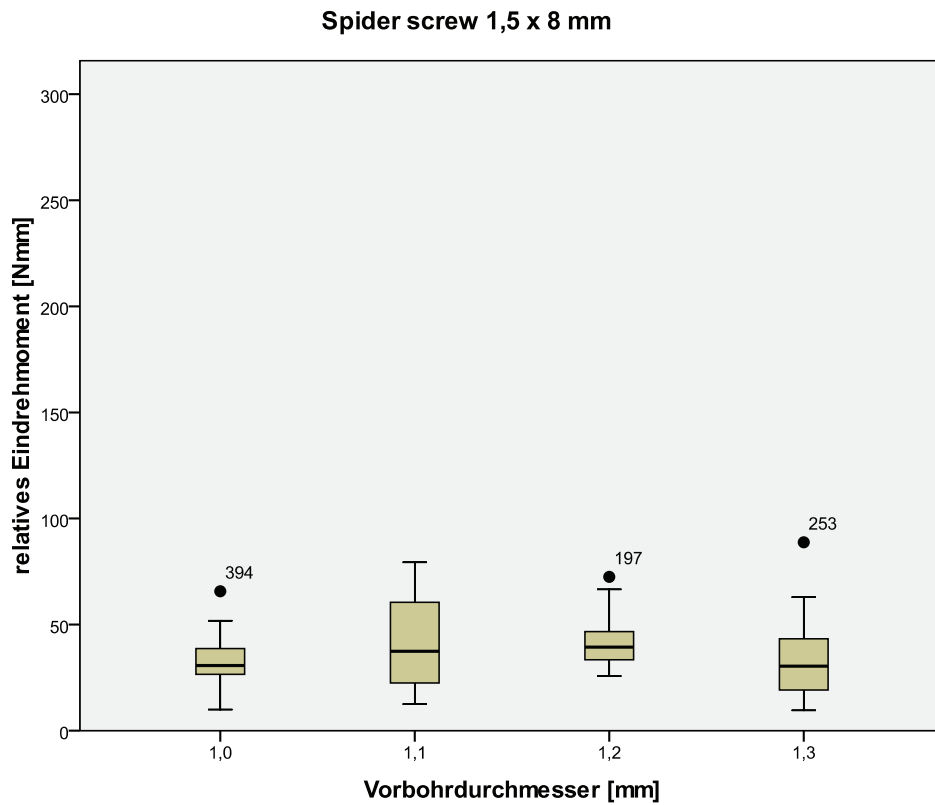


Abb. 6.10:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments der
Spider screw 1,5
vom Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

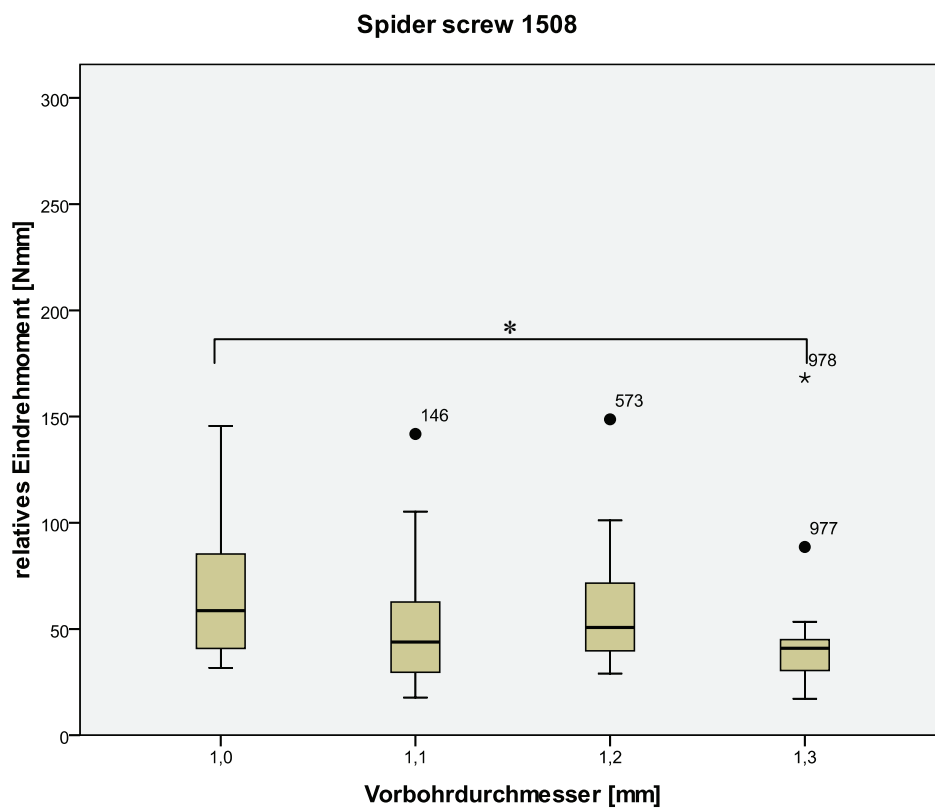


Abb. 6.11:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments der
Spider screw
1508 vom
Vorbohr-
durchmesser
in einem
Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$; (**) bei $p \leq 0,01$; (***)
bei $p \leq 0,001$

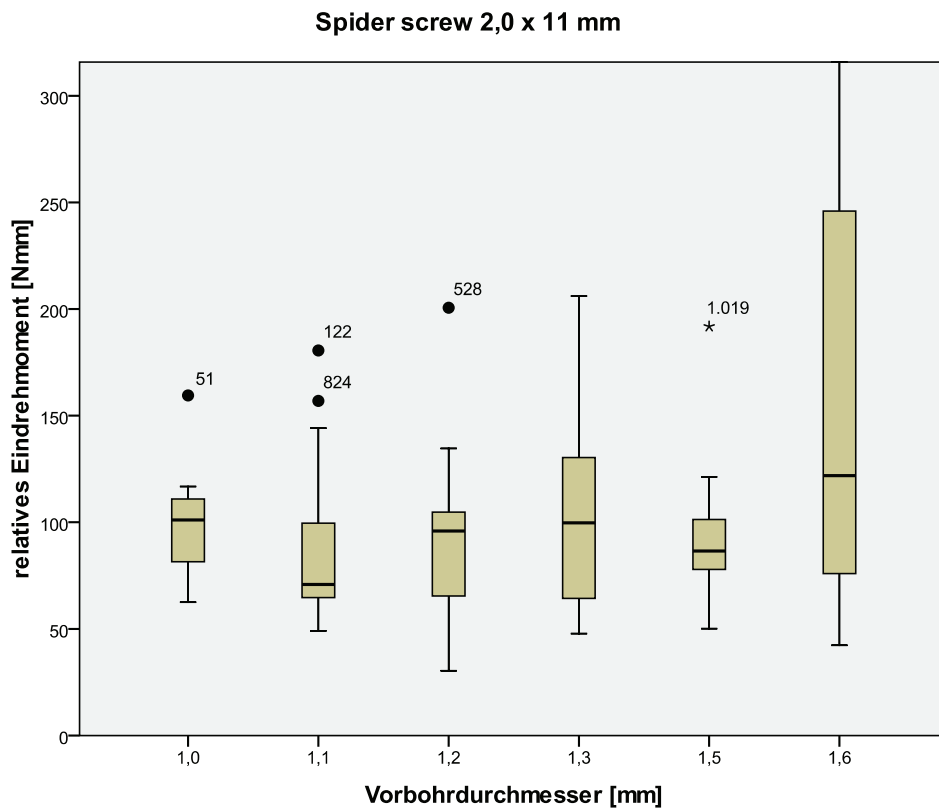


Abb. 6.12:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments der
Spider screw 2,0
vom Vorbohr-
durchmesser in
einem Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$;
(**) bei $p \leq 0,01$;
(***) bei $p \leq 0,001$

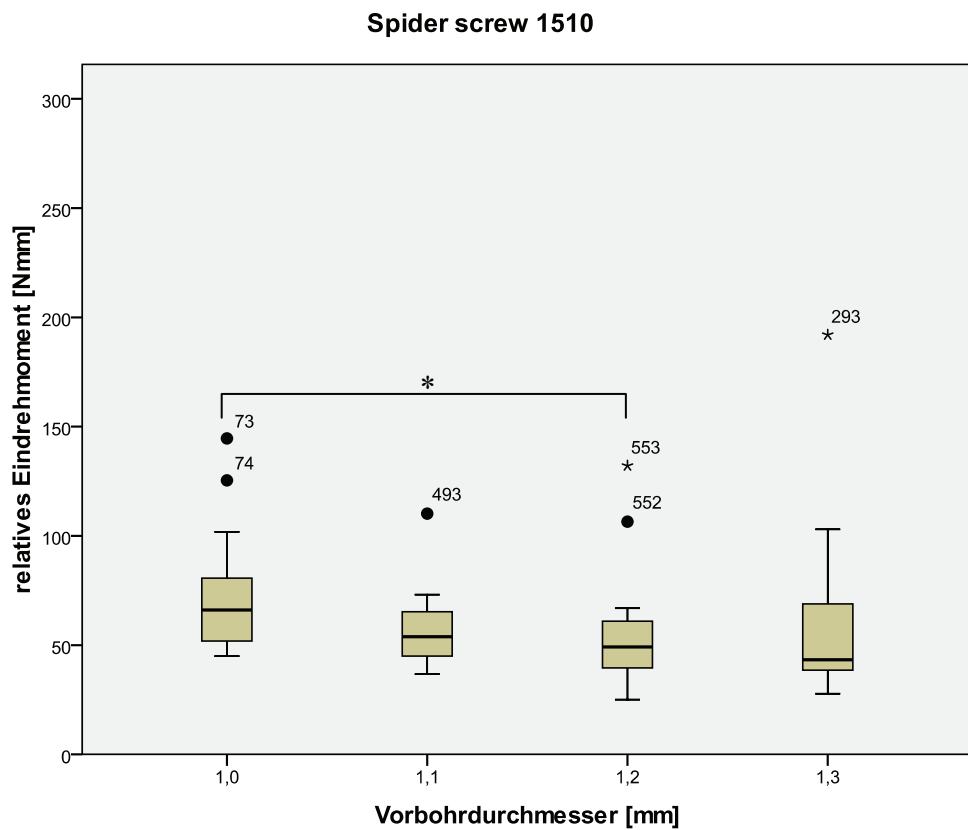


Abb. 6.13:
Abhängigkeit
des relativen
Eindrehmo-
ments der
Spider screw
1510 vom
Vorbohr-
durchmesser
in einem
Boxplot-
Diagramm mit
(*) bei $p \leq 0,05$; (**) bei $p \leq 0,01$; (***)
bei $p \leq 0,001$

Aus den gegenübergestellten Werten der relativen Eindrehmomente ist kein für jedes Mini-Implantat zutreffendes eindeutiges Ergebnis im Zusammenhang mit dem Vorbohrdurchmesser abzulesen. Betrachtet man die Ergebnisse, ist nur bei einem einzigen Exemplar (Spider Screw 1510) eine Regelmäßigkeit zu erkennen. Die Werte fallen hier, wie erwartet, mit Zunahme des Durchmessers ab. Jedoch erweisen sich auch hier die Werte nach Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests als überwiegend nicht signifikant. Bei den Mini-Implantaten Åarhus Screw 1,6 mm, Miscerium, Spider Screw 1,5 x 8 mm und Spider Screw 2,0 x 11 mm finden sich zwischen den erzielten Werten bei Variation des Vorbohrdurchmessers nicht ein einziges Mal signifikante Unterschiede. Anders verhält es sich bei den Vertretern Åarhus Screw 2,0 mm, Abso Anchor 14, Lomas 1,5 x 9 mm, Spider Screw 1508 und Spider Screw 1510, bei denen wenigstens ein- bis dreimal ein solcher Unterschied aufzuweisen ist. Wesentlich häufiger, nämlich fünf- bis achtmal, zeigen die Werte der Implantate Abso Anchor 1413, Lomas 2,0 x 11 mm und Orlus 1,8 mm signifikante Unterschiede. Bei den im Durchmesser größeren Vertretern dieser Gruppe, nämlich Lomas 2,0 x 11 mm und Orlus 1,8 mm, zeigt sich ein großer Sprung mit hochsignifikantem Unterschied zwischen den Werten mit den Vorbohrdurchmessern 1,3 mm und 1,5 mm. In keinem der Fälle ergibt sich eine Steigerung des Durchmessers von 1,5 mm auf 1,6 mm als signifikant (vgl. Abb. 6.2 – 6.13).

6.4 Abhängigkeit von der Schaftform

Man kann nicht allgemein die konischen und die zylindrischen Mini-Implantate dieser Messreihe miteinander vergleichen, da nicht zu jedem Exemplar ein entsprechendes mit der anderen Schaftform vorhanden war. Das heißt es würde beispielsweise das Orlus-Implantat mit einem Gewindedurchmesser von 1,8 mm mit dem Abso Anchor 14-Implantat verglichen, welches einen Gewindedurchmesser von nur 1,4 mm aufweist. Es musste daher auf die Mini-Implantate zurückgegriffen werden, welche bis auf die Schaftform die gleichen Parameter besitzen.

Aus Abbildungen 6.14 und 6.15 (siehe unten) ist zu ersehen, dass bei direkt miteinander vergleichbaren Mini-Implantaten, wie beispielsweise Abso Anchor 14 (zylindrisch) und Abso Anchor 1413 (konisch) oder Spider Screw 1,5 (zylindrisch) und Spider Screw 1508 (konisch), die konischen Mini-Implantate signifikant höhere Werte als ihre zylindrischen Pendants erzielen. Diese liegen bei dem konischen Vertreter des Abso Anchor-Implantats bei $p \leq 0,05$ und beim Vergleich der Spider Screw bei $p \leq 0,001$.

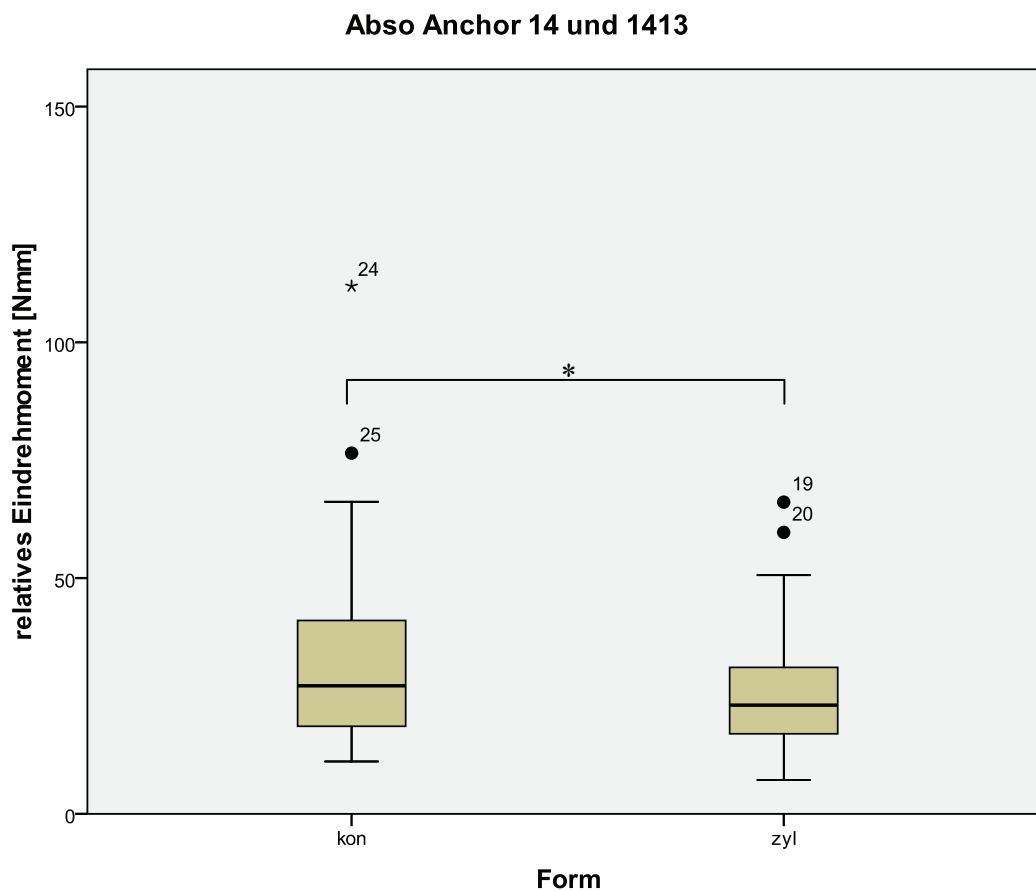


Abb. 6.14: Gegenüberstellung der relativen Eindrehmomente in Abhängigkeit von der Schaftform am Beispiel der Abso Anchor-Mini-Implantate mit (*) bei $p \leq 0,05$; (**) bei $p \leq 0,01$; (***) bei $p \leq 0,001$

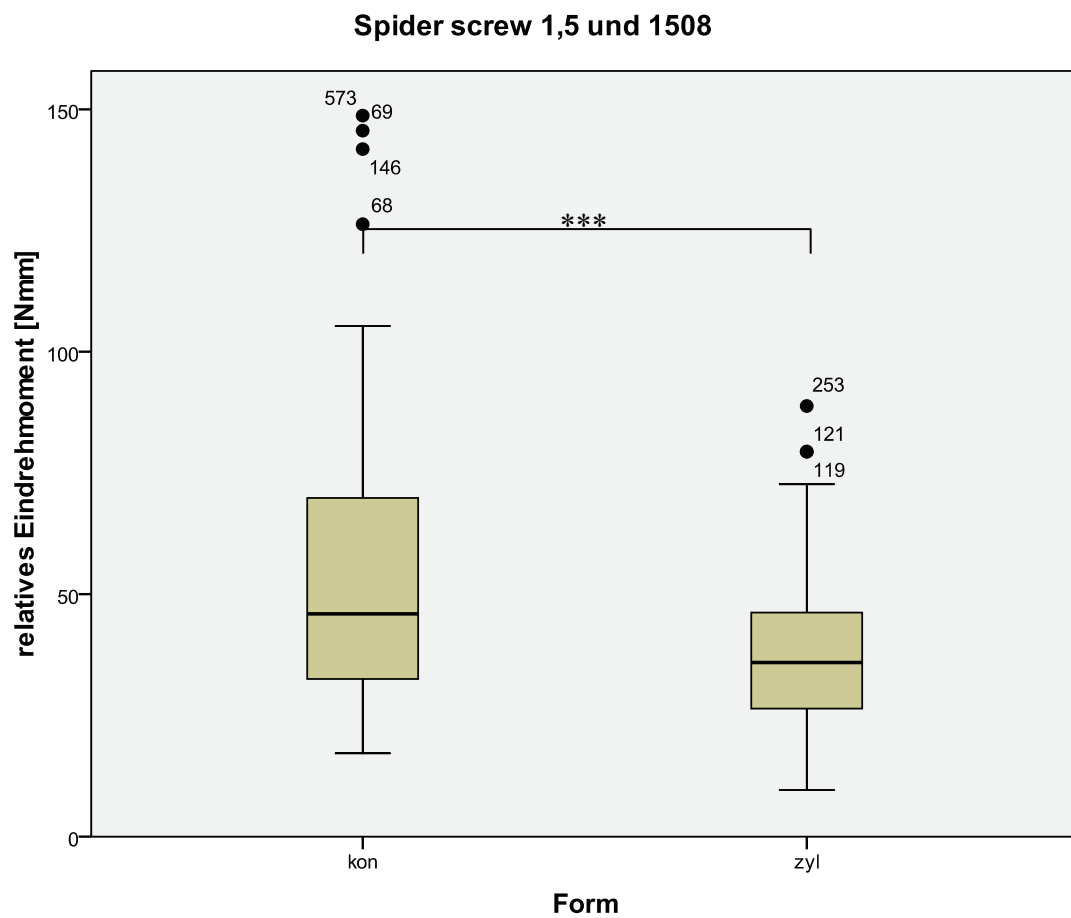


Abb. 6.15: Gegenüberstellung der relativen Eindrehmomente in Abhängigkeit von der Schaftform am Beispiel der Spider screws 1,5 und 1508 mit (*) bei $p \leq 0,05$; (**) bei $p \leq 0,01$; (***) bei $p \leq 0,001$

7. Diskussion

7.1 Allgemeine Diskussion

7.1.1 Mini-Implantate

Die Behandlung mit Mini-Implantaten ist mittlerweile eine etablierte Alternative zur konventionellen kieferorthopädischen Verankerung. Inzwischen ist eine große Anzahl von Mini-Implantaten unterschiedlichen Designs auf dem Markt, und dem Behandler fällt die Auswahl eines geeigneten Typs möglicherweise schwer. Ziel der vorliegenden Studie war es, Mini-Implantate zu identifizieren, die eine ausreichende Primärstabilität erreichen.

7.1.2 Primärstabilität

Für eine ausreichende Verankerung mittels Mini-Implantaten müssen diese nach der Insertion eine ausreichende Primärstabilität aufweisen. Ist die Primärstabilität zu gering, wächst das Risiko eines Verankerungsverlusts. Motoyoshi [77] empfiehlt ein Eindrehmoment von mindestens 50 Nmm. Dieser Wert wird in der vorliegenden Studie nicht von jedem Mini-Implantat erreicht. Wie auch in anderen Studien [7] ergibt die Verwendung von Mini-Implantaten größeren Durchmessers auch größere Eindrehmomente. Ebenfalls ist ein Unterschied zwischen konischen und zylindrischen Mini-Implantaten zu erkennen, wobei die konischen die höheren Werte erzielen. Jedoch reicht beispielsweise beim Abso Anchor 1413 Mini-Implantat auch die Konizität des Schafts nicht aus das Drehmoment so weit zu erhöhen, dass der durch den geringeren Durchmesser entstehende Unterschied ausgeglichen wird.

7.2 Diskussion der Methodik

7.2.1 Auswahl der Knochensegmente

Der Beckenkamm vom Landschwein wurde ausgewählt, da er einen dem menschlichen Kieferknochen vergleichbaren Aufbau hat. Über der lockereren Spongiosa befindet sich die dichte Kompakta mit Schichtdicken von 0,5 – 3,0

mm. Dabei sind die Areale mit dünnerer Kompakta der menschlichen, zahnlosen Maxilla, und diejenigen mit einer dickeren Kompaktaschicht der zahnlosen, menschlichen Mandibula vergleichbar [51, 79]. Da Mini-Implantate in der Regel monokortikal verankert werden, spielt die Dicke der Spongiosa der Knochen-segmente keine Rolle, solange sie nicht so dünn ist, dass die Implantate auf der gegenüberliegenden Seite wieder austreten. Nur in seltenen Fällen kommt es bei klinischer Anwendung zur zweifachen Perforation der Kompakta. Dies passiert beispielsweise, wenn der Alveolarfortsatz eine besonders geringe orovestibuläre Ausdehnung aufweist, wie es etwa im anterioren Bereich des Unterkiefers möglich ist [63].

7.2.2 Vorbohrung

Die verwendeten Vorbohrer wurden entsprechend der von Wilmes [100] durchgeführten Studie zur Abhängigkeit von Vorbohrtiefe zu Drehmoment und damit auch Primärstabilität ausgewählt. Hierbei spielte sowohl die Bohrtiefe (je tiefer gebohrt wurde, desto geringer erwies sich die Primärstabilität) und auch das Vorhandensein von Kompakta (höhere Drehmomente im Moment der Durchdringung der Kompakta) eine Rolle. Bei einer Vorbohrtiefe von 3,0 mm kann man davon ausgehen, dass die Kompakta der vorliegenden Knochen bereits komplett durchdrungen ist. Der Vorbohrdurchmesser der für die Referenzschraube vorgesehenen Reihen R betrug in allen Fällen 1,0 mm, um die Ermittlung der relativen Drehmomente zu ermöglichen.

7.2.3 Auswahl der Mini-Implantate

Wenn von der Implantat-Länge berichtet wird, ist in der Regel die Gewinde- bzw. Arbeitsteillänge gemeint. Aktuell auf dem Markt befindlich sind Mini-Implantate mit einer Gewinde-Länge von 4 – 15 mm [60]. Hierbei ist ein ausreichender Halt im Knochen wahrscheinlich und die Gefahr der zweifachen Perforation gering. Um der Realität nahe zu kommen, wurden für diese Studie Mini-Implantate von einer Gewindelänge gewählt, welche auch in anderen Studien empfohlen wird. Vorgeschlagene Längen liegen zwischen 6 mm und 10 mm [27, 81, 89]. Mit einer Gewindelänge von 6,5 mm (Orlus) bis 10,0 mm (Spider Screw 2,0) ist dieser Bereich gut abgedeckt. Für einen ausreichenden Halt im Knochen sollte ein Mini-Implantat zu mindestens 4 mm [60], bzw. 6 mm [63], im

Knochen verankert sein. Dieser Punkt muss bei der Insertion in Bereichen mit dicker Schleimhaut beachtet und unter Umständen auf die längeren Implantate zurückgegriffen werden. Bei der Implantation soll der innerhalb des Knochens liegende Anteil des Mini-Implantats mindestens ebenso lang sein, wie derjenige, der aus dem Knochen herausragt [60]. Dies trifft bei der Länge der gewählten Mini-Implantate und gleichzeitiger Insertion über die gesamte Gewindelänge zu.

7.2.4 Auswahl der Mini-Implantate im Bezug auf den Durchmesser

Da Mini-Implantate aufgrund ihres geringen Ausmaßes den besonderen Vorteil aufweisen, auch interradiikulär inseriert werden zu können, ist hier besondere Vorsicht geboten, um Beschädigung von Nachbarstrukturen zu vermeiden. Diese Risiken, aber auch ein gewisses Knochenangebot für eine ausreichende Primärstabilität, müssen bei der Planung berücksichtigt werden. Von einigen Autoren [80, 81, 91] wird für eine interradiikuläre Platzierung ein Implantat-Durchmesser von 1,2 mm – 1,5 mm angeraten. Für eine Insertion im Gaumen oder retromolar, im Bereich eines zahnlosen Kieferabschnitts, können durchaus größere Durchmesser gewählt werden, da hier eine Verletzung von Nachbarstrukturen unwahrscheinlich ist. „Der optimale Durchmesser einer Minischraube ist der Kompromiss aus den Anforderungen, die sich aus der Hauptindikation und den Materialeigenschaften ergeben. Unter Einbeziehung aller Aspekte sollten nur Minischrauben mit einem Durchmesser von 1,5 mm oder 1,6 mm verwendet werden“ [60]. Die ausgewählten Mini-Implantate mit einem Durchmesser von bis zu 2,0 mm kommen also für die Insertion in zahnlosen Regionen in Frage und liegen mit ihren Durchmessern in dem als ideal beschriebenen Bereich.

7.2.5 Einfluss der Knochenqualität auf die Primärstabilität

Sowohl aus dem Bereich der dentalen Implantologie [41] als auch aus Studien über Drehmomente bei der Insertion von Mini-Implantaten [19, 100], besteht eine nachgewiesene Korrelation zwischen Eindrehmoment, bzw. Primärstabilität, der Implantate und der Knochenqualität. Mit zunehmender Knochendichte ist ein Anstieg des Eindrehmoments zu verzeichnen [41]. Das Problem der Verfälschung der Ergebnisse durch diese Tatsache wurde in dieser Studie durch die

Ermittlung der relativen Knochendichte anhand der Referenz-Implantate umgangen.

Aus den Ergebnissen anderer Studien ergibt sich die klinische Konsequenz, in gewissen Bereichen auch bei der Verwendung selbstbohrender Mini-Implantate eine Pilotbohrung durchzuführen. Dies ist der Fall, wenn eine dichte Knochenqualität, wie zum Beispiel im gesamten Unterkiefer, im Gaumen, sowie median im Oberkiefer-Alveolarfortsatz, vorliegt [100]. Nach einer Studie von Friberg wirkt sich die Knochenqualität jedoch nur auf die Primär-, nicht auf die Sekundärstabilität aus. Ein Jahr nach der Insertion haben die Implantate in weniger dichtem Knochen die gleiche Stabilität erreicht wie die Implantate, welche in Knochen dichter Struktur inseriert wurden. Dies wurde anhand einer Resonanz-Frequenz-Analyse nachgewiesen [35].

Aufgrund der Ergebnisse verschiedener Studien, kann eine sofortige Belastung im Anschluss an die Implantation befürwortet werden, ohne dass ein Stabilitätsverlust zu erwarten ist [18, 19]. Nach Liou bieten Mini-Implantate zwar die Möglichkeit einer stabilen orthodontischen Verankerung, sind jedoch je nach Belastung nicht absolut ortsbeständig [62].

Bei den Versuchen der vorliegenden Studie wurde das relative Drehmoment bei mittlerer Knochendichte ermittelt. Dies geschah anhand der Referenz-Implantate (Dual Top 1,6 x 8). In der Praxis stellt die Knochendichte einen unbeeinflussbaren Faktor dar und ihre Ermittlung erweist sich als schwierig, da Knochentnahmen für diesen Zweck nicht durchführbar sind. Eine Möglichkeit der Messung liegt in bildgebenden Verfahren. Es gibt mehrere radiologische Methoden zur Beurteilung der Knochenqualität [14], wie etwa Zahnfilmaufnahmen oder das OPTG, welche jedoch leider die gegebene Situation nur recht grob beurteilen [28, 45]. Röntgenbilder bieten dem Behandler also eine Orientierung, bei der Implantation darf er sich jedoch nicht lediglich auf die hiermit gelieferten Daten verlassen. Andere Verfahren, wie die Computertomographie [4, 9, 34], die Volumetomographie [17, 34, 74, 75], die Spiraltomographie [8, 46] und weitere [28, 34], liefern genauere Aussagen, sind jedoch mit erhöhtem Aufwand und steigenden Kosten verbunden. Auch muss bei der Anwendung die Strah-

lenexposition des Patienten bedacht werden. Die Computertomographie könnte zwar präimplantologisch zur Knochendichtebestimmung herangezogen werden [43], ist jedoch mit einer relativ höheren Strahlenexposition verbunden als beispielsweise die digitale Volumentomographie [15, 75]. Ist eine Knochendichtemessung nicht möglich, muss sich der Behandler an bekannten Maßstäben orientieren, nämlich, dass sich üblicherweise dichter D1 Knochen in der anterioren Region der Mandibula, weniger dichter D4 Knochen im posterioren Gaumen befindet (s. o.).

7.3 Diskussion der Ergebnisse

7.3.1 Zusammenhang der Primärstabilität mit dem Vorbohrdurchmesser

Anhand der Ergebnisse kann kein allgemeiner Zusammenhang zwischen der Primärstabilität eines Mini-Implantats mit dem Vorbohrdurchmesser bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm nachgewiesen werden. Die in der von Wilmes durchgeführte Studie über den Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität beschriebene Abnahme der Primärstabilität bei Zunahme des Vorbohrdurchmessers [100] wird nicht bestätigt. Nur bei einem einzigen (Spider Screw 1510) der insgesamt zwölf Exemplare ist ein solcher Zusammenhang, jedoch ohne signifikante Unterschiede, zu erkennen.

Unabhängig vom Vorbohrdurchmesser manifestieren sich die relativen Eindrehmomente eines jeden der getesteten Mini-Implantate in einem spezifischen Wertespektrum. So liegen beispielsweise die Werte des zylindrischen Abso Anchor 14-Implantats im Bereich zwischen 15 und 30 Nmm, während sich die Werte der Århus Screw 1,6 mm zwischen 100 und 120 Nmm einpendeln, ohne dass sich ein signifikanter Unterschied durch Änderung des Vorbohrdurchmessers ergibt. Ähnlich verhält es sich auch bei den übrigen Versuchskörpern.

Bei den meisten der verwendeten Mini-Implantate finden sich kaum oder sogar keine signifikanten Unterschiede bei Verwendung der verschiedenen Vorbohrdurchmesser. So liegen beispielsweise die relativen Eindrehmomente der Mini-Implantate Århus Screw 1,6, Miscerium 1,5, Spider Screw 1,5 und Spider

Screw 2,0 alle in den jeweils zugehörigen Wertebereichen, jedoch ohne signifikante Unterschiede bei Verwendung der verschiedenen Vorbohrdurchmesser aufzuweisen. Eine entsprechende Abhängigkeit ist hier nicht zu erkennen.

Im Gegensatz dazu sind die Vertreter Abso Anchor 1413, Lomas 2,0 und Orlus 1,8 hervorzuheben. Bei diesen finden sich mit Abstand am Häufigsten signifikante Unterschiede. So wirkt sich beim Abso Anchor 1413-Implantat eine Zunahme des Vorbohrdurchmessers bereits ab 0,1 mm als hochsignifikant aus. Eine Erweiterung von 1,2 mm auf 1,3 mm hat jedoch keine weitere Konsequenz. Auch beim Lomas 2,0-Implantat zeigen sich signifikante Unterschiede bei Verwendung der verschiedenen Vorbohrdurchmesser. Besonders auffällig ist hier der hochsignifikante Unterschied bei Verwendung der Durchmesser 1,3 mm und 1,5 mm. An dieser Stelle findet zwischen den Werten ein großer Sprung statt. Ein ähnliches Bild findet man in der Graphik des Orlus-Implantats, wo sich an der gleichen Stelle ebenso ein drastischer Abfall der Eindrehmomente zeigt. Bei der Spider Screw 2,0, bei der ebenfalls die größeren Durchmesser getestet wurden, zeigt sich dieses Bild jedoch nicht. Bei allen drei Implantaten hat eine zusätzliche Erweiterung auf 1,6 mm keine weitere signifikante Auswirkung. Dass jeweils der größte Vorbohrer keine Steigerung mehr hervorruft, kann daran liegen, dass der Durchmesser von 1,5 mm bei den Implantaten Lomas 2,0 und Orlus und der Durchmesser 1,2 beim Abso Anchor 1413-Implantat schon bereits so nah an deren eigenen Durchmessern ist, dass ein größerer Vorbohrdurchmesser die Primärstabilität im Vergleich nicht beeinflusst. Verallgemeinernd kann diese Aussage jedoch nicht getroffen werden, da dies nicht bei allen Implantaten zutrifft. So ist beispielsweise beim Abso Anchor 14-Implantat trotz gleichen Gewindedurchmessers zwischen den Vorbohrdurchmessern 1,2 mm und 1,3 mm noch ein Unterschied zu erkennen.

Bei der Spider Screw 1508 macht sich der Vorbohrdurchmesser erst ab einer Zunahme von 0,3 mm, nämlich von 1,0 mm auf 1,3 mm, signifikant bemerkbar. Im Vergleich hierzu zeigt sich bei der Spider Screw 1510 ein solcher Unterschied bereits zwischen 1,0 mm und 1,2 mm, jedoch nicht zwischen 1,1 mm und 1,3 mm. Da diese beiden Implantate in allen übrigen Abmessungen gleich sind, lässt sich eine Erklärung hierfür nur in der unterschiedlichen Länge und

dem größeren Durchmesser im Halsbereich bei gleichem Konizitätsgrad finden. Durch den erhöhten Durchmesser, macht sich eine Änderung des Vorbohrdurchmessers bereits bei einer Zunahme von 0,2 mm signifikant bemerkbar. Eine Erhöhung von 1,2 mm auf 1,3 mm hat allerdings keine Auswirkung mehr.

Alle übrigen Mini-Implantate zeigen zwar vereinzelt signifikante Unterschiede zwischen den erzielten Werten bei Verwendung der unterschiedlichen Vorbohrer, lassen jedoch keinen eindeutigen Zusammenhang erkennen.

Im Gegensatz zu der bereits erwähnten Studie von Wilmes, wurde die Vorbohrtiefe nicht variiert, sondern kontinuierlich auf 3 mm beschränkt. Eine mögliche Erklärung der Ergebnisse kann also darin liegen, dass sich eine Variation des Vorbohrdurchmessers im beschriebenen Bereich bei einer Tiefe von 3 mm, also vollkommener Durchdringung der Kompakta, nicht so stark auf die Primärstabilität auswirkt wie in der zuvor durchgeführten Studie.

7.3.2 Zylindrische versus konische Mini-Implantate

Wie aus Abbildung 6.1 hervorgeht, zeigt jedes der verwendeten Mini-Implantate ein charakteristisches Wertespektrum seiner relativen Eindrehmomente. Es wurden sowohl zylindrische als auch konische Mini-Implantate miteinander verglichen, um eine eventuell bestehende Abhängigkeit zwischen Implantatkörperform und Drehmoment bestätigen oder widerlegen zu können. Stellt man nun direkt vergleichbare Mini-Implantate gegenüber, weisen die konischen gegenüber den zylindrischen Implantaten höhere Drehmomente und somit eine höhere Primärstabilität auf. Direkt miteinander vergleichbar sind zum Beispiel das Mini-Implantat Abso Anchor 14 (zylindrische Form), und Abso Anchor 1413 (konische Form). Mit einem relativen Eindrehmoment von 23,05 (+/-12,48) Nmm unterliegt das zylindrische den Werten des konischen Exemplars ($E_{in_{rel}} = 27,15$ (+/-18,65) Nmm,). Ebenfalls miteinander vergleichbar sind die Mini-Implantate Spider Screw 1,5 und Spider Screw 1508 aus den bereits genannten Gründen. Hier unterliegen ebenfalls die Werte des zylindrischen Implantats ($E_{in_{rel}} = 38,64$ (+/-18,51) Nmm) denen des konischen ($E_{in_{rel}} = 45,94$ (+/-34,85) Nmm). Dieses Ergebnis lässt sich auch unabhängig vom Vorbohrdurchmesser, mit einem einzigen abweichenden Wert (Abso Anchor bei einem Vorbohrdurchmesser = 1,2

mm) ablesen. Unter Berücksichtigung des Vorbohrdurchmessers bewirkt die Konizität in beiden Fällen einen Anstieg des Eindrehmoments über die kritischen 50 Nmm, wenn der Vorbohrdurchmesser 1,0 mm beträgt. Als weitere konische Mini-Implantate sind das Spider Screw 1510- und das Orlus-Implantat aufzuführen, welchen aber keine direkten Vergleichskörper gegenüber stehen. Das Orlus-Implantat erreicht in den durchgeführten Versuchen die Spitzenwerte der Messungen ($E_{in,rel} = 183,65 (+/-192,80)$ Nmm). Diese Werte sind auf den Grad der Konizität, beziehungsweise den großen Innendurchmesser des Implantats im Halsbereich zurückzuführen. Über eine Gewindelänge von 6,5 mm nimmt der Durchmesser um 0,4 mm zu und erreicht somit einen Durchmesser von 2,2 mm im inserierten Bereich. Im Gegensatz dazu steht zum Beispiel das Dentos 1413-Implantat, welches bei einer Gewindelänge von 7,4 mm nur über eine Durchmesserzunahme von 0,1 mm und somit über einen Durchmesser von 1,4 mm verfügt.

Dieses Ergebnis lässt keine Schlussfolgerung bezüglich der Gesamtstabilität konischer Implantate im Knochen zu. Zwar bedingt die Konizität die höheren Drehmomente, jedoch verringert sich die Primärstabilität des Implantats nach apikal. Hier muss wesentlich weniger Knochen verdrängt werden als im kopfnahen Bereich. Zudem ist der Knochen weniger dicht strukturiert als in der Kompakta. Im Gegensatz dazu sind die Drehmomente bei zylindrischen Mini-Implantaten zwar geringer, die Knochenkompression über die Gesamtheit des Gewindes gemessen, jedoch gleichmäßig und der Stress für den Knochen damit vermindert [60].

7.3.3 Abhängigkeit der Primärstabilität von Kompaktadicke und Implantat-Durchmesser

Stabilitätsbestimmend sind bei Mini-Implantaten ihr Durchmesser [73] und die Dicke der Kortikalis, welche des Öfteren als der wichtigste Faktor beschrieben ist [71]. Die Wertigkeit der vom Mini-Implantat gebotenen Verankerung nimmt mit der Dicke der Kortikalis zu [80]. Zwar ist die Mini-Implantatlänge nicht stabilitätsbestimmend, darf jedoch trotzdem nicht gänzlich außer Acht gelassen werden. Aus den Messungen geht hervor, dass Implantate mit einem größeren Durchmesser stets höhere Drehmomente erreichen. Zwar wurden ausschließ-

lich Mini-Implantate desselben Herstellers miteinander verglichen, um mögliche Fehlerquellen weitestgehend auszuschließen. Allerdings ist jedes dieser Implantate mit größerem Durchmesser auch etwas länger als das im Vergleich stehende dünnere Implantat. Daher ist die Ursache für die erzielten Drehmomente nicht eindeutig zu charakterisieren. Die folgende Grafik stellt die in Zweiergruppen zum Vergleich herangezogenen Mini-Implantate dar.

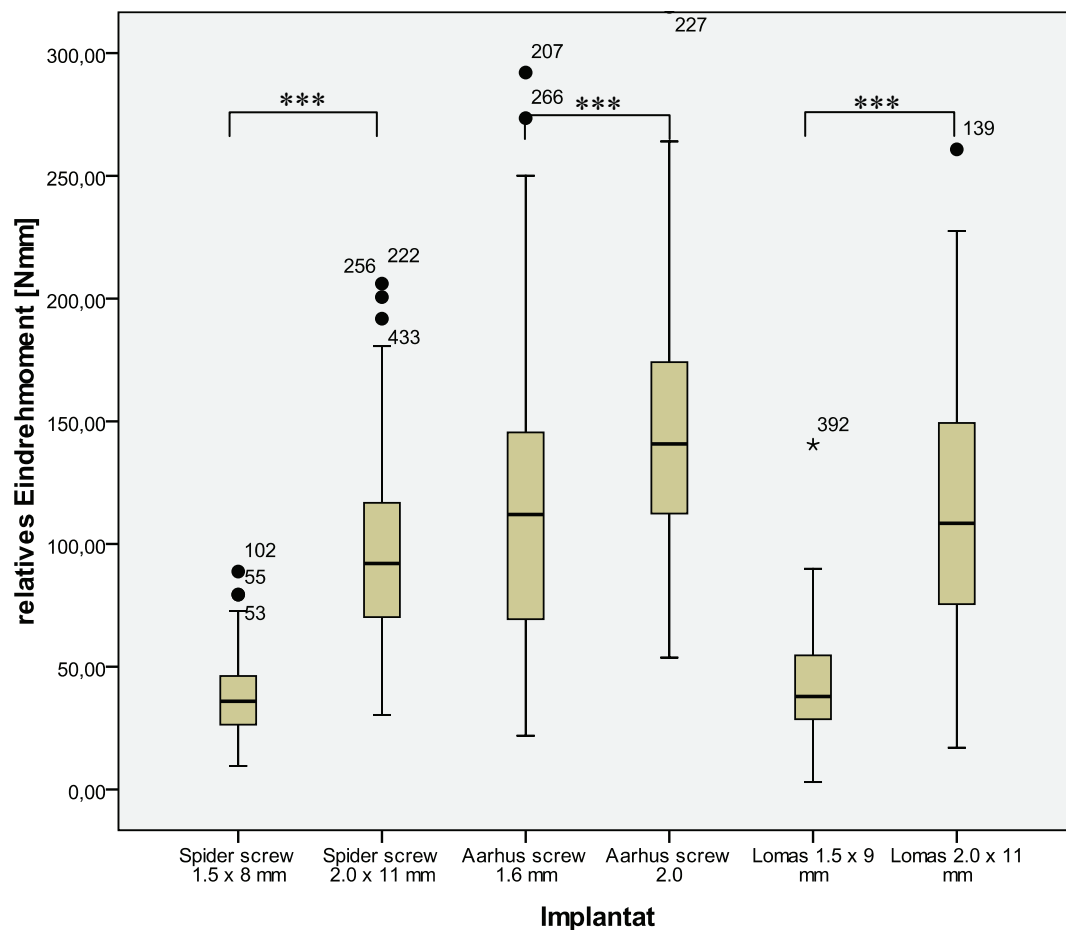


Abb. 7.1: Grafische Darstellung der relativen Eindrehmomente der Mini-Implantate bezogen auf ihre Gewindedurchmesser anhand von Boxplots mit (***) bei $p \leq 0,001$

Andere Studien aber belegen einen direkten Zusammenhang zwischen steigendem Drehmoment und Zunahme des Implantat-Durchmessers [44, 95].

8. Schlussfolgerungen

1. Mini-Implantate mit größeren Durchmessern erreichen eine größere Primärstabilität.
2. Eine Abnahme des Drehmoments mit Zunahme des Vorbohrdurchmessers konnte bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm nicht in den meisten Fällen nicht nachgewiesen werden.
3. Ein Zusammenhang der Primärstabilität mit der Implantatkörperform konnte nachgewiesen werden. Im Durchschnitt traten bei konischen Mini-Implantaten größere Eindrehmomente auf als bei zylindrischen Implantaten.

9. Zusammenfassung

Mini-Implantate sind intraorale, skelettale Verankerungselemente mit vielen Vorteilen gegenüber konventionellen Verankerungstechniken mittels herausnehmbarer, festsitzender oder extraoraler Geräte. Ausgehend von den Osteosyntheseschrauben sind sie wesentlich weiterentwickelt worden. Eine große Vielfalt an Mini-Implantaten ist auf dem Markt zu finden.

Als ein wichtiges Auswahlkriterium gilt es die Primärstabilität, die ein Mini-Implantat im Knochen liefert, zu beachten. Generell können Mini-Implantate sofort nach der Implantation belastet werden. Ist die Primärstabilität allerdings unzureichend, besteht die Gefahr eines Verankerungsverlusts und somit der Erfolglosigkeit der Therapie. Hierfür spielt auch die entsprechende Knochenqualität eine wichtige Rolle. In Bereichen dichter und dickerer Kompakta, wie z. B. im anterioren Bereich der Mandibula, ist eine bessere Primärstabilität gegeben als beispielsweise im posterioren Oberkiefer, wo sich nur eine dünne Kompaktaschicht über der Spongiosa befindet. Trotz eines gewissen Grades an Osseointegration bedarf die Explantation keines chirurgischen Eingriffs.

In dieser Studie wurde zur Bestimmung der Primärstabilität das Drehmoment gemessen. Je höher das Drehmoment bei der Insertion eines Mini-Implantats in den Knochen ist, desto besser ist auch die vorliegende Primärstabilität. Hauptziel war es, mittels der gemessenen Drehmomente einen Qualitätsunterschied zwischen den zwölf verwendeten Mini-Implantaten zu ermitteln und eine eventuell bestehende Korrelation zwischen Drehmoment und Schraubendesign zu entdecken.

Die ermittelten Werte der relativen Eindrehmomente zeigen eine große Spannweite der Medianwerte von 23,05 Nmm bis hin zu 183,65 Nmm, wobei jedes Implantat einen für sich typischen Bereich aufweist. Ein Zusammenhang zwischen Vorbohrdurchmesser und Primärstabilität lässt sich bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm nur vereinzelt nachweisen. Dies ist z. B. bei der Spider Screw 1510 ab einer Vorbohrdurchmesserzunahme von 0,2 mm oder bei der Spider Screw

1508 ab einer Zunahme von 0,3 mm zu verzeichnen. Es findet sich in den Ergebnissen eine Abhängigkeit der Primärstabilität von der Schaftform des inserierten Implantats, welche bei konischen Implantaten größer ist als bei zylindrischen. Diese Tatsache ist bei einer starken Konizität am ausgeprägtesten. Auch lässt sich feststellen, dass im Durchmesser größere Implantate über eine bessere Stabilität verfügen als dünnere.

Es lässt sich festhalten, dass für das Erreichen einer größtmöglichen Primärstabilität Mini-Implantate über einen im Durchmesser großen, konischen Schaft verfügen und in einen Bereich mit möglichst dicker Kompakta inseriert werden sollten.

10. Empfehlung für weitere Studien

Nachfolgende Studien in diesem Bereich der Kieferorthopädie und zur Verbesserung sowohl des Behandlungskomforts als auch der Effektivität einer Behandlung mittels skelettaler Verankerung durch Mini-Implantate, sollten auf einzelne Parameter gesondert eingehen. Zu diesem Zweck sollten direkt vergleichbare Mini-Implantate, das heißt Mini-Implantate, welche sich nur in dem zu untersuchenden Parameter unterscheiden, ausgewählt werden. So könnten Unsicherheiten bezüglich der Ursache eines Ergebnisses ausgeschlossen werden. Als Kriterium könnte beispielsweise die Beschaffenheit des Gewindes gewählt werden. Die Mini-Implantate sollten sich nur in der Eigenschaft unterscheiden, zum Beispiel alle den gleichen Durchmesser aufweisen. Sind alle anderen Parameter dieselben, wie zum Beispiel Implantat-Länge und Gewindesteigung, können diese den Unterschied in den gemessenen Drehmomenten auch nicht bewirken. Wählt man Exemplare eines Herstellers und versichert sich möglicherweise noch mal bei diesem, treten auch keine Differenzen in der Legierung auf, welche für die Primärstabilität allerdings auch vernachlässigbar ist.

Zusätzlich sollte das Verfahren weiter standardisiert werden. Da echter Knochen in seiner Oberfläche immer Unebenheiten aufweist, kann nie gewährleistet werden, dass jedes Implantat einer Serie die gleichgroße Kontaktfläche zum Knochen hat. Auch durch minimal schiefes Eindrehen des Implantats in den Knochen wird die Kontaktfläche und somit das Drehmoment verändert. Man sollte also versuchen auf einen möglichst authentischen Knochenersatz mit gerader Oberfläche zurückzugreifen.

Ein weiterer zu untersuchender Punkt ist, ob mit der Insertion unter Aufbringung großer Drehmomente auch größere Knochenquetschungen einhergehen. Ist dies der Fall, so können sie Ursache für ein erhöhtes Verlustrisiko sein. Aus dem Bereich der dentalen Implantologie verbindet man dieses Problem mit einem erhöhten Implantatverlust besonders in der lingualen Region der Mandibula [15]. In diesem Fall gälte es einen Kompromiss zwischen möglichst hohem

Eindrehmoment und minimaler Knochenquetschung zu erreichen, um die Effizienz der Behandlung mit Mini-Implantaten zu optimieren.

11. Anhang

11.1 Literatur

1. Albrektsson T, Hansson HA: An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. Biomaterials 1986 (7), 201 – 205
2. Angle EH: Treatment of malocclusion of teeth. 2. Auflage. Meusser, Berlin 1887
3. Aparicio C: The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. Int J Periodontics Restorative Dent 1997 (17), 150-61
4. Bassi F, Procchio M, Fava C, Schierano G, Preti G: Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography. Clin Oral Impl Res 1999 (10), 356 – 361
5. Becker W, Gansky SA: Periotest Comes with Many False Alarms for Predicting Early Implant Loss. J Evid Based Dent Prac 2007 (7), 125 - 126
6. Behneke A, Behneke N: Recall und Nachsorge. In Koeck B, Wagner W (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde – Implantologie (1996), 265 – 290
7. Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J: Success Rates of Mini- and Microscrews as Skeletal Anchorage in Orthodontics. Inf Orthod Kieferorthop 2005 (37), 283 – 287
8. Besimo ChE, Jordi P, Berezowsky J, Guindy J S: Präimplantologische Diagnostik mit dem Mehrzweckröntgengerät Scanora. Z Zahnärztl Implantol 1999 (15), 26 – 32

-
9. Besimo ChE, Lambrecht JTh, Jahn M: Präzision implantat-prothetischer Planung bei schablonengeführter digitaler Auswertung von Computertomogrammen. *Z Zahnärztl Implantol* 1998 (14), 167 – 173
 10. Böhm B, Fuhrmann R: Klinischer Einsatz und histologische Bewertung der FAMI-Schraube als kortikaler Anker – Eine Pilotstudie. *J Orofac Orthop* 2006 (67), 175 – 185
 11. Brånemark PI, Aspegren K, Breine U: Microcirculatory studies in man by high resolution vital microscopy. *Angiology* 1964 (15), 329 – 332
 12. Brånemark PI, Breine U, Adell R: Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969 (3), 81 – 100
 13. Brånemark PI, Gröndahl K, Brånemark BK: How human application began. Why Osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts. In Brånemark PI (Hrsg.): *The osseointegration book – from calvarium to calcaneus*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 2005, 19 – 114
 14. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: *Tissue-Integrated Prostheses*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 1985
 15. Büchter A, Kleinheinz J, Wiechmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyrother H, Joos U, Meyer U: Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implant Res* 2005 (16), 1 – 8
 16. 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 Implant Res* 2006 (17), 714 – 722

-
17. Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Meyer U, Wiesmann H-P, Joos U: Knochenregenerationsprozesse bei sofortbelasteten Mikroimplantaten. IOK 2005 (37), 274 – 281
 18. Büchter A, Wiechmann D, Koerdts S, Wiesmann H-P, Piffko J, Meyer U: Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. Clin Oral Implants Res 2005 (16), 473 – 479
 19. Büchter A, Wiechmann D, Meyer U, Wiesmann HP, Joos U: Tierexperimentelle Untersuchung von sofort belasteten Mikroimplantaten. ZZI (Zeitschrift für zahnärztliche Implantologie) 2006 (3), 238 – 250
 20. Byloff FK, Kärcher H, Clar E, Stoff F: An implant to eliminate anchorage loss during molar distalization: A case report involving the Graz implant-supported pendulum. Int J Adult Orthod Ortho Surg 2000 (15), 129 – 137
 21. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI: Osseointegration of titanium implants. Acta Orthop Scand 1986 (57), 285 – 289
 22. Chaconas SJ, de Alba y Levy JA: Orthopedic and orthodontic applications of the quad-helix appliance. Am J Orthod 1977 (72), 422 – 428
 23. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH: A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. A J Orthod Dentofacial Orthop 2005 (128), 382 – 384
 24. Chung KR, Nelson G, Kim SH, Kook YA: Severe bidentoalveolar protrusion treated with orthodontic microimplant-dependent en-masse retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007 (132), 105 - 115
 25. Cochran DL: The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: a consensus report. Clin Oral Implants Res 2000 (11), 33–58

-
26. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D: Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblastet and acid-etched surface a histometric study in canine mandible. J Biomed Mater Res 1998 (40), 1 – 11
27. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G: Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. Semin Orthod 2005 (11), 10 – 15
28. Da Silva M: Osseointegration bei dentalen Implantaten – eine Literaturübersicht und –auswertung. Med. dent. Dissertation, Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main 2002
29. Deguchi T: The use of miniature implants as orthodontic anchorage in dogs. Orthod Waves 2002 (61), 173 – 178
30. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Jr., Roberts WE, Garetto LP: The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. J Dent Res 2003 (82), 377 – 381
31. Delaire J, Verdon P, Flour J: Ziele und Ergebnisse extraoraler Züge in postero-anteriorer Richtung in Anwendung einer orthopädischen Maske bei der Behandlung von Fällen der Klasse III. J Orofac Orthop/ Fortschritte der Kieferorthopädie 1976 (37), 247 - 262
32. Diedrich P: Kieferorthopädische Behandlung Erwachsener. In: Praxis der Zahnheilkunde – Kieferorthopädie III, 4. Auflage. Urban & Fischer, München Jena 2002, 173 – 208
33. Diedrich P: Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme – eine kritische Betrachtung. Fortschr Kieferorthop 1993 (54), 156 – 171
34. Dishur I: Darstellungsmethoden des Unterkiefers und des Kiefergelenks in der Radiologie. Med.-tech. Diplomarbeit, UniversitätsSpital Zürich 2005

-
35. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U: A comparison between cutting torque and resonance frequency measurement of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Oral Maxillofac Surg* 1999 (28), 297 – 303
36. Fritz U, Dietrich P, Ehmer A: Implantatgestützte orthodontische Verankerung. *zm-online Ausgabe* 22/2003, Fortbildungsteil 2/2003
37. Fritz U, Dietrich P, Kinzinger G, Al-Said M: The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces. *J Orofac Orthop* 2003 (64), 293 - 304
38. Gainsforth BL, Highley LB: A study of orthodontic anchorage possibility in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 1945 (31), 406 – 417
39. Gerlach KL, Zahl C: Transversal palatal expansion using a palatal distractor. *J Orofac Orthop* 2003 (64), 443 – 449
40. Glatzmaier J, Wehrbein H, Dietrich P: Die Entwicklung eines resorbierbaren Implantatsystems zur orthodontischen Verankerung. Das BIOS-Implantatsystem. *Fortschr Kieferorthop* 1995 (56), 175 – 181
41. Hermanson H, Kurol J, Rönnerman A: Treatment of unilateral posterior crossbite with quad-helix and removable plates. A retrospective study. *Eur J Orthod* 1985 (7), 97 – 102
42. 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
43. Ikumi N, Tsutsumi S: Assessments of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005 (20), 253 – 260

-
44. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants An experimental study in rabbits. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 1997 (26), 141-148
45. Jacobs R, van Steenberghe D: Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. Springer, Berlin 1998.
46. Kaeppler G, Meyle J, Schulte W: Anwendung der Spiraltomographie in der zahnärztlichen Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol* 1995 (11), 149 – 157
47. Kärcher H, Byloff FK, Clar E: The Graz implant supported pendulum, a technical note. *J Craniomaxillofac Surg* 2002 (30), 87 – 90
48. Kahl-Nieke B: Kieferorthopädische Geräte. In: Einführung in die Kieferorthopädie. 2. Auflage. Urban & Fischer, München Jena 2001, 183 – 231
49. Kanomi R: Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997 (31), 763 – 767
50. Karaman AI, Başçiftçi FA, Gelgor IE: Effects of the headgear, intra-oral elastic wear, and patient compliance during orthodontic treatment. Department of orthodontics, Selçuk University, Konya, Turkey
51. Katranji A, Misch K, Wang HL: Cortical Bone Thickness in Dentate and Edentulous Human Cadavers. *J Periodontol* 2007 (78), 874 – 878
52. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI: Histomorphometric and mechanical analysis of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005 (128), 190 – 194

-
53. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI: Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Angle Orthod 2008 (78), 692 - 698
54. Kloehe S: Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. Angle Orthodont 1947 (17), 10
55. Koeck B, Wagner W: Einleitung. In: Praxis der Zahnheilkunde – Implantologie 1996, 1 -7
56. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H: Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Clin Oral Impl Res 2005 (17), 75 – 79
57. Lee BH, Kim JK, Kim YD, Choi K, Lee KH: In Vivo behavior and mechanical stability of surface-modified titanium implants by plasma spray coating and chemical treatments. J Biomed Mater Res A 2004 (69), 279 – 285
58. Lekholm U, Zarb GA: Patientenselektion und Aufklärung der Patienten. In Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (Hrsg.): Gewebeintegrierter Zahnersatz. Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. Quintessence Verlags-GmbH, Berlin Chicago London 1985, 195 – 205
59. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP et al: Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. J Biomed Mater Res 2002 (60), 325 – 332
60. Lietz T: Minischrauben – Aspekte zur Bewertung und Auswahl der verschiedenen Systeme. In Ludwig B (Hrsg.): Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 2007, 11 – 61

-
61. Linke OM: Möglichkeiten der Optimierung des Drehmoments bei der Insertion von IMZ-Zylinderschraubenimplantaten. Med. dent. Dissertationsabstract, Medizinische Fakultät Heidelberg 1998
62. Linkow LI: The endosseous blade implant and its use in orthodontics. Int J Orthod 1969 (18), 149 – 154
63. Ludwig B, Glasl B, Landes C, Lietz T: Insertion von Minischrauben. In Ludwig B (Hrsg.): Mini-Implantate in der Kieferorthopädie. Innovative Verankerungskonzepte. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 2007, 73 – 88
64. 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
65. Medizintechnik Gulden: Information über Anwendungsgebiet und Funktionsweise des Periotest-Verfahrens.
66. Melsen B: OVERVIEW Mini-implants: Where are we? J Clin Orthod 2005 (39), 539 – 547; quiz 531 – 532
67. Melsen B, Costa A: Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. Clin Orthod Res 2000 (3), 23 – 28
68. Melson B, Lang NP: Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. Clin Oral Implants Res 2001 (12), 144 – 152
69. Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Becker G, Hazen R, Misch CM: A Bone Quality-Based Implant System: First Year of Prosthetic Loading. J Oral Implantol 1999 (25), 185 – 197

-
70. 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
71. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T: Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery – clinical, prospective, biomechanical and imaging study. *Bone* 2005 (37), 776 – 780
72. Miyahira YI, Maltagliati LA, Siqueira DF, Romano R: Miniplates as skeletal anchorage for treating mandibular second molar impactions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008 (134), 145 - 8
73. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-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
74. Möbes O, Becker J, Pawelzik J, Jacobs K: Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik. *Z Zahnärztl Implantol* 1999 (15), 229 – 233
75. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M: Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Z Zahnärztl Implantol* 2000 (55), 336 – 339
76. Mommaerts MY: Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1999 (37), 268 – 272
77. 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

-
78. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R et al: A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001 (119), 489 – 497
79. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N: Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008 (37), 334 – 40
80. 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
81. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A: “Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006 (76), 191 – 197
82. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990 (60), 135 – 152
83. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS: Osseous adaption to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984 (86), 95 – 111
84. Sander C, Sander FG: Der Einfluss intermittierender Kräfte bei der Anwendung der SIII-Apparatur am Tage. *J Orofac Orthop/ Fortschritte der Kieferorthopädie* 2004 (65), 237 – 245
85. Scherkowski D: Die frühe Gaumennahterweiterung Effektivität und Rezidiv. *Med. dent. Dissertation, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf* 2003
86. Schmitz HJ, Kettner R, Eren S: Implantatmaterialien. In Koeck B, Wagner W (Hrsg.): *Praxis der Zahnheilkunde – Implantologie* 1996, 9 – 30

-
87. Schopf P: Festsitzende Apparaturen. In: Curriculum Kieferorthopädie II. 2. Auflage. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago London 1994, 415 – 490
88. Setzer W: Bionator-Headgear-Kombinationstherapie im Vergleich zur Bionatortherapie. Med. dent. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München 2006
89. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NH: Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. J Dent Res 2006 (85), 496 – 500
90. Song L, Lindahl A, Nannmark U, Chien S: Interactions between bone marrow stem cells and extracellular matrix in bone and cartilage. In Brånemark PI (Hrsg.): The osseointegration book – from calvarium to calcaneus. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin Chicago Barcelona 2005, 115 – 131
91. Sung JH, Kyung HM, Bae SM, Park HS, Kwon OW, McNamara JA: Microimplants in Orthodontics. Dentos, Daegu, Korea 2006
92. Swain R, Faulkner G, Raboud D, Wolfaardt J: An improved impact technique for monitoring percutaneous implant integrity. Int J Oral Maxillofac Impl 2008 (23), 263 - 269
93. Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, Poon LC: Orthodontic force application to titanium endosseous implants. Angle Orthod 1988 (58), 151 – 162
94. Turley PK, Shapiro PA, Moffett BC: The loading of bioglass-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

-
95. Vannet BV, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. Eur J Orthod 2007 (29), 437 – 442
96. Wehrbein H: Implantate zur orthodontischen Verankerung. In Diedrich P (Hrsg.): Praxis der Zahnheilkunde – Kieferorthopädie II, 4. Auflage. Urban & Fischer, München Jena 2000, 158 – 188
97. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiller U, Diedrich P: The Orthosystem – a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. J Orofac Orthop 1996 (57), 142 – 153
98. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J: The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. Clin Oral Implants Res 1996 (7), 410 – 416
99. 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
100. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D: Einfluss der Insertionsparameter auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate. J Orofac Orthop 2006 (67), 162 - 174
101. Zahl C, Gerlach K: Palatinaldistraktor - Ein innovativer Ansatz für die Gaumennahterweiterung. Oral Maxillofac Surg 2002 (6), 446 – 44

11.2 Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Drescher, der mir dieses interessante Thema zur Verfügung gestellt hat, stets am Fortschritt der Arbeit interessiert war und freundlich meine Fragen beantwortet hat.

Ebenso bedanke ich mich bei Herrn Dr. Wilmes, Oberarzt der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik, welcher mir freundlich meine Fragen beantwortet und mich während der Versuchsdurchführung immer interessiert begleitet hat.

Auch bedanke ich mich bei Herrn Dipl.-Phys. Hönscheid, der mir geduldig die Messapparaturen erklärt und mich bei der Durchführung unterstützt hat.

Frau Haupt half mir mit den Fotografien und Bildern den schriftlichen Teil meiner Dissertation anschaulicher und interessanter zu gestalten, auch ihr gilt mein herzlicher Dank.

Weiterhin geht mein Dank an Herrn Kemin und alle Mitarbeiter des Schlachthofs Kemin, welche mir die Knochensegmente zur Verfügung stellten und teilweise auch schon vorbereiteten.

Genauso bedanke ich mich bei den Firmen Mondeal, Miscerium, Medicon, Health Development Company, Dentos, Ortholution und Jeil Medical Corporation für die Bereitstellung der Mini-Implantate.

Ich danke auch Carsten Rademacher für die Überlassung seiner Ergebnisse zur weiteren Verwendung und Lilian Sadigh, die mich stets angespornt und unterstützt hat.

Ebenfalls möchte ich mich bei meiner Familie und meinem Mann für ihre Motivation und bereitwillige Unterstützung bedanken.

11.3 Lebenslauf

Name: Stephanie Wüstefeld, geb. Ottenstreuer

Geburtsort: Radevormwald

Geburtsdatum: 29.04.1983

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: verheiratet

Schulische Ausbildung:

Grundschule: 1989 - 1993 Gesamt-Grundschule-Bergerhof

Gymnasium: 1993 - 2002 Theodor-Heuss-Gymnasium (Abitur)

Akademische Ausbildung:

2002 – 2008 Studium der Zahnmedizin an der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

10 / 2003 Naturwissenschaftliche Vorprüfung - Vorphysikum

03 / 2005 Zahnärztliche Vorprüfung - Physikum

06 / 2008 Zahnärztliche Prüfung – Staatsexamen

Anstellungen:

01.08.2008 – 31.12.2008 bei Oralchirurg Andreas Mirwald in der Praxis-
gemeinschaft Dr. Breitfeld und Mirwald, Velbert

01.01.2009 – 31.03.2009 Zahnarztpraxis Dr. Breitfeld, Velbert

seit 01.04.2009 Zahnarztpraxis Schwagrowski, Essen

Einfluss des Implantat-Designs auf die Primärstabilität orthodontischer Mini-Implantate

Stephanie Wüstefeld

Mini-Implantate sind intraorale, skelettale Verankerungselemente mit vielen Vorteilen gegenüber konventionellen Verankerungstechniken mittels herausnehmbarer, festsitzender oder extraoraler Geräte. Ausgehend von den Osteosyntheseschrauben sind sie wesentlich weiterentwickelt worden. Eine große Vielfalt an Mini-Implantaten ist auf dem Markt zu finden.

Als ein wichtiges Auswahlkriterium gilt es die Primärstabilität, die ein Mini-Implantat im Knochen liefert, zu beachten. Generell können Mini-Implantate sofort nach der Implantation belastet werden. Ist die Primärstabilität allerdings unzureichend, besteht die Gefahr eines Verankerungsverlusts und somit der Erfolglosigkeit der Therapie. Hierfür spielt auch die entsprechende Knochenqualität eine wichtige Rolle. In Bereichen dichter und dicker Kompakta, wie z. B. im anterioren Bereich der Mandibula, ist eine bessere Primärstabilität gegeben als beispielsweise im posterioren Oberkiefer, wo sich nur eine dünne Kompaktaschicht über der Spongiosa befindet. Trotz eines gewissen Grades an Osseointegration bedarf die Explantation keines chirurgischen Eingriffs.

In dieser Studie wurde zur Bestimmung der Primärstabilität das Drehmoment gemessen. Je höher das Drehmoment bei der Insertion eines Mini-Implantats in den Knochen ist, desto besser ist auch die vorliegende Primärstabilität. Hauptziel war es, mittels der gemessenen Drehmomente einen Qualitätsunterschied zwischen den zwölf verwendeten Mini-Implantaten zu ermitteln und eine eventuell bestehende Korrelation zwischen Drehmoment und Schraubendesign zu entdecken.

Die ermittelten Werte der relativen Eindrehmomente zeigten eine große Spannweite der Medianwerte von 23,05 Nmm bis hin zu 183,65 Nmm, wobei jedes Implantat einen für sich typischen Bereich aufwies. Ein Zusammenhang zwischen Vorbohrdurchmesser und Primärstabilität liess sich bei einer Vorbohrtiefe von 3 mm nur vereinzelt nachweisen. Dies war z. B. bei der Spider Screw 1510 ab einer Vorbohrdurchmesserzunahme von 0,2 mm oder bei der Spider Screw 1508 ab einer Zunahme von 0,3 mm zu verzeichnen. Es fand sich in den Ergebnissen eine Abhängigkeit der Primärstabilität von der Schaftform des inserierten Implantats, welche bei konischen Implantaten größer war als bei zylindrischen. Diese Tatsache war bei einer starken Konizität am ausgeprägtesten. Auch liess sich feststellen, dass im Durchmesser größere Implantate über eine bessere Stabilität verfügten als dünnere.

Es lässt sich festhalten, dass für das Erreichen einer größtmöglichen Primärstabilität Mini-Implantate über einen im Durchmesser großen, konischen Schaft verfügen und in einen Bereich mit möglichst dicker Kompakta inseriert werden sollten.

Düsseldorf, den 2.6.2008
Datum, Ort

[Signature]
Unterschrift