

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Klinikums
der Johann Wolfgang Goethe-Universität,
Frankfurt am Main (Carolinum)
Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie
Direktor: Prof. Dr. G.-H. Nentwig

**Retrospektive Analyse und statistische Auswertung der
Auswirkung der frühen reduzierten Belastung auf die Festigkeit
der Implantatverankerung**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Elena Laukart
aus Swerdlowsk

Frankfurt am Main, 2014

Dekan:

Prof. Dr. Josef M. Pfeilschifter

Referent:

Prof. Dr. Georg-Hubertus Nentwig

Korreferent:

Prof. Dr. Eva Herrmann

[ggf 2.Korreferent:] nur bei summa cum laude

Tag der mündlichen Prüfung:

01.07.2015

1	Einleitung	6
1.1	Grundlegendes zum Knochen	7
1.1.1	Knochenheilung allgemein	8
1.2	Grundlegendes zur Implantatheilung	10
1.2.1	Operative Vorgehensweise der Implantation	10
1.2.2	Knochenheilung am Implantat	11
1.2.3	Primär- und Sekundärstabilität	12
1.3	Rolle der Implantatoberfläche für die Osseointegration	14
1.4	Rolle der Implantatform für Belastungsverteilung und Osseointegration	14
1.5	Rolle der Belastung allgemein	15
1.6	Rolle der Belastung während der Knochenheilung	17
1.7	Progressive Belastung	18
1.8	Zielsetzung	19
2	Material und Methode	20
2.1	Das Implantat	20
2.1.1	Makrodesign des Ankylos®-Implantats	20
2.1.2	Mikrodesign	21
2.1.3	Implantat-Abutment-Verbindung	22
2.2	Periotest	23
2.2.1	Funktionsweise	23
2.2.2	Periotestwert	24
2.3	Patienten	25
2.4	Knochentraining, Konzeptgrundlagen	25
2.5	Behandlungsablauf	27
2.5.1	Planungsphase	27
2.5.2	Operatives Vorgehen Implantation	27
2.5.3	Postoperative Kontrollen	29
2.6	Datenerfassung	29
2.7	Statistische Auswertung	30

3	Ergebnisse	32
3.1	Patientenkollektiv, Implantatanzahl und Verteilung	32
3.2	Beobachtungszeitraum	35
3.3	Implantatverluste	36
3.4	Veränderung der Periotestwerte	37
3.4.1	Verteilung der Periotestwerte bei 71 Implantaten ohne Veränderung bzw. mit Zunahme der Periotestwerte	38
3.5	Veränderung der Periotestwerte an einzelnen Implantaten und im Durchschnitt	39
3.6	Einfluss der Faktoren (Implantatlokalisierung, Implantatlänge, Knochenqualität, Augmentationsverfahren) auf die Veränderung der Periotestwerte	40
3.7	Veränderung der Periotestwerte in den korrespondierenden Gruppen	40
3.7.1	Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlänge"	41
3.7.2	Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Augmentationsverfahren"	42
3.7.3	Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Knochenqualität"	43
3.7.4	Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlokalisierung"	44
3.8	Veränderung der Periotestwerte bei Kombination der Faktoren Knochenqualität und Implantatlokalisierung	45
3.9	Veränderung der Periotestwerte in allen Gruppen	46
4	Diskussion	48
4.1	Diskussion von Material und Methoden	50
4.1.1	Periotest, Messmethode	50
4.1.2	Bestimmung der Knochenqualität	51
4.1.3	Das Konzept der frühen reduzierten Implantatbelastung, Knochentraining	52

4.2	Diskussion der Ergebnisse	55
4.2.1	Allgemeine Entwicklung der Periotestwerte nach Knochentraining.....	55
4.2.2	Augmentationsverfahren.....	56
4.2.3	Implantatlokalisierung	56
4.2.4	Knochenqualität.....	57
4.2.5	Implantatlänge.....	58
4.2.6	Faktoren mit besonderem Einfluss auf die Entwicklung der Periotestwerte.....	58
4.3	Einschränkungen.....	59
5	Zusammenfassung.....	60
6	Summary.....	62
7	Literatur.....	64
8	Abbildungsverzeichnis.....	79
9	Tabellenverzeichnis	80
10	Danksagung.....	81
11	Lebenslauf	82
12	Schriftliche Erklärung	83

1. Einleitung

Zahlreiche Studien in der dentalen Implantologie beschäftigen sich mit der Frage nach dem optimalen Belastungszeitpunkt und der optimalen Belastungshöhe, um die klinische Verlässlichkeit und Vorhersagbarkeit des Therapieergebnisses zu steigern. Gleichzeitig möchte man die Zeit der Behandlung entsprechend des Patientenwunsches verkürzen, ohne die Erfolgsrate zu gefährden oder das Indikationsspektrum einzugrenzen.

Das Konzept der frühen reduzierten Implantatbelastung könnte helfen, die Therapiedauer zu verkürzen und das Behandlungsziel zuverlässig zu erreichen. Darunter versteht man die im Verhältnis zur vollen Kaukraft reduzierte Belastungsaufnahme der Implantate über ein entsprechend gestaltetes Provisorium (keine direkte okklusale Kontaktbeziehung) und durch das Einhalten einer weichen Kost für die erste Phase der dynamischen Belastung. Durch vorsichtige Belastungsreize soll ein zu Beginn strukturschwacher Knochen Impulse zu seiner Restrukturierung erhalten („Knochentraining“).

Ziel dieser Arbeit war es, die Auswirkung des Konzepts der frühen reduzierten Implantatbelastung auf Festigkeit der knöchernen Implantatverankerung zu untersuchen. Zusätzlich wurde der Einfluss der Faktoren auf die Veränderung der Implantatverankerung nach der frühen reduzierten Implantatbelastung analysiert, um die Wirkung des Konzepts zu verdeutlichen.

1.1. Grundlegendes zum Knochen

In der dentalen Implantologie spielt Knochen als Verankerungsmedium eine zentrale Rolle. Ohne grundlegendes Verständnis über Knochenstruktur, Physiologie, Regeneration und Biomechanik ist eine erfolgreiche Implantattherapie nicht möglich.

Knochen zählt zu dem harten Typ der Stützgewebe. Histologisch lassen sich zwei Arten des Knochengewebes unterscheiden: Geflecht- und Lamellenknochen (Schiebler und Schmidt, 2002).

Geflechtknochen tritt primär im Zuge der Knochenneubildung oder Regeneration auf. Charakteristisch für diesen Knochentyp ist ein ungeordneter Verlauf von Kollagenfasern. Im Vergleich zu Lamellenknochen ist der Mineralisationsgrad des Geflechtknochens geringer, der zelluläre Anteil dagegen höher. Der Geflechtknochen ist dem Lamellenknochen mechanisch unterlegen (Schiebler und Schmidt, 2002).

Lamellenknochen entsteht sekundär durch Umbau von Geflechtknochen, dabei richten sich die Kollagenfaser entsprechend der Belastung aus. Geordnete Struktur und hoher Mineralgehalt zeichnen diesen Knochentyp aus. Der ausdifferenzierte Knochen besteht makroskopisch aus einer äußeren kompakten Schicht, genannt Kortikalis, und einer weniger dichten Innenschicht, Spongiosa (Junqueira et al., 2000).

Die Knochenhaut, das Periost, überzieht den gesamten Knochen unter Aussparung von Gelenkflächen. Das Periost besteht aus einer äußeren bindegewebigen und einer inneren zell-, gefäß- und nervenreichen Schicht, die ein osteogenes Potential besitzt.

Die Oberflächen der Knochenbälkchen und der Markhöhle sind mit einer inneren Knochenhaut, Endost, ausgekleidet. Das Endost besteht aus einer

dünnen Schicht von osteogenen Zellen und grenzt das Knochengewebe vom Knochenmark ab (Schiebler und Schmidt, 2002).

Mikroskopisch besteht der Knochen aus Knochenzellen und Interzellulärsubstanz. Die Interzellulärsubstanz setzt sich aus einer kollagenreichen organischen Matrix und anorganischen Bestandteilen, Mineralien, zusammen (Schiebler und Schmidt, 2002).

Zu den zahlreichen Funktionen des Knochengewebes gehört vor allem die Stützfunktion. Die Kombination aus dichten Kompakta und lockeren trajektoriellement ausgerichteten Spongiosa macht den Knochen zu einem stabilen, belastbaren Stützgewebe mit relativ geringem Eigengewicht (Schiebler und Schmidt, 2002).

Die Orientierung der Kollagenfasern und der Mineralgehalt beeinflussen die mechanischen Eigenschaften des Knochens (Wintermantel und Ha, 2002). Folglich ist Lamellenknochen in Bezug auf Belastbarkeit dem Geflechtknochen überlegen. In dem ausdifferenzierten Lamellenknochen variieren, je nach Lokalisation und Beanspruchung, die Anteile an Spongiosa und Kortikalis, was zu lokal unterschiedlichen Knocheneigenschaften beiträgt.

Knochen ist ein dynamisches Gewebe, das sich der aktuellen Belastung durch Umbau ständig anpasst. Der Belastungsanstieg führt zu Aktivitätshypertrophie, die Verringerung dagegen zu Inaktivitätstrophie (Schiebler und Schmidt, 2002).

1.1.1. Knochenheilung allgemein

Knochen ist eines der wenigen Gewebe, das vollständig strukturell sowie funktionell regenerieren kann. Je nach Größe der Verletzung, Dislokation- sowie Mobilitätsgrad kann die Knochenheilung primär oder sekundär verlaufen.

Nach einem Frakturereignis kommt es bei stärkerer Fragmentdislokation oder gewisser interfragmentärer Mobilität zur Sekundärheilung. Verletzungsbedingt

entsteht ein Hämatom, das mit der Zeit in ein gefäßreiches Granulationsgewebe organisiert wird. Der nekrotische Knochen wird resorbiert. Das Granulationsgewebe wird durch das Bindegewebe ersetzt, ein sogenannter weicher Kallus entsteht. Bei stabilen mechanischen Verhältnissen verknöchert der weiche Kallus und wird später im Zuge des Remodelings resorbiert (Rüter et al., 2003).

Bei einem direkten Kontakt der verletzten Fragmente oder auch bei einer geringen Diastase von bis zu 0,5mm ist die Kontaktheilung (Primärheilung) möglich (Schenk und Willenegger, 1977). Bei der Kontaktheilung überbrücken sich zwei Fragmentenden direkt. Die Osteoklasten wandern in gegenüberliegende Knochenenden ein und bilden dabei Resorptionskanäle in Längsrichtung des Knochens. In den Kanälen lagern Osteoblasten neu gebildeten Knochen ein. Die vorwachsenden regenerierenden Osteone überbrücken direkt den Frakturspalt (Schenk und Willenegger, 1963).

Beim Vorliegen einer Diastase über 0,5mm läuft die Kontaktheilung in zwei Phasen ab. In der ersten Phase wird das Blutkoagulum teilweise resorbiert und teilweise organisiert. Das Granulationsgewebe füllt den Spalt aus. Die Osteoblasten differenzieren sich aus dem perivaskulären Bindegewebe und bilden unverkalkte organische Matrix, vorwiegend aus Kollagenfasern. Durch Mineralisation der Matrix entsteht Geflechtknochen. Die mechanischen Eigenschaften von Geflechtknochen sind durch ungeordneten Verlauf von Kollagenfasern sowie geringen Mineralisierungsgrad beeinträchtigt. Die zweite Phase der Spaltheilung verläuft ähnlich der Kontaktheilung. Durch Zusammenwirken von Osteoklasten und Osteoblasten wird der Geflechtknochen zu funktionsorientiertem Lamellenknochen umgebaut (Willenegger et al., 1971).

1.2. Grundlegendes zur Implantattheilung

Die Regenerationsfähigkeit des Knochens stellt die Grundlage für eine erfolgreiche Implantattherapie dar. Die chirurgische Insertion eines Zahnimplantates bedeutet eine erhebliche Traumatisierung des Kieferknochens. Das Trauma soll dabei so gering wie möglich gehalten werden.

1.2.1. Operative Vorgehensweise der Implantation

Vor der Implantatbettpräparation wird der Knochen im Kieferkammbereich freigelegt. Eine umfangreiche Freilegung sollte vermieden werden, da es infolge der Deperiostierung zu partieller Nekrose und zu nachfolgend vermehrtem Knochenabbau des kortikalen Knochens kommen kann. Das Implantatbett wird schrittweise nach Festlegung der Implantatachse und -länge in der Regel mit genormten Bohrern mit steigendem Durchmesser aufbereitet. Permanente Kühlung mit steriler physiologischer Kochsalzlösung sowie geringe Drehzahl und Anpressdruck beim Arbeiten mit rotierenden Instrumenten verhindert das Überhitzen des Knochens (Adell et al., 1981; Jacob und Berry, 1976). Abhängig von Knochenqualität kann das Aufbereiten des Implantatlagers durch laterale Kondensation ergänzt werden (Summers, 1994). Ziel der Aufbereitung ist es, eine möglichst stabile Implantatverankerung zu erreichen (Büchter et al., 2003). In die präparierte Knochenkavität wird anschließend ein Implantat manuell oder maschinell eingebracht. Im Falle der gedeckten Heilung erfolgt ein Verschluss der Wunde. Durch die chirurgische Aufbereitung des Knochenlagers bei der Implantation kommt es zwangsläufig zu Verletzung und Nekrose im Interface zum Implantat. Um den durch die Nekrose hervorgerufenen periimplantären Knochenabbau gering zu halten, sollte der chirurgische Eingriff nach den oben genannten Kriterien möglichst atraumatisch ablaufen (Adell et al., 1981).

1.2.2. Knochenheilung am Implantat

Der Ablauf der Knochenheilung ist von entscheidender Bedeutung für eine erfolgreiche Implantatintegration.

Das Ergebnis der optimalen Implantateinheilung ist die Osseointegration. Der Begriff „Osseointegration“ ist definiert als direkter struktureller und funktioneller Verbund zwischen organisiertem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantates (Branemark et al., 1977). Osseointegration ist die wichtigste Voraussetzung für eine erfolgreiche funktionelle Implantatbelastung.

Nach der Implantation besteht zunächst trotz primärer Stabilität kein vollständiger direkter Knochenkontakt (Berglundh et al., 2003; Uthoff, 1973). Erst durch die Sequenz bestimmter Heilungsvorgänge lagert sich der Knochen direkt an der Implantatoberfläche ab, das Implantat ist osseointegriert. Diese posttraumatische Gewebeneubildung ist vergleichbar mit der Frakturheilung (Davies, 2003; Schenk und Buser, 1998).

Der Spalt zwischen Implantat und verletztem ortständigen Knochen füllt sich zunächst mit Blut. An der Titanoberfläche lagern sich Kalzium und Phosphat ab, das ermöglicht die Adsorption von organischen Molekülen, wie zum Beispiel den Proteinen, Lipiden, Lipoproteinen und Peptiden (Schwartz und Boyan, 1994; Stock und Gehrke, 2003; Terheyden et al., 2012). Das Blutkoagulum wird organisiert und durch gefäßreiches Granulationsgewebe ersetzt (Berglundh et al., 2003; Cooper, 1998). Die aus dem ortständigen Knochen entlang des temporären Fibrinnetzwerks einwandernden undifferenzierten Zellen haften sich oberhalb der Schicht aus den Biomolekülen an die Implantatoberfläche an (Schwartz und Boyan, 1994; Terheyden et al., 2012). Die Implantatoberfläche wird mit der extrazellulären Matrix von den eingewanderten Zellen umgeben (Davies, 1998; Lang et al., 2011; Schwartz und Boyan, 1994). Die Vorläuferzellen differenzieren sich zu Osteoblasten, die weiterhin Matrix sezernieren. Zwischen dem sechsten und

vierzehnten Tag beginnt die Kalzifikation der extrazellulären Matrix (Schwartz und Boyan, 1994). Nach einer Woche kommt es insbesondere in den Regionen, wo die Implantatoberfläche einen engen Kontakt zum ortständigen Knochen hat, zur Ossifikation. Dort ist der neugebildete Knochen an der Implantatoberfläche sowie am ortständigen Knochen zu finden und scheint den Spalt zwischen dem Implantatinterface und dem präexistierenden Knochen zu überbrücken (Lang et al., 2011). Periimplantär wird zunehmend Geflechtknochen gebildet (Berglundh et al., 2003; Schenk und Buser, 1998). Gleichzeitig wird an dem ortständigen Knochen durch die Implantatbettpräparation nekrotisch gewordenes Gewebe abgebaut (Berglundh et al., 2003; Haga et al., 2009). Die Zonen der Nekrose zwischen präexistierenden Knochen und neugebildetem Knochen am Implantatinterface beeinträchtigen die Implantatverankerung. Zusätzlich ist die Belastbarkeit des periimplantären Geflechtknochens aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften stark limitiert (Davies, 2003). Dementsprechend ist die Gefahr des Implantatverlustes aufgrund einer Überbelastung in dieser Phase besonders groß (Haga et al., 2009). Mit der Zeit wird der Geflechtknochen durch Lamellenknochen ersetzt. Nach einer sechswöchigen Implantateinheilung sind breite Zonen von Lamellenknochen sowohl an der Implantatoberfläche als auch an dem ortständigen Knochen zu finden. Vereinzelt wird der ortständige Knochen bereits remodelliert (Lang et al., 2011).

1.2.3. Primär- und Sekundärstabilität

Während der Einheilung ändert sich die Festigkeit der Implantatverankerung. Direkt nach der Implantatinsertion besteht lediglich ein mechanischer Verbund zwischen Implantat und Knochen, man spricht von Primärstabilität. Die Festigkeit dieser initialen Verankerung ist ein entscheidender Faktor für eine erfolgreiche Osseointegration (Albrektsson et al., 1981). Die Primärstabilität hängt von Implantatdesign, Knochenqualität und Implantatbettpräparation ab (Büchter et al., 2003).

In den ersten Wochen der Einheilung wird der infolge des Präparationstraumas nekrotisch gewordener Knochen abgebaut, was zur Abnahme der

Primärstabilität führt.

In der späteren Einheilphase steigt die Festigkeit der Implantatverankerung durch die Mineralisierung von neugebildeten Knochen an. Diese sogenannte Sekundärstabilität nimmt mit der Zeit durch Umbauvorgänge zu (Büchter et al., 2003).

Durch die Abnahme der Primärstabilität und verzögerte Zunahme der Sekundärstabilität erreicht die Gesamtstabilität in den ersten Wochen der Einheilung ihren Minimum und steigt dann mit zunehmender Mineralisation wieder an (Abb.1) (Raghavendra et al., 2005). Je geringer die Primärstabilität ist, desto tiefer sinkt vorübergehend die Gesamtstabilität. Wird das Implantat zu diesem Zeitpunkt belastet, können infolge von Mikrobewegungen am Interface Mineralisationsvorgänge nicht stattfinden und eine Osseointegration tritt nicht ein (Szmukler-Moncler et al., 1998; Terheyden et al., 2012).

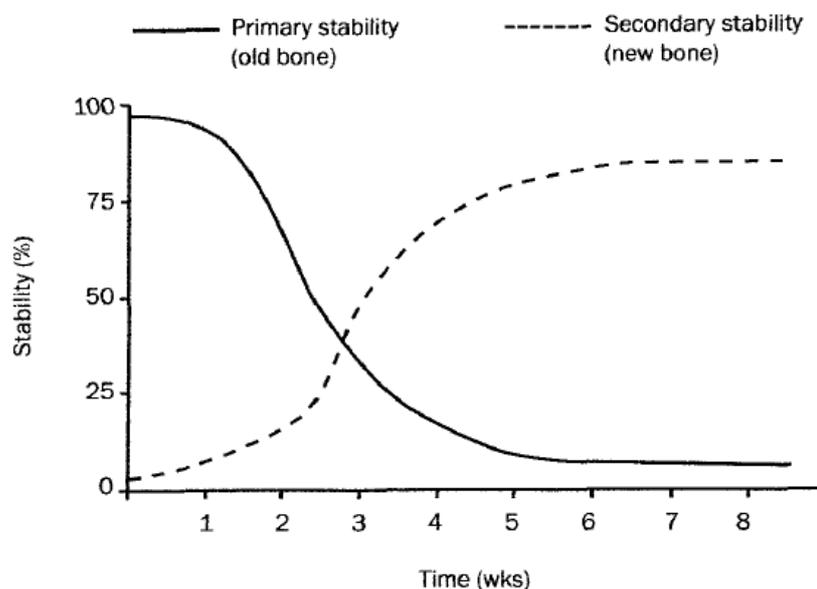


Abb. 1: Primär- und Sekundärstabilität während der Implantateinheilung (Raghavendra et al., 2005).

1.3. Rolle der Implantatoberfläche für die Osseointegration

Die erfolgreiche Osseointegration ist abhängig von den periimplantären Knochenreaktion. Die Implantatoberfläche spielt bei dieser Interaktion eine Schlüsselrolle (Davies, 1998; Gehrke und Neugebauer, 2003).

Eine mikrorauhe Implantatoberfläche ermöglicht eine rasche Zelladhäsion und -ausbreitung. Demzufolge wird der direkte Knochen-Implantat-Kontakt schneller und flächiger ausgebildet. Dies führt zu einer verbesserten Osseointegration im Vergleich zu einer unbehandelten konventionellen Titanoberfläche (Boyan et al., 2003; Raghavendra et al., 2005; Sammons et al., 2005).

Aufgrund der ausgesprochen guten osteokonduktiven Eigenschaften, die eine Verkürzung der Einheilungszeit fördern, scheint die gestrahlte - geätzte Oberfläche derzeit eine optimale Oberflächenstruktur zu sein (Buser et al., 1998; Wong et al., 1995).

1.4. Rolle der Implantatform für Belastungsverteilung und Osseointegration

Das Makrodesign eines Implantates ist entscheidend für die Lastverteilung im periimplantären Knochenlager nach erfolgter Osseointegration (Branemark et al., 1998). Es moduliert dementsprechend den lokalen Belastungsumfang, der einen wichtigen Einfluss auf die Aufrechterhaltung einer Osseointegration hat.

Derzeit scheint eine rotationssymmetrische, nach apikal sich leicht konisch verjüngende Schraube die optimale Implantatform zu sein (Romanos, 2009).

Eine leicht konische Form führt durch die erhöhte Friktion zwischen Implantat und Implantatbett zur Verbesserung der Primärstabilität (Büchter et al., 2004; Kim et al., 2008; Neugebauer et al., 2009). Eine konische Implantatgrundform erlaubt außerdem eine schonende Implantatinsertion (Bartold et al., 2011).

Durch das Anbringen der Gewinde vergrößert sich die Gesamtoberfläche eines Implantates. Die gesteigerte Interaktion zwischen dem umliegenden Gewebe und der Implantatoberfläche führt zur Verbesserung der Osseointegration (Strong et al., 1998). Außerdem verstärkt ein Gewindeprofil die Primärstabilität zusätzlich.

Verschiedene Geometrien der Schraubenwindungen beeinflussen die biomechanischen Implantateigenschaften. Verkleinerte Abstände zwischen den Windungen vergrößern die Gesamtoberfläche und verhindern dadurch die punktuelle Belastung des Knochenlagers (Rieger et al., 1989; Strong et al., 1998). Durch eine nach apikal zunehmende Gewindetiefe wird die zervikale Belastung der Kortikalis reduziert, die Kräfte werden mehr auf spongiosen Teil weitergeleitet (Moser und Nentwig, 1989), die Belastung wird homogener verteilt.

1.5. Rolle der Belastung allgemein

Veränderungen am Knochen im Zuge der Belastung sind in der Orthopädie tiefgründig erforscht.

Ein grundlegendes Werk stellt „Das Gesetz der Transformation der Knochen“ von J. Wolff 1892 dar. Schon zu damaligen Zeiten erkannte Wolff, dass die Knochenform und - Architektur und somit die mechanischen Eigenschaften durch Größe und Richtung der einwirkenden Kräfte bestimmt werden (Wolff, 1892).

Frost entwickelte 1960 ein Modell, welches den Knochenumbauprozess beschreibt (Abb. 2). Knochenauf- und -abbau wird in dem Modell durch die maximale elastische Verformung des Knochens bestimmt. Belastungsbedingte Knochenverformung stellt einen anregenden Reiz für Knochenzellen dar. Auf- und Abbau werden durch einen individuellen Verformungsschwellenwert kontrolliert. Stärkere Knochenverformung verursacht Mikrorisse. Falls es nur

wenige Mikrorisse gibt, können sie repariert werden, zu viele Mikrorisse führen zur Ermüdungsfraktur (Frost, 2004).

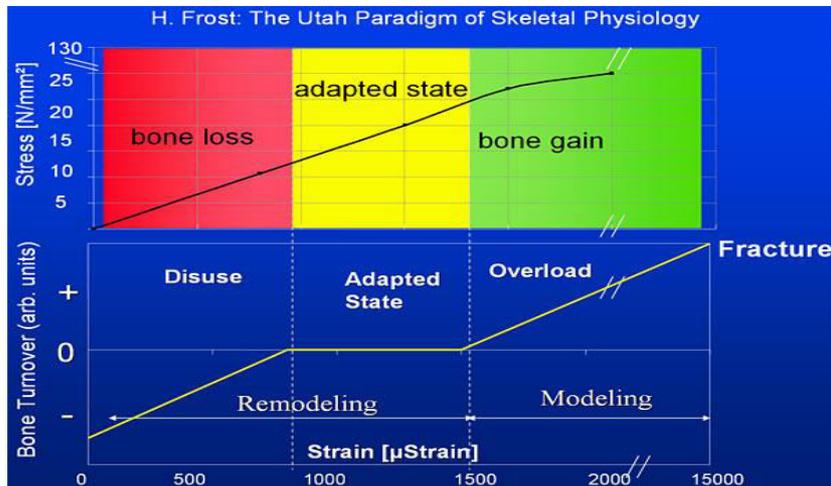


Abb. 2: Mechanostat.

Ein Model des Knochenremodelings, entwickelt von Frost H.M.

Zahlreiche Studien bestätigen, dass Knochen durch Belastung beeinflusst wird und sich der Belastungshöhe strukturell anpassen kann (Judex et al., 2009; Robling et al., 2006).

Fehlende oder reduzierte physiologische Belastung führt zu Veränderung der Struktur, Verminderung des Mineralgehalts und der Dichte (Bloebaum et al., 2006). Aufgrund einer mangelnden mechanischen Anforderung reduziert sich die Belastbarkeit des Knochens (Lee et al., 1997). Die strukturellen Veränderungen treten unverzüglich ein und können durch die Wiederherstellung der physiologischen Belastung beseitigt werden (de Bruin et al., 1999).

In der Hüftendoprothetik ist seit längerer Zeit das Phänomen des stress shielding bekannt, eine durch das Implantat induzierte Entlastung des Knochens mit nachfolgender Atrophie. Insbesondere wenig mobile Patienten sind dafür prädisponiert (Buckland et al., 2010). So verursacht auch ein Zahnverlust eine umfangreiche, irreversible Inaktivitätsatrophie am Alveolarkamm (McCord und Blum, 2003). Unter Bedingungen der Schwerelosigkeit reduziert sich die Knochenmasse vor allem an Gewicht tragenden Knochen durch die verminderte Belastung (Turner, 2000).

Dagegen führt eine gesteigerte mechanische Beanspruchung zu Hypertrophie des Knochens (Goodship et al., 1979; Kaspar et al., 2000). Bei Profi-Tennisspielern zum Beispiel beobachtet man eine Zunahme der kortikalen Schicht auf der Spielseite (Jones et al., 1977).

1.6. Rolle der Belastung während der Knochenheilung

In den ersten Wochen der Heilung nach Implantation steigt die Stoffwechselrate in dem periimplantären Knochen rapide an und erreicht in wenigen Tagen ihr Maximum. Nach einigen Wochen nimmt die Aktivität ab und kehrt wieder zu dem Ausgangswert zurück. Erst die mechanische Belastung lässt die metabolische Aktivität wieder ansteigen (Sasaki et al., 2008).

Ohne mechanischen Reiz bleibt der neugebildete Knochen qualitativ minderwertig mit großem spongiosen Anteil (Piattelli et al., 1997; Romanos et al., 2003; Sagara et al., 1993).

In der Orthopädie wird Belastung als anregender Reiz in einer bestimmten Phase der Knochenheilung angewendet. Beschleunigte Knochenreifung sowie Verbesserung der mechanischen Eigenschaften sind das Ergebnis dieses therapeutischen Ansatzes (Kenwright und Goodship, 1989; Sarmiento et al., 1977). Eine Dynamisierung der Fraktur (axiale Teilbelastung) kann sogar eine verzögerte Heilung wieder anregen (Wolf et al., 1998).

Durch die Belastung eines endossalen dentalen Implantates vergrößert sich die Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat, die Osseointegration wird verstärkt. Die Knochenqualität wird durch schneller einsetzende Reifung verbessert, die Knochenmasse nimmt ebenfalls zu (De Smet et al., 2006; Hou et al., 2009; Piattelli et al., 1997; Romanos et al., 2003).

Eine Überbelastung dagegen verzögert die Knochenheilung und kann Osseointegration zerstören. Neugebildeter Knochen wird resorbiert und durch Bindegewebe ersetzt (Hou et al., 2009; Sagara et al., 1993; Uthoff und Germain, 1977).

Die Belastungshöhe bestimmt den zeitlichen Ablauf und das Ergebnis der Knochenheilung (Piattelli et al., 1997).

1.7. Progressive Belastung

Belastung ist vielseitig und wird durch Zeit, Raum und Quantität bestimmt. Die zeitliche Komponente ergibt eine dynamische oder statische Belastung, die räumliche Zug-, Druck-, oder Scherbelastung. Die Belastung eines dentalen Implantats kann all die Komponenten beinhalten und kann hauptsächlich über die Quantität gesteuert werden.

Das Konzept der progressiven Belastung wurde erstmalig von Carl Misch 1980 vorgestellt. Basierend auf eigenen empirischen Erfahrungen ging Misch davon aus, dass der neugebildete periimplantäre Knochen aufgrund der strukturellen Organisation einer physiologischen Belastung nicht ausnahmslos standhalten kann. Eine reduzierte Belastung kann dagegen gleichzeitig eine Überbelastung vorbeugen und Osseointegration fördern (Misch, 1995).

In der Orthopädie wird das Konzept der langsam steigenden Belastung zur Wiederherstellung der Funktion seit längerer Zeit erfolgreich angewendet. In zahlreichen Studien wird bestätigt, dass eine sofortige physiologische Vollbelastung ursächlich für verzögerte Knochenheilung sowie schlechte mechanische Eigenschaften von neugebildetem Knochen ist. Eine langsam steigende Belastung führt dagegen zu schnellerer Heilung und qualitativ besserem Knochenmaterial (Augat et al., 1996; Challis et al., 2007; Kenwright und Goodship, 1989).

Ein kontrolliertes Ansteigen der Belastungshöhe ist entscheidend für die Verbesserung der Knochenheilung (Gardner et al., 2006; Roberts et al., 1989).

1.8. Zielsetzung

Um Osseointegration durch Verkürzung der Einheilzeiten nicht zu gefährden, soll die Belastung eines Implantates stufenweise ansteigen. Frühe reduzierte Belastung soll außerdem die Implantatverankerung im weniger dichten Knochen durch belastungsbedingten Umbau verstärken.

In dieser Arbeit sollen folgende Hypothesen und Fragestellungen anhand geeigneter Daten und deren statistischer Auswertung beurteilt werden:

1. durch das Anwenden der frühen reduzierten Implantatbelastung verringern sich die Periotestwerte, die Implantatverankerung wird verbessert
2. das Ausmaß der Verbesserung ist von der anfänglichen Knochenqualität abhängig
3. das Ausmaß der Verbesserung ist von der Implantationsregion abhängig
4. das Ausmaß der Verbesserung ist von der Implantatlänge abhängig.

2. Material und Methode

2.1. Das Implantat

In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich Ankylos® Implantate (Dentsply, Mannheim, Deutschland) verwendet. Das Implantatsystem wurde 1985 von G.-H. Nentwig und W. Moser entwickelt und hat sich seit 1987 in klinischer Anwendung bewährt.

2.1.1. Makrodesign des Ankylos®-Implantats

Das Ankylos Implantat ist ein zweiphasiges Schraubenimplantat, das sich makroskopisch durch einen konisch geformten Grundkörper und eine nach apikal zunehmende Gewindetiefe auszeichnet (Abb. 3). Die einwirkenden Kräfte können aufgrund des Makrodesigns effektiver auf den elastischen spongiosen Knochenanteil weitergeleitet werden, die steifere zervikale Kortikalis wird dabei entlastet, was dem krestalen Knochenabbau entgegen wirkt (Abb. 4). Zusätzlich wird die Belastung der Kortikalis durch einen etwa 2mm breiten gewindefreien Bereich an dem Implantathals reduziert. Durch das bogenförmige Profil der Gewindegänge werden auch laterale Kräfte gleichmäßig auf periimplantären Knochenlager weitergeleitet. Das progressive Gewinde erlaubt ein besonders gewebeschonendes Einbringen des Implantats. Dank des Makrodesigns ist eine hohe Primärstabilität durch maximalen Knochen-Implantat- Kontakt in der Endposition auch bei schlechter Knochenqualität erreichbar.

Das Ankylos Implantat besteht aus Reintitan (Grad 2, ISO 5832/II).

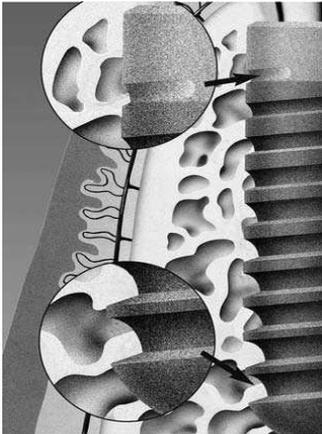


Abb. 3: Besonderheiten des Ankylos Implantats.
Progressiv nach apikal zunehmende Gewindetiefe, bogenförmige Gewindegänge, zervikal gewindefreier Bereich (Dentsply, 2007).

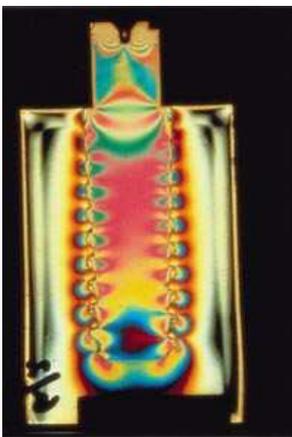


Abb. 4: Optische Darstellung der Spannungsverteilung des Ankylos-Implantats.
Die dreidimensionale spannungsoptische Untersuchung zeigt das nach apikal zunehmende Spannungsprofil während Implantatbelastung (Nentwig, 2004)

2.1.2. Mikrodesign

Anfangs wurde die Ankylos Implantatoberfläche mittels Sandstrahlverfahren angeraut. Seit 2005 wird die Implantatoberfläche mit Korundpartikel abgestrahlt und im zweiten Schritt hochtemperatur geätzt. Dabei entsteht eine homogen verteilte dreidimensionale Mikrostrukturierung, die eine beschleunigte und gleichmäßig dichte initiale Zellanhaftung erlaubt. Die so genannte Friadent CELL plus Oberfläche intensiviert somit die Knochenneubildung und führt selbst in schwachem Knochenlager zu einer Beschleunigung der Osseointegration und zu einer Verbesserung der Sekundärstabilität. Die bis 2005 produzierten

Implantate sind zervikal glatt poliert. Seit 2005 wird die Gesamtoberfläche des Implantatkörpers nach dem Friadent CELL plus Verfahren bearbeitet.

2.1.3. Implantat-Abutment-Verbindung

Ankylos ist ein zweiteiliges Implantatsystem. Die konisch gestaltete Implantat-Abutment-Verbindung verhindert Mikrobeweglichkeit und damit die Entstehung von Mikrospalten, mechanische Irritationen sowie zervikale bakterielle Infektionen. Die kraft- und formschlüssige Konusverbindung verbessert die Weiterleitung der Belastung und wirkt dem krestalen Knochenabbau entgegen. Die Konusverbindung bewirkt eine Verringerung des Abutmentdurchmessers im Vergleich zum Implantatdurchmesser („Platform - switching“). Dadurch wird das chirurgische Trauma bei der Freilegung auf ein Minimum reduziert und ermöglicht zudem eine spätere Zunahme an Weichgewebsvolumen (Abb. 5). Der Konus ist als „selbsthemmender Konus“ ausgebildet, da der Konuswinkel weniger als 6° beträgt ($5,8^\circ$). Dadurch erhöht sich die Friktion so sehr, dass nach Anziehen der zentralen Schraube mit nur 15 N/cm (bei anderen Implantatverbindungen beträgt das Anziehungsmoment meist 35 N/cm) Rotationsstabilität gegeben ist.



Abb. 5: Interne Konusverbindung (Nentwig, 2004).

2.2. Periotest

Die Auswirkung des Knochentrainings wurde mit Periotest (Medizintechnik Gulden e. K., Modautal, Deutschland) untersucht.

Das Periotestgerät ist ein elektromechanisches Gerät zur Messung der Festigkeit der Implantat- bzw. Zahnverankerung. Die Festigkeit der Verankerung korreliert mit dem Grad der Osseointegration dentaler Implantate. Das Verfahren wird auch zur Beurteilung der parodontalen Stabilität natürlicher Zähne eingesetzt.

2.2.1. Funktionsweise

Ein im Handstück des Periotests integrierter Stößel perkutiert das Messobjekt, Implantat oder Zahn, 16 Mal innerhalb 4 Sekunden. Dabei wird die Kontaktzeit mit dem Messobjekt vom Drucksensor im Stößelkopf registriert. Die Länge der Kontaktzeit variiert entsprechend der Festigkeit der Verankerung. Längere Kontaktzeiten ergeben höhere Periotestwerte, die auf erhöhte Beweglichkeit des Messobjekts hindeuten.

Um die Messung korrekt durchzuführen, sollte der Anwender auf die Positionierung des Handstücks in Bezug auf Abstand und Angulation zum Messobjekt achten. Der Abstand von Messobjekt zur Spitze des Handstücks soll im Bereich von 0,7 bis 2 mm liegen. Das Handstück soll möglichst waagrecht zu dem Messobjekt positioniert werden, Abweichungen von $\pm 20^\circ$ sind dabei zulässig. Während der Messung soll der Stößel im rechten Winkel auf das Messobjekt treffen. Die Abweichung von der senkrechten Ausrichtung darf maximal 45° betragen. Bei korrekter Positionierung wird jeder Einzelimpuls mit einem tiefen Ton akustisch begleitet, während bei unzulässigen Abweichungen ein hoher Ton zu hören ist. Die Position des Handstücks kann aufgrund des akustischen Signals während der Messung korrigiert werden.

Um sicher reproduzierbare Messergebnisse zu erreichen, wird jede einzelne Messung innerhalb von 4 Sekunden vom Gerät kontrolliert. Fehlerhafte

Einzelimpulse werden in die Berechnung des Endergebnisses nicht mit eingeschlossen. Bei mehr als drei verwertbaren Einzelimpulsen findet eine Auswertung statt.

Die Periotestwertmessungen wurden im Rahmen dieser Studie stets von einem Behandler senkrecht zum Abutment und an der obersten Kante des mit Drehmoment (15 N/cm) fixierten Abutments reproduzierbar gemessen (Abb. 6) und relativ zu einander ausgewertet.

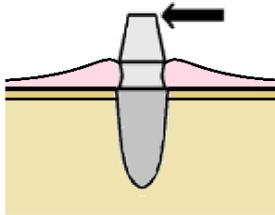


Abb. 6: Messung des Periotestwertes.
Messpunkt und Ausrichtung des Handstücks durch Pfeil markiert.

2.2.2. Periotestwert

Die Periotest Skala beginnt bei -8 und endet bei +50. Die einzelnen Periotestwerte berechnen sich aus festgelegten Kontaktzeitintervallen. Die Spanne beträgt 20,5 Mikrosekunden (μs) bei Periotestwerten von -8 bis +25. Das heißt eine Kontaktzeit von 234 μs bis 254,5 μs ergibt einen Periotest-Wert von -8, ab 254,5 μs bis 275 μs einen Periotest-Wert von -7 usw. Ab einem Periotestwert von +25 beträgt die Spanne von einem Periotestwert zum nächsten nicht 20,5 μs , sondern 38 μs .

Der Periotestwert korreliert eng mit der Festigkeit der Implantatverankerung. Laut Hersteller besteht eine Übereinstimmung zwischen Periotestwerten und Osseointegrationsfortschritt (Tab. 1).

Tab. 1: Übereinstimmung der Periotestwerte mit Entwicklungsstadien der Osseointegration (Produktinformation Medizintechnik Gulden e. K., Modautal, Deutschland).

Bereich der Periotestwerte	Bedeutung
Von -8 bis 0	Gute Osseointegration; das Implantat ist gut eingewachsen und kann belastet werden
Von +1 bis +9	Klinische Überprüfung ist erforderlich; eine Belastung des Implantats ist meist (noch) nicht möglich
Von +10 bis +50	Die Osseointegration ist nicht ausreichend, das Implantat darf nicht belastet werden

2.3. Patienten

In diese retrospektive Studie wurden Patienten einbezogen, die sich einer Implantationstherapie in Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Implantologie im ZZMK (Carolinum) der J. W. Goethe-Universität in dem Zeitraum von Januar 2001 bis Februar 2010 unterzogen haben. Die Implantationstherapie lief grundsätzlich nach den Rahmenbedingungen des Knochentrainingkonzepts ab. Alle teilnehmenden Patienten wurden ausschließlich von einem Behandler betreut.

2.4. Knochentraining, Konzeptgrundlagen

Eine Voraussetzung für die Auswertung der Daten und Einbeziehung in diese Studie war eine mindestens sechswöchige geschlossene Implantatheilung. Nach externem Sinuslift betragen die Einheilzeiten im Schnitt 5 Monate. Anschließend nach dieser statischen, lastfreien Phase wurden die Implantate freigelegt und mit Standard - Abutments zur Aufnahme von provisorischem

Zahnersatz versorgt. Zwecks Verlaufskontrolle wurde an jedem einzelnen Implantat ein Periotestwert erhoben. Weitere sechs Wochen standen die Implantate unter reduzierter Kaubelastung. Während dieser dynamischen Phase wurden Patienten unterwiesen, nur weiche Kost zu sich zu nehmen. Um die Implantatbelastung weiterhin zu reduzieren, wurde der provisorische Zahnersatz in Infraokklusion gesetzt, was mittels Okklusionsfolie überprüft wurde. Bei zahnlosen Patienten mit alleiniger oder gleichzeitiger Implantatversorgung in Ober- oder in Unterkiefer ist eine Infraokklusion mit der provisorischen Versorgung nicht möglich. Hier wurde die Verblockung des provisorischen Zahnersatzes als stabilisierendes Moment gewählt. Am Ende der dynamischen Phase, vier bis acht Wochen nach Beginn, wurde der zweite Periotestwert erhoben. Danach wurde der definitive Zahnersatz mit der korrekt eingestellten statischen und dynamischen Okklusion eingegliedert (Abb. 7). Die Daten wurden aus der Datenbank ImpDAT (Kea Software GmbH, Pöcking, Deutschland) zusammengetragen und statistisch ausgewertet.

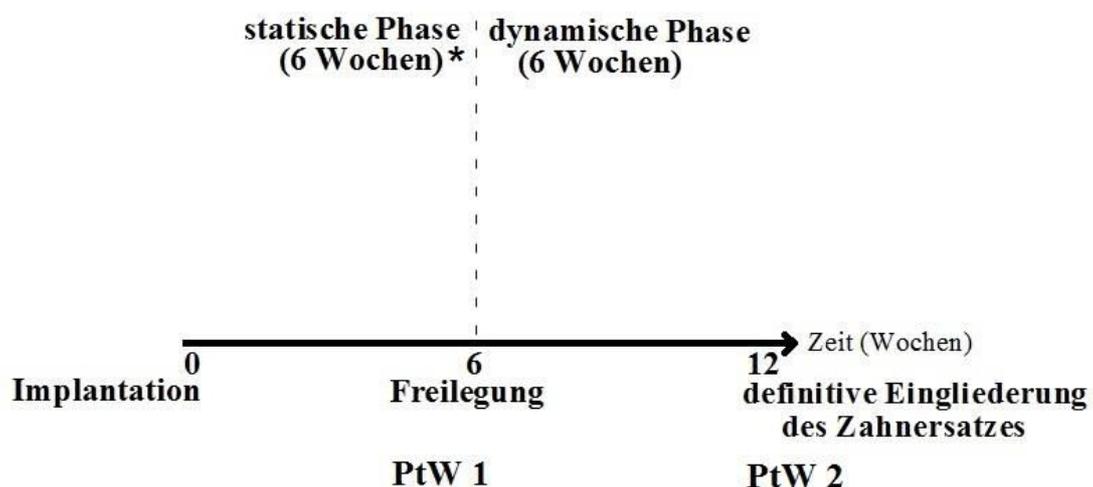


Abb. 7: Schematische Abbildung des Konzepts.

Auf der Skala sind jeweils die Zeitpunkte der Implantation, der Freilegung mit Erhebung des ersten Periotestwertes (PtW1) und der Eingliederung des definitiven Zahnersatzes mit der Erhebung des zweiten Periotestwertes (PtW2) markiert. Die Trennlinie nach der sechsten Woche (Zeitpunkt der Freilegung) grenzt die statische Phase von dynamischen ab.

*Die statische Phase nach externem Sinuslift beträgt im Schnitt 5 Monate.

2.5. Behandlungsablauf

2.5.1. Planungsphase

Vor Implantation wurde Lage und Verlauf der wichtigen anatomischen Strukturen sowie das Knochenangebot mittels röntgenologischer Aufnahmen und durch Schleimhautdickenmessung ermittelt. Nach Abschluss der präprothetischen und chirurgischen Planung wurde die definitive Implantatposition festgelegt. Die Patienten wurden über Behandlungsablauf ausführlich informiert.

2.5.2. Operatives Vorgehen Implantation

Die Implantatbettpräparation erfolgte grundsätzlich nach dem Ankylos Standardprotokoll (Firma Dentsply Friadent). Die Knochenqualität spielte allerdings eine entscheidende Rolle bei der Auswahl der Aufbereitungsmethode.

Nach Mobilisierung des Mukoperiostlappens wurden gegebenenfalls Knochenkanten geglättet und die Implantatposition auf der Kortikalis markiert. Mit der darauf folgenden Pilotbohrung wurde die Ausrichtung des Implantats festgelegt. Dabei wurde anhand des manuell gefühlten Eindringwiderstandes in die Spongiosa die vorläufige Knochenqualität sowie weitere Arbeitsweise bestimmt.

Bei wenig oder fehlendem Bohrwiderstand kam überwiegend eine knochenverdrängende manuelle Aufbereitung bis zum Erreichen des gewünschten Durchmessers mit Hilfe von Bone Spreadern (Ustomed, Tuttlingen, Deutschland) zur Anwendung. Nach der Präparation des apikalen Teils des Implantatbettes auf die festgelegte Länge erfolgte weitere Kondensation des periimplantären Knochens mit dem konischen Ausreiber, linksdrehend eingesetzt. Anschließend wurde bei dem Gewindeschnitt die Knochenqualität endgültig bestimmt und zu einer der drei Klassen zugeordnet. Falls der Gewindeschneider nicht im periimplantären Knochen griff, wurde das

Implantat ohne Gewindepräparation direkt "selbstschneidend" eingebracht, die Knochenqualität wurde als "weich" charakterisiert und zur Klasse I zugeordnet. Bei mittlerem Aufbereitungswiderstand der Spongiosa wurde die Knochenqualität als "normal" bzw. Klasse II bezeichnet. In diesem Fall wurde das Implantatbett teils spanabhebend, teils knochenverdrängend aufbereitet. Der Gewindeschnitt erfolgte mittels Handrad.

In dem "harten" Klasse III Knochen, bei besonders hohem Eindringwiderstand in die Spongiosa, wurde das Implantatbett ausschließlich spanabhebend mit maschinenbetriebenen und mittels Ringmarkierung tiefenkalibrierten Bohrer auf festgelegte Länge bis zum Erreichen des gewünschten implantatspezifischen Durchmessers präpariert (Tab. 2). Der Gewindeschnitt erforderte in dieser Knochenqualität den Einsatz einer Ratsche.

Bei einzelnen Patienten mit reduziertem Knochenangebot kamen augmentative Maßnahmen zur Anwendung. Je nach klinischen Voraussetzungen wurden ein bovines Knochenersatzmaterial, Bio-Oss® (Geistlich, Wolhusen, Schweiz) oder ein Gemisch aus Bio-Oss® und Eigenknochen als Augmentationsmaterial verwendet. Zur gesteuerten Knochenregeneration wurde bei Bedarf die resorbierbare Kollagenmembran Bio-Gide® (Geistlich, Wolhusen, Schweiz) eingesetzt.

Alle Implantate wurden ausschließlich subkrestal gesetzt. Der Implantationsablauf in jedem einzelnen Fall sowie die verwendeten Materialien wurden sorgfältig im Dokumentationssystem ImpDAT (Kea Software GmbH, Pöcking, Deutschland) festgehalten.

Tab. 2: Einteilung nach Knochenqualität in Klasse I bis III.

Klasse	Knochen-qualität	Pilotbohrung	Gewindeschnitt
Klasse I	weich	kein oder geringer Widerstand in der Spongiosa; lockere Spongiosastruktur	Gewindeschneider greift nicht in periimplantären Knochen
Klasse II	normal	mittlerer Widerstand in der Spongiosa; durchschnittliche Spongiosastruktur	Gewindeschneider greift in periimplantäre Spongiosa, kann mit Handrad angewendet werden
Klasse III	hart	hoher Widerstand in der Spongiosa; dichte Spongiosastruktur	Gewindeschneider greift in periimplantäre Spongiosa, kann mit Ratsche, oder maschinell angewendet werden

2.5.3. Postoperative Kontrollen

Kontrolluntersuchungen erfolgten systematisch zum Zeitpunkt der Nahtentfernung sowie nach der mindestens sechswöchigen gedeckten Einheilung. Nach der Implantatfreilegung erstreckte sich die dynamische Phase von mindestens 4 Wochen bis maximal 8 Wochen und lag durchschnittlich bei $6,3 \pm 1,0$ Wochen.

2.6. Datenerfassung

Alle relevanten Implantatdaten wurden aus Dokumentationssoftware ImpDAT (Kea Software GmbH, Pöcking, Deutschland) in eine spezielle Datenbank (Excel Software (Microsoft, Redmond, USA)) überführt. Die Daten wurden außerdem mit der schriftlichen Dokumentation abgeglichen und gegebenenfalls vervollständigt.

2.7. Statistische Auswertung

Ziel der Auswertung war es zu prüfen, wie sich die Periotestwerte nach der frühen reduzierten Belastung (Knochentraining) veränderten und welchen Einfluss die Faktoren Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung (Ober-, Unterkiefer) und Augmentationsverfahren auf die Veränderung der Periotestwerte hatten.

Zuerst wurde geprüft, ob sich die Periotestwerte nach Knochentraining grundsätzlich verändert haben. Um die Veränderung deutlich darzustellen, wurde eine Differenz der Periotestwerte zum Zeitpunkt der Freilegung und nach Knochentraining berechnet. Ein negativer Wert der Differenz entsprach einer Zunahme, ein positiver Wert einer Abnahme der Periotestwerte. Bei unveränderten Periotestwerten war die Differenz gleich null. Aufgrund der großen Streuung der Differenz der Periotestwerte konnten keine statistisch verwertbaren Schlussfolgerungen aus dem direkten Vergleich der Werte gezogen werden. Daher wurden die Periotestwerte entsprechend in Gruppen aufgeteilt, wobei als kleinstmögliche Veränderung der Periotestwerte eine Veränderung um eine Einheit definiert wurde: Periotestwert-Differenz ≥ 1 (Reduktion der Periotestwerte um mindestens eine Einheit) und Periotestwert-Differenz < 1 (keine Reduktion der Periotestwerte).

Um die Entwicklung der Periotestwerte detaillierter zu betrachten und den Einfluss der Faktoren Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung (Ober-, Unterkiefer), Augmentationsverfahren zu ermitteln, wurde die nächstgrößere Veränderung, die Veränderung um mindestens zwei Einheiten, ausgewählt. Dementsprechend wurden zwei Gruppen gebildet: Periotestwert-Differenz ≥ 2 (Reduktion der Periotestwerte um mindestens zwei Einheiten) und Periotestwert-Differenz < 2 (keine Reduktion der Periotestwerte oder Reduktion der Periotestwerte um eine Einheit). Die Veränderungen um mindestens drei und mehr Einheiten waren wegen Anzahl der Fälle nicht mehr repräsentativ.

Zur Auswertung der Daten wurde ein verallgemeinertes lineares gemischtes Modell mit binärer logistischer Regression verwendet. Die abhängige Variable

(die Zielgröße) in dem Modell war in dem ersten Teil der Untersuchung Periotestwert-Differenz ≥ 1 , in dem zweiten Teil Periotestwert-Differenz ≥ 2 . Die Patientennummern und Implantationsregionen wurden als zufällige Effekte in das Modell eingebaut, um den eventuellen Einfluss dieser Parameter auf die Zielgröße herauszufiltern.

Die anderen Faktoren, Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung (Ober-, Unterkiefer) und Augmentationsverfahren, sogenannte feste Effekte, wurden auf einen direkten Einfluss auf die Zielgröße untersucht. Um den möglichen Einfluss der vier Faktoren zu veranschaulichen, wurden je nach Faktorzugehörigkeit acht Gruppen gebildet (Tab. 3). Die Periotest Mittelwerte zum Zeitpunkt der Freilegung und nach Knochentraining sowie die Mittelwertdifferenzen wurden unter den Faktoren verglichen.

Die statistische Datenauswertung erfolgte mit Hilfe der Software SPSS Version 18.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). Das Signifikanzniveau wurde bei 0,05 festgelegt.

Tab. 3: Aufteilung nach Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung, Augmentationsverfahren in acht Gruppen.

Implantatlänge	14 mm, 11 mm
	9,5 mm, 8 mm
Knochenqualität	hart, normal
	weich
Implantatlokalisierung	Oberkiefer
	Unterkiefer
Augmentationsverfahren	externer Sinuslift
	Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift

3. Ergebnisse

3.1. Patientenkollektiv, Implantatanzahl und Verteilung

An vorliegender Untersuchung nahmen im Zeitraum von 01.01.2001 bis 01.03.2010 insgesamt 247 Patienten teil. Davon waren 118 (48%) Patienten weiblich und 129 (52%) männlichen Geschlechts. Das Alter der Patienten lag zwischen 31 und 92 Jahren, im Durchschnitt bei 63 ± 11 Jahren (Abb. 8).

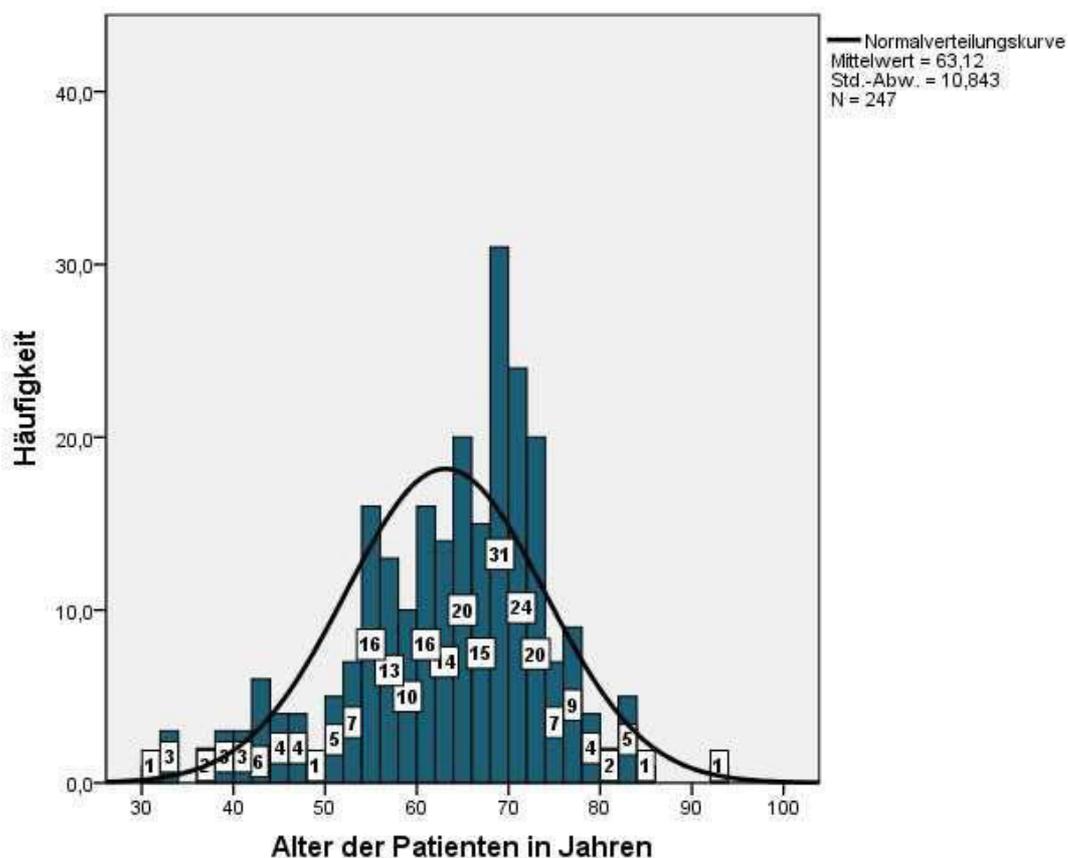


Abb. 8: Histogramm, Alter der Patienten.
Die Zahlen in den Kästen repräsentieren die Anzahl der Patienten.

Insgesamt wurden 634 Implantate inseriert, davon wurden 627 früh reduziert belastet. Auf einen Patienten kamen je nach Indikation 1 bis maximal 12 Implantate (Abb. 9). Am häufigsten wurde im Oberkiefer regio 14, 15 und 24, 25 und im Unterkiefer regio 36 implantiert (Abb. 10). Überwiegend wurde Implantattyp A11 (Durchmesser 3,5mm, Länge 11mm) verwendet (Tab. 4).

Durch stichprobenartige Überprüfung konnte keine Auswirkung des Implantatdurchmessers auf die Veränderung der Periotetstwerte festgestellt werden.

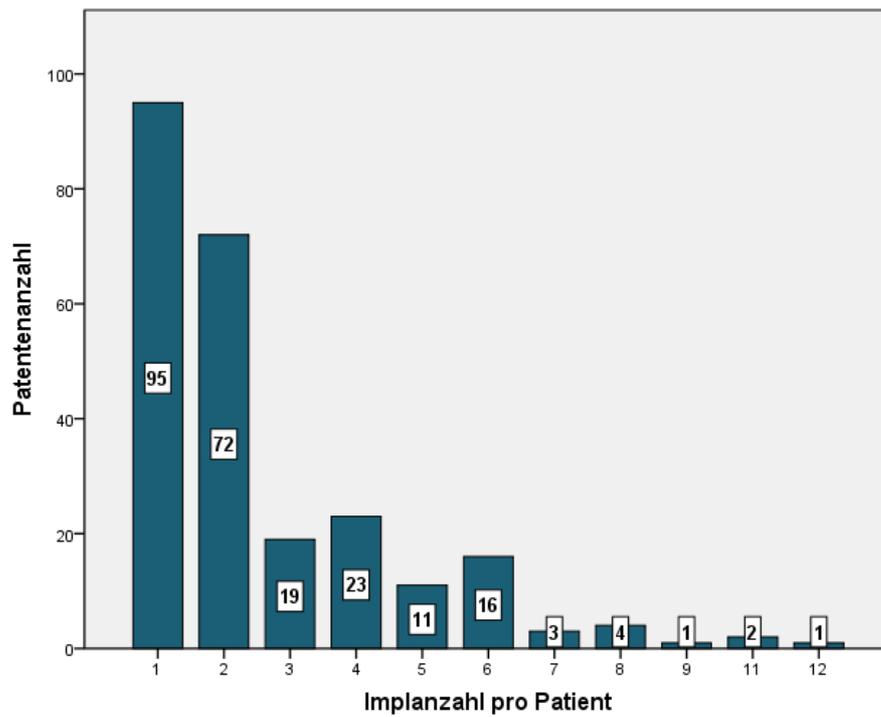


Abb. 9: Anzahl der inserierten Implantate pro Patient.
Die Zahlen in den Kästen repräsentieren die Anzahl der Patienten.

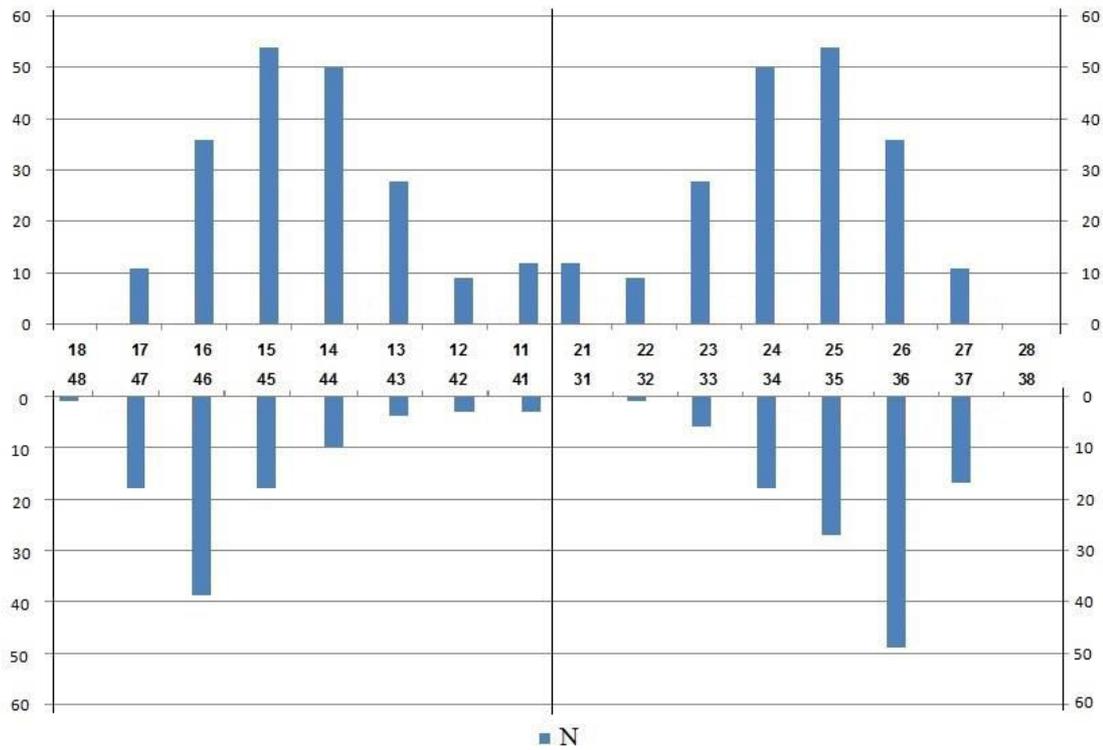


Abb. 10: Topographische Verteilung der Implantate in Ober- und Unterkiefer.
 horizontal - Implantationsregion
 vertikal - Anzahl der Implantate je Implantationsregion
 % - prozentualer Anteil von Gesamtzahl der Implantate in Prozenten
 n - Anzahl der Implantate

Tab. 4: Implantate nach Länge und Durchmesser sortiert.

N = 627

D, implantatspezifischer Durchmesser in mm

L, Implantatlänge in mm

n, Anzahl der Implantate je Implantationsregion

%, Anteil von Gesamtzahl der Implantate in Prozenten. Besonders hohe prozentuale Anteile sind in rot hervorgehoben.

D	L	n	%
3,5	11	421	67,1
3,5	14	31	4,9
3,5	8	19	3,0
3,5	9,5	50	8,0
4,5	11	37	5,9
4,5	14	5	0,8
4,5	8	16	2,6
4,5	9,5	30	4,8
5,5	14	2	0,3
5,5	8	6	1,0
5,5	9,5	9	1,4
7	9,5	1	0,2

3.2. Beobachtungszeitraum

Der Beobachtungszeitraum der vorliegenden Studie betrug von 01.01.2001 bis 01.03.2010 insgesamt 9 Jahre und zwei Monate. Die funktionelle Implantatbelastung nach Knochentraining erstreckte sich in dem oben genannten Zeitraum von mindestens drei Monaten bis maximal 9 Jahren (Abb. 11). Die funktionelle Belastungsphase nach Knochentraining betrug durchschnittlich $3,09 \pm 1,75$ Jahre.

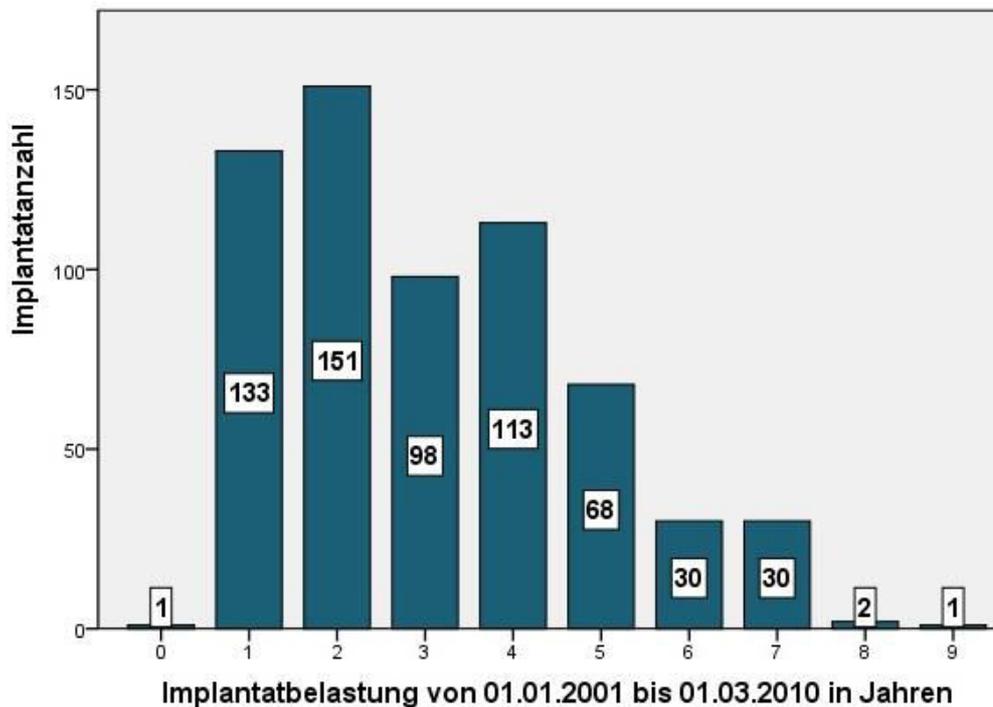


Abb. 11: Die funktionelle Belastung der Implantate nach Knochentraining in Jahren.
Die Zahlen in den Kästen repräsentieren die Anzahl der Implantate.

3.3. Implantatverluste

Von 634 Implantaten gingen 8 Implantate verloren. Die Überlebensrate betrug somit 98,9%.

Sieben Implantatverluste ereigneten sich in der statischen Einheilungsphase. Davon gingen drei Implantate infolge postoperativer Komplikationen aufgrund von Infektion verloren. Bei vier Implantaten wurde zum Zeitpunkt der Freilegung eine mangelhafte beziehungsweise eine fehlende initiale Osseointegration festgestellt.

Keines der Implantate ging durch Überbelastung in der funktionellen Phase verloren.

Ein Implantat musste infolge der Abutmentfraktur ein Jahr nach Eingliederung der definitiven Restauration während der funktionellen Phase entfernt werden. In sechs Fällen wurden Implantate zeitlich versetzt in die gleiche Regionen erneut inseriert und nach Knochentraining erfolgreich definitiv belastet, zwei von diesen Implantaten wurden nicht in die Studie integriert.

3.4. Veränderung der Periotestwerte

Die Periotestwerte nahmen bei 556 Implantate (88,68%, N = 627) um mindestens eine Einheit ab. Die Abnahme der Periotestwerte um mindestens eine Einheit war statistisch signifikant ($p = 0,0001$). Der Einfluss der zusätzlichen Faktoren wie Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung, Augmentationsverfahren auf die Reduktion der Periotestwerte war statistisch nicht signifikant. 71 Implantate (11,32%, N = 627) zeigten keine Veränderung bzw. eine Zunahme der Periotestwerte. (Abb. 12).

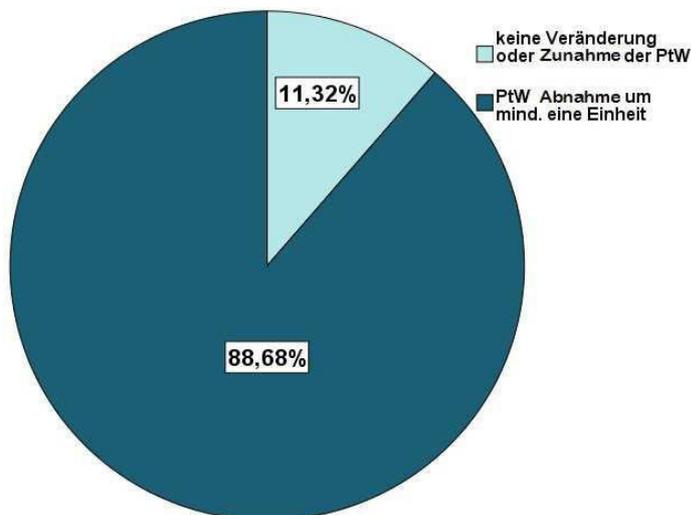


Abb. 12: Prozentuale Anteile der Implantatanzahl je nach Veränderung der Periotestwerte, N=627.
11,32 % der Implantate zeigten keine Veränderung bzw. eine Zunahme der Periotestwerte (PtW). Bei 88,68 % Implantaten trat eine statistisch signifikante Reduktion der Periotestwerte um mindestens eine Einheit nach Knochentraining ein ($p=0,0001$). PtW, Periotestwerte.

3.4.1. Verteilung der Periotestwerte bei 71 Implantaten ohne Veränderung bzw. mit Zunahme der Periotestwerte

Von diesen 71 Implantaten zeigten 63 keine Veränderung, 8 Implantate eine Zunahme der Periotestwerte.

Von 63 Implantaten mit konstant gebliebenen Periotestwerten lagen bei drei Implantaten die Periotestwerte zum Zeitpunkt der Eingliederung der definitiven Versorgung im positiven Bereich.

Spätere Kontrolluntersuchungen im Jahr 2008 und 2011 zeigten eine Reduktion der Periotestwerte bei zwei dieser Implantate.

Von 8 Implantaten mit Zunahme der Periotestwerten nach Knochenstraining lagen bei zwei Implantaten die Periotestwerte zum Zeitpunkt der Eingliederung der definitiven Versorgung im positiven Bereich.

Die Kontrolluntersuchungen im Jahr 2010 zeigten eine deutliche Reduktion der Periotestwerte dieser Implantate. Die Periotestwerte zum Zeitpunkt der Kontrolluntersuchungen lassen sich allerdings nicht vergleichen, da die Abutments nicht mehr zugänglich waren (Zahnersatz fest zementiert) (Abb. 13).

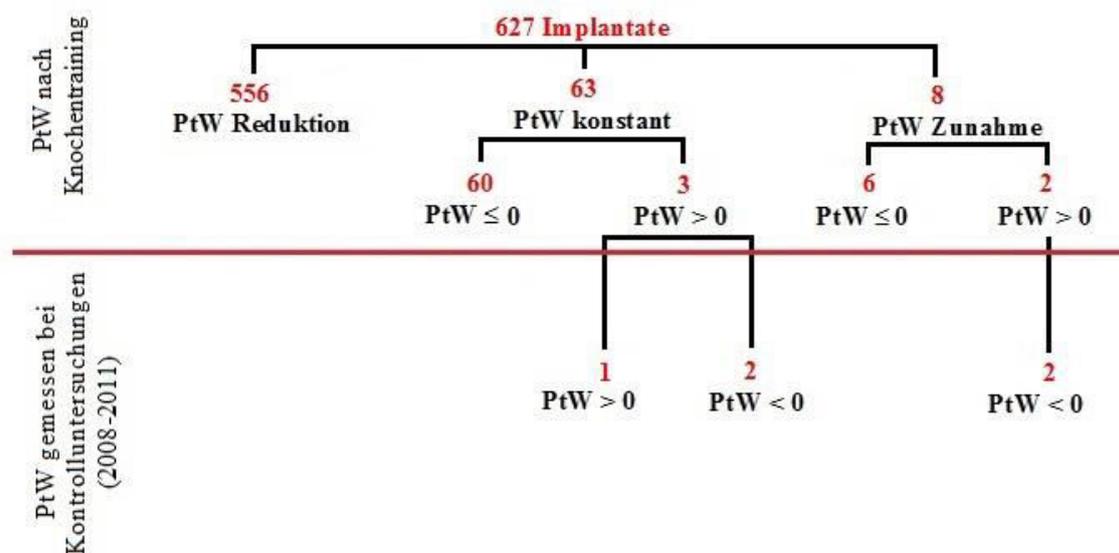


Abb. 13: Entwicklung der Periotestwerte.

3.5. Veränderung der Periotestwerte an einzelnen Implantaten und im Durchschnitt

Um die Ab- beziehungsweise Zunahme der Periotestwerte darzustellen, wurde die Differenz der Periotestwerte zum Zeitpunkt der Freilegung und zum Zeitpunkt der Eingliederung der definitiven Restauration nach Knochentraining berechnet. Die negative Differenz deutete auf eine Zunahme der Periotestwerte, die bei insgesamt 8 Implantaten aufgetreten ist. Die positive Differenz wies dagegen auf eine Reduktion der Periotestwerte bei insgesamt 556 Implantaten hin. Bei 63 Implantaten sind die Periotestwerte nach Knochentraining gleich geblieben (Abb. 14). Im Durchschnitt veränderten sich die Periotestwerte nach Knochentraining um $2,31 \pm 1,77$ Einheiten (Tab. 5).

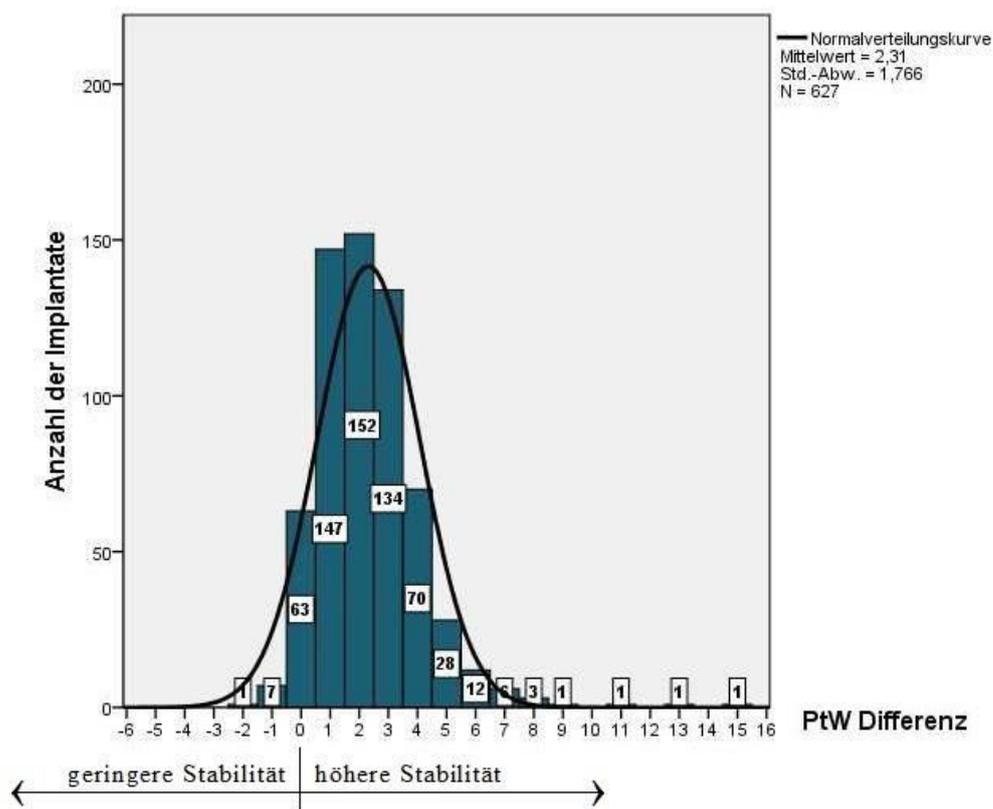


Abb. 14: Periotestwert-Differenzen mit Implantatanzahl.

PtW Differenz, die Differenz zwischen Periotestwerten nach Freilegung und nach Knochentraining. Die Zahlen in den Kästen repräsentieren die Anzahl der Implantate. Mit Pfeilen ist die steigende bzw. abnehmende Stabilität der Implantatverankerung markiert.

Tab. 5: Durchschnittliche Periotestwerte aller Implantate zum Zeitpunkt der Freilegung und nach Knochentraining.
PtW, Periotestwert
SD, Standardabweichung

	Mittelwert	SD	N
PtW nach Freilegung	0,16	2,880	627
PtW nach Knochentraining	-2,15	2,125	627

3.6. Einfluss der Faktoren (Implantatlokalisierung, Implantatlänge, Knochenqualität, Augmentationsverfahren) auf die Veränderung der Periotestwerte

Die Reduktion der Periotestwerte um mindestens zwei Einheiten trat bei 409 von insgesamt 627 Implantaten auf und war statistisch signifikant für die Gruppen „weich“, „kurz“, „externer Sinuslift“, „Oberkiefer“ ($p = 0,001$). In zwei Gruppen, nämlich „11 und 14 mm“ sowie „Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift“ trat eine Abnahme der Periotestwerte statistisch signifikant seltener auf ($p = 0,045$ bei „11 und 14 mm“ und $p = 0,033$ bei „Standardverfahren, laterale Augmentation und interner Sinuslift“).

3.7. Veränderung der Periotestwerte in den korrespondierenden Gruppen

Grundsätzlich nahmen die Periotestwerte in jeder Gruppe nach Knochentraining ab. Je nach Gruppe waren die Veränderungen der Periotestwerte unterschiedlich stark ausgeprägt. Um die Differenzen zu demonstrieren, wurden stets zwei korrespondierenden Gruppen in einem Boxplot zusammengefasst (Abb. 15, 16, 17, 18; Tab. 6, 7, 8, 9). Die Boxplots (Abb. 15-18) stellen je nach Farbe die Periotestwerte nach der Implantatfreilegung und nach Knochentraining dar. Die Tabellen unter den Boxplots (Tab. 6-9) enthalten die

Anzahl der Implantate (N) und die durchschnittliche Periotestwerte (PtW) zum Zeitpunkt der Implantatfreilegung und nach Knochentraining, sowie die Differenz der beiden Werte (PtW Differenz).

3.7.1. Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlänge".

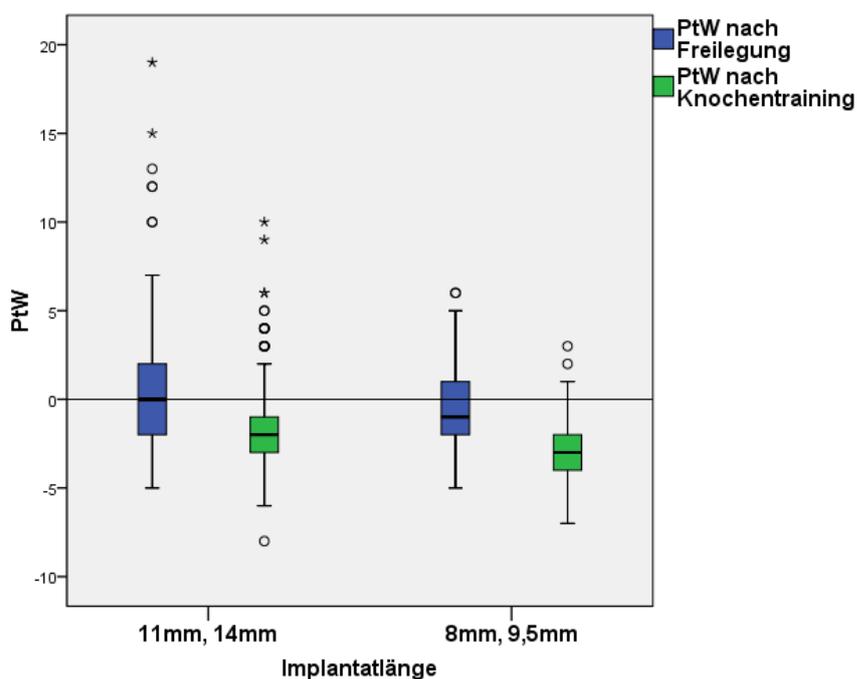


Abb. 15: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlänge".

Tab. 6: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlänge".

Implantatlänge	14mm, 11mm	9,5mm, 8mm
N	496	131
PtW nach Freilegung	0,34 ± 3,00	-0,52 ± 2,25
PtW nach Knochentraining	-1,99 ± 2,21	-2,78 ± 1,64
PtW Differenz	2,33 ± 1,82	2,26 ± 1,55

Die durchschnittlichen Periotestwerte in der Gruppe "8 und 9,5mm" waren bei Freilegung und nach Knochentraining deutlich geringer als in der Gruppe "11

und 14mm". Die Differenz der Periotestwerte dagegen wies geringe Unterschiede auf.

3.7.2. Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Augmentationsverfahren".

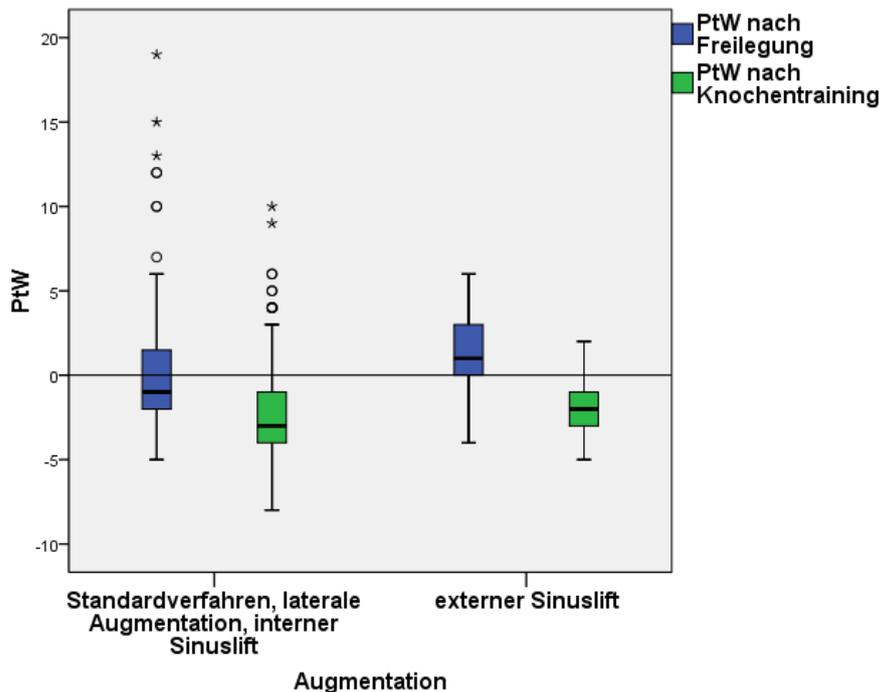


Abb. 16: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Augmentationsverfahren".

Tab. 7: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Augmentationsverfahren".

Augmentationsverfahren	Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift	externer Sinuslift
N	507	120
PtW nach Freilegung	-0,05 ± 3,00	1,04 ± 2,10
PtW nach Knochentraining	-2,28 ± 2,24	-1,62 ± 1,47
PtW Differenz	2,23 ± 1,83	2,66 ± 1,41

Besonders deutlich war der Unterschied zwischen den Periotestwerten nach Implantatfreilegung und nach Knochentraining sowie die Differenz der Werte bei Faktor "Augmentationsverfahren". In der Gruppe "externer Sinuslift" lagen die

Periotestwerte nach Implantatfreilegung deutlich im positiven Bereich, nach Knochentraining sind die Periotestwerte stark gesunken. Außerdem war die Differenz der Periotestwerte stärker ausgeprägt als in der Gruppe "Standardverfahren, laterale Augmentation und interner Sinuslift".

3.7.3. Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Knochenqualität".

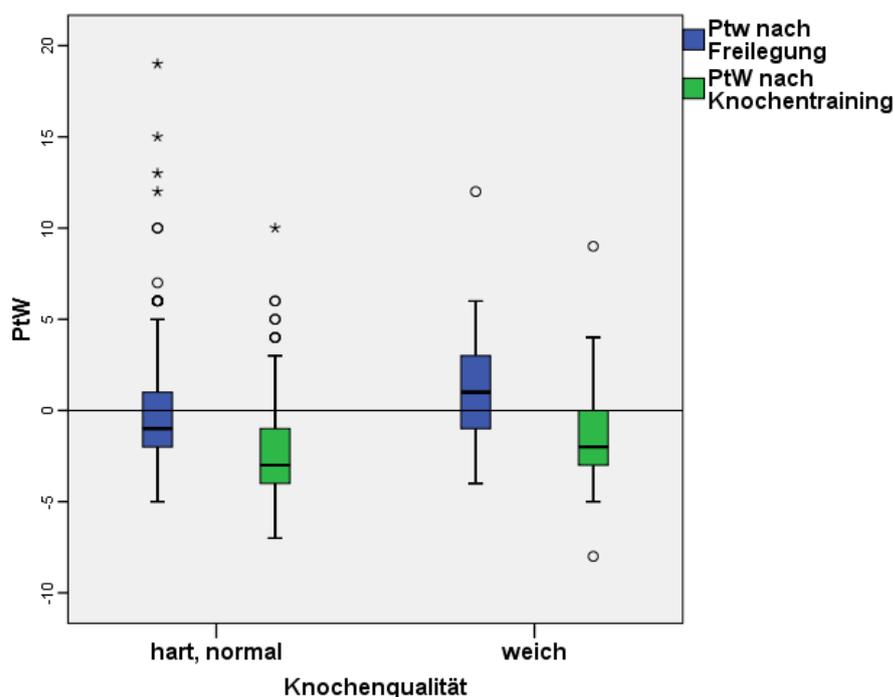


Abb. 17: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Knochenqualität".

Tab. 8: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Knochenqualität".

Knochenqualität	hart, normal	weich
N	443	184
PtW nach Freilegung	-0,18 ± 2,86	0,97 ± 2,78
PtW nach Knochentraining	-2,42 ± 2,01	-1,51 ± 2,26
PtW Differenz	2,24 ± 1,81	2,48 ± 1,65

Bei dem Faktor "Knochenqualität" konnte man insbesondere die stärkere Reduktion der Periotestwerte in der Gruppe "weich" gegenüber "hart und

normal" sehen.

3.7.4. Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlokalisierung".

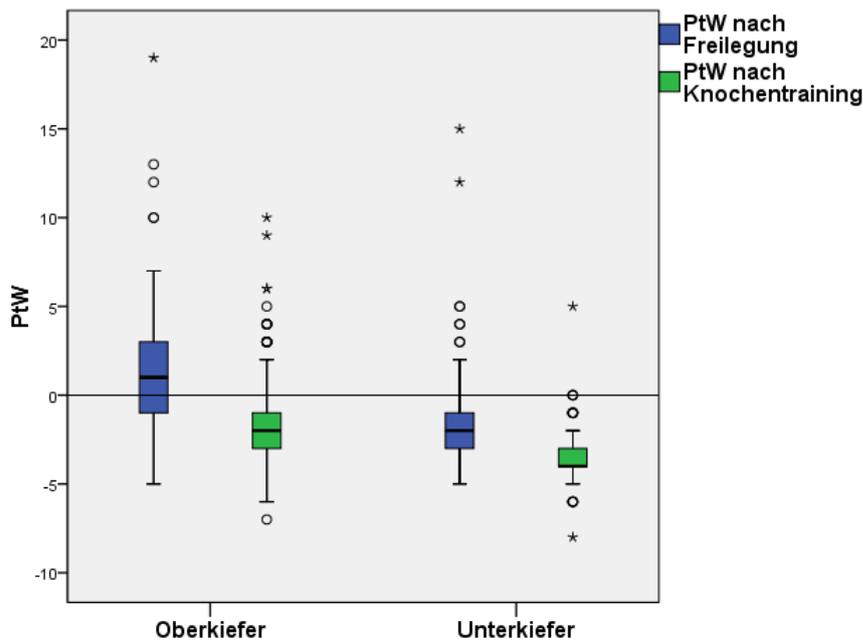


Abb. 18: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlokalisierung".

Tab. 9: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlokalisierung".

Implantatlokalisierung	Oberkiefer	Unterkiefer
N	413	214
PtW nach Freilegung	1,03 ± 2,78	-1,52 ± 2,26
PtW nach Knochentraining	-1,44 ± 2,11	-3,54 ± 1,32
PtW Differenz	2,46 ± 1,76	2,02 ± 1,74

In der Gruppe "Unterkiefer" waren die Periotestwerte bereits nach Implantatfreilegung deutlich im negativen Bereich, nach dem Knochentraining sind die Werte weiter gesunken. Die Differenz der Periotestwerte war in der Gruppe "Oberkiefer" größer als in der Gruppe "Unterkiefer".

3.8. Veränderung der Periotestwerte bei Kombination der Faktoren Knochenqualität und Implantatlokalisierung

Die durchschnittliche Differenz der Periotestwerte zum Zeitpunkt der Implantatfreilegung und nach Knochentraining in der Gruppe "Oberkiefer" war deutlich größer im Vergleich zu "Unterkiefer", unabhängig von der Knochenqualität. Die durchschnittliche Differenz der Periotestwerte in der Gruppe "weich" war wiederum größer im Vergleich zu "hart und normal", unabhängig von Implantatlokalisierung (Abb. 19).

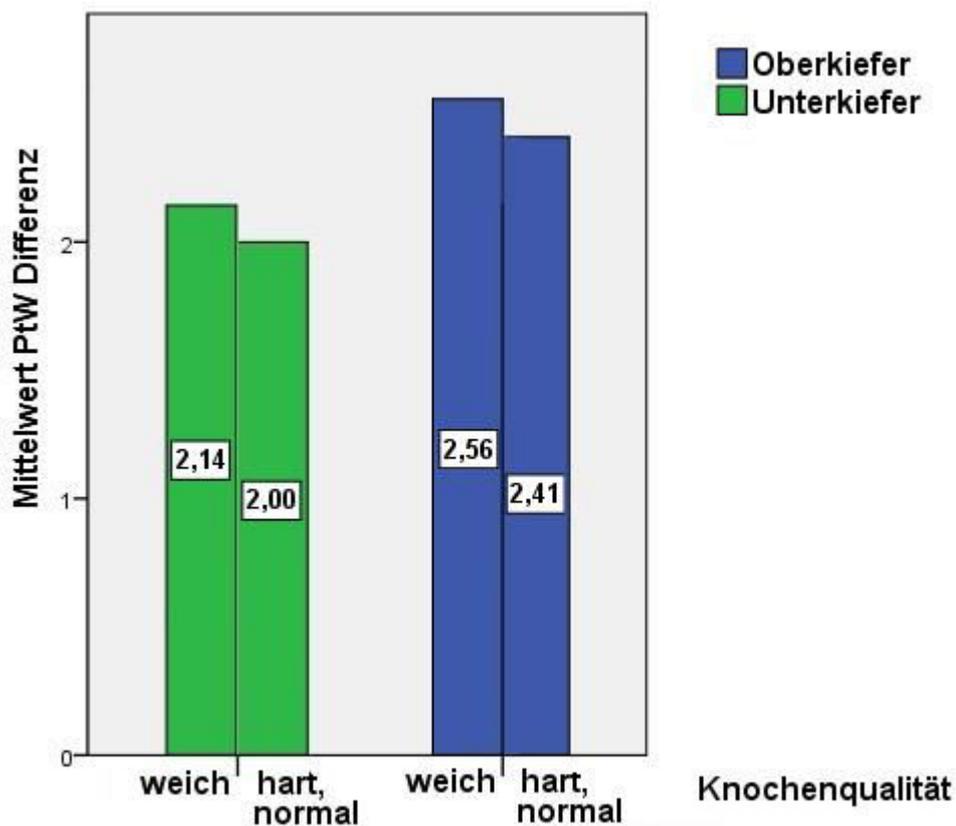


Abb. 19: Durchschnittliche Differenz der Periotestwerte bei Faktoren "Implantatlokalisierung" und "Knochenqualität". Mittelwert PtW Differenz, Differenz der Periotestwerte nach Implantatfreilegung und nach Knochentraining. Die Zahlen in den Kästen präsentieren die durchschnittliche Periotestwert-Differenz. Farblich ist die Implantatlokalisierung hervorgehoben.

3.9. Veränderung der Periotestwerte in allen Gruppen

Eine erhebliche Veränderung trat vor allem in den Gruppen „externer Sinuslift“, „weich“ und „Oberkiefer“ auf. Dabei war in der Gruppe „externer Sinuslift“ die durchschnittliche Differenz der Periotestwerte bei $2,66 \pm 1,41$ am höchsten. Die Veränderung der Periotestwerte in den Gruppen „14mm, 11mm“, „9,5mm, 8mm“, „hart, normal“, „Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift“ und „Unterkiefer“ war geringer ausgeprägt. Am wenigsten haben sich die Periotestwerte in der Gruppe „Unterkiefer“ verändert (Tab. 10, Abb. 20).

Tab. 10: Durchschnittliche Periotestwerte zum Zeitpunkt der Freilegung und nach Knochentraining sowie durchschnittliche Differenz der beiden Werte bezogen auf die einzelnen Gruppen.

Gruppen	PtW Freilegung	PtW nach Knochentraining	PtW Differenz
externer Sinuslift	1,04 ($\pm 2,10$)	-1,62 ($\pm 1,47$)	2,66 ($\pm 1,41$)
weich	0,97 ($\pm 2,78$)	-1,51 ($\pm 2,26$)	2,48 ($\pm 1,65$)
Oberkiefer	1,03 ($\pm 2,78$)	-1,44 ($\pm 2,11$)	2,46 ($\pm 1,76$)
Implantatlänge 14mm, 11mm	0,34 ($\pm 3,00$)	-1,99 ($\pm 2,21$)	2,33 ($\pm 1,82$)
Implantatlänge 9,5mm, 8mm	-0,52 ($\pm 2,25$)	-2,78 ($\pm 1,64$)	2,26 ($\pm 1,55$)
hart, normal	-0,18 ($\pm 2,86$)	-2,42 ($\pm 2,01$)	2,24 ($\pm 1,81$)
Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift	-0,05 ($\pm 3,00$)	-2,28 ($\pm 2,24$)	2,23 ($\pm 1,83$)
Unterkiefer	-1,52 ($\pm 2,26$)	-3,54 ($\pm 1,32$)	2,02 ($\pm 1,74$)

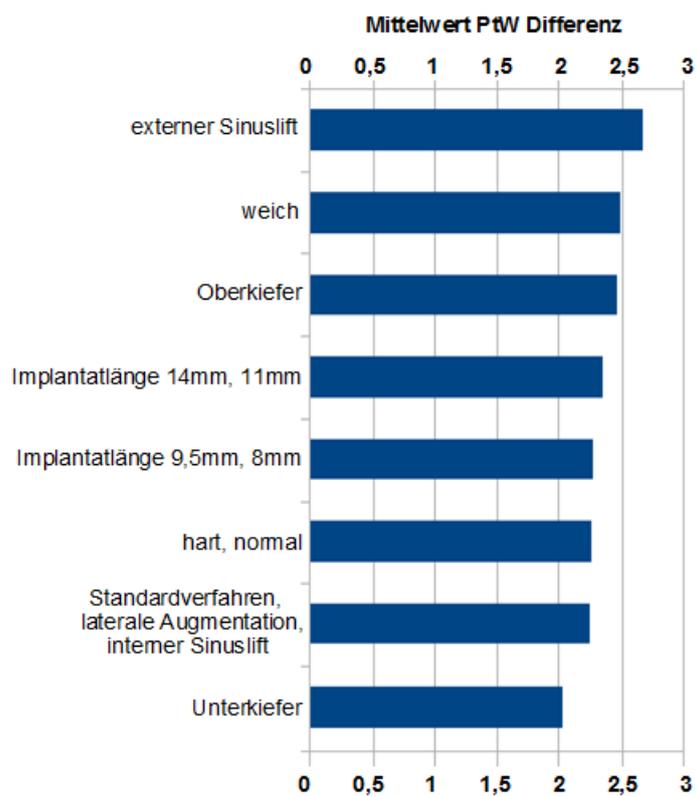


Abb. 20: Mittelwerte der Periotestwert-Differenzen für die einzelnen Gruppen.

4. Diskussion

Nach den in der Literatur beschriebenen konventionellen Verfahren in der Implantologie erstreckt sich die belastungsfreie gedeckte Implantateinheilung von drei bis zu acht Monaten, um das Risiko eines Implantatverlustes zu minimieren (Branemark et al., 1977).

Lange Einheilzeiten nach der Implantation und dadurch verlängerte Zeit der provisorischen Versorgung sind eine Herausforderung für die Patienten und oft ein Grund, eine Implantattherapie abzulehnen. Außerdem lässt sich durch lange statische Einheilungszeiten die ursprüngliche Knochenqualität nicht verbessern. Mit der Möglichkeit einer postoperativen Sofortversorgung kann man zwar mehr Komfort für die Patienten gewinnen, der Erfolg dieser Sofortbelastung ist aber von vielen Faktoren abhängig und bislang nicht ausreichend wissenschaftlich belegt (Nkenke und Fenner, 2006; Strub et al., 2012; Szmukler-Moncler et al., 2000).

Eine weitere Option besteht darin, die Implantate innerhalb der ersten vier bis acht Wochen nach chirurgischem Eingriff mit definitivem Zahnersatz zu versorgen. Es gibt einige Untersuchungen zur frühen okklusalen oder non-okklusalen Implantatbelastung. In den meisten Studien ist ein festgelegtes Eindrehmoment während Implantatinserterion für die Wahl des Belastungsprotokolls entscheidend. Damit beschränkt sich die Probandenwahl auf Patienten mit adäquater Knochenqualität und ausreichendem Knochenangebot. Die Fälle mit der Notwendigkeit einer Augmentation werden meist ausgeschlossen (Barewal et al., 2012; Esposito et al., 2009; Payne et al., 2002; Roccuzzo et al., 2009; Roccuzzo und Wilson, 2002; Turkyilmaz et al., 2007).

In der vorliegenden Untersuchung gab es keine Ausschlusskriterien bezüglich Knochenqualität und Knochenangebot. Nach Notwendigkeit wurde lateral augmentiert sowie eine externe und interne Sinusbodenelevation durchgeführt.

Es gibt nur wenige wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit dem Thema der frühen schrittweise ansteigenden Belastung der dentalen Implantate befassen. Carl Misch stellte 1980 das Konzept der progressiven Belastung vor, die modifizierte Auffassung des Konzepts wurde 1995 publiziert (Misch, 1995). Nach

seinem Konzept wird die Implantatbelastung fünfmal in dem Zeitraum von einem bis vier Monaten, abhängig von der Knochenqualität, durch eine Umgestaltung der Okklusionsfläche progressiv erhöht. Der Leitsatz dahinter ist, dass der Knochen sich strukturell der ansteigenden Belastungshöhe anpassen kann. Das Konzept der progressiven Belastung von Carl Misch wurde in einer Pilotstudie getestet (Rotter et al., 1996). Die Ergebnisse zeigten eine signifikante Zunahme von Implantatfestigkeit bei progressiv belasteten Implantaten, gemessen mit Periotest.

Der Einfluss der progressiven Belastung auf den krestalen Knochenabbau wie auch auf die Veränderung der periimplantären Knochendichte wurde in einer prospektiven klinischen Studie untersucht (Appleton et al., 2005). Die Einheilzeiten nach der Implantation betragen in der Studie fünf Monate. Nach der Freilegung wurde die Implantatbelastung innerhalb von sechs Monaten in drei Schritten bis zum Erreichen der Volloklusion erhöht. Bei progressiv belasteten Implantaten konnte nach zwölf Monaten ein signifikant geringerer Verlust der Knochenhöhe im krestalen Bereich nachgewiesen werden. Die periimplantäre Knochendichte nahm bei progressiv belasteten Implantaten kontinuierlich mit der Zeit zu.

Ein entscheidender Unterschied zwischen dem Konzept von Carl Misch, dem progressiven Belastungsprotokoll, getestet von Appleton et al., und der frühen reduzierten Implantatbelastung, untersucht in der vorliegenden Studie, ist die Dauer der Einheilzeiten. Bei Carl Misch beträgt die Zeit nach Implantation bis zur Freilegung in Abhängigkeit von der Knochenqualität vier bis acht Monate, so dass man nicht von einer frühen Implantatbelastung sprechen kann. Außerdem wird die Implantatbelastung in mehreren Schritten progressiv erhöht. Die Behandlungszeit bis zur Eingliederung des definitiven Zahnersatzes erstreckt sich dementsprechend auf sechs bis zwölf Monate. In der Untersuchung von Appleton et al. betragen die Einheilzeiten fünf Monate, der definitive Zahnersatz wird erst nach weiteren sechs Monaten eingegliedert.

Mit dem neuen Konzept der frühen reduzierten Implantatbelastung kann trotz der Verkürzung der Einheilzeiten die Implantatverankerung verbessert und

dadurch das Risiko des Implantatverlustes verringert werden. Dieses Konzept bietet ein breites Indikationsspektrum und kann helfen, den Patientenwunsch nach einer verkürzten Therapiezeit zuverlässig zu realisieren. Darüber hinaus ist das Verfahren im Vergleich zur progressiven Belastung in der Umsetzung technisch einfacher.

Anliegen dieser Untersuchung war es, den Effekt der frühen reduzierten Implantatbelastung auf Festigkeit der Implantatverankerung zu ermitteln sowie den Einfluss der Faktoren wie Implantatlänge, Knochenqualität, Augmentationsart und Implantatlokalisierung zu identifizieren.

4.1. Diskussion von Material und Methoden

4.1.1. Periotest, Messmethode

In der vorliegenden Studie wurde die Festigkeit der Implantatverankerung zum Zeitpunkt der Implantatfreilegung und nach Knochentraining mit Periotest (Siemens AG, Bensheim, Deutschland) gemessen.

Periotest ist ein weitverbreitetes, non-invasives Verfahren zur quantitativen Bestimmung der Implantatstabilität (Aparicio et al., 2006). Periotestwerte korrelieren eng mit der Knochenqualität und sind sensitiv gegenüber der Veränderung der periimplantären knöchernen Verankerung (Lachmann et al., 2006; Oh et al., 2009).

Alternativ kann die Festigkeit der Implantatverankerung mittels der Resonanzfrequenzanalyse gemessen werden. Beide non-invasive Messverfahren liefern vergleichbar zuverlässige Ergebnisse (Lachmann et al., 2006; Oh et al., 2009).

Die interinstrumentelle Variabilität des Periotests ist relativ hoch, dementsprechend hängt die Reproduzierbarkeit der Messwerte auch von der Anzahl der verwendeten Geräte ab (Manz et al., 1992a; Manz et al., 1992b).

Desweiteren wirkt sich die Kontakthöhe auf die Messwerte aus (Chai et al., 1993).

Um die Reproduzierbarkeit zu steigern, sollten mehrere Messungen an einem

Implantat unter Beachtung einer reproduzierbaren Perkussionsposition durch einen Untersucher vorgenommen werden (Aparicio et al., 2006).

Die Zuverlässigkeit der Ergebnisse in der vorliegenden Studie war durch die Benutzung nur eines Gerätes und durch die Abnahme der wiederholten Messungen durch einen Untersucher gesichert. Es wurde nur ein Implantatsystem benutzt. Die Kontakthöhe war stets am oberen Rand des mit Drehmoment (15 N/cm) fixierten Abutments reproduzierbar gemessen.

4.1.2. Bestimmung der Knochenqualität

In der vorliegenden Studie wurde die Knochenqualität anhand des manuell gefühlten Eindringwiderstandes während Pilotbohrung von einem Operateur bestimmt und in drei Klassen unterteilt: hart, normal und weich. Entsprechend der intraoperativ bestimmten Knochenqualität wurden zwei Gruppen gebildet: Implantate inseriert in das harte bzw. normale Knochenlager und Implantate inseriert in das weiche Knochenlager.

Der Eindringwiderstand während der Implantatbettpräparation kann in einem speziellen Messverfahren erfasst werden. Dieser mittels Computer gemessene Schnittwiderstand kann zuverlässig zur klinischen Feststellung der Knochenqualität verwendet werden (Friberg et al., 1995). Die Methodik ist allerdings für den alltäglichen klinischen Gebrauch kostenintensiv und aufwendig (Trisi und Rao, 1999).

Alternativ dazu kann die Knochenqualität durch den manuell gefühlten Schnittwiderstand während der Implantatbettpräparation, wie in der vorliegenden Studie, bestimmt werden. Die einfachere manuelle Schnittwiderstandmessung erlaubt eine sichere Unterscheidung zwischen D1 und D4 Knochenqualitäten (nach der Klassifikation von LEKHOLM und ZARB 1985) (Trisi und Rao, 1999).

4.1.3. Das Konzept der frühen reduzierten Implantatbelastung, Knochentraining

4.1.3.1. Statische Phase: Implantateinheilung

In der vorliegenden Studie wurden die Implantate nach einer sechswöchigen gedeckten Einheilung, nach Abschluss der statischen Phase, freigelegt. Nach externem Sinuslift betrug die Einheilzeit im Schnitt 5 Monate.

Die gedeckte Heilung nach Implantatinsertion ist für den ungestörten Ablauf der einzelnen Phasen der Knochenneubildung wichtig (Esposito et al., 2009; Esposito et al., 1998; Sagara et al., 1993). Sofort nach der Implantation existiert abhängig von der gewählten chirurgischen Technik ein mehr oder weniger großer Spalt zwischen Implantat und Knochen (Futami et al., 2000; Uthoff, 1973). Die Primärstabilität ist allein durch die mechanische Retention eines Implantats gesichert. In den ersten Wochen der Implantateinheilung baut sich das durch Implantatbettpräparation nekrotisch gewordenes Gewebe ab und wird sukzessiv durch ein neugebildetes Geflechtknochen ersetzt (Berglundh et al., 2003; Raghavendra et al., 2005). Dabei sinkt die mechanische Primärstabilität und die Sekundärstabilität steigt allmählich. Haga et al. beschreiben in ihrer Untersuchung fünf Stadien der Knochenheilung nach Implantation: Entzündungsstadium, Beginn der Bildung des Geflechtknochen, "Pseudoosseointegration", Bildung des kortikalen Knochens, Mineralisation und Reifung des Knochens (Haga et al., 2009). Insbesondere interessant ist die Phase der sogenannten „Pseudointegration“, in der das Implantat bereits von einer Knochenschicht umgeben, der Knochen allerdings noch unreif ist. Ebenso beschreiben Schenk et al. dieses Heilungsstadium in der vierten bis sechsten Woche nach Implantation, wo periimplantär der unreife Geflechtknochen neben Lamellenknochen dominiert (Schenk und Buser, 1998).

Längere Einheilungszeiten nach Implantation führen lediglich dazu, dass Geflechtknochen mit der Zeit zu Lamellenknochen umgebaut wird. Der umgebaute Knochen ist allerdings qualitativ noch minderwertig. Die metabolische Aktivität des Knochens nimmt mit der Zeit während der

Osseointegration ab (Sasaki et al., 2008). Erst durch den mechanischen Reiz kann der Knochen sich der Belastung funktionell und strukturell anpassen (Hou et al., 2009; Piattelli et al., 1997; Romanos et al., 2003; Schenk und Buser, 1998). Die Verlängerung der belastungsfreien Einheilungsphase scheint sogar zu einem marginalen Knochenabbau beizutragen (Bilhan et al., 2010; Ko et al., 2003).

In der vorliegenden Studie lag der durchschnittliche Periotestwert nach der Freilegung bei $0,16 \pm 2,89$. Die Festigkeit der Implantatverankerung nach der sechswöchigen gedeckten Implantateinheilung war den gemessenen Periotestwerten nach ausreichend, um mit der reduzierten Implantatbelastung zu beginnen.

4.1.3.2. Dynamische Phase: reduzierte Implantatbelastung

Entsprechend des bereits beschriebenen Protokolls der frühen reduzierten Belastung wurden die Implantate nach der Freilegung provisorisch versorgt. Die Implantatbelastung war durch spezielle Gestaltung des Provisoriums sowie durch die Anordnung der weichen Diät für durchschnittlich sechs Wochen reduziert.

Die Auswirkung der Belastung auf den heilenden Knochen kann unterschiedlich sein. Entsprechend der Belastungshöhe kann Osseointegration gefördert oder behindert werden (Hou et al., 2009; Uthoff, 1973; Uthoff und Germain, 1977). Ist die Implantatbelastung zu hoch, kann der periimplantäre Knochen überbelastet werden. Durch die zu hohe Beanspruchung entstehen kleine Knocheneinrisse, die zu periimplantärem Knochenabbau bis hin zum Implantatverlust führen können (Isidor, 1996; Isidor, 1997). Allerdings führt nicht jeder Belastungsanstieg zwingend zu einer Überbelastung und zum Verlust der Osseointegration (Miyata et al., 2000). Der Schwellenwert für die Überbelastung hängt vor allem von den aktuellen Knocheneigenschaften ab, so dass die gleiche Belastungshöhe sich unterschiedlich auf das periimplantäre Gewebe auswirken kann (Isidor, 1996; Isidor, 1997; Nagasawa et al., 2013).

Ein häufiger Grund für Implantatverlust ist unter anderem die zu hohe Belastung in der frühen Einheilphase (el Askary et al., 1999; Esposito et al., 1998). Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass der neugebildete unreife Knochen, der vorwiegend periimplantär in der frühen Einheilungsphase zu finden ist, dem ausdifferenzierten reifen Knochen in seinen mechanischen Eigenschaften unterlegen und dementsprechend anfälliger gegenüber einer Überbelastung ist (Davies, 2003; Haga et al., 2009). Außerdem besitzen die Implantate kein Parodontalligament und können den übermäßigen okklusalen Kräften nicht ausweichen. Der Kieferöffnungsreflex wird bei den Implantaten im Gegensatz zu den natürlichen Zähnen erst bei sehr hohen Belastungen ausgelöst (Bonte et al., 1993; Bonte und van Steenberghe, 1991). Darüber hinaus kann wegen der geringen Taktilität der Implantate die Belastungshöhe subjektiv nur schwer kontrolliert werden (Enkling et al., 2012; Jacobs und van Steenberghe, 1991; Trulsson und Gunne, 1998). All das trägt zu hohem Risiko einer Überbelastung bei. Die Reduktion der Belastung in der dynamischen Phase entsprechend des vorliegenden Konzeptes ist wichtig, um einer Überbelastung vorzubeugen und gleichzeitig dem Knochen einen Anreiz zu belastungsentsprechendem Umbau zu geben. Die Belastungshöhe kann durch ein Provisorium in Infraokklusion reduziert werden; durch die weiche Kost wird außerdem noch die Mastikationszeit reduziert (Himmlova et al., 2007).

4.1.3.3. Eingliederung des definitiven Zahnersatzes

Nach einer im Schnitt sechs wöchigen dynamischen Phase wurden die Implantate entsprechend dem Protokoll des vorgestellten Konzeptes mit definitiven Zahnersatz versorgt und voll belastet.

Mit der Zeit adaptiert sich der Knochen an den Belastungsreiz und die metabolische Aktivität sinkt (Sasaki et al., 2008). Daher ist die reduzierte Implantatbelastung nur für einen begrenzten Zeitraum sinnvoll.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

4.2.1. Allgemeine Entwicklung der Periotestwerte nach Knochentraining

Nach der Freilegung lag der durchschnittliche Periotestwert bei $0,16 \pm 2,89$. Nach Knochentraining nahm die Festigkeit der Implantatverankerung zu, der durchschnittliche Periotestwert lag eindeutig im negativen Bereich bei $-2,15 \pm 2,12$. Die Implantate konnten danach sicher physiologisch belastet werden. Im Durchschnitt veränderten sich die Periotestwerte nach Knochentraining um $2,31 \pm 1,77$ Einheiten.

Die Abnahme der Periotestwerte um mindestens eine Einheit nach dem erfolgten Knochentraining war statistisch signifikant. Die Festigkeit der Implantatverankerung nahm bei 556 von 627 Implantaten nach dem Knochentraining zu. Die allgemeine Verbesserung um mindestens eine Periotesteinheit war unabhängig von Implantatlänge, Implantatlokalisierung, Augmentationsart oder Knochenqualität.

Von 63 Implantaten mit konstant gebliebenen Periotestwerten waren lediglich drei im positiven Bereich. Die Werte lagen zwischen +1 und +3. Laut Produktinformationsblatt von Periotest (Siemens AG, Bensheim, Deutschland) deuten die Werte zwischen -8 und 0 auf gute Osseointegration und erlauben sicher die Implantatbelastung, die Werte zwischen +1 und +9 erfordern eine klinische Überprüfung, schließen aber die Möglichkeit der erfolgreichen Belastung nicht aus.

Die Verschlechterung der Periotestwerte trat bei acht Implantaten auf, bei sieben Implantaten um jeweils eine Einheit und bei einem Implantat um zwei Einheiten. Von diesen acht Implantaten waren lediglich zwei im positiven Bereich mit Werten von +1 und +2. Alle Implantate mit einer Verschlechterung der Periotestwerte nach Knochentraining waren 11mm bzw. 14mm lang und im Oberkiefer. Alle Implantate waren bei den späteren Nachkontrollen in situ erfolgreich integriert.

4.2.2. Augmentationsverfahren

In der Gruppe „externer Sinuslift“ lag der durchschnittliche Periotestwert nach der Freilegung deutlich im positiven Bereich bei $1,04 \pm 2,10$. Die Festigkeit der Implantatverankerung nahm in den beiden Gruppen, „externer Sinuslift“ und „Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift“, zu. In der Gruppe „externer Sinuslift“ nahm die Festigkeit der Implantatverankerung am intensivsten zu.

Nach einem externen Sinuslift ist, im Gegensatz zu einem internen Sinuslift oder einer lateralen Augmentation, der Anteil am frisch regenerierten, noch nicht belastungsmaturierten periimplantären Knochen deutlich größer, was sich in den positiven Periotestwerten widerspiegelt (Abb. 21). Durch das Knochentraining wird der neugebildete periimplantäre Knochen deutlich fester, dementsprechend sinken die Periotestwerte.

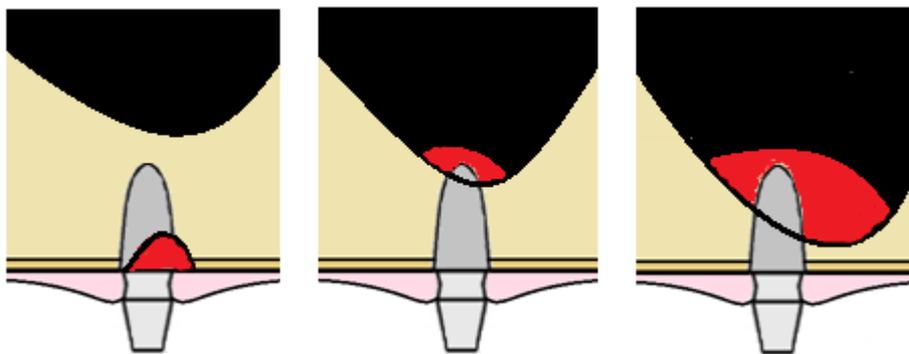


Abb. 21: Anteil des neugebildeten Knochens in Abhängigkeit von Augmentationsverfahren.
Von links nach rechts: laterale Augmentation, interner Sinuslift, externer Sinuslift. Das Augmentationsareal ist rot markiert.

4.2.3. Implantatlokalisierung

Der durchschnittliche Periotestwert war im Unterkiefer bereits nach der Freilegung deutlich im negativen Bereich im Vergleich zu Oberkiefer und lag bei $-1,52 \pm 2,26$. Im Oberkiefer lag der durchschnittliche Periotestwert dagegen nach der Freilegung im positiven Bereich bei $1,03 \pm 2,78$.

Dieses Ergebnis korrespondiert mit den anderen Studien (Salonen et al., 1997; van Steenberghe et al., 1995). Das knöcherne Implantatlager im Oberkiefer zeigt oft große Spongiosaanteile, umgeben von einer mäßig dicken bis dünnen Kortikalisschicht. Im Unterkiefer ist die Kortikalis stärker ausgeprägt, je nach Region kann der gesamte Unterkieferkörper aus kompaktem Knochen bestehen (Strietzel, 2001). Der Anteil und die Dicke der kortikalen Schicht beeinflussen die Festigkeit der Implantatverankerung und damit den Periotestwert (Salonen et al., 1997; Sennerby et al., 1992; van Steenberghe et al., 1995).

Die Periotestwerte nach Knochentraining zeigten bei beiden Gruppen eine Verbesserung der Festigkeit der Implantatverankerung; im Oberkiefer war das Ausmaß der Verbesserung erwartungsgemäß deutlicher.

4.2.4. Knochenqualität

Der durchschnittliche Periotestwert lag nach der Freilegung in der Gruppe „hart und normal“ im negativen Bereich bei $-0,18 \pm 2,86$, in der Gruppe „weich“ lag der Wert dagegen im positiven Bereich bei $0,97 \pm 2,78$. In den beiden Gruppen hat die Festigkeit der Implantatverankerung nach Knochentraining zugenommen. In der Gruppe „weich“ war die Verbesserung deutlicher.

Die über das Implantat weitergeleitete Belastung verformt den periimplantären Knochen. Das periimplantäre Knochenlager besteht aus Spongiosa und Kortikalis. Die Spongiosa ist deutlich elastischer im Vergleich zur Kortikalis. Durch die hohen Anteile an Spongiosa lässt sich der weiche Knochen leichter verformen. Diese elastische Verformung des Knochens wirkt osteoinduktiv. Die Stärke der osteoinduktiven Antwort korreliert mit dem Ausmaß und der Art der Verformung (Hsieh et al., 2001). Die gleiche Belastungshöhe kann aufgrund der stärkeren Verformung des weichen Knochens zu einer intensiveren osteoinduktiven Antwort führen. Spongiosa reagiert im Vergleich zu Kortikalis aktiver auf mechanische Stimuli (Jerosch et al., 2002).

4.2.5. Implantatlänge

Der durchschnittliche Periotestwert nach der Freilegung lag in der Gruppe „14mm, 11mm“ im positiven Bereich bei $0,34 \pm 3,00$, in der Gruppe „9,5mm, 8mm“ dagegen im negativen Bereich bei $-0,52 \pm 2,25$. Nach Knochentraining nahm die Festigkeit der Implantatverankerung bei beiden Gruppen zu. Die Intensität der Entwicklung war in den beiden Gruppen annähernd gleich. Wie in einigen Finite-Elemente-Analysen gezeigt werden konnte, hat die Implantatlänge keinen Einfluss auf die Belastungsverteilung im periimplantären Knochenlager (Anitua et al., 2010; Himmlova et al., 2004). Dementsprechend kann bei gleichen Belastungskonditionen kein Unterschied in der Belastungsauswirkung auf den periimplantären Knochen bei kurzen oder langen Implantaten entstehen. Das erklärt die annähernd gleiche Entwicklung der Festigkeit der Implantatverankerung bei verschiedenen langen Implantaten.

4.2.6. Faktoren mit besonderem Einfluss auf die Entwicklung der Periotestwerte

Im Durchschnitt veränderten sich die Periotestwerte nach Knochentraining um $2,31 \pm 1,77$ Einheiten. Überdurchschnittlich entwickelte sich die Festigkeit der Implantatverankerung im weichen Knochen, im Oberkiefer (insbesondere in Kombination mit weichen Knochen) und nach einer externen Sinusbodenelevation, wobei in der Gruppe „externer Sinuslift“ die meiste Verbesserung der Implantatverankerung zu verzeichnen war. In all diesen Fällen war die Abnahme der Periotestwerte um mindestens zwei Einheiten nach Knochentraining statistisch signifikant. Die Festigkeit der Implantatverankerung bei langen Implantaten in der Gruppe „14mm, 11mm“ hat sich durchschnittlich entwickelt. Die Verbesserung der knöchernen Verankerung der Implantate im harten bzw. normalen Knochen oder mit der Implantatlänge von 9,5mm bzw. 8mm oder nach der Anwendung des Standardverfahrens, einer lateralen Augmentatation, eines internen Sinuslifts war unterdurchschnittlich. Am

geringsten nahm die Festigkeit der Implantatverankerung im Unterkiefer, insbesondere in Kombination mit der harten bzw. normalen Knochenqualität zu. Das Vorliegen von unzureichenden Knochenangebot oder Knochenqualität sowie Implantation im Oberkiefer zählen zu den ungünstigen Voraussetzungen in der dentalen Implantologie, denn insbesondere in diesen Fällen treten die Implantatverluste häufiger auf (Ekfeldt et al., 2001; Higuchi et al., 1995; Jaffin und Berman, 1991; Liddelow und Klineberg, 2011; Tolstunov, 2007). Zum größten Teil ereignen sich die Implantatverluste nach Eingliederung des Zahnersatzes in der unmittelbar folgenden Belastungsphase (el Askary et al., 1999). In der vorliegenden Studie zeigten die Implantate mit den in der Literatur als ungünstig beschriebenen Voraussetzungen eine besonders intensive Zunahme der Festigkeit der Implantatverankerung im Vergleich zu anderen Fällen. Keines der Implantate in der Studie ging in der dynamischen Phase verloren, lediglich aufgrund einer Abutmentfraktur musste ein Implantat ein Jahr nach der Eingliederung des definitiven Zahnersatzes entfernt werden.

4.3. Einschränkungen

Die Ergebnisse der vorliegenden retrospektiven Untersuchung konnten aufgrund des retrospektiven Charakters nicht mit einer Kontrollgruppe verglichen werden. Wegen der Abwesenheit der Kontrollgruppe könnte man darauf spekulieren, dass sich die Periotestwerte allein im Laufe der Zeit positiv entwickeln könnten. Die Tatsachen, dass insbesondere bei ungünstigen Voraussetzungen eine deutlichere Verbesserung eintrat und dass kein Implantat in der dynamischen Phase verloren gegangen ist, sprechen dennoch für einen positiven Effekt der frühen reduzierten Implantatbelastung.

5. Zusammenfassung

Einleitung

Im Rahmen dieser retrospektiven Studie wurde die Auswirkung der frühen reduzierten Belastung auf Festigkeit der Implantatverankerung untersucht. Zusätzlich wurde geprüft, welchen Einfluss die Faktoren Implantatlänge, Knochenqualität, Augmentationsart und Implantatlokalisierung auf die Festigkeit der Implantatverankerung nach der frühen reduzierten Belastung haben.

Material und Methoden

In die Studie wurden Patienten einbezogen, die sich einer Implantationstherapie in Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie in ZZMK (Carolinum) der J. W. Goethe-Universität in dem Zeitraum von Januar 2001 bis Februar 2010 unterzogen haben. Alle teilnehmenden Patienten wurden von einem Behandler betreut. Es wurden ausschließlich Ankylos Implantate (Dentsply, Mannheim, Deutschland) verwendet. Die Festigkeit der Implantatverankerung wurde mit Periotets gemessen. Die Implantationstherapie lief grundsätzlich nach den Rahmenbedingungen der frühen reduzierten Implantatbelastung ab. Nach einer mindestens sechswöchigen geschlossenen Einheilung (statische Phase) wurden die Implantate freigelegt und mit Standardabutment versorgt, anschließend wurde der erste Periotestwert erhoben. Die statische Phase nach externem Sinuslift betrug im Schnitt 5 Monate. Für weitere vier bis acht Wochen (dynamische Phase) wurden die Implantate mit Provisorien in Infraokklusion versorgt, bei zahnlosen Patienten wurden die Implantate durch die provisorische Versorgung grundsätzlich verblockt. Patienten wurden unterwiesen, nur weiche Kost zu sich zu nehmen. Nach vier bis acht Wochen im Anschluss an die dynamische Phase wurde der zweite Periotestwert erhoben. Definitiver Zahnersatz mit korrekt eingestellter Okklusion wurde eingegliedert. Die Periotestwerte vor und nach der frühen reduzierten Implantatbelastung wurden zusammengetragen und statistisch ausgewertet.

Ergebnisse

Bei 247 Patienten wurden im Zeitraum von 01.01.2001 bis 01.03.2010 634 Ankylos Implantate inseriert. In der statischen Phase gingen sieben Implantate verloren, restliche 627 Implantate wurden früh reduziert belastet. Kein Implantat ging in der dynamischen Phase verloren. Innerhalb des ersten Jahres unter voller funktioneller Belastung ging kein Implantat aufgrund von knöcherner Überbelastung verloren. Lediglich ein Implantat musste aufgrund von Abutmentfraktur ein Jahr nach der Eingliederung des definitiven Zahnersatzes entfernt werden. Die Periotestwerte nahmen bei 556 Implantaten um mindestens eine Einheit der Periotestwertskala ab. Diese Veränderung der Periotestwerte war statistisch signifikant ($p = 0,0001$). Der Einfluss der Faktoren Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung, Augmentationsverfahren auf die Reduktion der Periotestwerte um eine Einheit war statistisch nicht signifikant. Die Reduktion der Periotestwerte um mindestens zwei Einheiten trat bei 409 von insgesamt 627 Implantaten auf und war statistisch signifikant in den Gruppen „weiche Knochenqualität“, „Implantatlänge 8mm, 9,5mm“, „externer Sinuslift“, „Oberkiefer“ ($p = 0,001$). In zwei Gruppen, nämlich „11mm und 14mm“ sowie „Standardverfahren, laterale Augmentation, interner Sinuslift“ trat eine Abnahme der Periotestwerte statistisch signifikant seltener auf ($p = 0,045$ bei „11 und 14 mm“ und $p = 0,033$ bei „Standardverfahren, laterale Augmentation und interner Sinuslift“).

Schlussfolgerung

Die frühe reduzierte Implantatbelastung hat keinen negativen Einfluss auf den Implantaterfolg. Beim Vorliegen von ungünstigen Voraussetzungen, wie unzureichendem Knochenangebot und Knochenqualität sowie Implantation im Oberkiefer, verbessert sich die Festigkeit der Implantatverankerung besonders deutlich. Das Konzept zeichnet sich durch das breite Indikationsspektrum und die hohe Überlebensrate trotz der verkürzten Therapiezeit aus.

6. Summary

Introduction

This retrospective investigation generally evaluated the effectiveness of early moderate loading (e.m.l.) on improving implant stability to determine whether the procedure impaired implant stability. In detail, this study examined how implant length, bone quality, bone augmentation procedures and implant localization influenced implant stability after e.m.l.. Statistical analysis of the results points to a conclusion that the e.m.l. does not impair the success rate of implants involved in that study.

Materials and Methods

From January 2001 to February 2010, one dental surgeon performed dental implant procedures on all the subjects of this study at the clinic of Oral Surgery, J. W. Goethe University, using only Ankylos® implants (Dentsply, Mannheim, Germany). The effectiveness of e.m.l. was assessed by means of Periotest® values. The implant treatment complied with the framework conditions of the e.m.l.. Following a conventional subgingival healing period of minimum six weeks (static stage), implants were uncovered and restored with standardized abutments. Thereafter, first periotest value was recorded. The static stage after external sinus floor elevation was 5 months in average. For the next four to eight weeks (dynamic stage), the implants were restored with provisional restorations placed into infra-occlusion, in edentulous patients, implants were splinted by the provisional restoration. Patients were restricted to a soft diet during that period. After four to eight weeks of moderate loading, the second periotest value was recorded. Final restorations with properly adjusted occlusion were inserted. The periotest values before and after the e.m.l. were statistically analyzed.

Results

In the time span of this study, 247 patients received 634 Ankylos® implants. Seven implants were lost during the static stage and the remaining 627 implants were early moderate loaded. One implant had to be removed a year after its insertion due to a fracture of the abutment. No implant was lost during the dynamic stage. Within the first year with full functional loading, no implant was lost due to bony overload. The periotest values decreased by 556 implants at least one unit of periotest value scale. This change in the periotest values was statistically significant ($p = 0.0001$), and none of the factors that were analyzed influenced it. For 409 implants, the recorded improvement of the periotest value for at least two units was statistically significant ($p=0.001$) at sites with poor bone quality, sites in the maxilla, at sites where external sinus lift was done, or at sites where short implants (8mm, 9,5mm) were placed. At sites with long implants (11mm, 14mm) and for implants that were inserted after internal sinus lift, lateral ridge augmentation or without bone augmentation procedures, the improvement of periotest value for at least two units was significantly more rare (respectively $p=0,045$ and $p=0,033$).

Conclusion

The e.m.l. does not impair implant success. In the presence of unfavorable conditions, such as insufficient bone volume and bone quality, sites in the maxilla, the implant stability significantly improved. The special advantages of the e.m.l. are a wide range of indications and its high survival rate despite the short treatment time.

7. Literatur

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery* (1981) 10:387-416.

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica* (1981) 52:155-170.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* (2010) 30:89-95.

Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical oral implants research* (2006) 17 Suppl 2:2-7.

Appleton RS, Nummikoski PV, Pigno MA, Cronin RJ, Chung KH. A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. *Clinical oral implants research* (2005) 16:161-167.

Augat P, et al. Early, full weightbearing with flexible fixation delays fracture healing. *Clinical orthopaedics and related research* (1996):194-202.

Barewal RM, Stanford C, Weesner TC. A randomized controlled clinical trial comparing the effects of three loading protocols on dental implant stability. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2012) 27:945-956.

Bartold PM, Kuliwaba JS, Lee V, Shah S, Marino V, Fazzalari NL. Influence of surface roughness and shape on microdamage of the osseous surface adjacent to titanium dental implants. *Clinical oral implants research* (2011) 22:613-618.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clinical oral implants research* (2003) 14:251-262.

Bilhan H, Mumcu E, Arat S. The role of timing of loading on later marginal bone loss around dental implants: a retrospective clinical study. *The Journal of oral implantology* (2010) 36:363-376.

Bloebaum RD, Liao DW, Lester DK, Rosenbaum TG. Dual-energy x-ray absorptiometry measurement and accuracy of bone mineral after unilateral total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* (2006) 21:612-622.

Bonte B, Linden RW, Scott BJ, van Steenberghe D. Role of periodontal mechanoreceptors in evoking reflexes in the jaw-closing muscles of the cat. *The Journal of physiology* (1993) 465:581-594.

Bonte B, van Steenberghe D. Masseteric post-stimulus EMG complex following mechanical stimulation of osseointegrated oral implants. *Journal of oral rehabilitation* (1991) 18:221-229.

Boyan BD, et al. Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies. *European cells & materials* (2003) 6:22-27.

Branemark PI, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum* (1977) 16:1-132.

Branemark R, Ohnell LO, Skalak R, Carlsson L, Branemark PI. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* (1998) 16:61-69.

Büchter A, Kleinheinz J, Joos U, Meyer U. [Primary implant stability with different bone surgery techniques. An in vitro study of the mandible of the minipig]. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie : MKG* (2003) 7:351-355.

Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Seper L, Joos U, Meyer U. [Peri-implant bone formation around cylindrical and conical implant systems]. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie : MKG* (2004) 8:282-288.

Buckland AJ, Dowsey MM, Stoney JD, Hardidge AJ, Ng KW, Choong PF. Periprosthetic bone remodeling using a triple-taper polished cemented stem in total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* (2010) 25:1083-1090.

Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (1998) 13:611-619.

Chai JY, Yamada J, Pang IC. In vitro consistency of the Periotest instrument. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* (1993) 2:9-12.

Challis MJ, Jull GJ, Stanton WR, Welsh MK. Cyclic pneumatic soft-tissue compression enhances recovery following fracture of the distal radius: a randomised controlled trial. *The Australian journal of physiotherapy* (2007) 53:247-252.

Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *The Journal of prosthetic dentistry* (1998) 80:439-449.

Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *The International journal of prosthodontics* (1998) 11:391-401.

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education* (2003) 67:932-949.

de Bruin ED, Frey-Rindova P, Herzog RE, Dietz V, Dambacher MA, Stussi E. Changes of tibia bone properties after spinal cord injury: effects of early intervention. *Archives of physical medicine and rehabilitation* (1999) 80:214-220.

De Smet E, et al. Effect of controlled early implant loading on bone healing and bone mass in guinea pigs, as assessed by micro-CT and histology. *European journal of oral sciences* (2006) 114:232-242.

Dentsply. Ankylos Implanting Brilliancy (2007).

Ekfeldt A, et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clinical oral implants research* (2001) 12:462-467.

el Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II. *Implant dentistry* (1999) 8:265-277.

Enkling N, Heussner S, Nicolay C, Bayer S, Mericske-Stern R, Utz KH. Tactile sensibility of single-tooth implants and natural teeth under local anesthesia of the natural antagonistic teeth. *Clinical implant dentistry and related research* (2012) 14:273-280.

Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. One-stage versus two-stage implant placement. A Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials. *European journal of oral implantology* (2009) 2:91-99.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences* (1998) 106:721-764.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clinical oral implants research* (1995) 6:164-171.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle orthodontist* (2004) 74:3-15.

Futami T, et al. Tissue response to titanium implants in the rat maxilla: ultrastructural and histochemical observations of the bone-titanium interface. *Journal of periodontology* (2000) 71:287-298.

Gardner MJ, van der Meulen MC, Demetrakopoulos D, Wright TM, Myers ER, Bostrom MP. In vivo cyclic axial compression affects bone healing in the mouse tibia. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* (2006) 24:1679-1686.

Gehrke P, Neugebauer J. Implant surface design: using biotechnology to enhance osseointegration. Interview. *Dental implantology update* (2003) 14:57-64.

Goodship AE, Lanyon LE, McFie H. Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* (1979) 61:539-546.

Haga M, et al. Detailed process of bone remodeling after achievement of osseointegration in a rat implantation model. *Anatomical record* (2009) 292:38-47.

Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* (1995) 53:264-268.

Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* (2004) 91:20-25.

Himmlova L, Goldmann T, Ihde S, Konvickova S. Time analysis of hard and soft bolus processing. *Biomedical papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc, Czechoslovakia* (2007) 151:327-332.

Hou X, Weiler MA, Winger JN, Morris JR, Borke JL. Rat model for studying tissue changes induced by the mechanical environment surrounding loaded titanium implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2009) 24:800-807.

Hsieh YF, Robling AG, Ambrosius WT, Burr DB, Turner CH. Mechanical loading of diaphyseal bone in vivo: the strain threshold for an osteogenic response varies with location. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* (2001) 16:2291-2297.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical oral implants research* (1996) 7:143-152.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical oral implants research* (1997) 8:1-9.

Jacob CH, Berry JT. A study of the bone machining process--drilling. *Journal of biomechanics* (1976):343-349.

Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. *Clinical oral implants research* (1991) 2:75-80.

Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology* (1991) 62:2-4.

Jerosch J, Bader A, Uhr G. *Knochen curasan Taschenatlas spezial*. (2002).

Jones HH, Priest JD, Hayes WC, Tichenor CC, Nagel DA. Humeral hypertrophy in response to exercise. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* (1977) 59:204-208.

Judex S, Gupta S, Rubin C. Regulation of mechanical signals in bone. *Orthodontics & craniofacial research* (2009) 12:94-104.

Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. *Histologie*. (2000).

Kaspar D, Seidl W, Neidlinger-Wilke C, Ignatius A, Claes L. Dynamic cell stretching increases human osteoblast proliferation and CICP synthesis but decreases osteocalcin synthesis and alkaline phosphatase activity. *Journal of biomechanics* (2000) 33:45-51.

Kenwright J, Goodship AE. Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. *Clinical orthopaedics and related research* (1989):36-47.

Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. *The Angle orthodontist* (2008) 78:692-698.

Ko CC, et al. Effects of implant healing time on crestal bone loss of a controlled-load dental implant. *Journal of dental research* (2003) 82:585-591.

Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clinical oral implants research* (2006) 17:75-79.

Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clinical oral implants research* (2011) 22:349-356.

Lee TQ, Shapiro TA, Bell DM. Biomechanical properties of human tibias in long-term spinal cord injury. *Journal of rehabilitation research and development* (1997) 34:295-302.

Liddelow G, Klineberg I. Patient-related risk factors for implant therapy. A critique of pertinent literature. *Australian dental journal* (2011) 56:417-426; quiz 441.

Manz MC, Morris HF, Ochi S. An evaluation of the Periotest system. Part I: Examiner reliability and repeatability of readings. Dental Implant Clinical Group (Planning Committee). *Implant dentistry* (1992a) 1:142-146.

Manz MC, Morris HF, Ochi S. An evaluation of the Periotest system. Part II: Reliability and repeatability of instruments. Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee). *Implant dentistry* (1992b) 1:221-226.

McCord JF, Blum I. Prevention of bone loss for edentulous patients. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* (2003) 11:71-74.

Misch C. Progressive bone loading. *Dentistry today* (1995) 14:80-83.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2000) 15:425-431.

Moser W, Nentwig GH. Finite-Element-Studien zur Optimierung von Implantatgewindeformen. *Z Zahnarztl Implantol* (1989) 5:29-32.

Nagasawa M, Takano R, Maeda T, Uoshima K. Observation of the bone surrounding an overloaded implant in a novel rat model. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2013) 28:109-116.

Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *The Journal of oral implantology* (2004) 30:171-177.

Neugebauer J, Weinlander M, Lekovic V, von Berg KH, Zoeller JE. Mechanical stability of immediately loaded implants with various surfaces and designs: a pilot study in dogs. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2009) 24:1083-1092.

Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clinical oral implants research* (2006) 17 Suppl 2:19-34.

Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* (2009) 107:513-518.

Payne AG, Tawse-Smith A, Duncan WD, Kumara R. Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures. *Clinical oral implants research* (2002) 13:603-609.

Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Quaranta M. Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* (1997) 17:162-169.

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2005) 20:425-431.

Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry* (1989) 61:223-228.

Roberts WE, Garetto LP, DeCastro RA. Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *Journal* (1989) 68:19-24.

Robling AG, Castillo AB, Turner CH. Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annual review of biomedical engineering* (2006) 8:455-498.

- Roccuzzo M, Aglietta M, Cordaro L. Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2009) 24 Suppl:147-157.
- Roccuzzo M, Wilson T. A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: one year results. *Clinical oral implants research* (2002) 13:502-507.
- Romanos GE. Sofortbelastung von Implantaten - Vergangenheit, Gegenwart und Zukunft. *Implantologie* (2009) 17 165 - 180.
- Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Wicht H, Yacoob H, Nentwig GH. Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey. *Journal of periodontology* (2003) 74:1483-1490.
- Rotter BE, Blackwell R, Dalton G. Testing progressive loading of endosteal implants with the Periotest: a pilot study. *Implant dentistry* (1996) 5:28-32.
- Rüter A, Trentz O, Wagner M. *Unfallchirurgie*. (2003).
- Sagara M, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. The effects of early occlusal loading on one-stage titanium alloy implants in beagle dogs: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry* (1993) 69:281-288.
- Salonen MA, Raustia AM, Kainulainen V, Oikarinen KS. Factors related to Periotest values in endosseal implants: a 9-year follow-up. *Journal of clinical periodontology* (1997) 24:272-277.
- Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell

behaviour in an explant model of osseointegration. A scanning electron microscopic study. *Clinical oral implants research* (2005) 16:657-666.

Sarmiento A, Schaeffer JF, Beckerman L, Latta LL, Enis JE. Fracture healing in rat femora as affected by functional weight-bearing. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* (1977) 59:369-375.

Sasaki H, Koyama S, Yokoyama M, Yamaguchi K, Itoh M, Sasaki K. Bone metabolic activity around dental implants under loading observed using bone scintigraphy. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (2008) 23:827-834.

Schenk R, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000* (1998) 17:22-35.

Schenk R, Willenegger H. [on the Histological Picture of So-Called Primary Healing of Pressure Osteosynthesis in Experimental Osteotomies in the Dog]. *Experientia* (1963) 19:593-595.

Schenk R, Willenegger H. [Histology of primary bone healing: modifications and limits of recovery of gaps in relation to extent of the defect (author's transl)]. *Unfallheilkunde* (1977) 80:155-160.

Schiebler TH, Schmidt W. *Anatomie*. (2002).

Schwartz Z, Boyan BD. Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface. *Journal of cellular biochemistry* (1994) 56:340-347.

Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants* (1992) 7:62-71.

Stock M, Gehrke P. Die Friadent cell plus Implantatoberfläche. Grundlegende Mechanismen der knöchernen Integration am Material-Biosystem-Interface. (2003).

Strietzel FP. Therapieplanung und operatives Vorgehen, Besonderheiten der Indikationsgruppen. (2001).

Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. Functional surface area. Thread-Form parameter optimization for implant body design. . Compend Contin Educ Dent (1998) 19:4-9.

Strub JR, Jurdzik BA, Tuna T. Prognosis of immediately loaded implants and their restorations: a systematic literature review. Journal of oral rehabilitation (2012) 39:704-717.

Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. Compendium (1994) 15:152, 154-156, 158 passim; quiz 162.

Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clinical oral implants research (2000) 11:12-25.

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. Journal of biomedical materials research (1998) 43:192-203.

Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration--communication of cells. Clinical oral implants research (2012) 23:1127-1135.

Tolstunov L. Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. The Journal of oral implantology (2007) 33:211-220.

Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clinical oral implants research* (1999) 10:1-7.

Trulsson M, Gunne HS. Food-holding and -biting behavior in human subjects lacking periodontal receptors. *Journal of dental research* (1998) 77:574-582.

Turkyilmaz I, Avci M, Kuran S, Ozbek EN. A 4-year prospective clinical and radiological study of maxillary dental implants supporting single-tooth crowns using early and delayed loading protocols. *Clinical implant dentistry and related research* (2007) 9:222-227.

Turner RT. Invited review: what do we know about the effects of spaceflight on bone? *Journal of applied physiology* (2000) 89:840-847.

Uthoff HK. Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* (1973) 55:633-639.

Uthoff HK, Germain JP. The reversal of tissue differentiation around screws. *Clinical orthopaedics and related research* (1977):248-252.

van Steenberghe D, Tricio J, Naert I, Nys M. Damping characteristics of bone-to-implant interfaces. A clinical study with the Periotest device. *Clinical oral implants research* (1995) 6:31-39.

Willenegger H, Perren S, Schenk R. [Primary and secondary healing of bone fractures]. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin* (1971) 42:241-252.

Wintermantel E, Ha S-W. *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*. (2002).

Wolf S, et al. The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clinical biomechanics* (1998) 13:359-364.

Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. (1892).

Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *Journal of biomedical materials research* (1995) 29:1567-1575.

8. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Primär- und Sekundärstabilität während der Implantateinheilung (Raghavendra et al., 2005).....	13
Abb. 2: Mechanostat.....	16
Abb. 3: Besonderheiten des Ankylos Implantats	21
Abb. 4: Optische Darstellung der Spannungsverteilung des Ankylos-Implantats.....	21
Abb. 5: Interne Konusverbindung.....	22
Abb. 6: Messung des Periotestwertes.....	24
Abb. 7: Schematische Abbildung des Konzepts	26
Abb. 8: Histogramm, Alter der Patienten.....	32
Abb. 9: Anzahl der inserierten Implantate pro Patient	33
Abb. 10: Topographische Verteilung der Implantate in Ober- und Unterkiefer.....	34
Abb. 11: Die funktionelle Belastung der Implantate nach Knochentraining in Jahren.....	36
Abb. 12: Prozentuale Anteile der Implantatanzahl je nach Veränderung der Periotestwerte, N=627.....	37
Abb. 13: Entwicklung der Periotestwerte.....	38
Abb. 14: Periotestwert-Differenzen mit Implantatanzahl.....	39
Abb. 15: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlänge".....	41
Abb. 16: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Augmentationsverfahren".....	42
Abb. 17: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Knochenqualität".....	43
Abb. 18: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlokalisierung"	44
Abb. 19: Durchschnittliche Differenz der Periotestwerte bei Faktoren "Implantatlokalisierung" und "Knochenqualität".....	45
Abb. 20: Mittelwerte der Periotestwert-Differenzen für die einzelnen Gruppen.....	47
Abb. 21: Anteil des neugebildeten Knochens in Abhängigkeit von Augmentationsverfahren	56

9. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übereinstimmung der Periotestwerte mit Entwicklungsstadien der Osseointegration (Produktinformation Medizintechnik Gulden e. K., Modautal, Deutschland).....	25
Tab. 2: Einteilung nach Knochenqualität in Klasse I bis III	29
Tab. 3: Aufteilung nach Implantatlänge, Knochenqualität, Implantatlokalisierung, Augmentationsverfahren in acht Gruppen	31
Tab. 4: Implantate nach Länge und Durchmesser sortiert.....	35
Tab. 5: Durchschnittliche Periotestwerte aller Implantate zum Zeitpunkt der Freilegung und nach Knochentraining	40
Tab. 6: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlänge"	41
Tab. 7: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Augmentationsverfahren"	42
Tab. 8: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Knochenqualität"	43
Tab. 9: Veränderung der Periotestwerte nach Knochentraining, Faktor "Implantatlokalisierung"	44
Tab. 10: Durchschnittliche Periotestwerte zum Zeitpunkt der Freilegung und nach Knochentraining sowie durchschnittliche Differenz der beiden Werte bezogen auf die einzelnen Gruppen.....	46

10. Danksagung

11. Lebenslauf

12. Schriftliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel

Retrospektive Analyse und statistische Auswertung der Auswirkung der frühen reduzierten Belastung auf die Festigkeit der Implantatverankerung

in dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Stiftung Carolinum) der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, Poliklinik für zahnärztliche Chirurgie und Implantologie unter Betreuung und Anleitung von Prof. Dr. G.-H. Nentwig mit Unterstützung durch Dr. E. Grizas ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht. Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Vorliegende Ergebnisse der Arbeit wurden (oder werden) in folgendem Publikationsorgan veröffentlicht:

[Auflistung aller Autoren der Reihenfolge nach, Titel, Zeitschrift, Band, Seite, Veröffentlichungsjahr]

(Ort, Datum)

(Unterschrift)

*) im Falle des Nichtzutreffens streichen