

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Michael Ehrenfeld



**Retrospektive Analyse des Einflusses klinischer Parameter
auf die Primärstabilität konischer Dentalimplantate**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Jan Ingomar Robert Wildenhof

aus München

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. med. Dr. med. dent. Florian Probst

Mitberichterstatter: PD Dr. med. dent. Miriam Draenert

Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Christoph Pautke

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 23.07.2020

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Jan Ingomar Robert Wildenhof, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

Retrospektive Analyse des Einflusses klinischer Parameter auf die Primärstabilität konischer Dentalimplantate

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

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

München, 24.07.2020

Ort, Datum

Jan Wildenhof

Unterschrift

I Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knochenqualitäten nach Lekholm und Zarb	2
Abbildung 2: Resorptionsstufen der Maxilla nach Cawood und Howell.....	5
Abbildung 3: Resorptionsstufen der Mandibula nach Cawood und Howell.....	5
Abbildung 4: Graph - Eindrehmoment / Insertionstiefe	7
Abbildung 5: Klassische Implantatdesigns	9
Abbildung 6: Bsp. versch. Kon. Implantatgeometrien n. d. Def. v. Jokstad und Ganeles	11
Abbildung 7: NobelActive Implantatgeometrie	12
Abbildung 8: Geometrie des Implantatbettes	15
Abbildung 9: Histogramm (standardisiertes Residuum)	30
Abbildung 10: P-P-Diagramm (standardisiertes Residuum).....	30
Abbildung 11: Häufigkeiten max. Eindrehmoment	31
Abbildung 12: Box-Plot, gruppierte Unterdimensionierung und max. Eindrehmoment	41
Abbildung 13: Box-Plot, gruppierte Unterdimensionierung und max. ED in KQ 4.....	43
Abbildung 14: Box-Plot, Knochenqualität und max. Eindrehmoment	45
Abbildung 15: Box-Plot, Implantatlänge und max. Eindrehmoment.....	47
Abbildung 16: Box-Plot, Implantatdurchmesser und max. Eindrehmoment	48
Abbildung 17: Box-Plot, Kieferregion und max. Eindrehmoment	49
Abbildung 18: Box-Plot, Implantationszeitpunkt und max. Eindrehmoment.....	51

II Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation des zahnlosen Kiefers nach Cawood und Howell.....	4
Tabelle 2: Häufigkeiten max. Eindrehmoment	32
Tabelle 3: Häufigkeiten Implantatlängen und Implantatdurchmesser	33
Tabelle 4: Häufigkeiten Knochenqualitäten.....	34
Tabelle 5: Häufigkeiten Kieferregionen.....	34
Tabelle 6: Häufigkeiten Implantationen je Zahnregion	35
Tabelle 7: Häufigkeiten Implantationszeitpunkte	35
Tabelle 8: Übersicht Bohrprotokolle.....	37
Tabelle 9: Bohrprotokoll 4	38
Tabelle 10: Bohrprotokoll 5	38
Tabelle 11: Bohrprotokoll 6	38
Tabelle 12: Bohrprotokoll 7	39
Tabelle 13: Bohrprotokoll 8	39
Tabelle 14: Bohrprotokoll 9	40
Tabelle 15: Bohrprotokoll 10	40
Tabelle 16: CS-Protokoll 11.....	40
Tabelle 17: Gruppierte Unterdimensionierung und max. Eindrehmoment.....	41
Tabelle 18: Gruppierte Unterdimensionierung und max. ED in Knochenqualität 4.....	43
Tabelle 19: Knochenqualität und max. Eindrehmoment.....	45
Tabelle 20: Implantatlänge und max. Eindrehmoment	46
Tabelle 21: Implantatdurchmesser und max. Eindrehmoment.....	48
Tabelle 22: Kieferregion und max. Eindrehmoment.....	49
Tabelle 23: Implantationszeitpunkt und max. Eindrehmoment	51
Tabelle 24: Multiple lineare Regressionsanalyse	52

III Abkürzungsverzeichnis

Bohrerdurchmesser (syn.: Bohrlochdurchmesser)	BD
Bohrprotokoll	BP
Countersinking	CS
Eindrehmoment	ED
Eindrehmoment-Wert	ED-Wert
Implantatdurchmesser	ID
Knochenqualität	KQ
maximales Eindrehmoment	max. ED
Unterdimensionierung	UD
Unterdimensionierungsgruppe	UD-Gruppe
Unterdimensionierungsprotokoll	UD-Protokoll

IV Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Der Kieferknochen als Implantatlager	2
2.1.1	Knochenqualität	2
2.1.2	Knochenquantität	4
2.1.3	Osseointegration und die Bedeutung der Primärstabilität	6
2.2	Implantatsysteme	9
2.2.1	Arten von Implantatsystemen/-designs.....	9
2.2.2	Konisches Implantatdesign	10
2.3	Implantationsprotokoll	15
2.3.1	Grundlegendes Implantationsprotokoll für NobelActive Implantate	15
2.3.2	Modifikationen des Implantationsprotokolls	16
2.3.3	Implantationszeitpunkt.....	20
3	Fragestellung und Arbeitshypothese	22
4	Material und Methoden	23
4.1	Studiendesign, Patientenkollektiv	23
4.2	Datenerhebung	24
4.3	Studienvariablen	25
4.3.1	Abhängige Variable	25
4.3.2	Unabhängige Variablen	25
4.4	Statistische Auswertung	28
4.4.1	Häufigkeiten und Mittelwerte	28
4.4.2	Einfaktorielle Varianzanalyse.....	28
4.4.3	Multiple Lineare Regression.....	29
5	Ergebnisse	31
5.1	Deskriptive Statistik	31

5.1.1	Patientenkollektiv	31
5.1.2	Abhängige Variable	31
5.1.3	Unabhängige Variablen	33
5.2	Zusammenhang zwischen Ausmaß der Unterdimensionierung und erreichter Primärstabilität.....	41
5.3	Zusammenhang zwischen Knochenqualität, Implantatlänge, Implantatdurch- messer, implantierter Kieferregion, Implantationszeitpunkt und erreichter Primärstabilität.....	45
5.3.1	Knochenqualität und erreichte Primärstabilität	45
5.3.2	Implantatlänge und erreichte Primärstabilität.....	46
5.3.3	Implantatdurchmesser und erreichte Primärstabilität	48
5.3.4	Implantierte Kieferregion und erreichte Primärstabilität.....	49
5.3.5	Implantationszeitpunkt und erreichte Primärstabilität	51
5.4	Lineares Regressionsmodell zur Vorhersage des maximalen Eindrehmoments in Abhängigkeit der klinischen Parameter	52
6	Diskussion.....	54
6.1	Synopsis der ermittelten Daten	54
6.2	Diskussion der Ergebnisse	55
6.3	Diskussion der Methoden und Limitationen der Studie	60
6.4	Perspektiven	64
7	Zusammenfassung.....	66
8	Literaturverzeichnis	68
9	Danksagung.....	83

Meinen Eltern

1 Einleitung

Konische Dentalimplantate werden seit einigen Jahren im klinischen Alltag eingesetzt und stellen eine Weiterentwicklung der klassischen zylindrischen Dentalimplantate dar. Sie weisen koronal einen größeren Durchmesser auf als am Implantatapex, wobei die Seiten des Implantats nach apikal konvergieren ⁸⁷.

Durch das konische Implantatdesign verspricht man sich unterschiedliche klinische Vorteile. Hierzu gehören eine einfachere klinische Handhabung mit verkürzten Bohrsequenzen, eine bessere Belastungsverteilung im Knochen und veränderte, schnellere Einheilungsphasen ^{26, 181}. Insbesondere sollen mit konischen Dentalimplantaten jedoch auch in schwierigen knöchernen Verhältnissen gute Stabilitätswerte erreicht werden ^{12, 181}. Dies stellt die Grundvoraussetzung für die erfolgreiche Osseointegration dar ¹³⁵. Zudem sind hohe Primärstabilitätswerte für die Umsetzung verschiedener Behandlungskonzepte erforderlich, die letztendlich das Ziel haben, die Therapiedauer zu verkürzen. Sofortimplantation und Sofortbelastung, sowie Kombinationen aus beiden, die in unterschiedlichen prothetischen Konzepten Anwendung finden, sind in diesem Zusammenhang anzuführen ^{112, 113, 120, 181}.

Auf die Stabilität wirken sich außer dem Implantatdesign, zu dem neben der geometrischen Grundform weitere Charakteristika wie die Gewindekonfiguration und die Mikrostruktur der Oberfläche zählen, auch andere Faktoren aus, die in der konkreten Anwendung zu berücksichtigen sind. Neben Knochenqualität und -quantität ⁶⁰ spielt das chirurgische Bohrprotokoll eine entscheidende Rolle ^{94, 159}, was allerdings bislang nicht umfassend in klinischen Studien untersucht wurde ¹⁵³.

Die vorliegende Studie soll durch die retrospektive Auswertung einer großen Anzahl an gesetzten Implantaten dazu beitragen, die relevanten Einflussfaktoren auf die Primärstabilität konischer Dentalimplantate zu identifizieren. Ein Schwerpunkt liegt dabei auf dem Bohrprotokoll und der Unterdimensionierung des Bohrlochs im Vergleich zum Implantatdurchmesser.

2 Literaturübersicht

2.1 Der Kieferknochen als Implantatlager

Der Alveolarfortsatz des Oberkieferknochens (Maxilla) und des Unterkieferknochens (Mandibula) nehmen in der zahnärztlichen Implantologie eine zentrale Rolle ein, da sie das Implantatlager darstellen.

2.1.1 Knochenqualität

Das Verhältnis von Spongiosa zu Kompakta, sowie die Struktur der Spongiosa weisen im Kieferknochen eine große Variationsbreite auf ^{109, 169}.

1985 wurde von Lekholm und Zarb eine Klassifikation dieser sogenannten Knochenqualität vorgenommen (Abbildung 1), die heute sowohl im klinischen Alltag als auch in der Forschung Anwendung findet ^{109, 125, 172}.

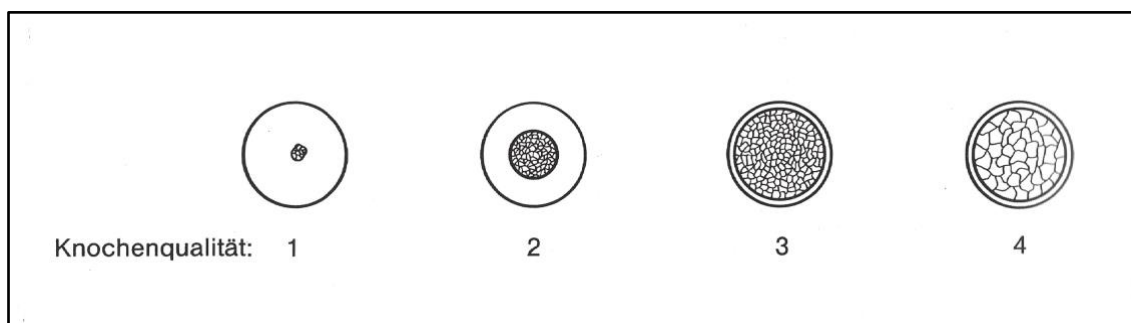


Abbildung 1: Knochenqualitäten nach Lekholm und Zarb ¹⁰⁹, mit freundlicher Genehmigung des Quintessenz Verlags

Dabei zeichnet sich Kieferknochen, der der Knochenqualität 1 (syn.: Klasse 1-Knochen) zugeordnet wird, durch einen sehr hohen Kompaktaanteil aus. Man spricht auch von Knochen mit „hoher Dichte“ oder von „hartem“ Knochen ^{109, 169}. Diese Qualität 1 findet sich häufig im Frontzahnbereich des Unterkiefers ¹⁶⁹.

Bei Klasse 2-Knochen umgibt eine breite Kompakta einen Bereich dichten spongiösen Knochen ¹⁰⁹; diese Variante ist oft im Seitenzahnbereich des Unterkiefers anzutreffen ¹⁶⁹.

Klasse 3-Knochen zeichnet sich durch eine dünne Kortikalis aus, die eine „dichte Spongiosa mit guter Festigkeit“ umgibt ¹⁰⁹.

Im anterioren Bereich der Maxilla findet man vorwiegend Qualität 3, während Knochenqualität 4 meist den posterioren Bereich der Maxilla bildet ¹⁶⁹.

Bei Klasse 4-Knochen liegt ebenso wie bei Klasse 3-Knochen eine dünne Schicht Kortikalis vor, die allerdings lockere Spongiosastrukturen umhüllt¹⁰⁹. Man spricht auch von „weichem Knochen“¹⁶⁹.

Es ist davon auszugehen, dass die Morphologie des spongiösen und kompakten Knochens von der Kaulast abhängig ist und sich funktionell ergänzt⁵².

Festgestellt wird die Knochenqualität vom behandelnden Chirurgen, der während der Aufbereitung des Implantatbetts anhand des Bohrerwiderstandes die Einteilung vornimmt^{68, 69, 109}.

Die Knochenqualität ist zusammen mit der Knochenquantität (s. u.) für die Implantologie von hoher Bedeutung. Zum einen dient die Einschätzung des Knochengewebes als diagnostischer Faktor um die Frage zu beantworten, ob eine Implantation möglich ist. Zum anderen dienen Quantität und insbesondere Qualität als prognostische Faktoren für den Erfolg der Implantation⁶⁶. So ist in weichem Klasse 4-Knochen mit den höchsten Verlustraten zu rechnen^{47, 92}, da es hier aufgrund der geringen Knochendichte schwieriger ist eine ausreichende Primärstabilität (s. u.) des Implantats zu erreichen⁴⁶. Der stabile Halt des Implantats im Knochen nach Insertion, der eine ungestörte Einheilung ermöglicht, ist jedoch Voraussetzung für die Osseointegration^{36, 66, 111, 116}.

Darüber hinaus spielen weitere von der Knochenqualität abhängige Faktoren eine Rolle bei der Frage, ob eine Implantation erfolgreich ist. Die Durchblutung im Knochengewebe ist entscheidend bei der Einheilung des Implantats. Im hauptsächlich aus Kortikalis bestehenden Klasse 1-Knochen finden sich wenige Blutgefäße, die Ernährung des Knochengewebes findet hauptsächlich über das Periost statt. Dieser Umstand wirkt sich negativ auf die Einheilung intraossärer Implantate aus¹¹⁷. Zudem droht die Überhitzung des Knochens mit konsekutiver Nekrose des Gewebes bei der Durchführung der Bohrungen zur Implantatbettauflbereitung¹³⁶. In den Knochenqualitäten 2 und 3 findet sich ein ausgewogeneres Verhältnis von kortikalem Knochen, der der Primärstabilität zuträglich ist und stabiler Spongiosa, die eine gute Durchblutung gewährleistet¹¹⁷. Bei Knochen der Qualität 4 überwiegt die oben erwähnte Problematik der geringen erreichbaren Primärstabilität⁹².

Mit den oben beschriebenen zu berücksichtigenden Faktoren lässt sich nachvollziehen, warum insgesamt für die Knochenqualitäten 2 und 3 die höchsten Erfolgsraten beschrieben wurden und nicht für Qualität 1, obwohl unter rein mechanischen Gesichtspunkten hier die höchsten Stabilitätswerte bei der Insertion erreicht werden^{47, 75}.

In mehreren Studien wurden bereits gute Stabilitätswerte für das NobelActive Implantat berichtet^{14, 22, 88, 89, 103}. Es fand aber bislang keine umfassende statistische Analyse des

Einflusses verschiedener klinisch relevanter Parameter, wie der Knochenqualität, auf die Primärstabilität von NobelActive Implantaten statt.

2.1.2 Knochenquantität

Um ein Implantat erfolgreich setzen und anschließend belasten zu können, muss eine ausreichende Menge an Knochen vorhanden sein ⁵.

Jedoch gehen innerhalb von sechs Monaten nach Zahnextraktion durchschnittlich 3,8 mm der Breite und 1,4 mm der Höhe des Alveolarfortsatzes verloren ⁸¹.

Der Großteil des Knochenverlustes findet dabei innerhalb der ersten 3 Monate nach Zahnextraktion statt ^{100, 145}, wobei der größte Anteil davon wiederum im ersten Monat stattzufinden scheint ¹⁰⁶.

Nach dem ersten halben Jahr setzt sich die Resorption mit einer niedrigeren Rate fort; ein Vorgang, der ohne Therapiemaßnahmen mit einem hochatrophen Kiefer sein Ende findet ⁹³.

Möglichkeiten dem effektiv entgegenzuwirken bieten direkt nach der Extraktion die Techniken der Socket Preservation, wie eine aktuelle Übersichtsarbeit zeigt ¹⁸.

Im weiteren Verlauf lässt sich der Resorptionsprozess mit einer implantatgetragenen Versorgung verlangsamen ^{1, 27}.

Als Ursache der fortschreitenden osteoklastischen Umstrukturierung ¹⁰ ist hauptsächlich der Wegfall des knochenerhaltenden Reizes durch die Übertragung der Kaukraft über die Zahnwurzeln auf den Kiefer zu sehen ^{70, 143}. Durch den Druck einer nicht optimal angepassten Prothese kann der Resorptionsprozess verstärkt werden ³⁷.

Eine Klassifikation des zahnlosen Kiefers, die sich mit den Resorptionserscheinungen des Knochens auseinandersetzt, wurde 1988 von Cawood und Howell vorgestellt. Darin werden der bezahnte Kiefer und fünf Resorptionsstufen nach Zahnextraktion beschrieben (Tabelle 1, Abbildung 2 und 3) ⁴¹.

Tabelle 1: Klassifikation des zahnlosen Kiefers nach Cawood und Howell

Klasse 1	Klasse 2	Klasse 3	Klasse 4	Klasse 5	Klasse 6
bezahnt	unmittelbar nach Zahnextraktion	gut gerundeter Kieferkamm mit adäquater Höhe und Breite	messerscharfe Kammform mit adäquater Höhe und inadäquater Breite	flacher Kieferkamm mit inadäquater Höhe und Breite	hochatropher Kieferkamm mit teilweise negativer Kammform

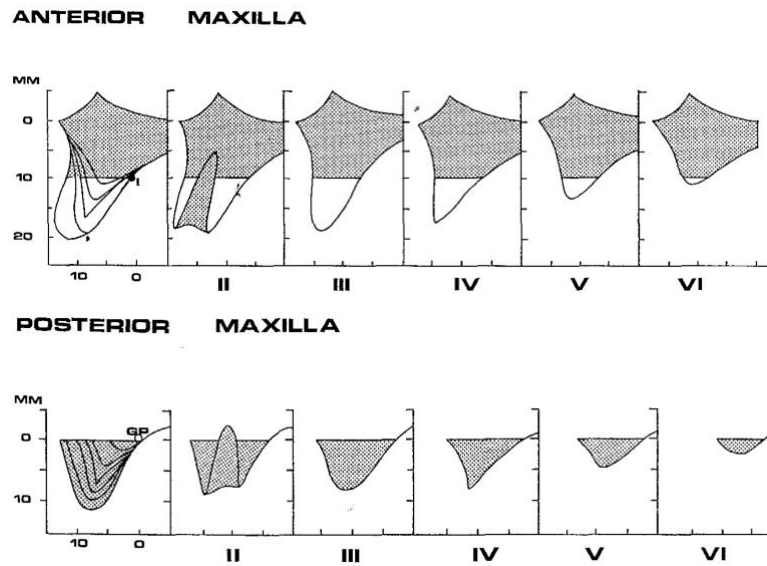


Abbildung 2: Resorptionsstufen der Maxilla nach Cawood und Howell 41, mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlags

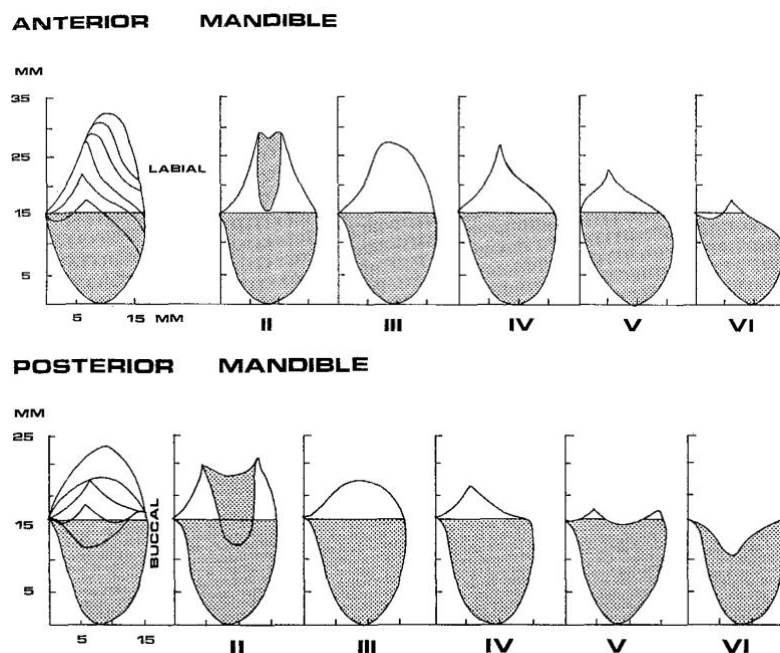


Abbildung 3: Resorptionsstufen der Mandibula nach Cawood und Howell 41, mit freundlicher Genehmigung des Elsevier Verlags

Falls Kieferknochen vor einer gewünschten Implantation nicht in ausreichender Quantität vorhanden ist, kann mittels verschiedener Augmentationsverfahren das Knochenvolumen erhöht werden^{119, 176}. Mittlerweile ist jedoch auch der Einsatz kurzer Implantate möglich, um auf aufwändige Augmentationen vor der eigentlichen Implantation verzichten zu können¹⁵². In diesem Zusammenhang ist es interessant zu untersuchen, ob sich die kürzeren NobelActive Implantate bezüglich der erreichten Stabilität von den längeren Varianten unterscheiden.

2.1.3 Osseointegration und die Bedeutung der Primärstabilität

Brånemark et al. berichteten 1969 erstmals, dass Knochengewebe direkt an das gesetzte Titanimplantat heranwächst und dabei alle mikroskopisch festgestellten Unebenheiten der Metalloberfläche knöchern ausfüllt³⁰. Es folgten im Laufe der Jahre verschiedene Definitionen der Osseointegration, die entweder das Knochen-Implantat Interface oder funktionelle Aspekte in den Vordergrund stellten⁶.

Eine aktuelle Definition, die auf den Erkenntnissen von Donath et al. beruht^{57, 58}, wurde von Albrektsson et al. 2017 vorgeschlagen und lautet: „Osseointegration ist eine Fremdkörperreaktion, wobei grenzflächig zum Implantat Knochen gebildet wird, als eine Art Abwehrreaktion, um das Gewebe zu schützen“⁶.

Die Bedeutung der erfolgreichen Osseointegration als das entscheidende Kriterium für den Erfolg einer Implantation ist heute längst nicht mehr umstritten¹³⁵. Um Osseointegration zu erreichen, muss das Implantat mit ausreichender Primärstabilität in den Knochen eingebracht werden. Die Primärstabilität ist dabei „definiert als die biometrische Stabilität unmittelbar nach Implantatinserktion“¹⁴¹ und kommt zustande durch das mechanische Eindrehen in den Knochen („mechanical engagement“), wobei vor allem Kortikalis für den stabilen Halt verantwortlich ist⁴⁶. Die mechanische Ruhe des Implantats, die dadurch erreicht wird, ist Voraussetzung für die knöcherne Einheilung und somit die Osseointegration. Bei Bewegungen des Implantats, die über Mikrobewegungen hinausgehen, kommt es nicht zur knöchernen Einheilung, sondern zur Ausbildung einer fibrösen Kapsel um das Implantat^{36, 66, 111, 116}. Die kritische Grenze liegt dabei zwischen 50-150 μm ³³.

Auf die rein mechanisch generierte Primärstabilität folgt bei komplikationsloser Einheilung die Sekundärstabilität. Diese bedeutet biologische Stabilität und beruht auf der Ausbildung knöchernen Kontakts durch neuen Geflecht- und später Lamellenknochen um das Implantat herum. Ist der Prozess erfolgreich, ist die Osseointegration erfolgt⁴⁶.

Es gibt diverse Methoden die Stabilität eines Implantats zu messen. Hierzu gehören die Analyse mittels Perkussionstests, Resonanzfrequenzanalyse, Periotest, Insertionstorque oder manuelles Rütteln am Implantat, welche alle ihre Vor- und Nachteile haben, von denen sich aber keine als den anderen überlegen und alleiniger Goldstandard durchgesetzt hat^{13, 56}.

Sowohl im klinischen Alltag als auch in vielen Studien wird das maximale Eindrehmoment zur Beurteilung der Primärstabilität herangezogen^{94, 112}. Turkyilmaz bestätigte 2006 wissenschaftlich die Tauglichkeit des maximalen Eindrehmoments hinsichtlich der

Bestimmung der Primärstabilität ¹⁷¹. Als maximales Eindrehmoment wird der höchste Drehmoment-Wert angesehen, der während des Eindrehens des Implantats in den Knochen erreicht wurde (s. zur Veranschaulichung Abbildung 4).

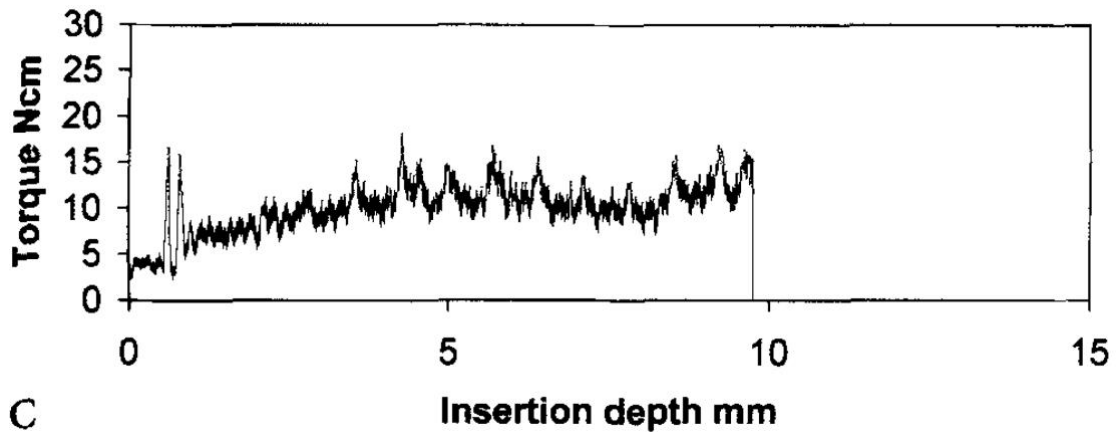


Abbildung 4: Graph - Eindrehmoment / Insertionstiefe ¹²⁸, mit freundlicher Genehmigung von John Wiley and Sons

Es muss dabei zwischen dem max. Eindrehmoment und dem sog. „Seating Torque“ differenziert werden. Während das max. Eindrehmoment den höchsten während des eigentlichen Implantationsvorgangs erreichten Wert heranzieht, beschreibt der „Seating Torque“ den im allerletzten Moment der Implantatinsertion gemessenen Spitzenwert, der z. B. aufgrund des Kontakts zu kortikalem Knochen im apikalen Bereich des Implantats (für Sekundenbruchteile) extrem hohe Werte erreichen kann ⁵⁶.

Ein Vorteil des maximalen Eindrehmoments ist, im Gegensatz zur Resonanzfrequenzanalyse und dem Periotest, dass es ohne zusätzlichen apparativen Aufwand automatisch während der Implantatinsertion erhoben wird, da sowohl Implantationsmotor als auch Handratsche das Drehmoment angeben ¹⁶⁴.

Für das maximale Eindrehmoment als Stabilitätsparameter spricht weiterhin, dass es herangezogen wird, um zu beurteilen, ob eine Sofortbelastung des gesetzten Implantats möglich ist. So wurden Mindestwerte von > 32 Ncm ^{112, 131} bzw. > 35 Ncm ¹²⁰ angegeben, die eine Sofortbelastung grundsätzlich zulassen. Darüber hinaus wurde festgestellt, dass die Überlebensrate sofortbelasteter Implantate in einem gewissen Rahmen durch eine erhöhte Primärstabilität gesteigert werden konnte. Konkret sank das Risiko für einen Implantatverlust während der ersten zwei Jahre nach Insertion um 20 %, je 9,8 Ncm an zusätzlichem max. Eindrehmoment ¹³¹.

Der Nachteil des maximalen Eindrehmoments als Parameter besteht zum einen darin, dass keine Folgeuntersuchungen möglich sind, da es nur während der Insertion des Implantats

erhoben werden kann ⁵⁶. Verlaufskontrollen der Implantatstabilität mittels Eindrehmoment entfallen somit logischerweise. Zum anderen steht der Insertionstorque aus demselben Grund nicht als Faktor bei der Behandlungsplanung zur Verfügung ⁴⁶. Zusammenfassend handelt es sich also um einen einmalig erhebbaren, invasiven Faktor zur Bestimmung der Primärstabilität ^{56, 68, 69}.

Da das maximale Eindrehmoment und damit die Primärstabilität des Implantats ein so wichtiger prognostischer Faktor für die Osseointegration und damit den Erfolg der Implantation ist ^{36, 66, 111, 116}, stellt es in dieser Studie die Zielvariable dar.

2.2 Implantatsysteme

2.2.1 Arten von Implantatsystemen/-designs

Spricht man von einem „Implantatsystem“, so sind damit das eigentliche Zahnimplantat, die chirurgischen (Bohr-)Instrumente zur Aufbereitung des Knochens und weitere Komponenten gemeint. Dazu zählen die während der Einheilphase benötigten Gingivaformer und Deckschrauben sowie das Abutment, wobei es sich dabei um den Teil des Implantatsystems handelt, auf dem letztendlich die prothetische Versorgung befestigt wird.

Geht es um das „Implantatdesign“, setzt man sich detailliert mit der dreidimensionalen Struktur des Implantats und allen Charakteristika auseinander ⁸⁷.

Prinzipiell lassen sich Implantatsysteme anhand ihrer Implantatdesigns einteilen ²⁶.

In den Anfängen der modernen Implantologie waren drei klassische Implantatdesigns erhältlich: ein Schraubenimplantat mit Gewinde, ein press-fit Zylinder und ein (hohles) Korbimplantat (Abbildung 5).

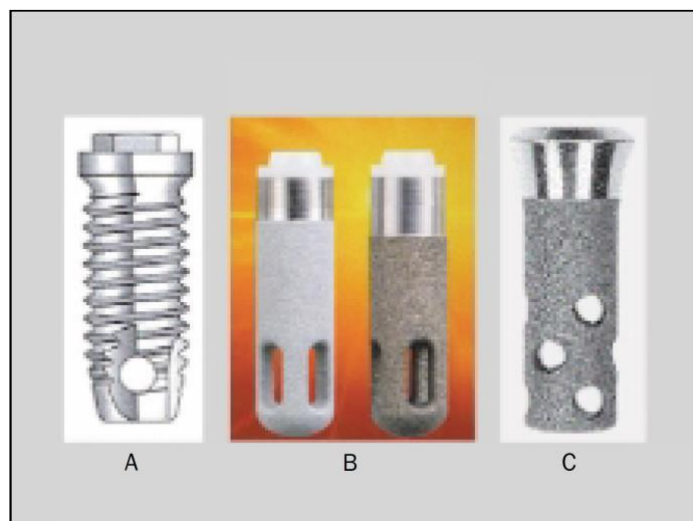


Abbildung 5: Klassische Implantatdesigns ²⁶, mit freundlicher Genehmigung des Quintessenz Verlags

Heute haben sich Implantatdesigns mit Gewinde weitgehend durchgesetzt ⁷³. Allerdings ist eine übersichtliche und gleichzeitig präzise Klassifikation aktueller Implantatsysteme schwer zu erreichen. Der Grund hierfür liegt in den Kombinationen diverser Implantatkörper-Geometrien mit unzähligen Gewinde-Geometrien/-Eigenschaften, die mit der ständigen Weiterentwicklung der Designs durch die Dentalindustrie einhergehen ^{26, 102}.

Grundsätzlich muss in der Betrachtung des Implantatdesigns das Makrodesign von dem Mikrodesign unterschieden werden. Zu den Faktoren die das Makrodesign ausmachen zählen

Gewindedesign, Implantathals-, Implantatkörper- und Implantatapexdesign. Unter dem Begriff Mikrodesign werden Modifikationen der Implantatoberfläche zusammengefasst ⁸⁷.

All diese Variationen werden mit der Absicht durchgeführt, den Implantationsvorgang zu vereinfachen, höhere Erfolgsraten bei ungünstiger Knochenqualität zu erzielen, die Sofortimplantation zu ermöglichen, übermäßigen biomechanischen Stress auf den Knochen zu vermeiden sowie eine höhere Primärstabilität zu erreichen. Zudem spielen auch Marketing Aspekte eine Rolle ²⁶. Besonders im Zusammenhang mit dem letztgenannten Punkt ist zu erwähnen, dass viele der vermeintlich innovativen Designaspekte häufig nicht ausreichend wissenschaftlich untermauert sind ¹⁰¹.

Esposito et al. stellen des Weiteren in einer Übersichtsarbeit fest, dass bezüglich der Langzeiterfolgsrate kein bestimmtes Implantatsystem den anderen überlegen war ⁶³.

2.2.2 Konisches Implantatdesign

Unter dem Überbegriff „konisch“ zusammengefasste Implantate weisen koronal einen größeren Durchmesser auf als am Implantatapex, mit nach apikal konvergierender Umrissform. Es fallen sowohl Implantate mit als auch ohne Gewinde in diese Kategorie, wobei die Varianten mit Gewindegang die überwiegende Mehrheit bilden ^{73, 87}.

Wurden im Jahr 2003 nur ca. 5 % der auf dem Markt befindlichen Implantatsysteme der Gruppe der konischen Implantate zugeordnet, sind es heute rund 50 % ¹⁰².

Da allerdings keine allgemein akzeptierte Definition des Begriffs „konisch“ existiert und diverse „Hybrid-Geometrien“ angeboten werden, ist eine exakte Zuordnung zu einer der beiden heutigen Hauptgruppen „zylindrisch“ und „konisch“ nicht möglich ¹⁰². Aufgrund der angeblich höheren Primärstabilitätswerte, die mit konischen Implantaten erreicht werden können ^{12, 181}, ist davon auszugehen, dass bei der Vergabe des Charakteristikums „konisch“ seitens der Hersteller auch der Werbegedanke eine Rolle spielt ¹⁰².

Darüber hinaus verspricht man sich von konischen Implantaten eine einfachere klinische Handhabung mit verkürzten Bohrsequenzen, eine bessere Belastungsverteilung im Knochen und veränderte, schnellere Einheilungsphasen ^{26, 181}.

Jokstad und Ganeles stellen in ihrem Übersichtsartikel eine eigene Definition konischer Dentalimplantate auf: „Ein zylindrisches Implantat, bei dem sich der intraossäre Anteil Richtung Implantatapex im Durchmesser verringert“ ¹⁰². Anhand der dazu veröffentlichten Grafik (Abbildung 6) wird ersichtlich, welche Bandbreite an Implantatgeometrien unter die

Definition fällt. Gleichzeitig wird bei der Literaturrecherche deutlich, dass diese Vielfalt tatsächlich in den entsprechenden Publikationen, unter dem Überbegriff „konisch“ zusammengefasst, vorzufinden ist ^{61, 141, 177}.

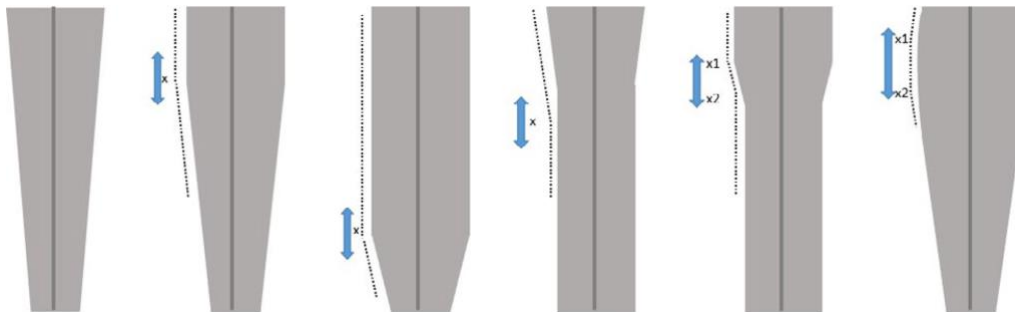


Abbildung 6: Beispiele verschiedener konischer Implantatgeometrien gemäß der Definition von Jokstad und Ganeles ¹⁰², mit freundlicher Genehmigung von John Wiley and Sons

Die Autoren des genannten Übersichtsartikels erkennen allerdings an, dass diese umfassende Definition des Begriffs „konisch“ nicht zufriedenstellend ist, insbesondere da im Knochen mit unterschiedlichem mechanischem Verhalten während und biologischen Konsequenzen nach der Implantatinsertion zu rechnen ist ¹⁰².

Das in der vorliegenden Studie untersuchte NobelActive Implantatsystem beruht auf einem konischen Implantatdesign und besteht aus dem NobelActive Implantat, das in verschiedenen Längen/Durchmesser-Kombinationen erhältlich ist (Abbildung 7) und diversen weiteren Komponenten. Dazu zählen die (Stufen-)Spiralbohrer zur Implantatbettvorbereitung und alle weiteren Bestandteile, die für die Insertion sowie für die provisorische und definitive Versorgung des Implantats benötigt werden ⁸⁷.

Es handelt sich bei dem NobelActive Implantat um „ein enossales Zahnimplantat mit Gewinde aus biokompatiblen Reintitan, Grade 4, mit TiUnite Oberfläche“ ¹²².

Der Indikationsbereich von NobelActive Implantatversorgungen umfasst den Ersatz von Einzelzähnen bis hin zu festsitzend-herausnehmbaren Versorgungen für den gesamten Zahnbogen. Es soll die Anwendung mit Zwei-Schritt- oder Ein-Schritt-Chirurgie sowie mit unterschiedlichen Belastungsprotokollen möglich sein, unter der Voraussetzung einer angemessenen Primärstabilität ^{14, 15, 89, 122}.

*Abbildung 7: NobelActive Implantatgeometrie 124,
mit freundlicher Genehmigung von Nobel Biocare*



Aus den Implantatspezifikationen lassen sich die folgenden, durch Publikationen belegten, Eigenschaften ableiten:

Es konnte gezeigt werden, dass prinzipiell auch in schwierigen Knochenverhältnissen eine hohe Primärstabilität erreicht werden kann, wodurch Sofortimplantation und Sofortbelastung ermöglicht werden ^{15, 22, 88, 89, 104, 130}.

Mehrere Autoren führen dies auf das Implantatdesign und die knochenverdichtende Eigenschaft des konischen NobelActive Implantats zurück ^{88, 104, 130}. Im Allgemeinen wurden für konische Dentalimplantate, im Vergleich zu zylindrischen, höhere maximale Eindrehmoment-Werte nachgewiesen ¹².

Dieser stabilitätssteigernde Effekt beruht auf einem gewissen Grad an Kompression, der im kortikalen Knochen um das konische Implantat herum entsteht, während es gesetzt wird. Neben dem Grad der Konizität des Implantats spielen dabei die Knochenqualität sowie die Unterdimensionierung des Implantatbetts in Relation zum Implantatdurchmesser eine entscheidende Rolle (s. u.) ^{127, 138}.

Allerdings muss der Vorteil erhöhter mechanischer Primärstabilität gegen potenzielle, negative biologische Konsequenzen abgewogen werden. Dazu zählen der Tod von Knochenzellen mit

anschließender Knochennekrose durch den erhöhten Druck auf das Gewebe, was letztendlich zur Knochenresorption führt^{17, 115, 175}.

Das NobelActive Implantat ist mit einer schneidenden Spitze ausgestattet; man spricht auch von einem „aktiven Implantat“⁸⁸. Das bedeutet, es muss kein Gewindeschneider vor der Implantatinserktion angewendet werden, weil das Implantat in der Lage ist den Gewindeweg im Knochen selbst anzulegen⁸⁷.

Eine weitere Besonderheit des NobelActive Implantats ist die große Gewindesteigung. Dadurch ist es möglich, das Implantat im Vergleich zu anderen Implantaten bis zu vier Mal schneller in den Knochen einzubringen, da weniger Umdrehungen benötigt werden^{104, 122}.

Die Kombination der beiden oben beschriebenen Designeigenschaften ermöglicht es dem Operateur während der Implantation die Ausrichtung des Implantats zu ändern und die Position des Implantats nach der Insertion noch einmal zu korrigieren^{88, 89, 124, 130}.

Zudem ist es möglich, sollte das Implantat nicht vollständig in den Knochen eingebracht werden können, oder sollte während des Insertionsvorgangs bereits das seitens des Herstellers empfohlene max. Eindrehmoment von 70 Ncm überschritten worden sein, das Implantat eine halbe Umdrehung zurückzudrehen und den Implantationsvorgang dann fortzusetzen. Entscheidend für das Rückwärtsschneiden sind dabei in das Gewindedesign integrierte Kammern. Die Möglichkeit der Richtungsänderung und Anpassung der Implantatausrichtung wurde wissenschaftlich belegt, allerdings ist sie in dichteren Knochen eingeschränkt^{88, 122, 123, 130}.

Eine Gefahr der selbstschneidenden Spitze des Implantats ist, dass das Implantat über das vorgebohrte Implantatbett hinaus in den Knochen eingedreht werden kann. Dazu kommt das aggressive Gewindedesign, welches zwar einerseits eine kontrollierte Ausrichtungsanpassung während des Insertionsvorgangs vereinfacht, andererseits aber die Gefahr erhöht, dass es bei unvorsichtiger Anwendung zu unkontrollierten Richtungsänderungen kommt. Folglich ist in der Anwendung eine besondere Aufmerksamkeit des Operateurs bezüglich der oben beschriebenen Eigenheiten des Systems gefragt, um eine Verletzung von angrenzenden Strukturen zu vermeiden⁸⁸. Dies ist der Grund, warum die Anwendung des NobelActive Implantatsystems für erfahrene Chirurgen empfohlen wird^{88, 124}.

Über die beschriebene Flexibilität in der Anwendung hinaus liegt der Sinn einer selbstschneidenden Implantatspitze in der größeren Primärstabilität, die damit erreicht werden kann, besonders in Klasse 4-Knochen^{114, 129}.

Allerdings werden die, im Vergleich zu nicht-selbstschneidenden Implantaten, höheren Insertions-Torque Werte nicht aufgrund der aktiven Spitze an sich erreicht ¹⁰⁵, sondern nur in Kombination mit einem modifizierten Bohrprotokoll ¹¹⁴.

Das NobelActive Implantat ist mit einer speziellen Oberfläche ausgestattet, der sogenannten „TiUnite“ Oberfläche. Diese wurde bereits im Jahr 2000 von Nobel Biocare eingeführt und findet auch bei den anderen Implantatsystemen des Herstellers Anwendung ¹²⁴.

Es handelt sich um eine hoch kristalline, mäßig raue Titanoxidschicht, die mit Phosphat angereichert wird ^{78, 124}. Es wurden für diese Oberfläche positive Effekte auf molekularer Ebene nachgewiesen, die eine schnellere Osseointegration bewirken ^{79, 110}. Eine hohe Langzeitüberlebensrate von mit TiUnite Oberfläche ausgestatteten Implantaten konnte ebenfalls nachgewiesen werden ⁷⁴.

Beim NobelActive Implantat handelt es sich also um ein konisches, aktiv schneidendes Implantat mit variablem Gewindedesign mit den oben beschriebenen Charakteristika für das eine hohe durchschnittlich erreichte Primärstabilität bereits nachgewiesen wurde ^{88, 104, 130}.

Im Rahmen dieser Studie soll der klinische Einsatz des NobelActive Implantats hinsichtlich der Auswirkung verschiedener Parameter auf die Primärstabilität anhand einer großen Fallzahl untersucht werden. Ein besonderes Augenmerk liegt dabei auf dem OP-Protokoll.

2.3 Implantationsprotokoll

2.3.1 Grundlegendes Implantationsprotokoll für NobelActive Implantate

Die Firma Nobel Biocare gliedert ihre Implantatsysteme anhand des empfohlenen Bohrprotokolls in „Implantatsysteme mit Bohrprotokoll für parallelwandige Implantate“¹²⁴ und „Implantatsysteme mit Bohrprotokoll für wurzelförmige [syn.: konische, JW] Implantate“¹²⁴.

Das NobelActive Implantat stellt in dieser Klassifikation eine Besonderheit dar, da es sich um ein konisches Implantat handelt für das ein Bohrprotokoll empfohlen wird, das sonst nur für parallelwandige Implantate empfohlen wird¹²⁴.

Während bei den anderen Implantatsystemen ein Implantatbett präpariert wird, das formkongruent zum Implantat ist, wird beim konischen NobelActive Implantat ein parallelwandiges Implantatbett angelegt (Abbildung 8). Dieses soll im Vergleich zum Implantatdurchmesser unterdimensioniert werden^{88, 123, 124}.

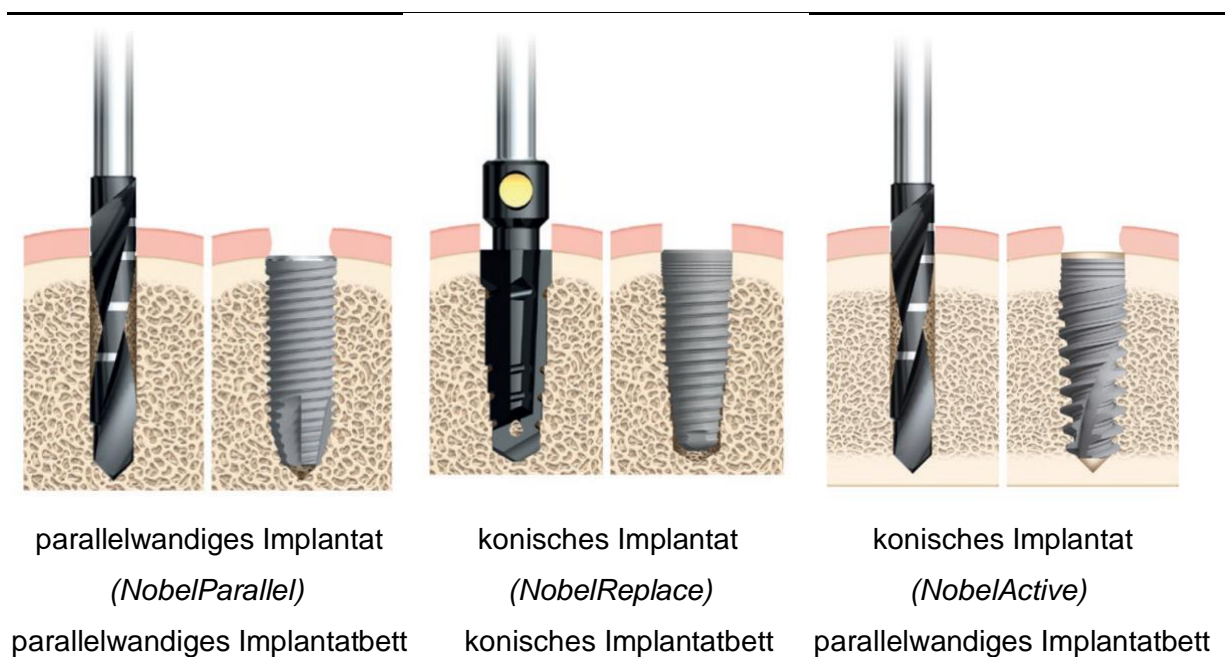


Abbildung 8: Geometrie des Implantatbettes^{123, 124}, mit freundlicher Genehmigung von Nobel Biocare

Dadurch soll während der Implantatinsertion eine laterale Kompaktion des Knochens im koronalen Bereich des Implantats erfolgen, was das Erreichen einer hohen Primärstabilität ermöglichen soll^{88, 123, 127, 138}.

Das Ausmaß der empfohlenen Unterdimensionierung hängt dabei von der Knochenqualität ab. Grundsätzlich wird in dichtem Knochen ein passiver Sitz des Implantats angestrebt. Durch

Unterpräparation und Presspassung in weichem Knochen soll eine höhere Stabilität gewährleistet sein ^{123, 124} .

Die Empfehlungen für die Bohrprotokolle beruhen auf der Feststellung, dass neben der Konizität des Implantats die Knochenqualität und die Unterdimensionierung des Bohrlochs im Vergleich zum Implantatdurchmesser für den Grad der Kompression des Knochens entscheidend sind. Da die Knochenqualität in der jeweiligen Situation vorgegeben ist, soll der behandelnde Arzt durch eine Anpassung der Unterdimensionierung reagieren können, um den Kompressionsgrad und damit die Stabilität des Implantats zu beeinflussen ^{127, 138} .

2.3.2 Modifikationen des Implantationsprotokolls

Es wurden verschiedene Modifikationen des Implantationsprotokolls beschrieben, mit dem Ziel die Primärstabilität zu verbessern. Neben Anpassungen der Bohrsequenz zur Aufbereitung des Implantatbetts und Varianten der Positionierung des Implantats, wurden Techniken publiziert, die vor der eigentlichen Implantation angewandt werden, um zunächst den Implantationssitus und dadurch die Primärstabilität zu verbessern ^{40, 91, 153, 166} .

Dabei ist zu bedenken, dass einige dieser beschriebenen grundsätzlichen Möglichkeiten mittlerweile bereits von den Herstellern in die Implantatsysteme und Anwendungsempfehlungen eingeflossen sind ¹²⁴ . Dennoch bleibt dem Operateur immer ein gewisser Gestaltungsspielraum während der Implantation.

Mehrere Autoren schildern eine Methode mit positivem Effekt auf die erreichte Stabilität, bei der die Implantate 1-2 mm subcrestal gesetzt wurden ^{23, 40, 51} .

Bezüglich der Auswirkung der sub- im Vergleich zur epicrestalen Implantatplatzierung auf den marginalen Knochenabbau fand eine aktuelle Übersichtsarbeit keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden ¹³³ .

Die systematische bikortikale Verankerung der Implantate stellt eine weitere Variante dar, größere Stabilität zu erreichen ^{3, 91, 113} . Hierbei wird versucht, neben der „oberen“ kortikalen Schicht, auch die „untere“ mit einzubeziehen, wodurch das Implantat koronal und apikal in kompaktem Knochen verankert werden soll, mit entsprechend positivem Effekt auf die Stabilität. In einer 15-Jahre retrospektiven Studie wurde jedoch festgestellt, dass es bei bikortikaler Verankerung eines Implantats viermal häufiger zu Misserfolgen kommt, insbesondere durch Fraktur des Implantats ⁹⁰ .

Summers beschrieb eine Osteotomietechnik, die neben dem Einsatz zu Augmentationszwecken (interner Sinuslift, Kieferkammspreizung) auch indiziert ist, um die Knochendichte zu erhöhen. Mithilfe einer Sequenz speziell entwickelter konischer Osteotome in aufsteigender Größe wird der Knochen nach lateral kondensiert ^{154, 155, 156, 157}. Durch die derart erreichte Kondensation des Knochens, konnten die hohen Implantatverlusten im seitlichen Oberkiefer in den Knochenqualitäten 3 und 4 aufgrund der höheren erreichten Primärstabilität deutlich reduziert werden ^{53, 62, 92, 184}. Mikrofrakturen wurden in der den Osteotomiesitus umgebenden trabekulären Knochenstruktur beschrieben ^{34, 121}. Diese werden kontrovers diskutiert, denn die dadurch generierte größere Wundfläche geht einerseits mit einem positiven Stimulus für die Implantateinheilung einher ^{24, 54, 71, 72, 140}. Andererseits folgt im Verlauf des Einheilungsprozesses, nach der initial höheren Stabilität des Implantats im verdichteten Knochen, aufgrund des Knochenremodelings eine Phase größerer Instabilität (nach sieben und nach 28 Tagen) im Vergleich zu konventionell inserierten Implantaten ^{34, 166, 179}.

Um die Mikrofrakturen, die bei Anwendung der Osteotomie nach Summers auftreten, zu reduzieren, wurde eine schonendere Technik zur Knochenverdichtung beschrieben. Die sogenannte „Osseodensification“ setzt auf den Einsatz geriffelter Osteotome, die unter rotierendem Einsatz den Knochen ebenfalls lateral verdichten, ohne ihn jedoch strukturell zu schädigen. Zudem erfährt der umgebende Knochen durch Autoaugmentation eine Volumenzunahme, da keine Bohrspäne anfallen, sondern alles Knochenmaterial, das lateral abgetragen wird, wieder an die Wandung des Osteotomiesitus aufgetragen und verdichtet wird ¹⁶⁶.

Es konnte in einer tierexperimentellen Studie nachgewiesen werden, dass es durch „Osseodensification“ bei guten Primärstabilitätswerten zu keiner Behinderung der Knochenheilung durch Überlastung der Knochenstruktur kam ¹⁶⁶. Umfassende klinische Untersuchungen des Verfahrens fehlen jedoch bislang ¹³².

Eine wichtige, bereits Anfang der 90er Jahre beschriebene Methode um lokal die Knochendichte und somit in der Folge die Primärstabilität zu erhöhen, ist die Unterdimensionierung des Implantatbetts im Vergleich zum Implantatdurchmesser ^{67, 107, 178}.

Für verschiedene Implantatsysteme wurde nachgewiesen, dass es einen stabilitätssteigernden Effekt durch ein gewisses zusätzliches Maß an Unterdimensionierung gegenüber dem Standardprotokoll gibt ^{25, 29, 55, 144, 153, 161, 162}.

Es scheint jedoch sinnvoll und notwendig, wie bereits von anderen Autoren gefordert, zunächst den Begriff „Unterdimensionierung“ zu präzisieren, da er in der Literatur nicht einheitlich verwendet wird ^{153, 158}.

In den Studien zur Auswirkung der Unterdimensionierung werden meist zwei bis drei Bohrprotokolle, die *alle* ein gewisses Maß an Unterdimensionierung beinhalten, einander gegenübergestellt, von denen eines, meist das mit der geringsten Unterdimensionierung, als Referenzprotokoll („Standardprotokoll“) definiert wird und die übrigen als „Unterdimensionierungsprotokolle“ ¹⁵³. Die Differenz zwischen Unterdimensionierungsprotokoll und Standardprotokoll kann man somit als „chirurgische Modifikation Unterdimensionierung“ bezeichnen. Dies bedeutet, dass der Chirurg bewusst eine größere Unterdimensionierung als im Standardprotokoll vornimmt, um damit eine höhere Primärstabilität zu erreichen.

Die konkreten Unterdimensionierungswerte der verschiedenen Protokolle in den jeweiligen Studien ergeben sich meist aus den Herstellerempfehlungen oder werden willkürlich, bzw. in Abhängigkeit der zum Implantatsystem gehörigen Bohrerdurchmesser vom Studienleiter festgelegt ^{124, 153}.

Wie uneinheitlich in den einzelnen Studien die Referenzkategorien gewählt wurden, wird deutlich bei Betrachtung der Bandbreite an Werten, die sich, wie eine Übersichtsarbeit zu dem Thema feststellte, von -5 % ¹⁴² bis 18 % ⁹⁷ für die Standardprotokolle und 15 % ³⁹ bis 50 % ¹⁷² für die Unterdimensionierungsprotokolle erstreckte ¹⁵³.

Zusätzlich verkompliziert wird das Forschungsfeld durch weitere Modifikationen der Unterdimensionierungsprotokolle. Bei der stufenweise Aufbereitung des Implantatbetts („stepped osteotomy“) entstehen, durch apikal geringere Aufbereitung als koronal, verschiedene Bohrerdurchmesser/Implantatdurchmesser-Diskrepanzen innerhalb eines Bohrlochs ^{29, 172}.

Auch das Countersinking, also das nicht vollständige Versenken des (Stufen-)Spiralbohrers im Bohrloch, um so nur den kortikalen Anteil des Knochens zu erweitern ⁸⁷, ist in diesem Zusammenhang zu erwähnen ebenso wie der Einsatz von Gewindeschneidern vor der Implantatinsertion ^{20, 60, 134, 172}.

So war es den Autoren einer Übersichtsarbeit zum Thema Unterdimensionierung aufgrund der Heterogenität der einzelnen Studien nicht möglich eine Metaanalyse durchzuführen ¹⁵³.

In der vorliegenden Studie sollen anhand einer großen Fallzahl Bohrprotokolle mit verschiedenen Unterdimensionierungen hinsichtlich des maximal erreichten Eindrehmoments verglichen werden, was die erste derartige Untersuchung für NobelActive Implantate darstellt.

2.3.3 Implantationszeitpunkt

Auf den ITI-Konsensuskonferenzen der Jahre 2003 und 2008 wurde die folgende, wissenschaftlich validierte Klassifikation vorgestellt ^{45, 82} :

1. Sofortimplantation: Die Extraktionsalveole liegt ohne Heilungsprozesse von Knochen oder Weichgewebe vor (unmittelbar nach Zahnextraktion).
2. Frühimplantation mit Weichgewebsheilung: Die Weichgewebsheilung ist erfolgt, aber ohne signifikante Knochenheilung (vier bis acht Wochen nach Zahnextraktion).
3. Frühimplantation mit partieller Knochenheilung: Die Weichgewebsheilung ist erfolgt, es liegt signifikante Knochenheilung vor (12 bis 16 Wochen nach Zahnextraktion).
4. Spätimplantation: Eine vollständig ausgeheilte Extraktionsalveole liegt vor (mehr als 6 Monate nach Zahnextraktion).

Eine ähnliche Klassifikation der Implantationszeitpunkte mit ebenfalls vier Kategorien wurde von Wilson und Weber bereits 1993 vorgestellt. Allerdings blieb diese in den Definitionen der einzelnen Zeiträume teilweise vage ^{35, 182} .

Eine weitere Einteilung stammt beispielsweise von Tarnow und Eskow, die die drei Zeitpunkte „Sofortimplantation (unmittelbar nach Zahnextraktion), verzögerte Sofortimplantation (6-8 Wochen nach Zahnextraktion) und Spätimplantation (6-8 Monate nach Zahnextraktion)“ angaben ¹⁶³ .

Wurde die Sofortimplantation ursprünglich mit dem Ziel eingeführt, Resorptionen des Alveolarknochens zu vorzuzukommen ^{108, 146} , wird dies mittlerweile kritisch gesehen ^{11, 28} .

Die entscheidende Voraussetzung für die Sofortimplantation ist die intakte, breite (> 1 mm) vestibuläre Knochenlamelle und ein dicker gingivaler Biotyp. Beim Vorliegen eines dünnen gingivalen Biotyps besteht die vestibuläre Lamelle häufig nur aus Bündelknochen, der nach Zahnextraktion verloren geht, mit konsekutiver Rezessionen des Weichgewebes ^{11, 35} .

Die Frühimplantation mit Weichgewebsheilung bietet einige Vorteile. Es ist mit 3-5 mm an zusätzlicher keratinisierter Gingiva zu rechnen und es besteht die Möglichkeit einen dicken, gut

durchbluteten Mukoperiostlappen zu heben, der der Heilung zuträglich ist und die Notwendigkeit zusätzlicher Weichgewebsaugmentationen reduziert ^{35, 44} .

Auf die Frühimplantation mit partieller Knochenheilung kann beispielsweise bei ausgedehnten periapikalen Knochenläsionen zurückgegriffen werden, um dem Knochen im Vergleich zur Frühimplantation mit Weichgewebsheilung zusätzliche Zeit zur Regeneration zu geben ³⁵ .

Die Implantation in die vollständig ausgeheilte Extraktionsalveole, heute definiert als Spätimplantation, wurde von Branemark et al. beschrieben. Sie stellt historisch gesehen den klassischen Implantationszeitpunkt dar ^{2, 31} .

Im Rahmen dieser Studie sollen die gesetzten NobelActive Implantate auch auf Unterschiede im maximal erreichten Eindrehmoment, abhängig vom Implantationszeitpunkt, untersucht werden.

3 Fragestellung und Arbeitshypothese

Fragestellungen:

1. Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Unterdimensionierung und erreichter Primärstabilität für NobelActive Implantate?
2. Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Knochenqualität, Implantatlänge, Implantatdurchmesser, implantierter Kieferregion und Implantationszeitpunkt und erreichter Primärstabilität für NobelActive Implantate?
3. Kann ein Modell erstellt werden, mit dessen Hilfe sich das max. Eindrehmoment in Abhängigkeit der klinischen Parameter vorhersagen lässt?

Hypothese:

Es wurde die Nullhypothese formuliert, dass es keinen Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Unterdimensionierung und der Zielvariable maximales Eindrehmoment gibt.

Zudem wurden die Nullhypothesen formuliert, dass es keinen Zusammenhang zwischen Knochenqualität, Implantatlänge, Implantatdurchmesser, Kieferregion und Implantationszeitpunkt und der Zielvariable maximales Eindrehmoment gibt.

4 Material und Methoden

4.1 Studiendesign, Patientenkollektiv

Im Rahmen der vorliegenden retrospektiven Studie wurden alle Patienten ausgewertet, bei denen im Zeitraum von Januar 2010 bis März 2017 in einer privaten Praxis NobelActive Implantate (Fa. Nobel Biocare, Kloten, Schweiz) von einem erfahrenen Facharzt für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie inseriert wurden.

Der retrospektiven Studie wurde von der Ethikkommission bei der LMU München die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit zuerkannt (Nr. 18-790).

Es wurden folgende Ausschlusskriterien definiert:

- minderjährige Patienten
- schlechte, nicht verbesserbare Mundhygiene
- therapieresistente Parodontalerkrankungen
- starke Raucher (> 10 Zigaretten pro Tag)
- Bisphosphonattherapie
- nicht eingestellter Diabetes mellitus
- knochenmetabolische Erkrankungen
- Bestrahlungstherapie
- Chemotherapie
- immunsupprimierte Patienten
- ASA-Status 4-6

Die Implantatbettauflbereitung erfolgte im Anschluss unter Anwendung eines der unten aufgeführten Bohrprotokolle.

Bezüglich im Rahmen der Implantation stattgehabter Maßnahmen zur Kieferkammaugmentation galten folgenden Ein- und Ausschlusskriterien:

Implantationsfälle, bei denen simultan zur Implantation ein Bone Spreading, Bone Splitting, oder ein interner Sinuslift (mittels Crestal Lift Methode) durchgeführt wurden, wurden ausgeschlossen.

Augmentationsmethoden, bei denen einige Monate vor der Implantation mittels Eigenknochen oder Knochenersatzmaterial augmentiert wurde, wurden in die Studie miteingeschlossen, da der Knochen ausgeheilt war, bevor die eigentliche Implantation stattfand. Die Knochenqualität wurde dann genauso ermittelt, wie bei einer Implantation ohne vorangegangene augmentative Maßnahmen. Ebenso wurden die Augmentationsverfahren mit in die Studie eingeschlossen, bei denen nach bereits erfolgter Implantation mittels Eigenknochen (i. d. R. gesammelte Bohrspäne) oder Knochenersatzmaterial in partikulärer Form (BioOss, Fa. Geistlich Biomaterials, Baden-Baden, Deutschland) augmentiert wurde.

4.2 Datenerhebung

Die Datensätze zur Dokumentation der einzelnen Implantationen lagen zu Beginn der Studie vollständig in der Dokumentationssoftware impDAT (Kea Software GmbH, Pöcking, Deutschland) der Praxis vor.

Um das oben beschriebene Patientenkollektiv auswerten zu können, wurde der Gesamtdatensatz aller in der Praxis durchgeführten Implantationen entsprechend der oben beschriebenen Ein- und Ausschlusskriterien gefiltert. Die gefilterten Fälle wurden unmittelbar in Form einer vollständig anonymisierten Fallauflistung erfasst, die keine direkten oder indirekten Identifikationszeichen mehr aufwies ^{170, 174}.

Dieser vollständig anonymisierte Datensatz mit den Variablen: *implantierte Kieferregion (FDI Zahnschema)*, *Durchmesser des Implantats*, *Länge des Implantats*, *Implantationszeitpunkt*, *Knochenqualität*, *Durchmesser des letzten verwendeten Spiralbohrers* und *maximal erreichtes Eindrehmoment*, wurde anschließend als CSV-Datei exportiert und in das Statistikprogramm SPSS eingepflegt.

4.3 Studienvariablen

4.3.1 Abhängige Variable

Maximales Eindrehmoment

Das maximale während der Implantatinsertion erreichte Eindrehmoment (max. ED) stellt, als Parameter für die Primärstabilität des Implantats, die Zielvariable der Studie dar.

Die Implantate wurden maschinell in den Knochen eingebracht und das Eindrehmoment wurde während des Implantationsvorgangs auf dem Display des Implantationsmotors abgelesen (OsseoSet 300, Fa. Nobel Biocare, Kloten, Schweiz). Das maximal erreichbare Eindrehmoment wurde in den Einstellungen des Motors auf 70 Ncm begrenzt. Somit konnten Werte von 0 Ncm bis maximal 70 Ncm registriert werden, wobei die tatsächlich während der Implantation erreichten Werte so gerundet wurden, dass sie in 5er-Schritten notiert werden konnten; z. B.: tatsächlich erreichte 32,4 Ncm bei der Implantatinsertion wurden auf 30 Ncm gerundet und dementsprechend dokumentiert.

Max. Eindrehmoment: (0 / 5 / 10 / 15 / 20 / 25 / 30 / 35 / 40 / 45 / 50 / 55 / 60 / 65 / 70)

(in Ncm)

Skalenniveau: Ratioskala

4.3.2 Unabhängige Variablen

1. Knochenqualität

Die Knochenqualität (KQ) wurde intraoperativ vom Operateur anhand der Klassifikation nach Lekholm und Zarb¹⁰⁹ festgelegt.

Knochenqualität: (1 = hart, 2 = eher hart, 3 = eher weich, 4 = weich)

Skalenniveau: Ordinalskala

2. Implantatlänge

Die Länge des verwendeten NobelActive Implantats.

Implantatlänge (in mm): (8,5 / 10,0 / 11,5 / 13,0 / 15,0)

Skalenniveau: Ratioskala

3. Implantatdurchmesser

Der Durchmesser des verwendeten NobelActive Implantats (ID).

Implantatdurchmesser (in mm): (3,5 / 4,3 / 5,0 / 5,5)

Skalenniveau: Ratioskala

4. Implantationszeitpunkt

Es wurden Sofortimplantationen, Frühimplantationen und Spätimplantationen durchgeführt (entsprechend der Klassifikation der ITI-Konsensuskonferenzen^{45, 82}).

Implantationszeitpunkt: (sofort / früh / spät)

Skalenniveau: Ordinalskala

5. Kieferregion

Die Kieferregion in die implantiert wurde, wurde zunächst mithilfe des FDI-Zahnschemas erfasst. Die Implantatposition wurde also mithilfe der ursprünglichen Zahnposition definiert.

Anschließend wurden die Implantatposition in die klinisch relevanten Kieferregionen anteriore Mandibula, posteriore Mandibula, anteriore Maxilla und posteriore Maxilla gegliedert:

Die Positionen des FDI-Schemas 13-23 wurden unter „anteriore Maxilla“ zusammengefasst, 14-18 und 24-28 wurden unter „posteriore Maxilla“ zusammengefasst. Die Positionen 33-43 wurden unter „anteriore Mandibula“ zusammengefasst, 34-38 und 44-48 wurden unter „posteriore Mandibula“ zusammengefasst.

Kieferregion: (ant. Mand. / post. Mand. / ant. Max. / post. Max.)

Skalenniveau: Ordinalskala

6. Unterdimensionierung

Es handelt sich um eine errechnete Variable, die sich wie folgt ergibt:

Unterdimensionierung (UD) = Bohrerdurchmesser/Implantatdurchmesser

Die Unterdimensionierungswerte stellen die Grundlage für die Klassifizierung der Bohrprotokolle dar, s. u.

Für das Countersinking-Bohrprotokoll wurde die Unterdimensionierung 0,84-0,98 errechnet.

Unterdimensionierung:

(0,56 / 0,57 / 0,64 / 0,65 / 0,72 / 0,74 / 0,80 / 0,84 / 0,91 / 0,92 / 0,84-0,98)

Skalenniveau: Ratioskala

Prozentuale Unterdimensionierung: im Diskussionsteil wird auf die prozentuale Unterdimensionierung zurückgegriffen ((1 – UD) x 100 %):

(44 % / 43 % / 36 % / 35 % / 28 % / 26 % / 20 % / 16 % / 9 % / 8 % / 2-16 %)

4.4 Statistische Auswertung

Die statistischen Analysen erfolgten mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS, Version 24 für Mac (SPSS Inc., Chicago, USA).

4.4.1 Häufigkeiten und Mittelwerte

Zunächst wurde mit den Methoden der deskriptiven Statistik ein Überblick über die Daten erstellt. Hierfür wurden absolute und relative Häufigkeiten angegeben sowie Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen berechnet.

4.4.2 Einfaktorielle Varianzanalyse

Es wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit anschließenden post-hoc Tests durchgeführt, um zu überprüfen, ob sich die erreichten max. Eindrehmoment-Werte signifikant zwischen den einzelnen Faktorstufen der unabhängigen Variablen unterscheiden und zwischen welchen Faktorstufen genau der signifikante Unterschied liegt.

Gruppierung anhand der Faktorstufen:

- der Knochenqualität (1, 2, 3, 4),
- der Implantatlänge (8,5 mm / 10,0 mm / 11,5 mm / 13,0 mm / 15,0 mm),
- des Implantatdurchmessers (3,5 mm / 4,3 mm / 5,0 mm / 5,5 mm),
- des Implantationszeitpunktes (sofort, verzögert sofort, spät),
- der Kieferregion (ant. Mand. / post. Mand. / ant. Max. / post. Max.)
- der Unterdimensionierung (Gruppen 1-6, s. u.)

Auf Varianzhomogenität hin wurde mittels Levene-Test kontrolliert. Für die post-hoc Tests wurde der Tukey-Kramer Test ausgewählt, der eine Modifikation des Tukey-Tests für ungleiche Gruppengrößen, wie sie im Datensatz vorliegen, darstellt. In einigen Fällen musste auf den Games-Howell post-hoc-Test zurückgegriffen werden, wenn gemäß Levene-Test keine Varianzhomogenität gegeben war ^{65, 83, 147}.

4.4.3 Multiple Lineare Regression

Es wurde mithilfe der multiplen Regressionsanalyse ein Modell erstellt, mit dessen Hilfe eine Vorhersage des maximalen Eindrehmoments in Abhängigkeit der klinischen Parameter ermöglicht werden soll. Um anschließend die Qualität des Modells überprüfen zu können, wurde der Gesamtdatensatz durch zufällige Fallauswahl zunächst in eine Lern- und eine Validierungsstichprobe aufgeteilt. Anhand der Lernstichprobe (75 % der Fälle, $n = 997$) wurde das multiple Regressionsmodell errechnet. Anhand der Validierungsstichprobe (25 % der Fälle, $n = 295$) wurde es anschließend überprüft. Dazu wurden die Residuen der Lernstichprobe mit den Residuen der Fälle der Validierungsstichprobe verglichen, die durch einspeisen der Fälle der Validierungsstichprobe in das mittels Lernstichprobe erstellte Modell generiert wurden. Dieses Vorgehen ermöglicht die Validierung eines statistischen Modells anhand des eigenen Datensatzes ¹³⁹.

Um die Analyse durchführen zu können, müssen die im Folgenden erläuterten Voraussetzungen erfüllt sein. Die abhängige Variable „maximales Eindrehmoment“ ist intervallskaliert. Die unabhängigen Variablen wurden direkt in das Modell aufgenommen, wenn sie das Skalenniveau „intervallskaliert“ erfüllen; für die Variablen mit einem niedrigeren Skalenniveau wurde eine Dummy Codierung durchgeführt. Die Linearität des Zusammenhangs zwischen den unabhängigen Variablen und der abhängigen Variable wurde anhand von Streudiagrammen überprüft.

Auf Ausreißer hin wurde mittels „Fallweiser Diagnose“ überprüft; es liegen keine Ausreißer vor, die außerhalb von 3 Standardabweichungen liegen. Ausgehend von den studentisierten ausgeschlossenen Residuen liegen ebenfalls keine Ausreißer im Datensatz vor. Die Überprüfung der Hebelwerte bei einem cut-off Wert von 0,2, ergab ebenfalls, dass keine Ausreißer vorliegen ⁸⁶. Die Cook-Distanzen weisen bei einem cut-off Wert von 1 ebenfalls keine Ausreißer aus. Es liegt nach Überprüfung der Pearson Korrelation keine Multikollinearität vor, da kein Wert 0,7 überschreitet. Homoskedastizität der Residuen liegt vor, wie die grafische Überprüfung mittels Streudiagramm ergab. Mittels Histogramm und P-P-Plot wurde auf Normalverteilung der Residuen getestet. Die Residuen sind annähernd normalverteilt (Abbildung 9 und 10) ^{65, 84, 148}.

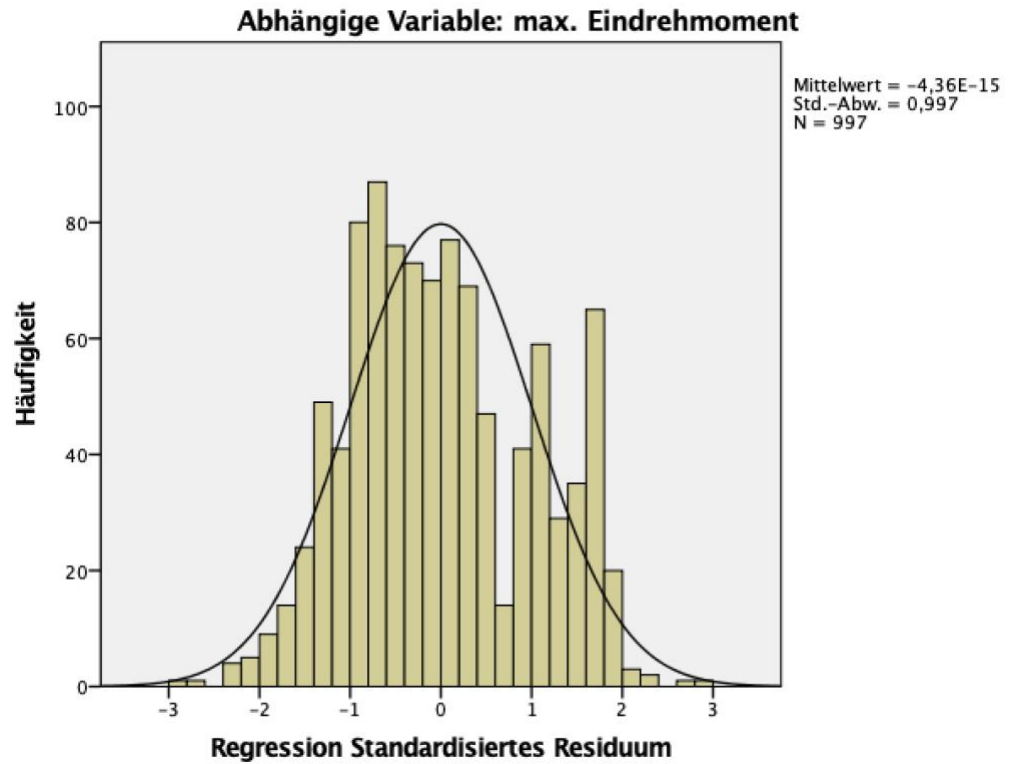


Abbildung 9: Histogramm (standardisiertes Residuum)

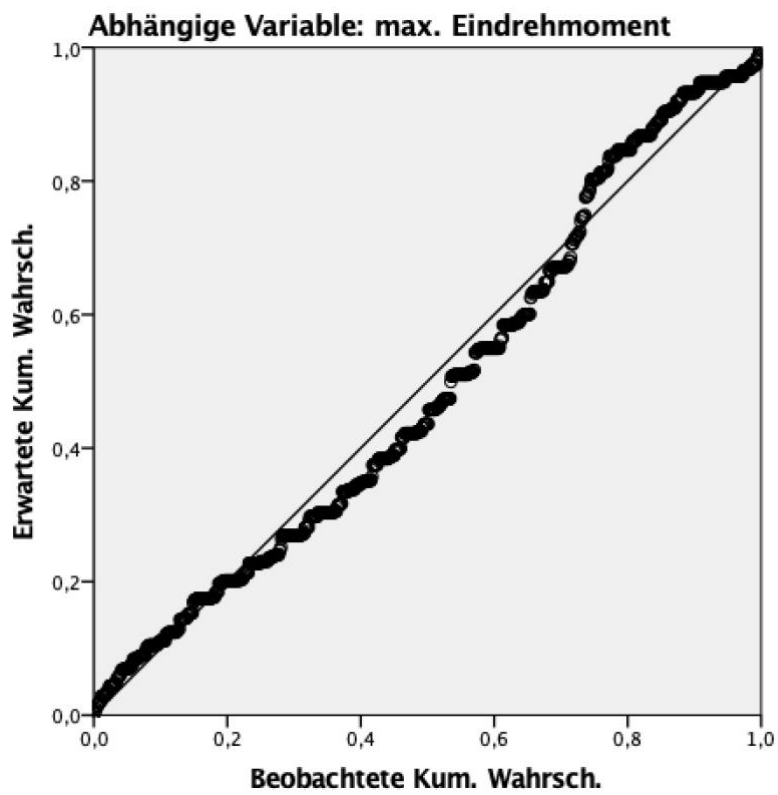


Abbildung 10: P-P-Diagramm (standardisiertes Residuum)

5 Ergebnisse

5.1 Deskriptive Statistik

5.1.1 Patientenkollektiv

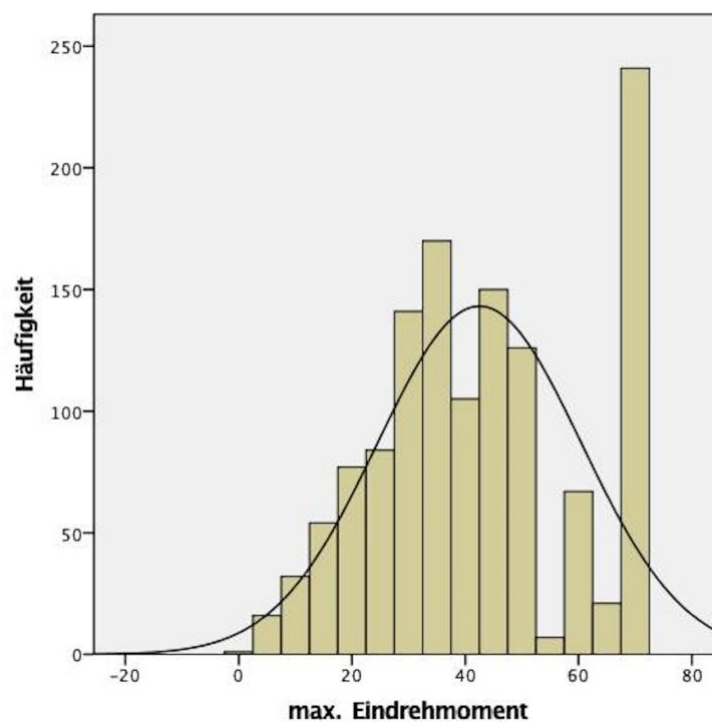
Im Erfassungszeitraum von Januar 2010 bis März 2017 wurden 574 teilweise oder vollständig unbezahlte Patienten in die Studie eingeschlossen, bei denen insgesamt 1292 Implantatinsertionen durchgeführt wurden. Je Patient wurden zwischen einem und 14 Implantate inseriert. Es lagen im analysierten Datensatz keine Angaben zur Geschlechter- und Altersverteilung vor.

5.1.2 Abhängige Variable

Das maximale Eindrehmoment

Für die Werte der abhängigen Variable „maximales Eindrehmoment“, ergaben sich die folgenden Häufigkeiten (Abbildung 11, Tabelle 2):

Abbildung 11: Häufigkeiten
max. Eindrehmoment



Der Mittelwert betrug $42,51 \pm 18,00$ Ncm, 95 %-CI[41,53; 43,49].

Der Peak bei 70 Ncm kam durch die Begrenzung des Drehmoments in dieser Höhe in den Einstellungen des Implantationsmotors zustande.

Tabelle 2: Häufigkeiten max. Eindrehmoment

max. ED	n =	%	kum.%
0 Ncm	1	0,1	0,1
5 Ncm	16	1,2	1,3
10 Ncm	32	2,5	3,8
15 Ncm	54	4,2	8,0
20 Ncm	77	6,0	13,9
25 Ncm	84	6,5	20,4
30 Ncm	141	10,9	31,3
35 Ncm	170	13,2	44,5
40 Ncm	105	8,1	52,6
45 Ncm	150	11,6	64,2
50 Ncm	126	9,8	74,0
55 Ncm	7	0,5	74,5
60 Ncm	67	5,2	79,7
65 Ncm	21	1,6	81,3
70 Ncm	241	18,7	100,0
Gesamt	1292	100	

5.1.3 Unabhängige Variablen

Implantatbezogene Daten

Es wurden die folgenden Implantate des Typs NobelActive verwendet, aufgeschlüsselt jeweils nach Länge und Durchmesser (Tabelle 3):

Tabelle 3: Häufigkeiten Implantatlängen und Implantatdurchmesser

		Durchmesser in mm				Gesamt	prozentual (%)
		3,5	4,3	5,0	5,5		
Länge in mm	8,5	3	38	6	2	49	3,8
	10,0	10	125	21	3	159	12,3
	11,5	36	289	35	14	374	28,9
	13,0	77	352	27	3	459	35,5
	15,0	74	172	5	-	251	19,4
Gesamt		200	976	94	22	1292	
(%)		15,5	75,5	7,3	1,7		100

Am häufigsten von allen Längen/Breiten-Varianten wurden das Implantat mit dem Durchmesser 4,3 mm in den Längen 13,0 mm (n = 352) und 11,5 mm (n = 289) gesetzt. Zusammen machen diese 50,3 % aller gesetzten Implantate aus. Implantate mit dem größten Durchmesser von 5,5 mm wurden nur in 1,7 % der Fälle verwendet.

Über alle Durchmesser hinweg wurde die Implantatlänge 13,0 mm am häufigsten verwendet, mit einem Anteil von 35,5 %. Die kürzeste Implantatlänge 8,5 mm wurde am seltensten eingesetzt (3,8 %).

Knochenqualität

Die Implantate wurden in allen vier Knochenqualitäten (nach Lekholm und Zarb) gesetzt (Tabelle 4), wobei die Mehrzahl der Implantate in Knochenqualität 3 inseriert wurde.

Tabelle 4: Häufigkeiten Knochenqualitäten

Knochenqualität	Anzahl an Implantaten	prozentual (%)
1	15	1,2
2	210	16,3
3	863	66,7
4	204	15,8
Gesamt	1292	100

Implantierte Kieferregion

Die Implantate wurden in allen Zahnregionen, außer regio 38 und regio 48 gesetzt (Tabelle 6). Die Mehrzahl der Implantatinsertionen erfolgte im Bereich der posterioren Maxilla. Gegliedert in die Kieferregionen ergaben sich folgende Häufigkeiten (Tabelle 5):

Tabelle 5: Häufigkeiten Kieferregionen

Kieferregion	Anzahl an Implantaten	prozentual (%)
Anteriore Mandibula	49	3,8
Posteriore Mandibula	372	28,8
Anteriore Maxilla	273	21,1
Posteriore Maxilla	598	46,3
Gesamt	1292	100

Tabelle 6: Häufigkeiten Implantationen je Zahnregion

		OK															
		18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
n =		2	29	89	99	75	31	55	52	39	53	43	80	101	90	30	3
%		0,2	2,2	6,9	7,7	5,8	2,4	4,3	4,0	3,0	4,1	3,3	6,2	7,8	7,0	2,3	0,2

		UK															
		48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
n =	-	23	87	55	37	11	13	4	2	9	10	26	49	74	21	-	
%	-	1,8	6,7	4,3	2,9	0,9	1,0	0,3	0,2	0,7	0,8	2,0	3,8	5,7	1,6	-	

Implantationszeitpunkt

In der vorliegenden Studie wurden die Zeitpunkte anhand der in der Literaturübersicht angeführten Einteilung der ITI-Konsensuskonferenz klassifiziert, wobei die Kategorien 2 und 3 zusammengefasst wurden.

Die Implantationen wurden somit als Sofortimplantationen (unmittelbar nach Zahnextraktion), Frühimplantationen (4-16 Wochen nach Zahnextraktion) und Spätimplantationen (> 6 Monate nach Zahnextraktion) durchgeführt (Tabelle 7).

Tabelle 7: Häufigkeiten Implantationszeitpunkte

Implantationszeitpunkt	Anzahl an Implantaten	prozentual (%)
sofort	128	9,9
früh	64	5,0
spät	1100	85,1
Gesamt	1292	100

Unterdimensionierungs-Bohrprotokolle

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden insgesamt 11 verschiedene Bohrprotokolle (BP) ausgewertet, die jeweils eine bestimmte Unterdimensionierung des Bohrlochdurchmessers (syn.: Bohrerdurchmesser, Abk.: BD) im Verhältnis zum Implantatdurchmesser inkorporieren (Tabelle 8). Sämtliche Bohrungen zur Aufbereitung des Implantatbetts sowie alle Implantatinsertionen wurden ohne intraoperative Führungshilfen wie beispielsweise eine Bohrschablone durchgeführt.

Die Angabe des Bohrerdurchmessers in den unten erläuterten Protokollen bezieht sich auf den letzten verwendeten Bohrer. Die vorangegangene Bohrsequenz erfolgte mit (Stufen-)Spiralbohrern mit ansteigendem Durchmesser. Es wurde kein Gebrauch von dem optional einsetzbaren Gewindeschneider gemacht.

Ließ sich das Implantat nicht auf Anrieb vollständig in den Knochen inserieren, wurde die in der Literaturübersicht bereits beschriebene Methode angewandt, die selbstschneidenden Eigenschaften und das Gewindedesign des Implantats zu nutzen. Das Implantat wurde minimal gegenläufig zur Insertionsrichtung bewegt, um den Knochen zu schneiden und nach lateral zu kompaktieren. So konnte anschließend die Implantation auch in dichtem Knochen erfolgen⁸⁸.

Countersinking (CS; das nicht vollständige Versenken des (Stufen-)Spiralbohrers im Bohrloch, um so nur den kortikalen Anteil des Knochens zu erweitern⁸⁷) wurde in *einem* Protokoll eingesetzt, bei einem Anteil von 17,7% (n = 229) an allen Implantationen.

Die Protokolle 4, 8 und 9 (s. u.) erreichen ihre spezifische Unterdimensionierung mit jeweils zwei verschiedenen Implantatdurchmesser/Bohrlochdurchmesser-Kombinationen.

Tabelle 8: Übersicht Bohrprotokolle

BP	UD	Anw. in KQ	ID	BD	n=	(%)
1	0,56	4	5,0 mm	2,8 mm	1	0,1
2	0,57	4	3,5 mm	2,0 mm	1	0,1
3	0,64	4	5,0 mm	3,2 mm	2	0,2
4	0,65	3, 4 3	a) 4,3 mm b) 5,5 mm	a) 2,8 mm b) 3,6 mm	13 1	1,0 0,1
5	0,72	2, 3, 4	5,0 mm	3,6 mm	56	4,3
6	0,74	2, 3, 4	4,3 mm	3,2 mm	60	4,6
7	0,80	2, 3, 4	3,5 mm	2,8 mm	104	8,0
8	0,84	1, 2, 3, 4 1, 2, 3, 4	a) 4,3 mm b) 5,0 mm	a) 3,6 mm b) 4,2 mm	674 30	52,2 2,3
9	0,91	1, 2, 3, 4 1, 2, 3	a) 3,5 mm b) 5,5 mm	a) 3,2 mm b) 5,0 mm	95 21	7,4 1,6
10	0,92	3, 4	5,0 mm	4,6 mm	5	0,4
11	0,84-0,98	1, 2, 3, 4	4,3 mm	3,6 mm + 4,2 mm (CS)	229	17,7

BP = Bohrprotokoll, UD = Unterdimensionierung, Anw. in KQ = Anwendung in Knochenqualität
ID = Implantatdurchmesser, BD = Bohrerdurchmesser, CS = Countersinking

Die **Protokolle 1-3** mit einer UD von **0,56**; **0,57** und **0,64** wurden in Einzelfällen angewandt, bei denen aufgrund des Vorliegens von Knochenqualität 4 eine extrem hohe Unterdimensionierung verwendet wurde. In den beiden Fällen mit einer UD von 0,56 bzw. 0,57 wurden jeweils 5 Ncm erreicht. In den beiden Fällen mit einer UD von 0,64 wurden 30 Ncm und 50 Ncm erreicht.

Das **Protokoll 11** stellt eine Besonderheit dar, da Countersinking angewandt wurde. Bei einem 4,3 mm-ID wurde ein 3,6 mm-BD zur Aufbereitung verwendet und ein 4,2 mm-BD zur abschließenden kortikalen Erweiterung.

Es ergibt sich eine koronale UD von **0,98** und eine apikale UD von **0,84**.

Zur detaillierten Aufschlüsselung der **Protokolle 4-11** nach Anzahl an Implantaten / Knochenqualität und max. Eindrehmoment, s. Tabellen 9-16.

Tabelle 9: Bohrprotokoll 4

Unterdimensionierung **0,65 a** (4,3 mm ID/2,8 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
3	9	37,22 ± 16,79 Ncm
4	4	23,75 ± 2,50 Ncm
Gesamt	13	33,08 ± 15,21 Ncm

Unterdimensionierung **0,65 b** (5,5 mm ID/3,6 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
3	1	70,00 Ncm
Gesamt	1	70,00 Ncm

Tabelle 10: Bohrprotokoll 5

Unterdimensionierung **0,72** (5,0 mm ID/3,6 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
2	1	45,00 Ncm
3	22	39,77 ± 16,07 Ncm
4	33	30,00 ± 16,11 Ncm
Gesamt	56	34,11 ± 16,57 Ncm

Tabelle 11: Bohrprotokoll 6

Unterdimensionierung **0,74** (4,3 mm ID/3,2 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
2	2	40,00 ± 14,14 Ncm
3	38	39,61 ± 12,86 Ncm
4	20	25,50 ± 13,56 Ncm
Gesamt	60	34,92 ± 14,54 Ncm

Tabelle 12: Bohrprotokoll 7

Unterdimensionierung **0,80** (3,5 mm ID/2,8 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
2	4	66,25 ± 4,79 Ncm
3	83	34,88 ± 13,27 Ncm
4	17	20,00 ± 15,00 Ncm
Gesamt	104	33,65 ± 15,78 Ncm

Tabelle 13: Bohrprotokoll 8

Unterdimensionierung **0,84 a)** (4,3 mm ID/3,6 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
1	6	55,83 ± 13,57 Ncm
2	87	55,75 ± 15,66 Ncm
3	486	44,42 ± 15,96 Ncm
4	95	25,16 ± 14,04 Ncm
Gesamt	674	43,27 ± 17,68 Ncm

Unterdimensionierung **0,84 b)** (5,0 mm ID/4,2 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
1	3	51,67 ± 11,55 Ncm
2	1	70,00 Ncm
3	17	41,47 ± 14,34 Ncm
4	9	33,89 ± 18,16 Ncm
Gesamt	30	41,17 ± 16,44 Ncm

Tabelle 14: Bohrprotokoll 9

Unterdimensionierung **0,91 a** (3,5 mm ID/3,2 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
1	2	35,00 ± 7,07 Ncm
2	34	52,79 ± 17,07 Ncm
3	52	50,00 ± 16,27 Ncm
4	7	27,14 ± 9,94 Ncm
Gesamt	95	49,00 ± 17,27 Ncm

Unterdimensionierung **0,91 b** (5,5 mm ID/5,0 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
1	1	70,00 Ncm
2	3	56,67 ± 23,09 Ncm
3	17	58,82 ± 14,42 Ncm
Gesamt	21	59,05 ± 15,05 Ncm

Tabelle 15: Bohrprotokoll 10

Unterdimensionierung **0,92** (5,0 mm ID/4,6 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
3	3	45,00 ± 5,00 Ncm
4	2	30,00 ± 7,07 Ncm
Gesamt	5	39,00 ± 9,62 Ncm

Tabelle 16: CS-Protokoll 11

Unterdimensionierung **0,84-0,98** (4,3 mm ID/3,6 mm BD + 4,2 mm BD)

KQ	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED
1	3	70,00 ± 0,00 Ncm
2	78	49,62 ± 17,01 Ncm
3	135	44,22 ± 17,90 Ncm
4	13	21,92 ± 16,14 Ncm
Gesamt	229	45,13 ± 18,60 Ncm

5.2 Zusammenhang zwischen Ausmaß der Unterdimensionierung und erreichter Primärstabilität

Es wurde zur Überprüfung der Grundhypothese eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) berechnet, um zu untersuchen, ob es einen Unterschied im max. Eindrehmoment abhängig von dem Ausmaß der Unterdimensionierung gab. Dazu wurde zunächst eine Gruppierung der Bohrprotokolle vorgenommen (Tabelle 17).

Tabelle 17: Gruppierete Unterdimensionierung und max. Eindrehmoment

gruppierete UD	UD - Werte	n =	(%)	mittleres max. ED (Ncm)
Gruppe 1	0,56 + 0,57 + 0,64 + 0,65	18	1,4	32,78 ± 18,80
Gruppe 2	0,72 + 0,74	116	9,0	34,53 ± 15,49
Gruppe 3	0,80	104	8,0	33,65 ± 15,78
Gruppe 4	0,84	704	54,5	41,88 ± 17,63
Gruppe 5	0,91 + 0,92	121	9,4	50,33 ± 17,16
Gruppe 6	CS: 084-0,98	229	17,7	45,13 ± 18,60
Gesamt		1292	100	42,51 ± 18,00

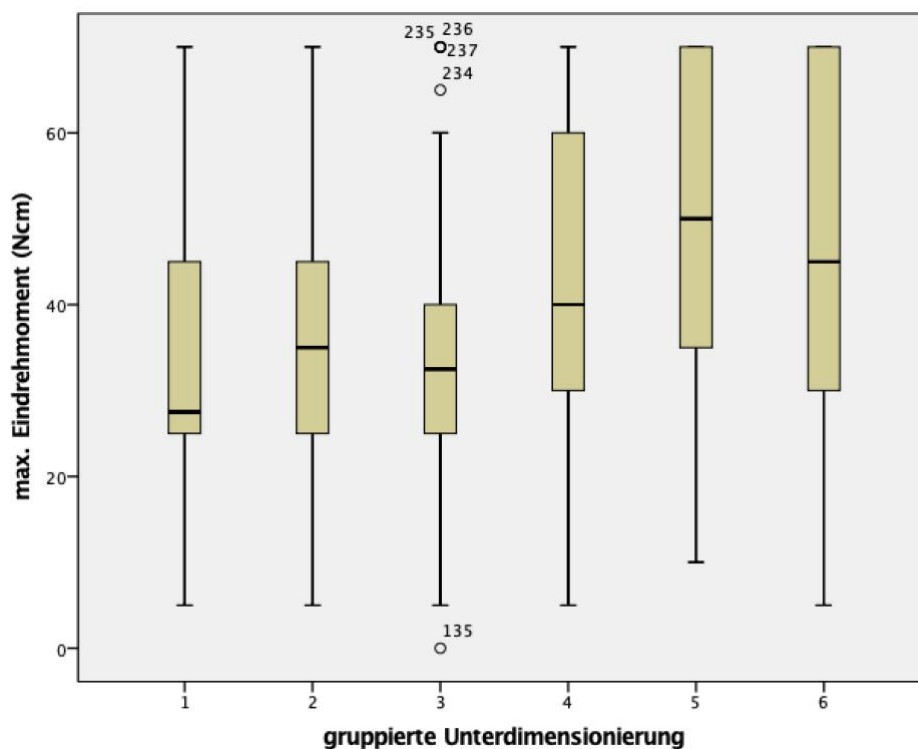


Abbildung 12: Box-Plot, gruppierete Unterdimensionierung und max. Eindrehmoment

Es gab sieben geringgradige Ausreißer in der Gruppe 3 (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 12). Die Ausreißer wurden im Datensatz belassen. Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test nicht gegeben ($p = 0,006$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich statistisch signifikant für die verschiedenen Unterdimensionierungsgruppen, Welch-Test $F(5; 141,48) = 19,33; p < 0,001; \eta^2 = 0,06$.

Der Games-Howell post-hoc Test zeigte einen signifikanten Unterschied in maximalen Eindrehmoment-Werten zwischen den Gruppen „1“ und „5“ (-17,55; 95 %-CI[-32,23; -2,88], $p = 0,013$), den Gruppen „2“ und „5“ (-15,81; 95 %-CI[-21,90; -9,71], $p < 0,001$), den Gruppen „3“ und „5“ (-16,68; 95 %-CI[-22,99; -10,36], $p < 0,001$) und den Gruppen „4“ und „5“ (-7,15; 95 %-CI[-12,04; -2,26], $p < 0,001$).

Es fanden sich zudem signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen „2“ und „4“ (-8,66; 95 %-CI[-13,22; -4,09], $p < 0,001$), den Gruppen „2“ und „6“ (-10,61; 95 %-CI[-16,04; -5,17], $p < 0,001$), den Gruppen „3“ und „4“ (-9,53; 95 %-CI[-14,39; -4,66], $p < 0,001$) und den Gruppen „3“ und „6“ (-11,48; 95 %-CI[-17,16; -5,80], $p < 0,001$).

Gruppe 5 war den anderen Gruppen, mit Ausnahme von Gruppe 6, hinsichtlich der erreichten Primärstabilität signifikant überlegen. Gegenüber Gruppe 6 wies Gruppe 5 ebenfalls höhere Stabilitätswerte auf, der Unterschied wurde aber nicht signifikant.

Die entscheidende Feststellung ist, dass in Gruppe 5 bei einer UD von 8-9 % die besten Stabilitätswerte erzielt wurden.

Über die Analyse des Gesamtdatensatzes hinaus wurde eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) berechnet, um zu untersuchen, ob es einen Unterschied im max. Eindrehmoment abhängig von dem Ausmaß der Unterdimensionierung für **Implantationen in Knochenqualität 4** (Tabelle 18) gab.

Tabelle 18: Gruppierete Unterdimensionierung und max. Eindrehmoment in Knochenqualität 4

gruppierte UD	UD - Werte	n =	(%)	mittleres max. ED (Ncm)
Gruppe 1	0,56 + 0,57 + 0,64 + 0,65	8	3,9	23,13 ± 14,38
Gruppe 2	0,72 + 0,74	53	26,0	28,30 ± 15,22
Gruppe 3	0,80	17	8,3	20,00 ± 15,00
Gruppe 4	0,84	104	51,0	25,91 ± 14,54
Gruppe 5	0,91 + 0,92	9	4,4	27,28 ± 9,05
Gruppe 6	CS: 084-0,98	13	6,4	21,92 ± 16,14
Gesamt		204	100	25,76 ± 14,70

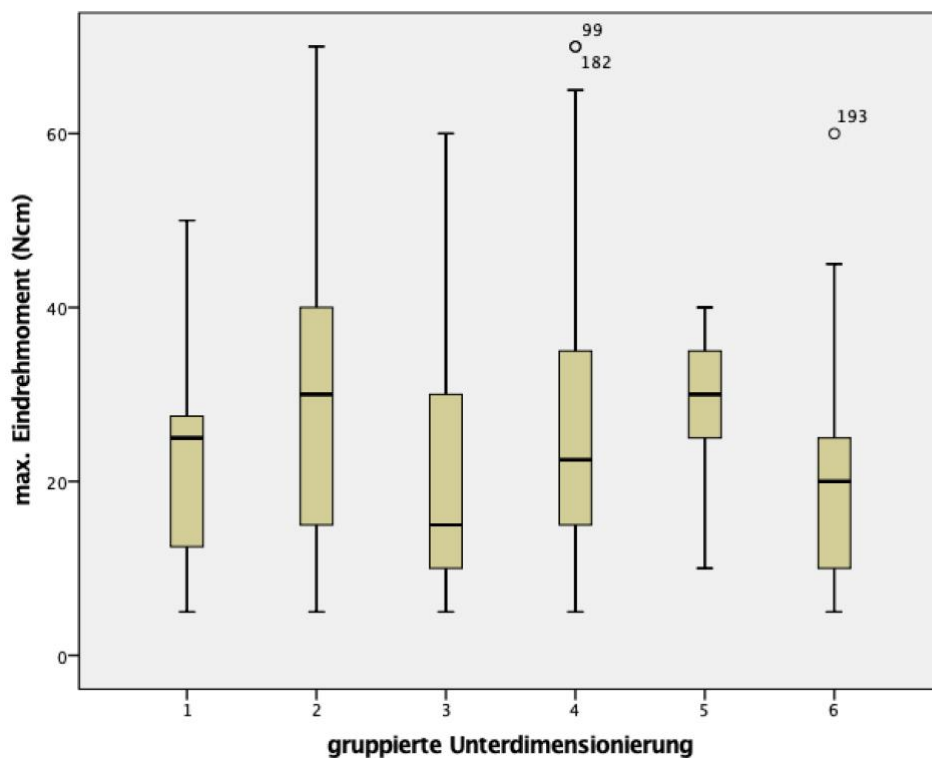


Abbildung 13: Box-Plot, gruppierte Unterdimensionierung und max. Eindrehmoment in Knochenqualität 4

Es gab drei geringgradige Ausreißer, zwei in der Gruppe 4 und einen in der Gruppe 6 (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 13). Die Ausreißer wurden im Datensatz belassen. Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test gegeben ($p = 0,615$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich **nicht** statistisch signifikant für die verschiedenen Unterdimensionierungsgruppen, $F(5, 198) = 1,11$; $p = 0,358$.

Es wurden für Implantationen in Knochenqualität 4 in der Gruppe 5 (8-9 % UD) und in der Gruppe 2 (26-28 % UD) die höchsten mittleren Stabilitätswerte erreicht, die sich jedoch nicht statistisch signifikant von den anderen Gruppen unterscheiden.

5.3 Zusammenhang zwischen Knochenqualität, Implantatlänge, Implantatdurchmesser, implantierter Kieferregion, Implantationszeitpunkt und erreichter Primärstabilität

Es wurde zur Überprüfung der Nebenhypothese für jede der unabhängigen Variablen eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt, um zu untersuchen, ob es einen Unterschied im max. Eindrehmoment abhängig von den Ausprägungen der jeweiligen Variable (Tabelle 19-23) gab.

5.3.1 Knochenqualität und erreichte Primärstabilität

Tabelle 19: Knochenqualität und max. Eindrehmoment

Knochenqualität	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED (Ncm)
1	15	56,00 ± 14,54
2	210	53,07 ± 16,56
3	863	43,66 ± 16,33
4	204	25,76 ± 14,70
Gesamt	1292	42,51 ± 18,00

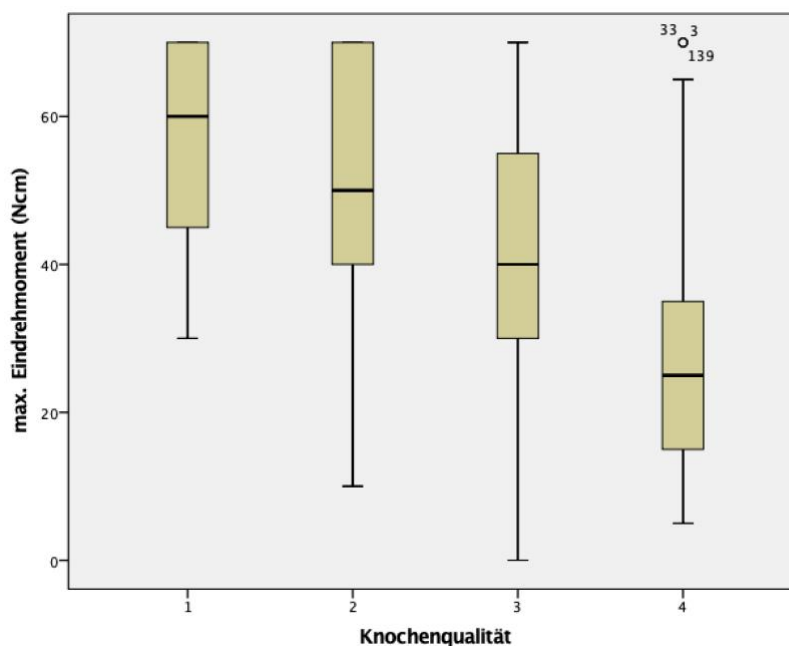


Abbildung 14: Box-Plot, Knochenqualität und max. Eindrehmoment

Es gab drei geringgradige Ausreißer in der Gruppe Knochenqualität 4 (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 14). Die Ausreißer wurden im Datensatz belassen. Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test nicht gegeben ($p = 0,007$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich statistisch signifikant für die verschiedenen Knochenqualitäten, Welch-Test $F(3; 65,57) = 119,48; p < 0,001; \eta^2 = 0,20$.

Der Games-Howell post-hoc Test zeigte zwischen allen Gruppen einen signifikanten Unterschied in maximalen Eindrehmoment-Werten, außer zwischen den Gruppen „Knochenqualität 1“ und „Knochenqualität 2“.

Konkret wurden signifikant höhere max. Eindrehmoment-Werte in „Klasse 1-Knochen“ als in „Klasse 3-Knochen“ (12,34; 95 %-CI[1,37; 23,31], $p = 0,025$) und „Klasse 4-Knochen“ (30,24; 95 %-CI[19,12; 41,36], $p < 0,001$) erreicht.

Des Weiteren wurden signifikant höhere max. Eindrehmoment-Werte in „Klasse 2-Knochen“ als in „Klasse 3-Knochen“ (9,41; 95 %-CI[6,13; 12,69], $p < 0,001$) und „Klasse 4-Knochen“ (27,31; 95 %-CI[23,34; 31,28], $p < 0,001$) erreicht.

Zwischen den Gruppen „Klasse 3-Knochen“ und „Klasse 4-Knochen“ wurde ebenfalls ein signifikanter Unterschied in max. Eindrehmoment-Werten festgestellt (17,90; 95 %-CI[14,88; 20,92], $p = 0,025$).

5.3.2 Implantatlänge und erreichte Primärstabilität

Tabelle 20: Implantatlänge und max. Eindrehmoment

Implantatlänge (mm)	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED (Ncm)
8,5	49	39,18 ± 18,97
10,0	159	35,91 ± 17,99
11,5	374	42,69 ± 17,45
13,0	459	44,13 ± 17,84
15,0	251	44,10 ± 18,05
Gesamt	1292	42,51 ± 18,00

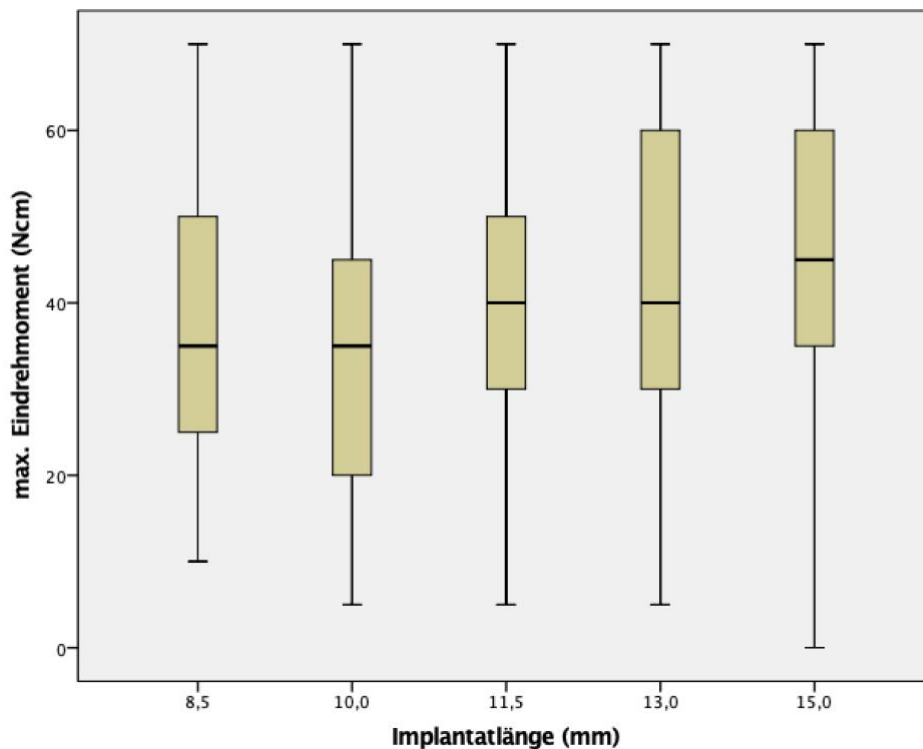


Abbildung 15: Box-Plot, Implantatlänge und max. Eindrehmoment

Es gab keine Ausreißer (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 15). Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test gegeben ($p > 0,05$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich statistisch signifikant für die verschiedenen Implantatlängen, $F(4, 1287) = 7,33$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,02$.

Der Tukey-Kramer post-hoc Test zeigte nicht zwischen allen Gruppen einen signifikanten Unterschied in maximalen Eindrehmoment-Werten.

Die Implantatlänge 10,0 mm weist signifikant geringere max. Eindrehmoment-Werte auf als die Längen 11,5 mm (-6,78; 95 %-CI[-11,39; -2,16], $p = 0,001$), 13,0 mm (-8,22; 95 %-CI[-12,70; -3,73], $p < 0,001$) und 15,0 mm (-8,19; 95 %-CI[-13,13; -3,26], $p < 0,001$).

5.3.3 Implantatdurchmesser und erreichte Primärstabilität

Tabelle 21: Implantatdurchmesser und max. Eindrehmoment

Implantatdurchmesser (mm)	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED (Ncm)
3,5	200	40,80 ± 18,30
4,3	976	43,06 ± 17,86
5,0	94	36,44 ± 16,57
5,5	22	59,55 ± 14,87
Gesamt	1292	42,51 ± 18,00

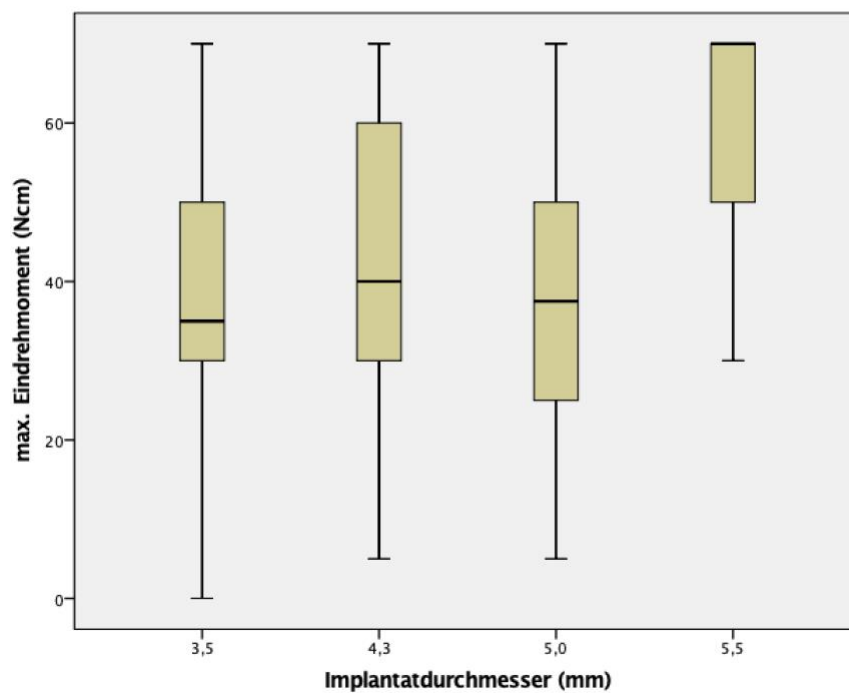


Abbildung 16: Box-Plot, Implantatdurchmesser und max. Eindrehmoment

Es gab keine Ausreißer (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 16). Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test gegeben ($p > 0,05$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich statistisch signifikant für die verschiedenen Implantatdurchmesser, $F(3, 1288) = 11,30$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,03$.

Der Tukey-Kramer post-hoc Test zeigte nicht zwischen allen Gruppen einen signifikanten Unterschied in maximalen Eindrehmoment-Werten.

Das durchschnittliche max. Eindrehmoment in den Gruppen 5,0 mm (-23,11; 95 %-CI[-33,95; -12,27], $p < 0,001$), 4,3 mm (-16,49, 95 %-CI[-26,35; -6,62], $p < 0,001$) und 3,5 mm (-18,75; 95 %-CI[-29,03; -8,47], $p < 0,001$) war jeweils signifikant geringer als das durchschnittliche max. Eindrehmoment in der Gruppe 5,5 mm.

Zudem war das durchschnittliche max. Eindrehmoment in der Gruppe 5,0 mm signifikant geringer als das durchschnittliche max. Eindrehmoment in der Gruppe 4,3 mm (-6,62; 95 %-CI[-11,56; -1,68], $p = 0,003$).

5.3.4 Implantierte Kieferregion und erreichte Primärstabilität

Tabelle 22: Kieferregion und max. Eindrehmoment

Kieferregion	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED (Ncm)
Anteriore Mandibula	49	53,98 ± 15,81
Posteriore Mandibula	372	47,69 ± 18,02
Anteriore Maxilla	273	41,87 ± 18,02
Posteriore Maxilla	598	38,64 ± 16,98
Gesamt	1292	42,51 ± 18,00

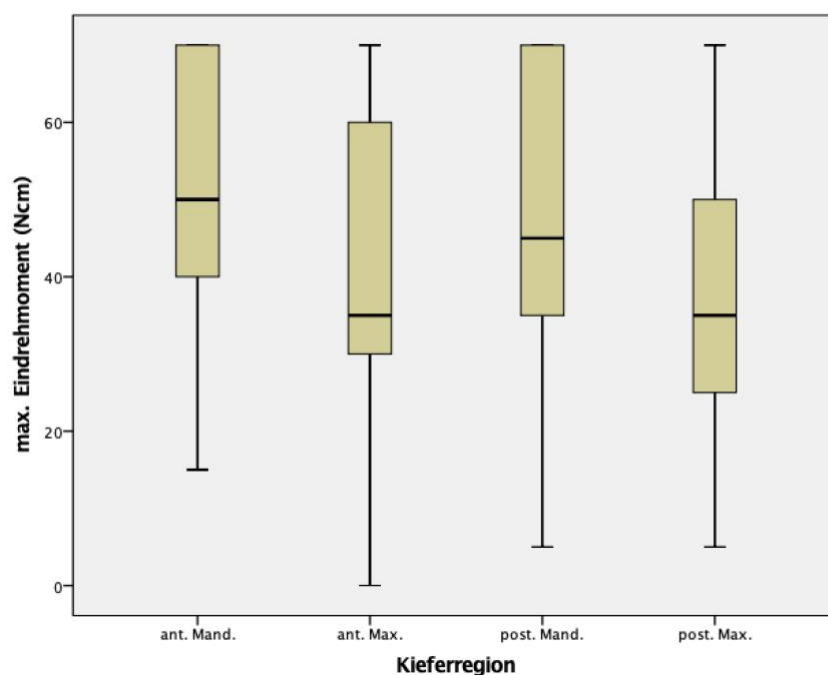


Abbildung 17: Box-Plot, Kieferregion und max. Eindrehmoment

Es gab keine Ausreißer (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 17). Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test gegeben ($p > 0,05$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich statistisch signifikant für die verschiedenen implantierten Kieferregionen, $F(3, 1288) = 27,87$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,06$.

Der Tukey-Kramer post-hoc Test zeigte signifikante Unterschiede in maximalen Eindrehmoment-Werten zwischen anteriorer Unterkieferregion und sowohl anteriorer Oberkieferregion (12,11; 95 %-CI[5,14; 19,08], $p < 0,001$) als auch posteriorer Oberkieferregion (15,34; 95 %-CI[8,67; 22,02], $p < 0,001$).

Zudem wurden signifikante Unterschiede in maximalen Eindrehmoment-Werten zwischen posteriorer Unterkieferregion und sowohl anteriorer Oberkieferregion (5,82; 95 %-CI[2,24; 9,40], $p < 0,001$) als auch posteriorer Oberkieferregion festgestellt (9,05; 95 %-CI[6,08; 12,02], $p < 0,001$).

5.3.5 Implantationszeitpunkt und erreichte Primärstabilität

Tabelle 23: Implantationszeitpunkt und max. Eindrehmoment

Implantationszeitpunkt	Anzahl an Implantaten	mittleres max. ED (Ncm)
sofort	128	46,02 ± 17,28
früh	64	43,67 ± 17,69
spät	1100	42,03 ± 18,07
Gesamt	1292	42,51 ± 18,00

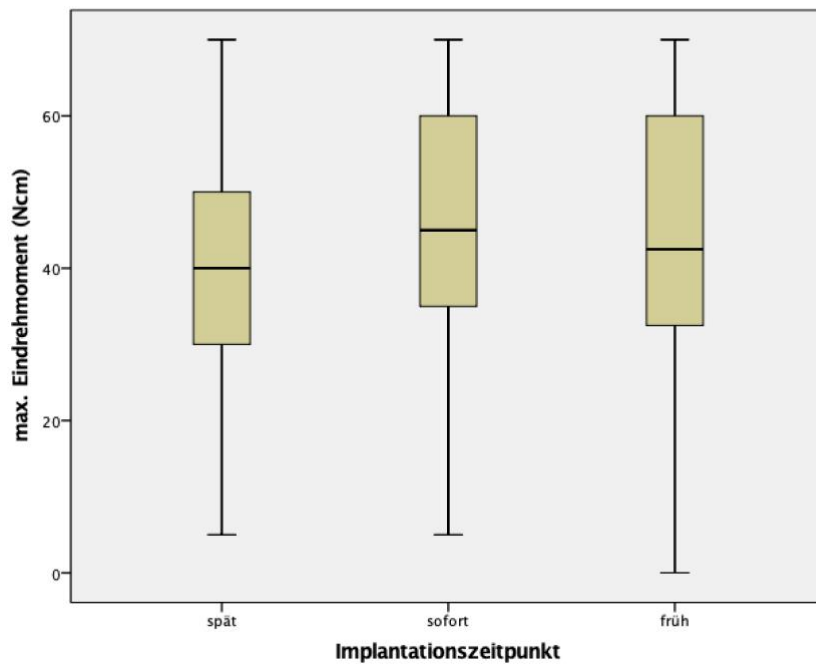


Abbildung 18: Box-Plot, Implantationszeitpunkt und max. Eindrehmoment

Es gab keine Ausreißer (beurteilt mit dem Box-Plot, Abbildung 18). Die Daten waren für jede Gruppe annähernd normalverteilt (grafische Analyse, QQ-Diagramm). Varianzhomogenität war gemäß dem Levene-Test gegeben ($p > 0,05$).

Das max. Eindrehmoment unterschied sich nicht statistisch signifikant für die verschiedenen Implantationszeitpunkte, $F(2, 1289) = 2,96$; $p = 0,052$; $\eta^2 = 0,00$.

5.4 Lineares Regressionsmodell zur Vorhersage des maximalen Eindrehmoments in Abhängigkeit der klinischen Parameter

Eine multiple lineare Regressionsanalyse wurde durchgeführt, um das maximale Eindrehmoment in Abhängigkeit von dem Implantatdurchmesser, der Implantatlänge und der Knochenqualität vorherzusagen (Tabelle 24). Es wurde eine signifikante Regressionsgleichung gefunden: ($F(5, 991) = 60,388; p < 0,001$); $R_2 = 0,230$.

Das vorhergesagte maximale Eindrehmoment des Implantats ist gleich $25,108 + 4,200(\text{Implantatdurchmesser}) + 1,030(\text{Implantatlänge}) - 2,504(\text{Knochenqualität } 2) - 11,950(\text{Knochenqualität } 3) - 30,521(\text{Knochenqualität } 4)$, wobei der Implantatdurchmesser in *mm* gemessen wird, die Implantatlänge in *mm* gemessen wird und die Knochenqualität *dummycodiert* ist.

Das maximale Eindrehmoment des Implantats erhöhte sich um 4,200 Ncm für jeden *mm* *Implantatdurchmesser*, um 1,030 Ncm für jeden *mm* *Implantatlänge* und verringerte sich um 2,504 Ncm in *Knochenqualität 2*, um 11,950 Ncm in *Knochenqualität 3* und um 30,521 Ncm in *Knochenqualität 4*, jeweils im Vergleich zu *Knochenqualität 1*.

Implantatdurchmesser, Implantatlänge und Knochenqualität sind signifikante Prädiktoren des maximalen Eindrehmoments.

Tabelle 24: Multiple lineare Regressionsanalyse

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten*	Signifikanz	95 % Konfidenzintervall für B	
	Regressionskoeffizient B		Untergrenze	Obergrenze
(Konstante)	25,108	0,004	7,995	42,220
Implantatdurchmesser	4,200	0,002	1,520	6,881
Implantatlänge	1,030	0,000	0,458	1,602
Knochenqualität = 2	-2,504	0,592	-11,680	6,671
Knochenqualität = 3	-11,950	0,009	-20,894	-3,006
Knochenqualität = 4	-30,521	0,000	-39,701	-21,341

*Abhängige Variable: max. Eindrehmoment

Modellanpassung

Multipler Korrelationskoeffizient

Nach Cohen liegt eine starke Korrelation von 0,483 zwischen den vorhergesagten und den tatsächlichen Werten vor, was für ein gutes Modell (errechnet aus der Lernstichprobe) spricht⁵⁰.

Für die Validierungsstichprobe verringert sich der Wert auf 0,437, was immer noch eine moderate bis starke Korrelation bedeutet⁵⁰.

Multipler Determinationskoeffizient

Unser aus der Lernstichprobe errechnetes Modell hat mit einem R^2 von 0,234 nach Cohen eine relativ hohe Varianzaufklärung⁵⁰. Für die Validierungsstichprobe verringert sich der R^2 -Wert auf 0,191. Dies entspricht immer noch einer moderaten bis hohen Varianzaufklärung⁵⁰.

Vergleich Standardfehler des Schätzers der Lern- und Validierungsstichprobe

Der Wert des aus der Lernstichprobe errechneten Standardfehlers des Schätzers beträgt **15,630** (das bedeutet, der errechnete max. ED-Wert weicht um $\pm 15,630$ vom tatsächlichen Wert ab).

Der Standardfehler des Schätzers der Validierungsstichprobe beträgt **16,768** und ist damit fast genauso groß wie der Standardfehler des Schätzers der Lernstichprobe.

Dies legt nahe, dass das errechnete Modell gut geeignet ist, um die Primärstabilität des untersuchten Implantatsystems vorherzusagen.

6 Diskussion

6.1 Synopsis der ermittelten Daten

Das Ziel der Studie war es, die Auswirkung verschiedener klinisch bedeutsamer Parameter auf die Primärstabilität konischer Dentalimplantate zu untersuchen. Zudem sollte ein statistisches Modell für die Prädiktion der Primärstabilität in Abhängigkeit der aussagkräftigsten klinischen Parameter erstellt werden. Durch Untersuchung der Zusammenhänge sollten für den behandelnden Chirurgen konkrete Anwendungsempfehlungen abgeleitet werden.

Der Mittelwert aller erhobenen Eindrehmoment-Werte (ED-Werte) betrug $42,51 \pm 18,00$ Ncm. Es erreichten 79,6 % der untersuchten Implantate ein Eindrehmoment (ED) ≥ 30 Ncm. Der Mittelwert der erhobenen ED-Werte in Knochenqualität 4 betrug $25,76 \pm 14,70$ Ncm.

Die im Mittelpunkt der Untersuchung stehende Nullhypothese, dass es keinen Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Unterdimensionierung (UD) und der Zielvariable maximales Eindrehmoment (max. ED) gibt, konnte widerlegt werden. Das max. ED unterschied sich statistisch signifikant für die verschiedenen **Unterdimensionierungsgruppen** (UD-Gruppen), Welch-Test $F(5; 141,48) = 19,33$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,06$. Die weiteren Nullhypothesen (kein Zusammenhang zwischen klinischen Parametern als unabhängige Variablen und der Zielvariable max. ED) konnten für die Variablen **Knochenqualität** (Welch-Test $F(3; 65,57) = 119,48$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,20$), **Implantatlänge** ($F(4, 1287) = 7,33$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,02$), **Implantatdurchmesser** ($F(3, 1288) = 11,30$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,03$) und **Kieferregion** ($F(3, 1288) = 27,87$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,06$) widerlegt werden. Für den **Implantationszeitpunkt** konnte die Nullhypothese angenommen werden. Das max. ED unterschied sich nicht statistisch signifikant für die verschiedenen Implantationszeitpunkte, $F(2, 1289) = 2,96$; $p = 0,052$; $\eta^2 = 0,00$. Von den untersuchten unabhängigen Variablen hatte die Knochenqualität den größten Einfluss auf die Primärstabilität.

Es wurde ein Regressionsmodell ($F(5, 991) = 60,388$; $p < 0,001$) zur Vorhersage der Primärstabilität erstellt, wobei eine Varianzaufklärung R^2 von 0,230 bestand. Das lineare Regressionsmodell kann zur Abschätzung der Primärstabilität herangezogen werden, um so die Planbarkeit implantologischer Eingriffe zu verbessern.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Es handelt sich bei dem untersuchten Implantatsystem um ein konisches Implantatsystem, das darüber hinaus, wie in der Literaturübersicht bereits ausführlich beschrieben, bezüglich des Designs einige Besonderheiten aufweist. Es scheint möglich, dass die Kombination aus aggressivem Gewindedesign mit steilem, variablem Gewindegang, aktiver Implantatspitze und geringem Kerndurchmesser, angewandt mit einem moderaten Unterdimensionierungsprotokoll (UD-Protokoll), zu den, im Vergleich zu anderen Implantatsystemen, überdurchschnittlich hohen Primärstabilitätswerten führt^{88, 104, 130}. Die einzelnen Designelemente beeinflussen sich in ihrer Auswirkung auf das Insertionsverhalten wechselseitig und entfalten so ihre Wirkung, messbar in Form des max. EDs^{43, 59, 104, 128, 153}. Auf Basis der in dieser Arbeit erhobenen Daten wurde ein mittleres max. ED von $42,51 \pm 18,00$ Ncm, 95 %-CI[41,53; 43,49] errechnet. Dieser Wert liegt unter dem ermittelten Durchschnittswert von 47,1 Ncm einer Studie mit $n = 64$ NobelActive Implantaten⁸⁵, den 52,0 Ncm einer Fallserie mit $n = 107$ gesetzten NobelActive Implantaten⁸⁸ und den durchschnittlich erreichten 56,5 Ncm einer Studie mit $n = 42$ Implantaten²². Eine mögliche Erklärung für die Diskrepanz könnte in der unterschiedlichen Verteilung der Knochenqualitäten sowie der divergierenden Fallzahl liegen. In der letztgenannten Studie wurde zudem ein Sofortversorgungskonzept umgesetzt und im Zuge dessen eine besonders hohe Primärstabilität angestrebt²².

In der vorliegenden Studie erreichten 68,7 % der untersuchten Implantate mit ≥ 35 Ncm eine Primärstabilität, die eine Sofortbelastung zulässt^{112, 120, 122}. Nur 3,8 % der Implantationen waren mit einem ED von ≤ 11 Ncm als Fälle mit erhöhtem Risiko für den frühen Implantatverlust einzustufen¹⁸⁰. Im Vergleich zu Untersuchungen mit anderen Implantatsystemen, die oftmals Stabilitätswerte zwischen 10 und 30 Ncm berichten^{9, 21}, bewegt sich das NobelActive Implantatsystem somit insgesamt auf einem deutlich höheren Stabilitätsniveau. In Knochenqualität 4 wurden mit durchschnittlich $25,76 \pm 14,70$ Ncm ebenfalls höhere Stabilitätswerte erreicht, als die sonst häufig berichteten Werte unter 20 Ncm^{4, 8}.

Bezüglich der Auswirkung auf die Primärstabilität handelt es sich bei der Knochenqualität um den untersuchten Faktor mit dem größten Einfluss (Welch-Test $F(3; 65,57) = 119,48$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,20$). Insbesondere in Knochenqualität 4 wurden signifikant niedrigere max. ED-Werte festgestellt als in den anderen Knochenqualitäten. Dieses Ergebnis deckt sich mit der Referenzliteratur^{47, 92, 99, 173}. Was den Implantationszeitpunkt betrifft, ergaben die Auswertungen keinen signifikanten Stabilitätsunterschied zwischen Sofort- und

Spätimplantation; dies deckt sich mit den Ergebnissen einer Fallserie⁸⁸. Der Frage nach dem Einfluss des Implantatdesigns auf die Primärstabilität in Extraktionsalveolen (= bei Sofortimplantation), gingen die Autoren einer In-vitro Studie nach, die dahingehend das NobelActive Implantatsystem mit zwei anderen Implantatsystemen verglichen. Das NobelActive Implantatsystem erreichte signifikant höhere Primärstabilitätswerte als die zwei weiteren untersuchten Systeme¹⁰³. Dies, zusammen mit den oben angeführten Ergebnissen dieser Studie, führt zu der Schlussfolgerung, dass das NobelActive Implantat für Sofortimplantationen geeignet zu sein scheint. Die beiden implantatgeometrischen Parameter Länge und Durchmesser wurden ebenfalls untersucht. Anhand der ausgewerteten Daten konnten für die Implantatlänge signifikant niedrigere Werte für die 10,0 mm langen Implantate im Vergleich zu den drei längeren Implantatlängen (11,5 mm, 13,0 mm, 15,0 mm) festgestellt werden. Die mit 8,5 mm noch kürzere Implantatlänge wies jedoch wieder höhere Stabilitätswerte auf, wenn auch nicht signifikant. Bei der Analyse des Einflusses des Implantatdurchmessers zeigten sich die signifikant höchsten max. ED-Werte bei dem mit 5,5 mm größten Implantatdurchmesser. Allerdings wichen die Gruppengrößen der einzelnen Durchmesser stark voneinander ab, weshalb die Ergebnisse mit Vorsicht zu interpretieren sind. Das Fazit mehrerer Autoren, dass der Implantatdurchmesser bezüglich der Auswirkung auf die Stabilität eine entscheidendere Rolle als die Implantatlänge spielt^{25, 75, 118}, kann anhand der vorliegenden Daten letztlich weder bestätigt noch widerlegt werden.

Aufgrund der vielen Einflussfaktoren und insbesondere der herausragenden Rolle des Implantatdesigns beim Erreichen der Primärstabilität sind Studienergebnisse und Empfehlungen für die klinische Handhabung nicht ohne Weiteres von einem Implantatsystem auf das nächste übertragbar. Dies gilt besonders für die Untersuchung verschiedener UD-Protokolle und ihrer Auswirkung auf die Stabilität. Hinzu kommen methodische Unterschiede zwischen einzelnen Studien, welche die Vergleichbarkeit der Ergebnisse einschränken und kaum Verallgemeinerungen zulassen. So weisen mehrere Autoren darauf hin, dass grundsätzlich die individuelle Betrachtung des jeweiligen Implantatsystems zu empfehlen ist, um Erkenntnisse darüber - und konkrete Anwendungsempfehlungen dafür - zu generieren^{12, 39, 153}.

Für das in der vorliegenden Arbeit untersuchte Implantatsystem wurde ein lineares Regressionsmodell gefunden, bei dem sich die Parameter Knochenqualität, Implantatdurchmesser und Implantatlänge als signifikante Prädiktoren des max. EDs erwiesen. Das max. ED des Implantats erhöhte sich um 4,200 Ncm für jeden mm Implantatdurchmesser, um 1,030 Ncm für jeden mm Implantatlänge und verringerte sich um 2,504 Ncm in

Knochenqualität 2, um 11,950 Ncm in Knochenqualität 3 und um 30,521 Ncm in Knochenqualität 4, jeweils im Vergleich zu Knochenqualität 1. Gómez-Polo et al. untersuchten ebenfalls die Auswirkung verschiedener Parameter auf die Primärstabilität eines konischen Implantatsystems (nHex, Mozo-Grau, Valladolid, Spanien), wobei sich die Variablen Knochenqualität und Implantatdurchmesser dabei ebenfalls als signifikante Prädiktoren erwiesen, die Implantatlänge jedoch im Gegensatz zum oben beschriebenen Modell nicht ⁷⁵.

Die Auswertung der verschiedenen UD-Protokolle ergab Folgendes: Über alle Knochenqualitäten hinweg zeigten sich signifikant erhöhte Primärstabilitätswerte (in Ncm) für eine moderate UD von 8-9 % ($50,33 \pm 17,16$) gegenüber Unterdimensionierungswerten von 16 % ($41,88 \pm 17,63$), 20 % ($33,65 \pm 15,78$), 26-28 % ($34,53 \pm 15,49$) und 35-44 % ($32,78 \pm 18,80$). Eine weitere Steigerung der UD über 8-9 % hinaus hatte somit keinen positiven Effekt auf die Primärstabilität, im Gegenteil, das max. ED nahm bei übermäßiger UD ab.

Kein signifikanter Unterschied wurde festgestellt zwischen 8-9 % UD ($50,33 \pm 17,16$) und einem Countersinking-Bohrprotokoll mit einer apikalen UD von 16 % und einer koronalen UD von 2 % ($45,13 \pm 18,60$).

Degidi et al. kamen in ihren Untersuchungen zu ähnlichen Ergebnissen, die ebenfalls auf die Limitationen der stabilitätssteigernden Wirkung der UD hindeuten. In einem In-vitro Versuch, in dem trabekulärer Knochen aus der Rinderhüfte als Substrat diente, stellten sie beim Vergleich zweier Bohrprotokolle (jeweils 0 % UD (max. ED $11,30 \pm 4,44$ Ncm) und 10,5 % UD (max. ED $20,62 \pm 7,03$ Ncm)) ein signifikant höheres ED bei den mit 10,5 % UD gesetzten Implantaten fest. Wurde die UD auf 24,4 % erhöht (max. ED $17,15 \pm 10,39$ Ncm), kam es zu keiner weiteren Steigerung der Primärstabilität; sie nahm sogar wieder soweit ab, dass kein signifikanter Unterschied mehr zur Gruppe mit 0 % UD nachweisbar war ⁵⁵.

Bei Betrachtung der Implantatinsertion auf mikroskopischer Ebene lässt sich der vermutete Hintergrund zu der beobachteten begrenzten Effektivität der UD erklären. Wird in ein unterdimensioniertes Bohrloch implantiert, schneidet das Gewinde in die knöcherne Wandung ein und es kommt zur Kompression des umliegenden Knochens ⁶¹. Histologisch wurde 1 mm periimplantär eine größere Anzahl an Trabekeln, ein geringerer Abstand zwischen den Trabekeln und ein erhöhtes relatives Knochenvolumen festgestellt ⁶⁴. Dies resultiert in einer statischen Belastungssituation, in der das Implantat durch Presspassung stabilisiert wird ¹⁵³. Solange die Druckbelastung im Knochen unter der Elastizitätsgrenze liegt, kann durch weitere Erhöhung des Drucks mittels größerer UD des Bohrlochs eine zusätzliche Stabilisierung des Implantats erreicht werden ^{39, 95, 96, 97, 153}. Wird die Elastizitätsgrenze überschritten, kommt es

zur plastischen Verformung, die mit zahlreichen Mikrofrakturen des Knochens einhergeht und in einer geringeren Primärstabilität resultiert ^{48, 80, 126, 153, 183} .

Für die in der vorliegenden Studie untersuchten Implantate kommt es möglicherweise bei starker UD von 20 % - 44 % zu einem Überschreiten der Elastizitätsgrenze mit den oben genannten unerwünschten Folgen. Die im Vergleich dazu signifikant höheren Stabilitätswerte bei einer UD von 8-9 % (7,15; 95 %-CI[2,26; 12,04], $p < 0,001$) legen wiederum die Vermutung nahe, dass es hier noch nicht zu einer Überschreitung der Elastizitätsgrenze gekommen ist.

Tabassum et al. beschäftigten sich in einem Tierversuch mit den biologischen Limitationen der UD. Beim Vergleich dreier UD-Protokolle (5 % UD, 15 % UD, 25 % UD) fanden sie nach einer Einheilphase von drei Wochen bei histologischer Betrachtung signifikant mehr %BIC (Knochen-Implantat-Kontakt) bei den mit 5 % und 15 % UD gesetzten Implantaten, als bei den mit 25 % UD gesetzten Implantaten ¹⁵⁸ . Neben der beschriebenen biomechanischen Konsequenz ist bei exzessiver UD also auch mit der biologischen Konsequenz in Form einer veränderten Einheilungsphase zu rechnen ^{17, 38, 49, 115, 159, 168} .

Das Ausmaß des generierten statischen Stresses hängt neben der gewählten UD auch von der Implantatgeometrie und der Knochenqualität ab ⁸⁰ . Bei isolierter Betrachtung des Zusammenhangs zwischen der UD und der Primärstabilität hinsichtlich Knochenqualität 4, konnte anhand der ermittelten Daten der vorliegenden Arbeit, im Gegensatz zur Betrachtung über alle Knochenqualitäten, kein signifikanter Unterschied zwischen den UD-Gruppen im max. ED festgestellt werden. Es ergab sich eine Tendenz zu höheren maximalen ED-Werten in Knochenqualität 4 ebenfalls bei einer moderaten UD von 8-9 % sowie bei einer starken UD von 26-28 % . Die hohen ED-Werte bei stark ausgeprägter UD können als Hinweis interpretiert werden, dass in weichem Knochen die Elastizitätsgrenze erst bei höherer UD erreicht wird.

Der bereits angesprochene Einfluss des Implantatdesigns auf die Stabilität wurde in mehreren Studien festgestellt. Elias et al. und Sakoh et al. verglichen In-vitro jeweils verschiedene Implantatsysteme. Beide kamen zwar zu dem Ergebnis, dass eine erhöhte UD des Bohrlochs im Vergleich zum Implantatdurchmesser eine Steigerung des max. EDs bewirkt. In beiden Studien wird jedoch deutlich, dass die Implantatgeometrie den größeren Einfluss auf die Stabilität hat. Konkret erreichten konische Dentalimplantate signifikant höhere max. ED-Werte als zylindrische Dentalimplantate ^{61, 144} . Die entscheidende Auswirkung des Implantatdesigns auf die Stabilität wurde in einer weiteren Studie bestätigt. Anhand von Knochenblöcken aus dem Beckenkamm vom Schwein, deren Knochenqualität der Klasse 4 entspricht, wurden drei

verschiedene Straumann Implantatsysteme miteinander verglichen. Die Bone Level Implantate (selbstschneidend; max. ED $24,0 \pm 8,1$ Ncm) und Tapered Effect Implantate (konisch, selbstschneidend; max. ED $23,8 \pm 7,0$ Ncm) erreichten dabei signifikant höhere Primärstabilitätswerte als die Standard Plus Implantate (zylindrisch, nicht-selbstschneidend; max. ED $10,8 \pm 5,0$ Ncm). Zusätzlich wurde die Auswirkung der UD überprüft. Es konnte für keines der getesteten Implantatsysteme ein signifikanter Unterschied zwischen Standardprotokoll (15 % UD) und UD-Protokoll (15-32 % UD) festgestellt werden. Obwohl die Unterschiede nicht signifikant wurden, wiesen die UD-Protokolle durchschnittlich höhere Stabilitätswerte auf¹⁶⁵. Die Ergebnisse ähneln somit denen der vorliegenden Studie für Klasse 4-Knochen. In einer prospektiven klinischen Studie wurden 32 NobelActive Implantate und 32 zylindrische Brånemark Implantate auch hinsichtlich des erreichten max. EDs miteinander verglichen. Das NobelActive Implantat wies signifikant höhere durchschnittliche ED-Werte auf ($47,1$ Ncm / $39,8$ Ncm, $p = 0,02$), wobei genaue Informationen zu den Knochenqualitäten und zum Bohrprotokoll fehlen⁸⁵.

Ein Übersichtsartikel bestätigt die Aussagen der angeführten Studien¹². Für konische Dentalimplantate wurde ein signifikant höheres ED festgestellt als für parallelwandige Dentalimplantate. Allerdings kamen die Autoren auch zu der Einschätzung, dass es beim Zustandekommen der Primärstabilität immer um das Zusammenspiel aller beeinflussender Faktoren geht, zu denen neben den bereits erwähnten Faktoren (Bohrsequenz, Knochenqualität) und der Grundform (konisch, parallelwandig) auch die weiteren designspezifischen Charakteristika des jeweiligen Implantatsystems gehören¹².

Wie in der Literaturübersicht bereits dargelegt, werden Kernbegrifflichkeiten in der Referenzliteratur uneinheitlich verwendet, zudem fehlen häufig präzise Angaben zu den angewandten Bohrprotokollen^{153, 158}. Eine weitere Problematik der Studien zu dem Thema ist, dass es sich überwiegend um In-vitro Studien handelt¹⁵³.

Shalabi et al. führten mit demselben Implantatsystem (Biocomp) einen ähnlichen Versuch zur Auswirkung der UD aus, wie Tabassum et al. drei Jahre später. Der einzige Unterschied lag in der Wahl des Substrats, in das implantiert wurde. Shalabi et al. wählten Femurkondylen aus Ziegenkadavern, während Tabassum et al. Polyurethanblöcke verwendeten. Bei gleichen Bohrprotokollen in beiden Studien (13 % UD verglichen mit 26 % UD) wurde jeweils ein signifikanter stabilitätssteigernder Effekt des Protokolls mit der höheren UD nachgewiesen. Jedoch gab es im Vergleich der beiden Studien große Diskrepanzen bei den konkret erzielten ED-Werten. Zudem waren die Standardabweichung der Werte im Tierknochen viermal größer als im Kunststoffsubstrat^{151, 161}. Die Frage nach der Übertragbarkeit der Ergebnisse aus In-

in vitro Studien auf die Situation am Patienten stellt sich grundsätzlich. Dennoch sollte das Ausmaß der Abweichungen der erreichten Werte einmal mehr die Notwendigkeit klinischer Studien zu der Fragestellung nach den Auswirkungen der UD verdeutlichen. Eine der wenigen klinischen Studien, die die Auswirkung der UD untersucht, stammt von Alghamdi et al.¹⁵³ Sie verglichen in ihrer prospektiven Untersuchung anhand von zylindrischen Implantaten ein Bohrprotokoll mit einer UD von 32 % in weichem Knochen (n = 26) mit einem Bohrprotokoll mit einer UD von 15 % in „normalem“ Knochen (n = 26). Es wurde kein signifikanter Unterschied in der Primärstabilität der Implantate der beiden Testgruppen festgestellt. Daraus wurde abgeleitet, dass die UD als chirurgische Modifikation in weichem Knochen erfolgreich eingesetzt werden kann, um die Primärstabilität zu erhöhen.⁷ Turkyilmaz et al. verglichen in einer retrospektiven klinischen Studie die erreichten max. ED-Werte für insgesamt 60 Implantate, die in drei Gruppen mit unterschiedlichen Bohrprotokollen (Gr1: 20 % UD; Gr2: 25 % UD; Gr3: 25-50 % UD, „stepped osteotomy“) in der posterioren Maxilla gesetzt wurden. Es wurde ein signifikanter Unterschied im max. ED zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 festgestellt.¹⁷²

6.3 Diskussion der Methoden und Limitationen der Studie

Die vorliegende Arbeit trägt dazu bei, den Mangel an klinischen Studien zu beheben. Da es sich um eine retrospektive Arbeit handelt, weist sie jedoch naturgemäß einige zu kritisierende Aspekte auf.

Die, im Vergleich zu beispielsweise Studien an künstlichen Substraten, deutlich weniger eng kontrollierten Behandlungsprotokolle (bzw. Versuchsprotokolle), können als Schwäche der Studie angesehen werden, die sie allerdings mit den meisten retrospektiven Auswertungen teilt. So gibt es z. B. keine Angaben zu Besonderheiten im Fixationsmechanismus der Implantate. In den ausgewerteten Fällen dieser Studie wurde keine bikortikale Fixation angestrebt, die neben der chirurgischen Modifikation UD und Weiteren (s. Literaturübersicht), eine eigenständige Modifikation des Implantationsprotokolls mit dem Ziel der Steigerung der Primärstabilität darstellt.^{3, 91, 113} Es kann aber auch nicht ausgeschlossen werden, dass sie in allen Fällen vermieden wurde.

Es ist als positiver Aspekt der vorliegenden Arbeit anzusehen, dass, im Vergleich zu den meisten anderen diskutierten Studien (s. o.), eine größere Anzahl an Bohrprotokollen (elf

verschiedene Protokolle, aufgeteilt in sechs Gruppen) untersucht wurde. So kann der optimale Wertebereich der Unterdimensionierungsmaßnahme mit höherer Sicherheit eingegrenzt werden. Dennoch bleibt die Problematik, die UD-Protokolle bzw. zu untersuchenden Intervalle nicht völlig frei wählen zu können, da durch die begrenzte Verfügbarkeit der unterschiedlich dimensionierten Spiralbohrer das Spektrum beschränkt ist.

Es mag als Schwäche der Studie ausgelegt werden, dass nur ein Implantatsystem untersucht bzw. kein Vergleich zwischen konischem und zylindrischem Implantatdesign durchgeführt wurde. Allerdings sind, wie oben dargelegt, insbesondere im Hinblick auf die primäre Fragestellung nach der Auswirkung der UD, Vergleiche zwischen verschiedenen Implantatsystemen nur begrenzt aussagekräftig. Da eine individuelle Aussage für das jeweilige Implantatsystem angestrebt werden sollte, sind Gegenüberstellungen mehrerer Implantatsysteme gegebenenfalls sogar kontraproduktiv, da die Gefahr besteht wesentliche Aspekte einer vereinfachten Fragestellung zu opfern^{39, 153}. Dies droht insbesondere bei Gegenüberstellungen zylindrischer und konischer Implantatsysteme. Wie ein Übersichtsartikel darlegt, wird in den Publikationen zu dieser Thematik keine einheitliche Definition konischer Dentalimplantate angewandt, was dazu führt, dass eine Vielzahl unterschiedlicher Formen und Geometrien unter einem der beiden Überbegriffe zusammengefasst wird. Wesentliche Unterschiede im Design, die sich auf die Stressverteilung im Knochen, die Einheilphase, das anzuwendende Bohrprotokoll, etc. auswirken, werden somit zwangsläufig unterschlagen¹⁰².

Beim Blick auf die Verteilung der Knochenqualität fällt auf, dass Knochenqualität 3 mit 66,7 % am häufigsten vorlag, während Knochenqualität 1 mit lediglich 1,2 % der Fälle kaum festgestellt wurde. Ist dieses scheinbare Missverhältnis aus statistischen Gründen eher unvorteilhaft, lässt es sich doch erklären. Gemäß einer Studie, die sich mit der Verteilung der Knochenqualitäten je Kieferregion befasste, waren die Knochenqualitäten 3 und 4 deutlich häufiger in der Maxilla als in der Mandibula anzutreffen¹⁶⁹. In der vorliegenden retrospektiven Auswertung fanden 46,3 % der Implantationen in der posterioren und 21,1 % in der anterioren Maxilla statt. Lediglich 3,8 % der Implantate wurden in der anterioren Mandibula gesetzt, in der am häufigsten Knochenqualität 1 anzutreffen ist¹⁶⁹. Somit lässt sich die Verteilung der Knochenqualität bereits aus den implantierten Kieferregionen ableiten. Diesen Zusammenhang bestätigten auch die Autoren einer weiteren Studie, die Messungen der Knochendichte im Kiefer mittels CT vornahm¹²⁵.

Da in der Praxis, aus der die Daten in dieser Studie stammen, im relevanten Untersuchungszeitraum auch andere Implantatsysteme eingesetzt wurden, ist zudem von einem Selektionsbias bei der Auswahl der konischen Dentalimplantate auszugehen. Ist eine

Implantation in vermuteter oder festgestellter weicher Knochenqualität geplant, wird möglicherweise auf das konische NobelActive Implantatsystem zurückgegriffen um eine möglichst hohe Primärstabilität zu erreichen.

Es handelt sich bei der Klassifizierung der Knochenqualität um die subjektive Einschätzung des behandelnden Chirurgen, deswegen liegt hier prinzipiell eine mögliche Fehlerquelle vor. Allerdings wurde festgestellt, dass es eine enge Korrelation zwischen objektiv, mittels Dichtemessung, und subjektiv, durch den Chirurgen bei der Insertion, bestimmter Knochenqualität gibt¹²⁵.

Den größten Anteil unter den Implantationszeitpunkten machten die Spätimplantationen aus, bei denen teilweise vorher Knochen aufgebaut wurde. Eine Untersuchung zeigte, dass in Bereichen in denen augmentiert wurde, vergleichsweise niedrigere ED-Werte erreicht wurden⁹⁸. In den Auswertungen wurde allerdings nicht zwischen Spätimplantationen mit vorangegangener vertikaler und/oder horizontaler Knochenaugmentation differenziert, da für jeden Implantationsfall während der Insertion die Knochenqualität bestimmt wurde. Es liegt die Vermutung nahe, dass bei Implantationen nur in nicht-augmentierten Knochen ein insgesamt noch höheres durchschnittliches Stabilitätsniveau erreicht worden wäre.

Wie im Material und Methoden-Teil angeführt, stellten andere Augmentationsmethoden allerdings ein Ausschlusskriterium dar. Implantationsfälle, bei denen simultan zur Implantation ein Bone Spreading, Bone Splitting, oder ein interner Sinuslift (mittels Crestal Lift Methode) durchgeführt wurden, wurden aus dem Datensatz entfernt, weil nicht ausgeschlossen werden kann, dass sich diese Methoden direkt auf das erreichte max. ED auswirken⁴².

In die Studie eingeschlossen wurden dagegen Augmentationsverfahren, bei denen nach bereits erfolgter Implantation, mittels Eigenknochen (i. d. R. gesammelte Bohrspäne) oder Knochenersatzmaterial in partikulärer Form (BioOss, Fa. Geistlich Biomaterials, Baden-Baden, Deutschland) augmentiert wurde. Da in diesen Fällen (z. B. beim externen Sinuslift oder nach Sofortimplantation in eine Alveole) das granulatformige Augmentationsmaterial um das bereits gesetzte Implantat adaptiert wird, kann dies keinen Einfluss auf das während der Implantation erreichte ED haben.

Im Datensatz, der im Rahmen der vorliegenden Studie ausgewertet wurde, war als Stabilitätsparameter das max. ED verfügbar. Einen weiteren wissenschaftlich validierten Parameter stellt der durch Resonanzfrequenzanalyse ermittelte Implant-Stability-Quotient (ISQ) dar, für den teilweise starke Korrelationen zum max. ED beschrieben wurden¹⁹. Andere Arbeiten weisen jedoch auf eine unterschiedliche Aussagekraft im Vergleich zum ED hin^{16, 59,}

Im Hinblick auf eine umfassende Aufarbeitung des Datensatzes wäre die zusätzliche Verfügbarkeit eines weiteren Stabilitätsparameters sicherlich wünschenswert gewesen. Festzuhalten ist aber, dass es sich beim max. ED um den klinisch relevantesten Parameter handelt, da er in der Regel ohne zusätzlichen apparativen Aufwand während der Implantation erhoben werden kann. Des Weiteren teilt die vorliegende Arbeit diese Limitation mit anderen Studien, die ebenfalls nur einen der beiden Parameter auswerten^{20, 49}.

Da in der vorliegenden Studie der Fokus auf der Primärstabilität lag, die bereits zum Zeitpunkt der Insertion eines Implantats erhoben wird, wurden keine Verlaufskontrollen durchgeführt. Angaben zum klinischen Verlauf, bzw. zu Überlebensraten der Implantate können somit nicht gemacht werden. Da die Bedeutung der Primärstabilität als wichtigster prognostischer Faktor der Osseointegration allerdings wissenschaftlich etabliert ist^{36, 66, 111, 116}, ist diese Limitation der vorliegenden Arbeit nicht so gravierend, dass die Aussagen zum eigentlichen Untersuchungsschwerpunkt in Frage zu stellen wären.

Die oben geäußerten Vermutungen zu den biologischen Auswirkungen der Anwendung der UD (Überschreiten der Elastizitätsgrenze, Drucknekrosen, veränderte Einheilphase) beruhen auf den Ergebnissen anderer Studien, die in letzter Konsequenz für das vorliegende Implantatsystem natürlich ebenso nur durch histologische Studien, bzw. Tierversuche nachgewiesen werden können.

Hinsichtlich der statistischen Auswertung wurden die Implantationen als unabhängig angesehen, auch wenn Patienten mit mehreren Implantaten versorgt wurden. Es wurde für jedes Implantat lokal die Knochenqualität bestimmt und es wurde davon ausgegangen, dass die Knochenqualität in einem Kieferbereich nicht die Knochenqualität in einem anderen Kieferbereich beeinflusst. Dies deckt sich mit der Annahme vergleichbarer Studien, die ebenfalls von unabhängigen Werten ausgingen^{98, 172}.

Bei den in dieser Studie angewandten statistischen Methoden handelt es sich um Standardverfahren, die auch in Publikationen zu vergleichbaren Fragestellungen Anwendung fanden^{3, 97, 167}. Die Aussagen zum optimalen Unterdimensionierungsbereich von 8-9 % beruhen auf der einfaktoriellen Varianzanalyse in die der gesamte Datensatz einbezogen wurde, in dem in Knochenqualität 3 inserierte Implantate den größten Anteil bilden. Isoliert für in Knochenqualität 1 gesetzte Implantate war wegen der geringen Fallzahl keine derartige Auswertung möglich. Aufgrund der stark ungleichen Verteilung der Implantationsfälle auf die verschiedenen UD-Protokolle in Knochenqualität 2 wurde hier ebenfalls auf die Analyse verzichtet. Ein ähnliches Vorgehen, bei dem Aussagen teilweise über Stichproben, die

heterogene Knochenqualitäten aufweisen, generiert wurden, findet sich beispielsweise auch bei Alghamdi et al. ⁷. Dennoch ist dies sicherlich als eine Limitation der vorliegenden Studie anzusehen, die allerdings ein generelles Problem retrospektiver Auswertungen darstellt, da eine gleichmäßige Verteilung von Fällen nach bestimmten Kriterien nur prospektiv umgesetzt werden kann. Vielmehr stellt der große Anteil an Fällen in Knochenqualität 3 und 4, wie oben bereits beschrieben, auch ein Ergebnis dieser Studie dar.

Das multiple lineare Regressionsmodell kann zur Vorhersage der Primärstabilität herangezogen werden, allerdings ist es nicht im Rahmen der Planung eines implantologischen Eingriffs einsetzbar, wenn die Knochenqualität erst intraoperativ ermittelt wird. Die Verwendung der Computertomographie zur präimplantologischen Beurteilung des Kieferknochens wurde erstmals von Schwarz et al. beschrieben ^{149, 150}. Mittlerweile wurde der Nutzen von DVT und Mikro-CT zur Operationsplanung und Abschätzung der Primärstabilität nachgewiesen ^{32, 77, 137}. Dennoch muss, wie bei allen radiologischen Verfahren, die Abwägung zwischen Nutzen und möglicher Schädigung durch die Strahlenbelastung getroffen werden.

Lineare Regressionsmodelle wurden auch in anderen Studien errechnet, die sich mit der Stabilität von Dentalimplantaten auseinandersetzen. Während Tabassum et al. damit den Einfluss der Kortikalisdicke und der Implantatoberfläche auf die Stabilität darstellten ¹⁶⁰, wurde von Gómez-Polo et al. ein ähnliches Modell errechnet wie in der vorliegenden Arbeit. Insgesamt konnten durch das Modell von Gómez-Polo et al. 25,2 % der Variabilität des Parameters max. ED erklärt werden. Damit liegt die Varianzaufklärung nahe an den 23,0 % des in der vorliegenden Arbeit gefundenen Modells ⁷⁵.

6.4 Perspektiven

Auch in Knochenqualität 4 können mit modernen konischen Implantatsystemen solide Primärstabilitätswerte erzielt werden. Die erforderlichen Mindestwerte für eine Sofortbelastung von 32-35 Ncm an maximalen ED-Werten werden allerdings nicht verlässlich erreicht. Eine Weiterentwicklung des Implantatdesigns, das in Kombination mit einem entsprechenden Bohrprotokoll vorhersagbar auch in Knochenqualität 4 das erforderliche Stabilitätsniveau erreicht, könnte diese Indikationseinschränkung moderner Behandlungskonzepte möglicherweise aufheben.

Ebenso wäre als Forschungsziel interessant, ein Implantatsystem mit geeignetem chirurgischen Protokoll zu entwickeln, das die folgenden Kriterien erfüllt: Nach dem Erzielen einer hohen

mechanischen Primärstabilität während der Implantatinsertion sollte sich eine Einheilphase anschließen, bei der das Knochenremodeling ohne ausgedehnte Knochenresorptionen abläuft. Dadurch könnte das primärstabile Implantat ohne vorübergehenden Stabilitätsverlust osseointegrieren und in die biologische Sekundärstabilität übergehen. Um die formulierten Ziele zu erreichen sind biologisch-histologische Untersuchungen neuer oder bereits etablierter Implantatsysteme in Kombination mit ihren jeweiligen modifizierten Bohrprotokollen erforderlich.

7 Zusammenfassung

Die Primärstabilität stellt einen wesentlichen Faktor für die erfolgreiche Osseointegration dentaler Implantate dar. Das konische Design von Implantatsystemen soll auch bei geringer Knochenqualität hohe Stabilitätswerte gewährleisten. Neben dem Implantatdesign und anderen Parametern hat auch das Bohrprotokoll Einfluss auf die Primärstabilität.

Das Ziel der Studie war es, die Auswirkung verschiedener klinisch relevanter Parameter auf die Primärstabilität eines konischen Implantatsystems (NobelActive, Fa. Nobel Biocare) zu untersuchen. Zudem sollte ein statistisches Modell für die Prädiktion der Primärstabilität in Abhängigkeit relevanter Parameter erstellt werden.

Im Rahmen einer monozentrischen retrospektiven Studie wurden Patienten ausgewertet, bei denen NobelActive Implantate im Zeitraum 2010 bis 2017 inseriert wurden. Es wurde der Zusammenhang zwischen den sechs unabhängigen Variablen: *Knochenqualität*, *Implantatdurchmesser*, *Implantatlänge*, *Implantationszeitpunkt*, *Kieferregion* und *chirurgisches Unterdimensionierungsprotokoll* und der abhängigen Variable *maximales Eindrehmoment* untersucht, wobei der Schwerpunkt auf der Analyse der Unterdimensionierung lag. Die statistische Auswertung erfolgte mittels einfaktorieller Varianzanalyse und multipler linearer Regressionsanalyse.

In die Studie wurden 574 teilweise oder vollständig unbezahnte Patienten eingeschlossen, bei denen insgesamt 1292 Implantatinsertionen durchgeführt wurden. Über alle Knochenqualitäten hinweg zeigten sich signifikant erhöhte Primärstabilitätswerte für eine moderate Unterdimensionierung von 8-9 % ($50,33 \pm 17,16$ Ncm) gegenüber Unterdimensionierungswerten von 16 % ($41,88 \pm 17,63$ Ncm), 20 % ($33,65 \pm 15,78$ Ncm), 26-28 % ($34,53 \pm 15,49$ Ncm) und 35-44 % ($32,78 \pm 18,80$ Ncm). In Klasse 4-Knochen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Unterdimensionierungswerten. Die Knochenqualität war der untersuchte Faktor mit dem größten Einfluss auf die Primärstabilität (Welch-Test $F(3; 65,57) = 119,48$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,20$). Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Variablen unterschied sich die Primärstabilität für die verschiedenen Implantationszeitpunkte nicht statistisch signifikant ($F(2, 1289) = 2,96$; $p = 0,052$; $\eta^2 = 0,00$).

Es konnte ein Regressionsmodell ($F(5, 991) = 60,388; p < 0,001$) zur Vorhersage der Primärstabilität erstellt werden, wobei eine Varianzaufklärung R_2 von 0,230 bestand.

Insgesamt zeigte sich für das konische Implantatsystem NobelActive auch bei geringer Knochenqualität eine vergleichsweise hohe Primärstabilität, womit es sich prinzipiell für verschiedene Implantations- und Belastungskonzepte eignet. Eine ausgeprägte Unterdimensionierung über Werte von 8-9 % hinaus scheint keinen wesentlichen Vorteil für das Erreichen geeigneter Primärstabilitätswerte zu haben.

8 Literaturverzeichnis

1. Abt E, Carr AB, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: partially absent dentition. *Cochrane Database Syst Rev* 2012(2): CD003814.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387-416.
3. Ahn S-J, Leesungbok R, Lee S-W et al. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2012; 107(6): 366-372.
4. Akca K, Chang TL, Tekdemir I et al. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(4): 465-72.
5. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(2): 155-70.
6. Albrektsson T, Chrcanovic B, Jacobsson M et al. Osseointegration of Implants – A Biological and Clinical Overview. *JSM Dent Surg* 2017; 2(3): 1022.
7. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69(12): e506-12.
8. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K et al. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol* 2007; 34(4): 359-66.
9. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K et al. Impact of local and systemic factors on the incidence of failures up to abutment connection with modified surface oral implants. *J Clin Periodontol* 2008; 35(1): 51-7.
10. Amler MH, Johnson PL, Salman I. Histological and histochemical investigation of human alveolar socket healing in undisturbed extraction wounds. *The Journal of the American Dental Association* 1960; 61(1): 32-44.
11. Araujo MG, Sukekava F, Wennstrom JL et al. Dimensional ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005; 32(6): 645-52.

12. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. Stability of tapered and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20(4): 634-645.
13. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(5): 743-54.
14. Babbush CA, Brokloff J. A single-center retrospective analysis of 1001 consecutively placed NobelActive implants. *Implant Dent* 2012; 21(1): 28-35.
15. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol* 2011; 37(4): 431-45.
16. Barewal RM, Stanford C, Weesner TC. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(4): 945-56.
17. Bashutski JD, D'Silva NJ, Wang HL. Implant compression necrosis: current understanding and case report. *J Periodontol* 2009; 80(4): 700-4.
18. Bassir SH, Alhareky M, Wangsrimongkol B et al. Systematic Review and Meta-Analysis of Hard Tissue Outcomes of Alveolar Ridge Preservation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33(5): 979-994.
19. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci* 2013; 43(1): 30-6.
20. Beer A, Gahleitner A, Holm A et al. Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(1): 103-7.
21. Beer A, Gahleitner A, Holm A et al. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(5): 616-20.
22. Bell C, Bell RE. Immediate restoration of NobelActive implants placed into fresh extraction sites in the anterior maxilla. *J Oral Implantol* 2014; 40(4): 455-8.
23. Bergkvist G, Sahlholm S, Karlsson U et al. Immediately loaded implants supporting fixed prostheses in the edentulous maxilla: a preliminary clinical and radiologic report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(3): 399-405.
24. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP et al. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(3): 251-62.

25. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E et al. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil* 2010; 37(12): 900-7.
26. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 76-94.
27. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E et al. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine* 2005; 72(3): 215-21.
28. Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J. Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites. *J Clin Periodontol* 2004; 31(10): 820-8.
29. Boustany CM, Reed H, Cunningham G et al. Effect of a modified stepped osteotomy on the primary stability of dental implants in low-density bone: a cadaver study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(1): 48-55.
30. Branemark PI, Adell R, Breine U et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3(2): 81-100.
31. Branemark PI, Hansson BO, Adell R et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132.
32. Bruno V, Berti C, Barausse C et al. Clinical Relevance of Bone Density Values from CT Related to Dental Implant Stability: A Retrospective Study. *Biomed Res Int* 2018; 2018: 6758245.
33. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update* 1993; 4(10): 77-81.
34. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP et al. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(1): 1-8.
35. Buser D, Chappuis V, Belser UC et al. Implant placement post extraction in esthetic single tooth sites: when immediate, when early, when late? *Periodontol 2000* 2017; 73(1): 84-102.
36. Cameron HU, Pilliar RM, MacNab I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone. *J Biomed Mater Res* 1973; 7(4): 301-11.
37. Campbell RL. A comparative study of the resorption of the alveolar ridges in denture-wearers and non-denture-wearers. *J Am Dent Assoc* 1960; 60: 143-53.

38. Campos FE, Gomes JB, Marin C et al. Effect of drilling dimension on implant placement torque and early osseointegration stages: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg* 2012; 70(1): e43-50.
39. Campos FE, Jimbo R, Bonfante EA et al. Are insertion torque and early osseointegration proportional? A histologic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(11): 1256-60.
40. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(1): 87-95.
41. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17(4): 232-6.
42. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A et al. Bone strains around apically free versus grafted implants in the posterior maxilla of human cadavers. *Med Biol Eng Comput* 2007; 45(4): 395-402.
43. Chai J, Chau AC, Chu FC et al. Correlation between dental implant insertion torque and mandibular alveolar bone density in osteopenic and osteoporotic subjects. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(4): 888-93.
44. Chappuis V, Engel O, Shahim K et al. Soft Tissue Alterations in Esthetic Postextraction Sites: A 3-Dimensional Analysis. *J Dent Res* 2015; 94(9 Suppl): 187s-93s.
45. Chen ST, Buser D. Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24 Suppl: 186-217.
46. Choi Y-J, Jun S-H, Song Y-D et al. CT Scanning and Dental Implant. *CT Scanning - Techniques and Applications*. 2011.
47. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont* 2017; 30(3): 219-237.
48. Coelho PG, Jimbo R, Tovar N et al. Osseointegration: hierarchical designing encompassing the micrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dent Mater* 2015; 31(1): 37-52.
49. Coelho PG, Marin C, Teixeira HS et al. Biomechanical evaluation of undersized drilling on implant biomechanical stability at early implantation times. *J Oral Maxillofac Surg* 2013; 71(2): e69-75.
50. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. New York: Academic Press. 1988.

51. Crespi R, Capparè P, Gherlone E et al. Immediate occlusal loading of implants placed in fresh socket after tooth extraction. 2007.
52. Daegling DJ, Hylander WL. Occlusal forces and mandibular bone strain: is the primate jaw "overdesigned"? *J Hum Evol* 1997; 33(6): 705-17.
53. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu J et al. The Modified Osteotome Technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2001; 21(6): 599-607.
54. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11(5): 391-401.
55. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of underpreparation on primary stability of implants inserted in poor quality bone sites: an in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg* 2015; 73(6): 1084-8.
56. Digholkar S, Madhav V, Palaskar J. Methods to measure stability of dental implants. *Journal of Dental and Allied Sciences* 2014; 3(1).
57. Donath K. Pathogenesis of bony pocket formation around dental implants. *J Dent Assoc S Afr* 1992; 47(5): 204-8.
58. Donath K, Laass M, Gunzl HJ. The histopathology of different foreign-body reactions in oral soft tissue and bone tissue. *Virchows Arch A Pathol Anat Histopathol* 1992; 420(2): 131-7.
59. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13(3): 215-23.
60. Duyck J, Roesems R, Cardoso MV et al. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(2): 191-6.
61. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL et al. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012; 16: 169-80.
62. Emmerich D, Att W, Stappert C. Sinus floor elevation using osteotomes: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2005; 76(8): 1237-51.
63. Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2014(7): CD003815.
64. Fanuscu MI, Chang TL, Akca K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65(12): 2487-91.

65. Field A. *Discovering Statistics Using SPSS*. 3rd ed. London: SAGE Publications Ltd. 2009.
66. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(2): 142-6.
67. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K et al. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999; 1(2): 75-83.
68. Friberg B, Sennerby L, Roos J et al. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(3): 164-71.
69. Friberg B, Sennerby L, Roos J et al. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(4): 213-9.
70. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003; 275(2): 1081-101.
71. Frost HM. A brief review for orthopedic surgeons: Fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *Journal of Orthopaedic Science* 1998; 3(5): 272-281.
72. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon: a review. *Henry Ford Hosp Med J* 1983; 31(1): 3-9.
73. Gaviria L, Salcido J, Guda T et al. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014; 40: 50-60.
74. Glauser R. Implants with an Oxidized Surface Placed Predominately in Soft Bone Quality and Subjected to Immediate Occlusal Loading: Results from an 11-Year Clinical Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18(3): 429-38.
75. Gomez-Polo M, Ortega R, Gomez-Polo C et al. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg* 2016; 74(7): 1344-53.
76. Gonzalez-Garcia R, Monje F, Moreno-Garcia C. Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16(5): e664-9.

77. Hakim SG, Glanz J, Ofer M et al. Correlation of cone beam CT-derived bone density parameters with primary implant stability assessed by peak insertion torque and periostest in the maxilla. *J Craniomaxillofac Surg* 2019; 47(3): 461-467.
78. Hall J, Lausmaa J. Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. 2000.
79. Hall J, Miranda-Burgos P, Sennerby L. Stimulation of directed bone growth at oxidized titanium implants by macroscopic grooves: an in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7 Suppl 1: S76-82.
80. Halldin A, Jimbo R, Johansson CB et al. Implant stability and bone remodeling after 3 and 13 days of implantation with an initial static strain. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16(3): 383-93.
81. Hammerle CH, Araujo MG, Simion M et al. Evidence-based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23 Suppl 5: 80-2.
82. Hammerle CH, Chen ST, Wilson TG, Jr. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19 Suppl: 26-8.
83. Hemmerich W. Einfaktorielle ANOVA in SPSS.
<https://statistikguru.de/spss/einfaktorielle-anova/einleitung.html>. Accessed: August 21, 2018.
84. Hemmerich W. Multiple Lineare Regression in SPSS.
<https://statistikguru.de/spss/multiple-lineare-regression/einleitung-2.html>. Accessed: August 26, 2018.
85. Ho DS, Yeung SC, Zee KY et al. Clinical and radiographic evaluation of NobelActive(TM) dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(3): 297-304.
86. Huber PJ. *Robust Statistics*. New York: John Wiley & Sons. 1981.
87. International_Congress_of_Oral_Implantologists. Glossary of Implant Dentistry #3.
<https://www.icoi.org/wp-content/uploads/2018/08/Glossary-of-Implant-Dentistry-3.pdf>. Accessed: June 30, 2018.
88. Irinakis T, Wiebe C. Clinical Evaluation of the NobelActive Implant System: A Case Series of 107 Consecutively Placed Implants and a Review of the Implant Features. *Journal of Oral Implantology* 2009; 35(6): 283-288.
89. Irinakis T, Wiebe C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *J Oral Implantol* 2009; 35(6): 277-82.

90. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C et al. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 103-10.
91. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1996; 25(3): 229-35.
92. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62(1): 2-4.
93. Jahangiri L, Devlin H, Ting K et al. Current perspectives in residual ridge remodeling and its clinical implications: a review. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2): 224-37.
94. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010; 38(8): 612-20.
95. Jimbo R, Anchieta R, Baldassarri M et al. Histomorphometry and bone mechanical property evolution around different implant systems at early healing stages: an experimental study in dogs. *Implant Dent* 2013; 22(6): 596-603.
96. Jimbo R, Giro G, Marin C et al. Simplified drilling technique does not decrease dental implant osseointegration: a preliminary report. *J Periodontol* 2013; 84(11): 1599-605.
97. Jimbo R, Tovar N, Yoo DY et al. The effect of different surgical drilling procedures on full laser-etched microgrooves surface-treated implants: an experimental study in sheep. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(9): 1072-7.
98. Johansson B, Back T, Hirsch JM. Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxillas as an objective evaluation of bone density: a possible method for identifying early implant failures? *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6(1): 9-15.
99. Johns RB, Jemt T, Heath MR et al. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(4): 513-22.
100. Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J* 1969; 14(4): 241-4.
101. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB et al. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003; 53(6 Suppl 2): 409-43.
102. Jokstad A, Ganeles J. Systematic review of clinical and patient-reported outcomes following oral rehabilitation on dental implants with a tapered compared to a non-tapered implant design. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 16: 41-54.

103. Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites? *Quintessence Int* 2017; 48(3): 219-224.
104. Kielbassa AM, Martinez-de Fuentes R, Goldstein M et al. Randomized controlled trial comparing a variable-thread novel tapered and a standard tapered implant: interim one-year results. *J Prosthet Dent* 2009; 101(5): 293-305.
105. Kim YS, Lim YJ. Primary stability and self-tapping blades: biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(10): 1179-1184.
106. Lam RV. Contour changes of the alveolar processes following extractions. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1960; 10(1): 25-32.
107. Langer B, Langer L, Herrmann I et al. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(4): 400-8.
108. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989; 9(5): 332-43.
109. Lekholm U, Zarb G. *Patientenselektion und Aufklärung der Patienten*. Berlin: Quintessenz. 1985.
110. Lenneras M, Palmquist A, Norlindh B et al. Oxidized Titanium Implants Enhance Osseointegration via Mechanisms Involving RANK/RANKL/OPG Regulation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17 Suppl 2: e486-500.
111. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(3): 244-50.
112. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K et al. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(2): 180-7.
113. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5 Suppl 1: 2-9.
114. Markovic A, Calvo-Guirado JL, Lazic Z et al. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15(3): 341-9.
115. Menicucci G, Pachie E, Lorenzetti M et al. Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device. *Int J Prosthodont* 2012; 25(5): 465-71.

116. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998; 11(5): 491-501.
117. Misch CE. *Density of Bone: Effects on surgical approach and healing*. Canada: Mosby, Elsevier. 2008.
118. Mohlhenrich SC, Heussen N, Elvers D et al. Compensating for poor primary implant stability in different bone densities by varying implant geometry: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015; 44(12): 1514-20.
119. Naenni N, Lim HC, Papageorgiou SN et al. Efficacy of lateral bone augmentation prior to implant placement: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2019.
120. Neugebauer J, Traini T, Thams U et al. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study. *J Periodontol* 2006; 77(2): 152-60.
121. Nkenke E, Kloss F, Wiltfang J et al. Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(6): 595-602.
122. NobelBiocare. NobelActive® Implantat Gebrauchsanweisung. https://store.nobelbiocare.com/de/de/media/eifu/IFU1001_DE_DE_00.pdf. Accessed: August 15, 2018.
123. NobelBiocare. NobelActive® Procedures manual. https://www.nobelbiocare.com/content/dam/GMT/Produced%20Material/Manual/248/PRODMTRL_0010065_1_345484.pdf.download/79547B_NobelActive%20Manual%202015_DE.pdf. Accessed: August 15, 2018.
124. NobelBiocare. Product catalog 2017/18. Complete assortment. http://nobelbiocare.pl/wp-content/uploads/2017/07/81206_ProdCatalog2017-18_GB.pdf. Accessed: August 15, 2018.
125. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(1): 79-84.
126. O'Brien FJ, Taylor D, Clive Lee T. The effect of bone microstructure on the initiation and growth of microcracks. *J Orthop Res* 2005; 23(2): 475-80.
127. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(4): 474-80.

128. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2(2): 85-92.
129. Olsson M, Friberg B, Nilson H et al. MkII--a modified self-tapping Branemark implant: 3-year results of a controlled prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1): 15-21.
130. Orentlicher G, Teich M. Evolving implant design. The NobelActive implant: discussion and case presentations. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31(1): 66-70, 72-7.
131. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R et al. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(5): 769-76.
132. Pai UY, Rodrigues SJ, Talreja KS et al. Osseodensification - A novel approach in implant dentistry. *J Indian Prosthodont Soc* 2018; 18(3): 196-200.
133. Palacios-Garzon N, Velasco-Ortega E, Lopez-Lopez J. Bone Loss in Implants Placed at Subcrestal and Crestal Level: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel)* 2019; 12(1).
134. Pantani F, Botticelli D, Garcia IR, Jr. et al. Influence of lateral pressure to the implant bed on osseointegration: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(11): 1264-70.
135. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M et al. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res* 2012; 91(3): 242-8.
136. Park HS, Lee YJ, Jeong SH et al. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133(1): 30-7.
137. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B et al. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(1): e1-7.
138. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 486-94.
139. Pfirrmann M, Die Entwicklung und Validierung eines Prognosescores für Patienten mit chronischer myeloischer Leukämie unter Einbeziehung der zytogenetischen Remission als einer zeitabhängigen Kovariablen, in Medizinische Fakultät. 2007, LMU München.
140. Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999; 20(23-24): 2311-21.

141. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig* 2007; 11(3): 257-65.
142. Rea M, Lang NP, Ricci S et al. Healing of implants installed in over- or under-prepared sites--an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(4): 442-446.
143. Reich KM, Huber CD, Lippnig WR et al. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Dis* 2011; 17(1): 33-44.
144. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E et al. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. 2006.
145. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L et al. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23(4): 313-23.
146. Schulte W, Heimke G. The Tübinger immediate implant. *Quintessenz* 1976; 27(6): 17 - 23.
147. Schwarz J, Bruderer Enzler H. Einfaktorielle Varianzanalyse (ohne Messwiederholung).
https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/unterschiede/zentral/evarianz.html. Accessed: August 21, 2018.
148. Schwarz J, Bruderer Enzler H. Multiple Regressionsanalyse.
https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/zusammenhaenge/mreg.html. Accessed: August 26, 2018.
149. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML et al. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(3): 137-41.
150. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML et al. Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(3): 143-8.
151. Shalabi MM, Wolke JG, Jansen JA. The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(2): 172-8.
152. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA et al. Implantology and the Severely Resorbed Edentulous Mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2004; 15(4): 240-248.

153. Stocchero M, Toia M, Cecchinato D et al. Biomechanical, Biologic, and Clinical Outcomes of Undersized Implant Surgical Preparation: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31(6): 1247-1263.
154. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994; 15(2): 152, 154-6, 158 passim; quiz 162.
155. Summers RB. The osteotome technique: Part 2--The ridge expansion osteotomy (REO) procedure. *Compendium* 1994; 15(4): 422, 424, 426, passim; quiz 436.
156. Summers RB. The osteotome technique: Part 3--Less invasive methods of elevating the sinus floor. *Compendium* 1994; 15(6): 698, 700, 702-4 passim; quiz 710.
157. Summers RB. The osteotome technique: Part 4--Future site development. *Compend Contin Educ Dent* 1995; 16(11): 1090, 1092 passim; 1094-1096, 1098, quiz 1099.
158. Tabassum A, Meijer GJ, Walboomers XF et al. Biological limits of the undersized surgical technique: a study in goats. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(2): 129-34.
159. Tabassum A, Meijer GJ, Walboomers XF et al. Evaluation of primary and secondary stability of titanium implants using different surgical techniques. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(4): 487-92.
160. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG et al. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(2): 213-20.
161. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG et al. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(4): 327-32.
162. Tabassum A, Walboomers XF, Wolke JG et al. Bone particles and the undersized surgical technique. *J Dent Res* 2010; 89(6): 581-6.
163. Tarnow DP, Eskow RN. Considerations for single-unit esthetic implant restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1995; 16(8): 778, 780, 782-4 passim; quiz 788.
164. Tettamanti L, Andrisani C, Bassi MA et al. Immediate loading implants: review of the critical aspects. *Oral Implantol (Rome)* 2017; 10(2): 129-139.
165. Toyoshima T, Wagner W, Klein MO et al. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13(1): 71-8.

166. Trisi P, Berardini M, Falco A et al. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone: In Vivo Evaluation in Sheep. *Implant Dent* 2016; 25(1): 24-31.
167. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E et al. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(5): 467-71.
168. Trisi P, Todisco M, Consolo U et al. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(4): 837-49.
169. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF et al. Distribution of Bone Quality in Patients Receiving Endosseous Dental Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1997; 55(12): 38-45.
170. Tucker K, Branson J, Dilleen M et al. Protecting patient privacy when sharing patient-level data from clinical trials. *BMC Med Res Methodol* 2016; 16 Suppl 1: 77.
171. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil* 2006; 33(10): 754-9.
172. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10(4): 231-7.
173. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health* 2008; 8: 32.
174. U.S. Department of Health & Human Services. Guidance Regarding Methods for De-identification of Protected Health Information in Accordance with the Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA) Privacy Rule. <https://www.hhs.gov/hipaa/for-professionals/privacy/special-topics/de-identification/index.html>. Accessed: November 7, 2017.
175. Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M et al. Relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4): 442-7.
176. Urban IAs, Montero E, Monje A et al. Effectiveness of vertical ridge augmentation interventions. A systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol* 2019.

177. Valente M, Castro DT, Shimano AC et al. Influence of an Alternative Implant Design and Surgical Protocol on Primary Stability. *Braz Dent J* 2019; 30(1): 47-51.
178. Venturelli A. A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(6): 743-9.
179. Verborgt O, Gibson GJ, Schaffler MB. Loss of osteocyte integrity in association with microdamage and bone remodeling after fatigue in vivo. *J Bone Miner Res* 2000; 15(1): 60-7.
180. Wentaschek S, Behneke N, Scheller H et al. Sofortversorgung enossaler Schrauben-Implantate im teilbezahnten Kiefer mit Chairside-Provisorien. 2008.
181. Wilson TG, Jr., Miller RJ, Trushkowsky R et al. Tapered Implants in Dentistry: Revitalizing Concepts with Technology: A Review. *Adv Dent Res* 2016; 28(1): 4-9.
182. Wilson TG, Weber HP. Classification of and therapy for areas of deficient bony housing prior to dental implant placement. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993; 13(5): 451-459.
183. Yoon H-G, Heo S-J, Koak J-Y et al. Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (ISQ) value. *The journal of advanced prosthodontics* 2011; 3(1): 10-15.
184. Zitzmann NU, Scharer P. Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla. Comparison of the crestal and lateral approaches. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85(1): 8-17.

9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich dem Direktor der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Klinikums der Universität München, Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Ehrenfeld, für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Dissertation danken.

Ganz herzlich möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Probst bedanken, der mich während der gesamten Dauer meiner Dissertation von der Planung bis zur Fertigstellung sehr unterstützt hat und als Ansprechpartner stets verfügbar war. Ich möchte mich bei Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dr. med. dent. Otto bedanken, der sowohl beim Zustandekommen des Projekts als auch bei administrativen Fragestellungen tatkräftig mitgeholfen hat.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Dr. Dr. Blume, aus dessen Praxis die Patientendaten stammen und ohne den die Kooperation zwischen Praxis und Klinik nicht möglich gewesen wäre. Dank gebührt ebenfalls dem Team der Praxis im Tal, insbesondere Frau Franz für die Hilfe bei der Datenerhebung.

Meiner Familie danke ich für die immerwährende Unterstützung, während des Studiums und der Promotion und weit darüber hinaus.