

Aus der Abteilung Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
(Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H. Schliephake)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Untersuchung zur Mikrobewegung von dentalen Implantaten im
spongiösen Knochenpräparat des Rindes unter horizontaler
Belastung**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Alois Müller
aus
Obernfeld

Göttingen 2010

Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel

I. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. W. Engelke

II. Berichterstatter/in: Priv.- Doz. Dr. med. C. Dumont

III. Berichterstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung: 30.11.2010

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abkürzungsverzeichnis | 5 |
| 1. Einleitung | 6 |
| 1.1. Das knöchernen Implantatlager und die Belastung der Implantate..... | 6 |
| 1.2. Die zu erwartenden Kaukräfte..... | 9 |
| 1.3. Kräfte oraler Weichgewebe | 10 |
| 1.4. Die Beurteilung der Knochenstruktur | 11 |
| 1.4.1. Zahnfilm, Panoramaschicht und Computertomographie | 11 |
| 1.4.2. Die digitale Volumetomographie | 12 |
| 1.4.3. Ultraschall | 14 |
| 1.4.4. Endoskopische Beurteilung der Knochenstruktur | 14 |
| 1.5. Die Primärstabilität eines Implantates | 15 |
| 1.5.1. Die klinische Beurteilung zur Osseointegration des Implantates..... | 15 |
| 1.5.2. Eindrehwiderstand und Ausdrehtest | 16 |
| 1.5.3. Periotest..... | 17 |
| 1.5.4. Resonanzfrequenzanalyse | 18 |
| 1.5.5. Messung der Implantatmobilität bei Belastung..... | 20 |
| 1.5.6. Endoskopische Mikrobewegungsanalyse | 23 |
| 1.6. Fragestellung | 25 |
| 2. Material und Methodik | 26 |
| 2.1. Knochenproben..... | 26 |
| 2.2. Das Implantatsystem..... | 28 |
| 2.3. Versuchsdurchführung | 29 |
| 2.3.1. Messung des Eindrehwiderstandes | 29 |
| 2.3.2. Kontaktendoskopische Mikrobewegungsmessung | 33 |
| 2.3.3. Messung der Dimensionsveränderung der Kavität mittels DVT | 37 |
| 2.3.4. Statistische Auswertung..... | 41 |
| 3. Ergebnisse | 42 |
| 3.1. Analyse des Eindrehwiderstandes | 42 |
| 3.1.1. Zusammenhang zwischen Eindrehwiderstand und Implantatlänge | 42 |
| 3.1.2. Zusammenhang zwischen Eindrehwiderstand und Mikrobewegung bei 10N, 20N und 30N lateraler Krafteinleitung..... | 43 |
| 3.1.3. Eindrehwiderstand und Mikrobewegung über 100µm | 51 |
| 3.2. Implantatmikrobewegung | 52 |
| 3.2.1. Häufigkeit makromobiler Implantate bei unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung | 52 |
| 3.2.2. Häufigkeit makromobiler Implantate in Abhängigkeit von der Implantatlänge und bei unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung | 53 |
| 3.2.3. Mikrobewegung der Implantate bei unterschiedlicher lateraler Belastung mit 10N, 20N und 30N | 54 |

| | | |
|----------|---|-----|
| 3.2.4. | Abhängigkeit der Mikrobewegung von der Implantatlänge und der lateralen Belastung mit 10N, 20N und 30N | 56 |
| 3.2.4.1. | Mikrobewegung bei unterschiedlicher Implantatlänge und lateraler Belastung mit 10N | 56 |
| 3.2.4.2. | Mikrobewegung bei unterschiedlicher Implantatlänge und lateraler Belastung mit 20N | 58 |
| 3.2.4.3. | Mikrobewegung bei unterschiedlicher Implantatlänge und lateraler Belastung mit 30N | 59 |
| 3.2.4.4. | Mikrobewegung über 100µm | 62 |
| 3.3. | Deformation der Knochenkavität | 63 |
| 3.3.1. | Zusammenhang zwischen Mikrobewegung nach dem Belastungszyklus der Implantate und der Deformation der Kavität..... | 63 |
| 3.3.1.1. | Zusammenhang von Mikrobewegung und apikaler Deformation .. | 63 |
| 3.3.1.2. | Zusammenhang von Mikrobewegung und intermediärer Deformation | 64 |
| 3.3.1.3. | Zusammenhang von Mikrobewegung und zervikaler Deformation | 65 |
| 3.3.2. | Untersuchung über die Deformation der Knochenkavität im Vergleich zu den beiden unterschiedlichen Implantatlängen | 66 |
| 3.3.2.1. | Apikale Deformation | 66 |
| 3.3.2.2. | Intermediäre Deformation | 67 |
| 3.3.2.3. | Zervikale Deformation..... | 68 |
| 4. | Diskussion | 69 |
| 4.1. | Bewertung der Eindrehmomentmessung | 69 |
| 4.1.1. | Bewertung der Eindrehmomentmessung und der Implantatmikrobewegung bei lateraler Belastung..... | 69 |
| 4.1.2. | Bewertung von Eindrehmomentmessung und Implantatlänge | 74 |
| 4.2. | Bewertung der Implantatmikrobewegung | 76 |
| 4.2.1. | Bewertung der Mikrobewegung bei lateraler Belastung..... | 76 |
| 4.2.2. | Bewertung der Implantatmikrobewegung in Abhängigkeit von der Implantatlänge..... | 83 |
| 4.3. | Bewertung der Deformation der Knochenkavität..... | 86 |
| 4.3.1. | Bewertung von Deformation und Belastung der Implantate | 86 |
| 4.3.2. | Bewertung von Deformation und Implantatlänge | 89 |
| 5. | Zusammenfassung..... | 91 |
| 6. | Literaturverzeichnis | 93 |
| 7. | Anhang - Tabelle Messergebnisse..... | 107 |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|-----------------|--|
| Abb. | Abbildung |
| bzw. | beziehungsweise |
| ca. | circa |
| cm | Zentimeter |
| d.h. | das heißt |
| et al. | und andere (lat.: et alii) |
| in vivo | in einem lebenden Organismus (lat.: am Lebendigen) |
| in vitro | außerhalb des lebenden Organismus(lat.: im Glas) |
| L | Länge |
| mm | Millimeter |
| μm | Mikrometer |
| μm^3 | Kubik Mikrometer |
| N | Newton |
| Ncm | Newton Zentimeter |
| ® | registrierte Handelsmarke |
| SD | Standardabweichung |
| Tab. | Tabelle |
| \bar{x} | Durchschnittswert |
| z.B. | zum Beispiel |

1. Einleitung

1.1. Das knöchernerne Implantatlager und die Belastung der Implantate

Die Stabilität von Dental-Implantaten ist abhängig vom direkten Kontakt zwischen umgebenden Knochen und der Oberfläche des Implantates und kann in primäre und sekundäre Stabilität eingeteilt werden (SENNERBY und MEREDITH 1998). Primärstabilität spielt die Hauptrolle für den Erfolg der Osseointegration. Primärstabilität bei der Implantatinsertion ist eine mechanische Komponente in Abhängigkeit zur lokalen Knochenqualität und Knochenquantität, dem Implantattyp mit Länge und Durchmesser und der chirurgischen Technik (MEREDITH 1998). Die nach der knöchernen Einheilung entstehende Stabilisierung durch Knochenanlagerung wird als Sekundärstabilität bezeichnet, die jedoch keineswegs eine statisch konstante Größe darstellt, sondern sich auch unter Belastung im Sinne der Adaptation verändern kann.

Erfolgreiche Implantatintegration hängt von mehreren Faktoren ab, in erster Linie jedoch von der Qualität und vom Volumen des vorhandenen Knochens. In dieser Weise haben WOOD und VERMILYEA (2004) eine Literaturrecherche über Behandlungsplanung für Zahnimplantate durchgeführt. Der Überblick zeigt, dass der wichtigste lokale Patientenfaktor für eine erfolgreiche Behandlung die Qualität und Quantität des im Implantationsgebiet vorhandenen Knochens ist. Mit anderen Worten gesagt: während das Volumen des Knochens ausreichend ist, um ein Implantat zu inserieren, ist die Beurteilung der Qualität des Knochens notwendig, um einen Implantatverlust vorhersagen zu können – folglich besteht eine direkte Beziehung zwischen Primärstabilität und der Qualität des Knochens.

Nach TSCHERNE und TRENZ (1985) kann Primärstabilität in der Traumatologie in drei Grade unterteilt werden: Adaptationsstabilität, Trainingsstabilität und Belastungsstabilität. In Analogie zur Beschreibung von Stabilitätsgraden in der Traumatologie beschreiben ENGELKE und JACOBS (2000) in der dentalen Implantologie folgende Differenzierung der sogenannten Primärstabilität: anatomische Stabilität des Implantates (Adaptationsstabilität), Stabilität für provisorische Suprastruktur ohne okklusale Belastung (Trainingsstabilität), Belastung

ohne Einschränkung (Belastungsstabilität). Sekundärstabilität wird bestimmt mit der Knochenstruktur und dem Remodelling an der Implantat-Knochen-Grenze.

Das Knochenlager des Wirtes spielt eine wichtige Rolle bei der Bestimmung der Vorhersagbarkeit des Einheilungsprozesses bezüglich der sofortigen Implantatbelastung. Die Implantatinsertion in kompakten, dichten Knochen gewährleistet mehr Primärstabilität; das Implantat kann sofortigen Belastungen besser standhalten.

Wegen der günstigen mechanischen Eigenschaften des Typ-I-Knochens wurde die Mehrzahl der Sofortbelastungsstudien im anterioren Unterkiefer durchgeführt (PIATTELLI et al. 1998, GANELES et al. 2001).

Über sofortbelastete Implantate im zahnlosen Unterkiefer existieren heute bereits Arbeiten, die über dreißigjährige Erfahrungen berichten (LEDERMANN und WEBER 2006). Diese Resultate unterstützen das Konzept des direkten Belastens von Implantaten im interforaminalen Unterkieferknochen, da hier überwiegend der homogene, dichte Knochentyp I anzutreffen ist.

In einer Studie von ENGELKE et al. (2005) wurde die Primärstabilität von Implantaten in Abhängigkeit von der Implantatlagerstruktur untersucht. Die Autoren unterstreichen die Relevanz einer in das Lager einbezogenen Kompaktaschicht im Hinblick auf die Primärstabilität.

Studien haben gezeigt, dass weniger dichter Knochen mit höheren Implantatverlusten einhergehen kann, sogar im Falle einer Spätbelastung. JAFFIN und BERMAN (1991) untersuchten retrospektiv die Überlebensrate von 1040 Implantaten in Knochen unterschiedlicher Dichten. Von den Implantaten, die in Typ-I- bis Typ-III-Knochen inseriert wurden, gingen nur 3% verloren. Von den 10% der Implantate, welche in Typ-IV-Knochen (dünne Kortikalis und sehr spongiöser Markraum) inseriert wurden, gingen 35% verloren.

In nur einigen Untersuchungen wurde die Knochenqualität nach der Kategorisierung von LEKHOLM und ZARB (1985) bei einer Sofortbelastung der Implantate durchgeführt. Dabei zeigten Implantate der Knochenqualität I und II Verweilraten von

94,3% und in zwei weiteren Studien jeweils 100%. Implantate der Knochenkategorie III und IV wiesen Verweilraten von 96,4%, 94,1% und 81,4% auf, wobei der Unterschied zwischen diesen beiden Knochenkategorisierungsgruppen innerhalb der einzelnen Studien nicht signifikant war (CALANDRIELLO et al. 2003, GLAUSER et al. 2003 und ROCCI et al. 2003).

Funktionsstabilität kann nach MÜLLER und ENGELHARDT (1990) erreicht werden, wenn Osteosyntheseschrauben bzw. Implantate stabil im kortikalen Knochen verankert sind. Die primäre Heilung beginnt nach Frakturen mit dem Einwachsen gefäßreichen Gewebes in den Frakturspalt, dem die Bildung von Geflechtknochen im enossalen und subperiostalen Raum mit anschließender Stabilisierung der Fragmente folgt.

Nach ROBERTS et al.(1993) wird dieser neu formierte Knochen während des Reifungsprozesses (remodelling) durch lamellären Knochen ersetzt. Diese Remodellation erfolgt auch in der Kortikalis von Röhrenknochen, allerdings mit einer längeren turn-over-Rate im Vergleich zu spongiösem Knochen. Liegt eine Adaptationsstabilität vor, muss dieser Prozess einer Belastung der Implantate vorausgehen. Liegt jedoch eine Übungsstabilität bzw. eine Belastungsstabilität vor, also ein höherer Stabilitätsgrad von Implantaten im Knochen, so können remodelierende Prozesse parallel ablaufen.

Die Vermeidung einer mechanischen Überlastung des knöchernen Implantatbettes ist entscheidend für den Erfolg der sofortbelasteten Implantate. Jede Belastung bewirkt eine Deformation des Knochens. Unter physiologischen Bedingungen ist diese Deformation für den Erhalt des Knochenvolumens verantwortlich und verhindert eine Inaktivitätsatrophie. Die Verformung des Knochens wird durch die dimensionslose Einheit $\mu\epsilon$ (Mikrostrain) ausgedrückt, wobei $1000\mu\epsilon$ einer Deformation von 0,1% entsprechen. Unter physiologischer Belastung kommt es zu einer Verformung des Knochens zwischen $100\mu\epsilon$ und $1500\mu\epsilon$. Oberhalb von $4000\mu\epsilon$, ist die Verformung so stark, dass der Knochen mit Resorption und/oder pathologischen Frakturen reagiert (WISCOTT und BELSER 1999). Die Spongiosa, mit einem Elastizitätsmodul von $E=200\text{Nmm}^{-2}$, kann nur wenig Last aufnehmen. Bei der Unterkieferkompakta kann von einem Elastizitätsmodul von 8700Nmm^{-2} ausgegangen werden (SCHNEIDER 1988). Ob ein Implantat noch physiologisch

belastet wird hängt von der Verformung des Knochens und demzufolge vom Verhältnis zwischen der Größe der Belastung und der mechanischen Widerstandsfähigkeit des Knochens ab. Neben der Überlastung spielt die Vermeidung von Relativbewegungen und das Ausmaß der sich daraus ergebenden Mikrobewegungen eine wichtige Rolle.

Nicht durch die fehlende Belastung, sondern durch die Ausschaltung der exzessiven Mikrobewegung am Implantat-Knochen Interface kann eine Osseointegration der Implantate erreicht werden (SZMUKLER-MONCLER et al. 1998). Von diesem Gesichtspunkt aus stellen die Autoren die Frage, wie viel Mikrobewegung toleriert werden kann, bevor ein Implantat bindegewebig eingeschieden statt osseointegriert wird. Wird die von BRUNSKI (1993) angegebene kritische Grenze von 100µm Relativbewegung von Implantat und Implantatlager nicht überschritten, sind diese funktionellen Reize für die Einheilung der Implantate unbedenklich.

Unter biomechanischen Gesichtspunkten kommt der Lokalisation, der Achsenstellung und der Länge des Implantates eine besondere Bedeutung zu. Legt man die gleiche Versuchsanordnung wie beim natürlichen Zahn zugrunde, ist die Auslenkung eines Implantates linear elastisch. Wegen der höheren Steifigkeit der Verankerung muss eine relativ große Kraft aufgewendet werden, um einen Weg zurückzulegen. Diese funktionelle Ankylose bestimmt nach HOLMES et al. (1992) den Übertragungsmechanismus der Kraft bei osseointegrierten Implantaten, da keine Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen möglich sind.

1.2. Die zu erwartenden Kaukräfte

Von PISTNER und KUKIZ (1998) wurde ein Mittelwert für die maximale Kaukraft der Probanden von 331N und von GERLACH und SCHWARZ (2002) wurde dieser Wert mit 250N angegeben und GERLACH und NUßBAUM (1984)stellten einen Wert von 473N fest. Für Totalprothesenträger konnten Mittelwerte der maximalen Kaukräfte von 292N (SUZUKI et al. 1999) und von 54N (MIYAURA et al. 2000) aufgezeichnet werden. Nach HARALDSON und CARLSSON (1977) lassen sich die Kaukräfte bei Patienten mit osseointegrierten Implantaten mit denen einer natürlichen Bezahnung vergleichen. Hier werden Durchschnittswerte beim leichten Beißen von 15N, beim

Kauen von 50N und für maximales Beißen von 144N angegeben, wobei diese Werte bei Parafunktionen höher ausfallen.

WANG und STOHLER (1990) konnten zeigen, dass die zur Nahrungsaufnahme notwendigen Kaukräfte lediglich 10% der maximal möglichen Kaukräfte betragen und es wurde eine physiologische Kaukraft von lediglich 40N bei normaler westlicher Kost registriert.

1.3. Kräfte oraler Weichgewebe

HORN et al. (1995) untersuchten auftretende maximale Kräfte bei Zungendruck ventral, beim Zusammenpressen der Lippen und beim M. orbicularis oris. Es konnten bei allen drei Messverfahren geringere Werte bei weiblichen Probanden gemessen werden und es konnten höhere Werte proportional zum Alter der Probanden verzeichnet werden. Der höchste Wert wurde hierbei mit dem Lippenzugversuch gemessen (9,45N bzw. 8,78N).

JUNG et al. (2003) konnten eine durchschnittliche Lippenschlusskraft der Oberlippe zwischen 3,31N und 13,81N messen. Patienten mit inkompetentem Lippenschluss wiesen eine signifikant niedrigere Lippenkraft im Bereich der Oberlippe auf.

KATO (1989) führte Messungen der perioralen Muskelkraft mit einem telemetrischen Gerät durch und konnte somit Kräfte auf den maxillären Zahnbogen darstellen. Im Bereich der Oberkieferfrontzähne konnten während der Ruhephase Werte von 1,5N, während des Schluckens 10,9N und während des Sprechens 5,0N aufgezeichnet werden.

1.4. Die Beurteilung der Knochenstruktur

1.4.1. Zahnfilm, Panoramaschicht und Computertomographie

Zur Bestimmung der Knochenqualität wurde von LEKHOLM und ZARB (1985) eine Klassifikation eingeführt, welche die Knochenqualität auf einer Skala von eins bis vier festlegt:

1. der Kiefer besteht fast ausschließlich aus homogener, kompakter Knochensubstanz
2. eine breite Kompakta umgibt einen Kern dichter Spongiosa
3. eine dünne Kortikalis umgibt einen Kern dichter Spongiosa mit guter Festigkeit
4. eine dünne Kortikalis umgibt einen Kern lockerer Spongiosa.

Es gibt einen Durchschnittswert für den gesamten Kiefer. Die Einteilung basiert auf der präoperativen röntgenologischen Bestimmung der Knochenqualität, sowie auf dem vom Chirurgen subjektiv gespürten Widerstand beim Bohren der Knochenkavität. Diese Klassifikation beurteilt die Härte des Knochens und die Verteilung von kompaktem und spongiösem Knochen im Kiefer.

Die röntgenologische Untersuchung wird von ADELL et al. (1985) und ALBREKTSSON et al. (1986) nicht nur für die präoperative Diagnostik eingesetzt, sondern auch um mittels Zahnfilm die Osseointegration eines Implantates und die Passung der Implantatsuprastrukturen (Distanzhülsen, Gerüstkonstruktionen) zu kontrollieren. Die röntgenologische Untersuchung gibt wertvolle Informationen über den Zustand des marginalen Knochens um die Implantatschulter und das Implantat-Knochen-Interface. Die Röntgendiagnostik wird aber auch kritisch beurteilt, da es sich um eine zweidimensionale Projektion handelt und die Aufnahmetechnik nur schwierig zu standardisieren ist. Nach SUNDÉN et al. (1995) ist die Voraussagbarkeit einer Implantatinstabilität in Untersuchungsgruppen mit geringer Prävalenz instabiler Implantate anhand eines Röntgenbildes gering.

Radiologische Untersuchungen stellen nach STRID (1985) sowohl in der vorbereitenden Phase, als auch zur langfristigen Kontrolle der klinischen Ergebnisse

einen unverzichtbaren Bestandteil der dentalen Implantologie dar. Noch vor der Implantatinsertion wird das zukünftige knöcherne Implantatlager radiologisch erfasst, um das Knochenvolumen, das qualitative Knochenangebot, sowie den Verlauf von Nerven und Gefäßen zu bewerten.

Die präoperative röntgenologische Darstellung der Kiefer umfasst verschiedene Techniken: Panoramaschichtaufnahmen (STRID 1985, GRATT und SHETTY 1994), intraorale periapikale Röntgenbilder (SEWERIN 1992) sowie Fernröntgenseitenaufnahmen (STRID 1985, MCGIVNEY et al. 1986, GRATT und SHETTY 1994). Der Nachteil dieser Röntgentechniken ist eine nur zweidimensionale Beurteilung der Kiefer in vestibulo-oraler Richtung und zum Teil Bildverzerrungen.

Zur präoperativen Planung macht jedoch die Verwendung der Computertomographie eine exakte Analyse der Kieferkammdimensionen in allen drei Raumrichtungen möglich (LINDH et al. 1992, FREDHOLM et al. 1993, BOLIN und ELIASON 1995, EKESTUBBE et al. 1997). Die Untersuchung des Knochenvolumens und die Quantifizierung der kompakten und spongiösen Knochenanteile werden dadurch erleichtert. Die Dichte des Knochens kann in Hounsfield-Einheiten gemessen werden. Die Lokalisation von verschiedenen Strukturen, z. B. des Nervus alveolaris inferior und der Kieferhöhlen, wird ermöglicht und kann Verletzungen dieser Strukturen und das Risiko von Misserfolgen mindern.

1.4.2. Die digitale Volumentomographie

Mit der Einführung der digitalen Volumentomographie in die Zahnheilkunde im Jahr 1997 wurden die bestehenden konventionellen und digitalen Kombinationsgeräte ideal ergänzt. Ausgehend von der Technologie der Knochendichtebestimmung entwickelte das italienische Unternehmen Q.R. Italia mit Sitz in Verona die Digitale Volumentomographie. Bei der digitalen Volumentomographie wird im Gegensatz zur Computertomographie das gesamte Volumen des aufzunehmenden Bereiches durch ein kegelförmiges Strahlenbündel (Cone-Beam-Technik) erfasst. Dabei werden je nach System aus bis zu 360 Winkelpositionen Durchleuchtungsaufnahmen an einem digitalen Detektor aufgezeichnet. Dieser so gewonnene Rohdatensatz wird im Anschluss primär als eine Serie axialer Schichten rekonstruiert, aus denen wiederum

sekundär Rekonstruktionen beliebiger Ebenen bzw. dreidimensionaler Darstellungen möglich sind (ARAI et al. 1999, JACOBS 2000, MOZZO et al. 1998).

Basierend auf Untersuchungen zur Strahlenexposition des Mittelgesichts lässt sich nach ROTHER (2001) für eine Panoramaschichtaufnahme eine mittlere Energiedosis von 0,4-0,5 mGy errechnen. Nach MÖBES et al. (1999) liegt die mittlere Energiedosis einer DVT bei 5 mGy, die einer mehrzeiligen Spiralcomputertomographie mit bereits adaptierten Expositionsparametern bei 10,5mGy.

Die digitale Volumetomographie ist indiziert, wenn spezielle klinische Fragestellungen durch die konventionelle transversale Schichtaufnahme nur insuffizient beantwortet werden. Insofern sind die Indikationen für die DVT denen der TSA ähnlich. Nur kann das DVT auf Grund seiner technischen Möglichkeiten auch komplexe umfassende Befunde darstellen. Hier seien die vielen Rekonstruktionsmöglichkeiten erwähnt sowie die echte dreidimensionale Darstellung des gesamten Gesichtsschädels (HEURICH et al. 2002).

Die Bestimmung der Knochendichte gelingt auf der Basis des Messsystems der Computertomographie, der Bestimmung der unterschiedlichen Absorption der Strahlung. Die Messung - skaliert in den Hounsfield-Einheiten - erlaubt so eine exaktere präimplantologische Beurteilung der Knochendichte als Maß der Knochenqualität (EHRL 2002).

Die Abweichung bei der metrischen Genauigkeit des DVT liegt zwischen -0,4mm und +0,6mm GOCH (2008) bzw. zwischen -0,4mm und +0,4mm MÖBES et al. (1999) und sind vergleichbar mit den Ergebnissen der Computertomografie (GOCH 2008).

Die Planungssoftware ermöglicht die virtuelle Implantatplanung innerhalb dieser Bilddatensätze mit einer Genauigkeit von 0,3mm - 0,5mm (HÜMMEKE et al. 2004).

Das in dieser Untersuchung eingesetzte DVT-Modell QR.DVT 9000 (Fa. NewTom, Marburg) besitzt eine Voxelgröße von 290µm, d.h. kleinere Bereiche können von diesem Gerät nicht erfasst werden. Für lineare Messstrecken wurden hiermit maximale relative Fehler zwischen 3% und 8% ermittelt (SUOMALAINEN et al. 2008 und VEYRE-GOULET et al. 2008). Bei einer Messstrecke von 10mm kann man mit einer möglichen Ungenauigkeit von ungefähr 0,5mm rechnen.

In dieser Studie sollen klinisch erkennbare Dimensionen von Knochenstrukturen quantifiziert werden, aber im mikroskopischen Bereich ist aufgrund der zuvor beschriebenen Messungenauigkeit des DVT nur eine begrenzte Aussage möglich ist.

1.4.3. Ultraschall

In der Diagnostik der Osteoporose wird die Ultraschall-Transmissionsgeschwindigkeit (UTG) zur Bestimmung der Knochendichte bereits mit Erfolg eingesetzt. AL-NAWAS et al. (2007) haben erstmals untersucht, ob dieses Verfahren auch Aussagen über den Zustand des Kieferknochens zulässt. In dieser Studie wurde die UTG im Unterkiefer und im Beckenknochen von Schweinen untersucht, wobei letzterer ebenso schwammartig wie auch der Oberkieferknochen ist. Die Ergebnisse zeigen, dass die UTG ein genaues Maß dafür ist, wie stark der Knochen mineralisiert ist. Drei unabhängige Untersucher kamen zu den gleichen Ergebnissen: Knochenabschnitte mit einer kritischen Knochendichte, die eine Zahnimplantation verbieten würde, erkannte die Methode in 75% der Fälle.

1.4.4. Endoskopische Beurteilung der Knochenstruktur

Die Endoskopie wird als ein wertvolles diagnostisches Hilfsmittel in vielen medizinischen Disziplinen eingesetzt. In der Zahnheilkunde wird die Endoskopie für endodontisch-chirurgische Maßnahmen empfohlen (HELD et al. 1996), um so eine verbesserte Sicht bei der retrograden Kavitätenpräparation von Wurzelkanälen zu erhalten.

Die Endoskopie wurde von ENGELKE (2002) benutzt, um direkt vor der Implantatinsertion die Wandstrukturen der Implantatkavität in situ zu beobachten.

Als diagnostisches Verfahren wird die Sinuskopie in der HNO ebenso wie in der Kieferchirurgie eingesetzt (FISHER und CROFT 1989, WILTFANG et al. 1999). In der Kieferchirurgie ist darüber hinaus die Arthroskopie als vorwiegend diagnostisches Hilfsmittel bekannt (CARLS et al. 1995). Von TROULIS und KABAN (2001) wurden erste klinische Erfahrungen über endoskopische minimal invasive Chirurgie des aufsteigenden Unterkieferastes im Zusammenhang mit skelettverlagernden Eingriffen publiziert.

ENGELKE (2000) berichtete in der dentalen Implantologie über eine gering invasive Form der Sinusbodenaugmentation, die subantroskopisch laterobasale Sinusbodenaugmentation (Salsa-Technik).

Nach ENGELKE (2002) können mit Hilfe einer neuen Technik, der Stützzimmersionsendoskopie (SIE), knöcherne Wandstrukturen der Implantatkavität in situ direkt beobachtet werden. Die Stützzimmersionsendoskopie ist ein Instrument für den Kliniker, das als komplementäre Technik zu Röntgenuntersuchungen die diagnostischen Möglichkeiten zur Beurteilung des Implantatlagers erheblich erweitert. Mit Hilfe der SIE ist eine Differenzierung von Kavitätenwandstrukturen in kortikale und spongiöse Abschnitte möglich. Ferner werden Vaskularisierung des Knochenlagers, anatomische Anomalien und Verletzungen von Nachbarstrukturen endoskopisch differenzierbar.

ENGELKE und HOCH (2002) beschrieben die systematische endoskopische Untersuchung des Implantatlagers. Die endoskopische Untersuchung der Kavitäten und Bestimmung der Knochenqualität erfolgt hierbei nach dem CIA-System in drei Ebenen: zervikal (C), intermediär (I) und apikal (A). Dazu wird die Strukturklassifikation in Anlehnung an LEKHOLM und ZARB (1985) respektive MISCH und JUDY (1993) verwendet: Die Klassifikation wurde folgendermaßen definiert: Liegt in einem Segment des Implantatlagers ausschließlich Kompakta vor, wird dies mit „1“ bewertet, liegt eine Mischung aus Kompakta und Spongiosa mit überwiegend Kompakta vor, wird dies mit „2“ bewertet. Besteht eine Mischung aus Kompakta und Spongiosa mit überwiegend Spongiosa, wird die Kennziffer „3“ gewählt, liegt ausschließlich Spongiosa vor, wird dies mit „4“ bezeichnet.

1.5. Die Primärstabilität eines Implantates

1.5.1. Die klinische Beurteilung zur Osseointegration des Implantates

BRANEMARK et al. (1969) berichteten als Erste über die Verankerung von Titanimplantaten im Knochen. Die Osseointegration basiert auf der Verankerung von Implantaten im knöchernen Lager und wurde definiert als ein direkter funktioneller Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Implantates (BRANEMARK 1985). Klinisch wurde die

Osseointegration von ALBREKTSSON et al. (1994) als ein Prozess bezeichnet, in dem klinisch eine asymptotische rigide Fixation von alloplastischem Material erreicht wird und auch während funktioneller Belastung erhalten bleibt.

Als Ziel der chirurgischen Aufbereitungstechnik sollte nach ZARB und ALBREKTSSON (1991) eine starre Verankerung des Implantates erreicht werden. Im Hinblick auf die Osseointegration wird diese initial mit der Insertion des Implantats erzielte Stabilität (sogenannte Primärstabilität) als einer der Schlüsselfaktoren betrachtet.

Durch bloßes Klopfen mit einem Metallinstrument am Implantat bzw. an der Distanzhülse im Sinne eines Perkussionstests sollte der Grad der Osseointegration bewertet werden können (ADELL et al. 1985). Ziel dieser Methode war, die Resonanz- und Dämpfungseigenschaften der Implantateinheit im verankernden Knochen anhand des erzeugten Klanges zu bestimmen. Dieser Test ist jedoch sehr subjektiv und das Ohr des Behandlers ist nicht sensitiv genug, um zwischen dem unterschiedlichen Resonanz- und Dämpfungsverhalten aussagekräftig zu unterscheiden und Veränderungen in der Stabilität zu diagnostizieren.

Eine klinisch wahrnehmbare Beweglichkeit eines Implantates bei Druck mit dem Finger oder einem Handinstrument ist ein wenig sensitiver und sehr spezifischer Parameter. Mit diesem klinischen Beweglichkeitsindex kann man nach BUSER et al. (1990) nur bewerten, ob ein Implantat beweglich ist oder nicht.

1.5.2. Eindrehwiderstand und Ausdrehetest

Von JOHANSSON und STRID (1994) wurde eine weitere Methode zur Beurteilung des Knochenlagers bzw. der Knochendichte während der Operation eingeführt. Bei der Präparation des knöchernen Lagers wird dabei als abschließender Aufbereitungsschritt mit einem Gewindeschneider die für den Schneidvorgang nötige Energie entlang dem Implantatlager gemessen.

FRIBERG et al. (1995a, 1995b) beschrieben anhand ihrer Untersuchungen, dass eine Zunahme an Knochendichte mit einer entsprechenden Erhöhung des Schnittwiderstandes einhergeht und dass der jeweils gemessene Eindrehwiderstand

mit der radiologisch ermittelten Knochendichte korreliert. Diese Methode kann zur Beurteilung der Primärstabilität verwandt werden, da die Primärstabilität von der Verteilung und Härte des Knochens abhängt.

TABASSUM et al (2010) untersuchten Eindrehmomentwerte von Implantaten in synthetischen Knochenmodellen. Implantate mit einer geätzten Oberfläche wiesen im Vergleich zu Implantaten mit einer maschinell bearbeiteten Oberfläche höhere Drehmomentwerte auf. Auch bei einer unterdimensionierten Präparationstechnik im Vergleich zu der Press-fit-Technik konnten höhere Drehmomentwerte gemessen werden. Eine größere Kortikalisschicht resultierte in einer höheren Primärstabilität, wobei ab einer Schichtdicke der Kortikalis von >2mm weder eine unterdimensionierte Präparationstechnik noch die Oberflächenrauigkeit eine zusätzliche Wirkung auf die Primärstabilität hatten.

SULLIVAN et al. (1996) führten klinische Untersuchungen zum Ausdrehtest durch. Bei dieser Methode wird während der Implantatfreilegung – entgegen der ursprünglichen Eindrehrichtung – ein Drehmoment von bis zu 20Ncm auf das Implantat ausgeübt. Osseointegrierte Implantate können diesem Drehmoment widerstehen, während nicht osseointegrierte Implantate sich aufgrund der bindegewebigen, fibrösen Umwachsung herausdrehen lassen.

Prinzipiell ist diese Messmethode in Frage zu stellen, da mittels der Ausdrehmomente unnötige Scherkräfte auf die Knochen-Implantat-Grenzfläche appliziert werden.

1.5.3. Periotest

Als ein Verfahren zur Beurteilung der Implantatstabilität stellen SCHULTE et al. (1983) die Periotestmessung (Medizintechnik Gulden, Bensheim) vor. Dieses elektronisch gesteuerte Gerät wurde ursprünglich dazu entwickelt, das Dämpfungsverhalten des Parodonts und damit die Zahnbeweglichkeit quantitativ zu erfassen. Ein in einem Handstück integrierter Metallbolzen perkutiert den Zahn in einer elektronisch gesteuerten Abfolge vier Sekunden lang und zwar viermal pro Sekunde (insgesamt 16 Messungen). Die Kontaktzeit wird gemessen; je kürzer die Kontaktzeit ausfällt, desto unbeweglicher ist entsprechend der Zahn.

Auch in der Implantologie wurde dieses Verfahren zunehmend zur Beurteilung der Implantatstabilität eingesetzt (APARICO 1997, CARR et al. 1995, OLIVE und

APARICIO 1990, TEERLINCK et al. 1991, TRUHLAR et al. 1997, VAN STEENBERGHE et al. 1993). Nach OLIVE und APARICIO (1990) ist der Periotest bei Implantaten eine objektive und einfach zu handhabende Methode, um die Osseointegration zu bewerten. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass der Periotest ein wichtiger klinischer Parameter sein kann, um nach einer regulären Einheilungszeit Implantate zu identifizieren, die für eine Belastung noch nicht stabil genug sind.

Über Behandler-unabhängige Zuverlässigkeit berichten DERHAMI et al. (1995), erwähnen aber auch andere Parameter, wie Angulation des Handstücks, horizontale Distanz zwischen Handstück und Messpunkt sowie vertikale Lage des Messpunkts an der Distanzhülse, welche die Messwerte beeinflussen. Periotestwerte werden von -8 bis +50 angegeben. Bei erfolgreich integrierten Implantaten liegen die Werte zwischen -5 und +5 (MEREDITH et al. 1998) bzw. zwischen -6 und +2 und sind abhängig von der Position und Länge des Implantats und der Knochenqualität (TERLINK et al. 1991).

Wegen seiner geringen Sensitivität, geringen Auflösung sowie der Anfälligkeit für Benutzervariablen ist der Periotest als Mittel zur klinischen Diagnostik zur Messung der Primärstabilität nach TRUHLAR et al. (1997) nur beschränkt aussagekräftig. Zusätzlich zeigten auch NKENKE et al. (2003) Defizite bei der Beurteilung der Primärstabilität mittels Periotest.

1.5.4. Resonanzfrequenzanalyse

Von MEREDITH et al. (1996a) wurde erstmals eine neue, nicht invasive Testmethode beschrieben, um die Stabilität der Implantat-Knochen-Einheit zu messen. Die Messung basiert auf einem direkt auf dem Implantat bzw. der Distanzhülse aufgeschraubten Messelement (sog. Transducer), das einen vertikalen Ausleger mit zwei eingearbeiteten piezokeramischen Elementen aufweist. Mit einem Frequenzmodulator wird zur Messung an einem der beiden Piezoelemente ein sinusoidales Signal über ein Frequenzband von 5 bis 15 kHz in 25-Hz-Schritten eingeleitet. In der Folge wird der vertikale Ausleger in Schwingung versetzt, wobei je nach Steifheit der Implantat-Knochen-Einheit bei einer bestimmten Frequenz eine Amplitudenänderung ausgelöst wird. Diese Veränderung der Amplitude bewirkt eine Deformation des zweiten, gegenüberliegenden Piezoelements und löst damit einen

Stromfluss aus, der von einem Empfänger als Resonanz aufgefangen wird. Die Resonanzfrequenz spiegelt eine Zu- oder Abnahme bezüglich der Knochenkontaktfläche, beziehungsweise Knochendichte wider.

In mehreren in-vivo-Untersuchungen an intraoralen Implantaten hat sich diese Technik zur Kontrolle von Veränderungen in der Implantatstabilität bewährt (BALLERI et al. 2002, BAREWAL et al. 2003, MEREDITH et al. 1996a, MEREDITH et al. 1996b, MEREDITH et al. 1997a, MEREDITH et al. 1997b, RASMUSSEN et al. 1997, SENNERBY und MEREDITH 1998).

Auch von FRIBERG et al. (1999) wird beschrieben, dass die Resonanzfrequenzanalyse im Vergleich zu den konventionellen klinischen und röntgenologischen Untersuchungen sehr sensitiv gegenüber Änderungen der Implantatstabilität ist. Darüberhinaus können Implantatverluste vorausgesagt werden, wenn niedrige oder sinkende RFA-Werte früh erkannt werden. Dadurch kann eventuell ein vollständiger Verlust verhindert werden.

Resonanzfrequenzanalysen haben Hinweise darauf gegeben, dass Implantate die gleiche Stabilität zum Zeitpunkt der Implantatinserterion aufwiesen, wie bei Messungen nach 3-4 Monaten postoperativ, wenn die Insertion in dichten Knochen vorgenommen wurde (FRIBERG et al. 1999).

Dennoch zeigten NKENKE et al. (2003) auch für die Resonanzfrequenzanalyse Defizite bei der Beurteilung der Primärstabilität auf. In dieser Studie konnte keine Korrelation zwischen Resonanzfrequenzanalyse und der Knochenmineraldichte festgestellt werden. Der Autor schlägt vor, dass die nicht-invasive Bestimmung der Implantatstabilität verbessert werden sollte, um eine bessere generelle Voraussagemöglichkeit über Knochencharakteristiken der Implantatstellen zu erhalten. SCHLIEPHAKE et al. (2006) konnten keine Korrelation zum Zeitpunkt der Implantation zwischen den RFA-Werten und den Drehmomentwerten, die zum Schneiden des knöchernen Gewindes zur Implantatinserterion erforderlich waren, feststellen. Es konnte weder eine Korrelation zwischen RFA-Werten und Knochen-Implantat-Kontakt noch zwischen RFA-Werten und periimplantärer Knochendichte festgestellt werden. OH et al. (2010) hingegen konnten gute Übereinstimmungen von RFA und Periotest bei der Messung der Implantatstabilität nachweisen.

1.5.5. Messung der Implantatmobilität bei Belastung

In den folgenden Studien von GOTFREDSEN et al. (2001), WEHRBEIN et al. (1997), DUYCK et al. (2001) und WISKOTT et al. (2008) werden Reaktionen des Implantatlagers auf Belastung der Implantate beschrieben:

In einer Studie von GOTFREDSEN et al. (2001) wurden bei drei Beaglehunden beidseits die zweiten, dritten und vierten Prämolaren im Unterkiefer extrahiert. Zwölf Wochen später wurden bei jedem Hund 8 Implantate des ITI Implantat Systems eingesetzt. Zwölf Wochen nach der Implantation wurden Kronen, welche paarweise miteinander verbunden waren, auf den Implantaten verschraubt. Die verbundenen Kronen enthielten eine orthodontische Dehnschraube, die mit 0,2mm, 0,4mm, 0,6mm und mit 0mm aktiviert wurden. Nach der 24 Wochen dauernden lateralen Belastungsperiode waren die Kronenpaare zu den Antagonisten außer Kontakt gestaltet. Die Knochendichte und der mineralisierte Knochen-Implantat-Kontakt waren angrenzend an die lateral belasteten Implantate größer als bei den nichtbelasteten Kontrollstellen. Es wurde vermutet, dass die statische Belastung der Implantate in lateraler Richtung zu einer strukturellen Adaptation des peri-implantären Knochens führte.

In einer ähnlich gelagerten Studie von WEHRBEIN et al. (1997) konnten diese positiven Effekte (Erhöhung der Knochendichte und Erhöhung des mineralisierten Knochen-Implantat-Kontaktes) bei einer Dauerbelastung der Implantate mit einer Kraft von 2N über 26 Wochen nicht beobachtet werden, was von den Autoren auf die vermutlich zu geringe Krafteinleitung zurückgeführt wurde.

Von DUYCK et al. (2001) wurden statische und dynamische Belastungen auf 10mm lange Implantate untersucht, wobei die Implantate bikortikal in die Tibia von Kaninchen inseriert wurden. Es wurde mit einer transversalen Kraft von 29,4N bei einer Distanz von 50mm von der Spitze des Implantates belastet, wobei ein Drehmoment von 4,4Ncm entstand. Das dynamisch belastete Implantat wurde mit 14,7N im Abstand von 50mm von der Implantatspitze belastet, was in einem Drehmoment von 73,5Ncm resultiert. Es wurden insgesamt 2520 Belastungszyklen bei 1Hz innerhalb von 14 Tagen durchgeführt. Bei den dynamisch belasteten Knochenproben waren kraterförmige Knochendefekte explizit Zeichen einer marginalen Knochenresorption, welche in einem signifikant niedrigeren Knochen-Implantat-Kontakt resultierte. Beim Vergleich des unmittelbar die Implantate umgebenden Knochens konnte signifikant weniger Knochenvolumen

(Knochendichte) bei den dynamisch belasteten Implantaten im Vergleich mit den statisch belasteten und denen der unbelasteten Kontrollgruppe festgestellt werden. Die Untersuchung zeigt, dass exzessive dynamische Belastung kraterförmige Knochendefekte lateral an osseointegrierten Implantaten verursachen kann.

WISKOTT et al. (2008) untersuchten in einer Tierstudie röntgenologisch den Knochen nach vertikaler Belastung der Implantate mittels einer pneumatisch aktivierten Vorrichtung. Die Implantate wurden 3 Monate nach Einheilung in einem Belastungszyklus von 15 Min mit 1 Hz an 5 Tagen pro Woche mit einer um 5N ansteigenden Kraft bis zur 8. Woche und dann mit einer um 10N pro Woche ansteigenden Kraft bis zu 100N in der 14. Woche belastet. Die Kaninchen wurden bei den Belastungswerten von 25N, 50N und 100N geopfert und der die Implantate umgebende Knochen untersucht. Der periimplantäre kortikale Knochen scheint in zwei Stufen zu reagieren: zuerst mit einem Anstieg von Porösität und der Bildung lamellären Knochens und sekundär mit einer Zunahme der volumetrischen Knochendichte.

Diese Studien von DUYCK et al. (2001), GOTFREDSEN et al. (2001), WEHRBEIN et al. (1997) und WISKOTT et al. (2008) wurden an Implantaten nach abgeschlossener Knocheneinheilung durchgeführt und liefern uns keine Aussagen zur Primärstabilität.

Neben einer in-vitro-Untersuchung von HOLST et al. (2008), in der Implantate in künstlichem Knochen vertikal belastet wurden, konnten der Einfluss von Mikrobewegungen auf Implantate bisher nur in den folgenden Tierstudien beschrieben werden:

HOLST et al. (2008) konnten in einer in vitro Untersuchung die vertikale Auslenkung der Implantate bei einer vertikalen Belastung von 10N – 200N mittels fotografischer Auswertung aufzeichnen. Vier U-förmig im künstlichen Knochen inserierte Implantate wurden mit einem Provisorium aus Acryl und einem metallverstärkten Provisorium versorgt. Die Bewegung bei Belastung direkt auf dem vorletzten Implantat unterschied sich zwischen den unterschiedlichen Provisorien nicht. Bei vertikaler Belastung 8mm distal des letzten Implantates auf dem Freiendbrückenglied konnten Werte von 20µm bis 130µm für das Acrylprovisorium und Werte von 10µm bis 69µm für das metallverstärkte Provisorium bei gleicher Belastung gemessen werden.

DUYCK et al. (2006) untersuchten den Einfluss von Mikrobewegungen auf die Differenzierung des Gewebes im Kontaktbereich eines sofortbelasteten, zylindrischen Titanimplantates. Bei den Versuchen konnte in der Tibia der zehn Kaninchen Knochen durch eine Membran in eine Kammer einwachsen. Durch die doppelte Struktur der Kammern konnten mehrfach Proben gewonnen werden, wobei die Kammer intakt blieb und somit mehrere Experimente mit demselben Versuchstier durchgeführt werden konnten. Es wurde eine Belastung mit 0 (Kontrollgruppe), 30, 60 und 90µm Implantatbewegung bei 800 Zyklen pro Tag mit einer Frequenz von 1Hz zweimal pro Tag während einer Dauer von 6 Wochen durchgeführt. Die Knochendichte war bei den 60µm und 90µm Mikrobewegungen signifikant größer als bei den unbelasteten Knochenproben. Der Knochenvolumenanteil war signifikant größer bei den unbelasteten und den mit 90µm Implantatmikrobewegung belasteten Knochenproben verglichen mit der 30µm Implantatmikrobewegungsgruppe. Die Autoren schlussfolgern, dass die Implantatmikrobewegung einen nachteiligen Effekt auf den Knochen-Implantat-Kontakt bei der Sofortbelastung habe.

In einer nachfolgenden Untersuchung von VANDAMME et al. (2007a) mit gleicher Versuchsanordnung wurde mit 30µm bei 400 Zyklen pro Tag mit 1Hz zweimal pro Woche für 6 Wochen belastet. Die Zweite Gruppe wurde zusätzlich für 6 Wochen mit 50µm bei 800 Zyklen pro Tag mit 1Hz zweimal pro Woche belastet. Die Autoren konnten beobachten, dass durch Belastung nach 12 Wochen ein höherer mineralisierter Knochenanteil als nach 6 Wochen resultierte. Auch der Osteoid-Implantat und der Knochen-Implantat-Kontakt erhöhte sich signifikant, wenn über 12 Wochen belastet wurde. Die Autoren schlussfolgern, dass kontrollierte Implantatmikrobewegungen bis zu 50µm einen positiven Effekt auf die Knochenbildung am Implantatinterface haben.

VANDAMME et al. (2007b) untersuchten den Effekt der Mikrobewegungen auf die Gewebereaktion in der Umgebung sofortbelasteter Schraubenimplantate mit rauher Oberfläche in der Tibia von Kaninchen. Auch hier wurde mit dem System der Knochenkammern gearbeitet, wobei in jeder Knochenkammer drei Versuche durchgeführt wurden. Die Implantate wurden mit 0 (Kontrollgruppe), 30 und 90µm über 9 Wochen ausgelenkt. Der Anteil an Knochen war für die Gruppe mit 90µm größer verglichen mit der Gruppe ohne Auslenkung. Es wurde ein höherer Anteil an Knochen trabekeln bei der Gruppe mit 30µm und 90µm Auslenkung verglichen mit

der unbelasteten Situation. Das Auftreten von Osteoid zu Implantat-Kontakt und Knochen zu Implantat-Kontakt war bei der Gruppe mit 90µm größer, verglichen mit der Gruppe 30µm und 0µm Implantatauslenkung. Signifikant mehr Osteoid mit Kontakt zum Implantat wurde in den Gruppen mit Belastung im Vergleich zur nicht belasteten Gruppe gefunden. Die Autoren kommen zu der Schlussfolgerung, dass gut kontrollierte Mikrobewegungen die Knochenbildung am Implantatinterface einer rauhen Implantatoberfläche positiv beeinflussen können. Eine verbesserte Knochenreaktion konnte mit zunehmender Mikrobewegung beobachtet werden.

CHAVEZ et al. (1993) konnte nachweisen, dass klinisch erfolgreiche Implantate nicht immobil sind, sondern ein Spektrum an Mobilität aufweisen. Die Autoren haben die Belastung gemessen, die durch das Periotestgerät auf die Implantate ausgeübt wird. Die Bewegung der Implantate in einem Acrylblock wurde bei dieser lateralen Belastung von 0 - 5N gemessen und mit den in vivo gemessenen Periotestwerten verglichen. Bei 5N konnten Werte von 38µm bis 113µm aufgezeichnet werden, wobei diese Bewegung im mittleren drittel des Prothetikkopfes gemessen wurde.

Eine simultane Messung der Implantatmikrobewegung bei unterschiedlicher lateraler Belastung wurde bisher nur von ENGELKE et al. (2004) beschrieben.

1.5.6. Endoskopische Mikrobewegungsanalyse

In verschiedenen Bereichen der Medizin kommt die Kontaktendoskopie seit einigen Jahren zum Einsatz. ANDREA et al. (1995) und ANDREA et al. (1997) berichteten z.B. über die Verwendung im Hals-Nasen-Ohren Bereich.

In die implantologische Diagnostik wurde die Kontaktendoskopie von ENGELKE et al. (2004) eingeführt. Bei diesem Verfahren werden auf das inserierte Implantat definierte laterale Kräfte ausgeübt. Mittels Kontaktendoskopie wird dabei die Lateralluxation ermittelt. Je nach ausgeübter Kraft erfolgt die Registrierung unterschiedlicher Mikrobewegungen. Im Modellversuch erwies sich die Kontaktendoskopie als erfolgreiches Mittel zur direkten Beobachtung von relativ zur Knochenoberfläche betrachteten Implantatbewegungen. Belastungen unterschiedlicher Knochentypen mit 5N, 10N, 20N und 30N führten zu

entsprechenden Implantatmikrobewegungen von 39,2µm, 53,8µm, 72,8µm und 156,6µm. Nach ENGELKE et al. (2004) kann sich die Kontaktendoskopie in Kombination mit der Stützmersionsmethodik als gutes Medium erweisen, um während des operativen Eingriffs Gewissheit über die Implantatstabilität bei funktioneller Belastung zu erhalten.

1.6. Fragestellung

Das Ziel dieser in-vitro-Untersuchung war es, das mechanische Verhalten von Implantaten unterschiedlicher Länge in spongiösem Knochen zu ermitteln.

Für 15mm und 8,5mm lange Implantate sollten folgende Parameter untersucht werden.

1. Mikrobewegungen unter progressiver lateraler Belastung
2. Eindrehwiderstand
3. Dimension der Implantat/ Knochen-Kavität nach dem Ausdrehen der Implantate

Folgende Fragen sollten beantwortet werden:

Gibt es einen Zusammenhang zwischen den Mikrobewegungen der Implantate und der lateralen Belastung der Implantate mit 10N, 20N und 30N?

Ist bei unterschiedlicher lateraler Belastung der Implantate (10N, 20N und 30N) die Mikrobewegung der Implantate bei kurzen oder langen Implantaten größer?

Lässt sich ein Zusammenhang zwischen Eindrehwiderstand und unterschiedlicher Implantatlänge feststellen?

Lässt sich ein Zusammenhang zwischen unterschiedlichem Eindrehwiderstand und Mikrobewegung bei lateraler Krafteinleitung von 10N, 20N und 30N erkennen?

Ist ein Zusammenhang zwischen Mikrobewegung nach erfolgter lateraler Belastung der Implantate und einer klinisch relevanten Veränderung der Kavitätendimension im apikalen, intermediären und zervikalen Bereich zu beobachten?

Sind die Dimensionsveränderungen der Knochenkavität apikal, intermediär und zervikal nach progressiver Belastung der Implantate für kurze und lange Implantate unterschiedlich?

2. Material und Methodik

2.1. Knochenproben

Als Implantatlager für die endoskopische Bewegungsmessung wurden frische bovine Knochen verwendet. Die Knochenproben wurden vom Hüftknochen des Rindes gewonnen. Die Knochen wurden vom Weichgewebe befreit und in 2cm x 2cm x 2cm dicke Würfel gesägt. Unmittelbar nach der endoskopischen Bewegungsmessung wurden die Knochenproben in 10 prozentige Formaldehydlösung eingelegt um später der volumetomographischen Untersuchung zugeführt zu werden. Die Knochenproben stammen von 25 verschiedenen Tieren unterschiedlichen Alters. Es konnten von jedem Tier 4 Knochenproben gewonnen werden.

Die Auswahl der Präparate erfolgte in Anlehnung an die Untersuchung von LEKHOLM und ZARB (1985) respektive MISCH und JUDY (1993), welche von ENGELKE und HOCH (2002) geringfügig modifiziert und folgendermaßen definiert wurde:

Liegt in einem Segment des Implantatlagers ausschließlich Kompakta vor, wird dies mit „1“ bewertet, liegt eine Mischung aus Kompakta und Spongiosa mit überwiegend Kompakta vor, wird dies mit „2“ bewertet. Besteht eine Mischung aus Kompakta und Spongiosa mit überwiegender Spongiosa, wird die Kennziffer „3“ gewählt, liegt ausschließlich Spongiosa vor, wird dies mit „4“ bezeichnet.

Alle Knochenproben wurden subjektiv als Typ 4 Knochen eingestuft. Insgesamt wurden 100 Knochenproben dem mittlerem Teil des Hüftknochens und dem distalen Teil der Hüfte, nahe dem Hüftgelenk, entnommen (Abb. 1).

Dieses Knochenmodell wurden je 50x für die Aufnahme eines Implantates mit der Länge 15mm erstellt und darüber hinaus wurde jeweils die gleiche Anzahl an Knochenmodellen zur Aufnahme eines 8,5mm Implantates erstellt (Abb. 2).



Abb. 1 Die roten Linien markieren die Bereiche des Os coxae des Rindes, aus welchen die Proben entnommen wurden.



Abb. 2 Knochenproben in unterschiedlichen Teststadien und Formaldehydlösung, in welcher eine Knochenprobe aufbewahrt wird.

2.2. Das Implantatsystem

Die in der Studie verwendeten Implantate wurden von der Firma Bego, Bremen hergestellt. Es handelt sich dabei um selbstschneidende Schraub-Implantate des Implantatsystems Semados® mit einem Durchmesser von 3,75mm und einer Länge von 15mm bzw. 8,5mm (Abb. 3).

Der Grundkörper ist konisch mit einer zur Implantatschulter abnehmenden Gewindetiefe. Der Implantatfuß ist gerundet.

Die Implantatoberfläche besteht aus Reintitan Grad 4 mit mikrostrukturierter, osteokonduktiver, unbeschichteter Oberfläche, der Halsabschnitt ist poliert.

Die Erstellung der Implantatkavität wurde nach Herstellerangaben durchgeführt. Das System verwendet Rosenbohrer zur Ankörnung, Pilotbohrer für die erste Vorbohrung und Tri-Spade Bohrer mit einem Durchmesser von 2,5mm, 2,9mm und 3,25mm (Abb. 4).



D3,75 L8,5 blau, 3,75 Länge 8,5mm

D3,75 L15 blau, 3,75 Länge 15mm

Abb. 3 Dental Implantat mit 8.5mm and 15mm Länge und 3.75mm Durchmesser.

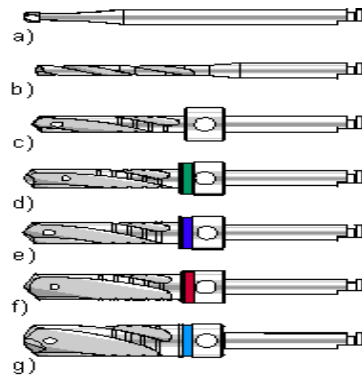


Abb. 4 a) Rosenbohrer; b) Pilotbohrer; c), d), e), f) und g) tri-spade-Bohrer mit jeweils 2.5mm, 2.8mm, 3.25mm, 4.00mm and 4.7mm Durchmesser.

2.3. Versuchsdurchführung

2.3.1. Messung des Eindrehwiderstandes

Die Insertion der Implantate erfolgt mit einem Drehmomentschlüssel, mit welchem Drehmomentbegrenzungen bei 10Ncm, 20Ncm und 30Ncm einstellbar waren. Es konnten insgesamt nur Eindrehwiderstände unter 30Ncm beobachtet werden. Für jede Knochenprobe wurde festgehalten, mit welcher maximalen Drehmomenteinstellung (unter 10Ncm, unter 20Ncm bzw. unter 30Ncm) das Implantat eingeschraubt werden konnte.

Die Abb. 5 zeigt die relative Position zwischen der Knochenkavität und dem Implantat verbunden mit dem Drehmomentschlüssel vor dem Eindrehen des Implantates in die Kavität.

Die Abb. 6 zeigt die verwendeten Hilfsteile um das Implantat einzudrehen, sowie das Implantat mit dem Einbringpfosten.

Die Abb. 7 zeigt den Drehmomentschlüssel des Implantatsystems Semados®

Die Abb. 8 zeigt eine Darstellung der einzelnen Schritte des Einschraubens des Implantates in die Knochenkavität mit den jeweils benötigten unterschiedlichen Drehmomenten.

Vor dem Einschrauben des Implantates musste folgendes beachtet

werden:

- **a)** Es wurde auf dem Drehmomentschlüssel die Drehmomentbegrenzung auf 10Ncm eingestellt, was gleichzeitig die am niedrigsten einstellbare Drehmomentbegrenzung darstellte. Durch Drehen am Drehgriff des Drehmomentschlüssels konnten weitere Drehmomentbegrenzungen bei 20Ncm und bei 30Ncm eingestellt werden. (Abb. 8. Nr.1);
- **b)** Der Drehmomentschlüssel musste auf die Richtung **“IN”** gedreht werden.

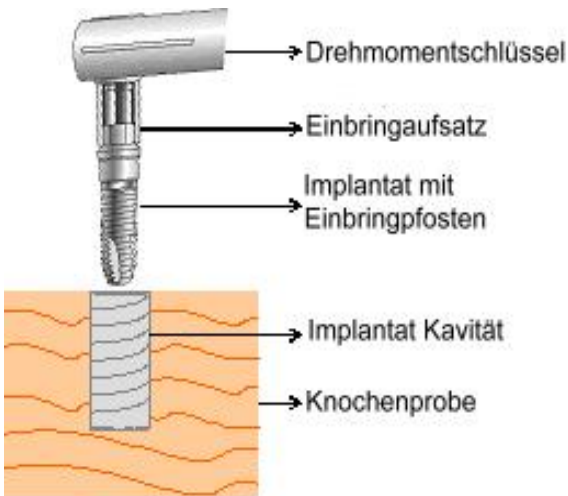




Die Insertion des Implantates

- **a) Insertion mit 10Ncm Drehmomentbegrenzung:** Das Implantat wurde mit leichtem axialem Druck beim Eindrehen fixiert und unter strenger Kontrolle der axialen Richtung inseriert bis der Drehgriff abknickte d. h. bis das Drehmoment von 10Ncm erreicht wurde (Abb.8. Nr. 1.a) oder bis die vollständige Insertion des Implantates im Knochen erfolgt war (Abb. 8. Nr. 1.b).
- **b) Insertion mit 20Ncm Drehmomentbegrenzung:** Falls die vollständige Insertion des Implantates im Knochen mit 10Ncm Drehmoment nicht erreicht werden konnte, wurde die Drehmomentbegrenzung auf 20Ncm (Abb. 8. Nr. 2*) eingestellt und die Insertion beendet (Abb. 8. Nr. 2.b) oder bei Abknicken des Drehgriffes bzw. bei Erreichen der Drehmomentbegrenzung 20Ncm (Abb. 8. Nr. 2.a).
- **b) Insertion mit 30Ncm Drehmomentbegrenzung:** Konnte die Insertion des Implantates mit der Drehmomentbegrenzung von 20Ncm nicht vollständig vorgenommen werden, wurde die Drehmomentbegrenzung 30Ncm eingestellt (Abb. 8. Nr. 3*) und die Insertion beendet ohne dass der Drehgriff abknickte bzw. die Drehmomentbegrenzung von 30Ncm erreicht wurde (Abb. 8. Nr. 3.a).

Es wurde für jedes Implantat nur der zuletzt eingestellte Wert der Drehmomentbegrenzung notiert, der zur vollständigen Insertion des Implantates benötigt wurde. Die Insertion ist vollständig, wenn der Implantathals auf gleicher Ebene mit dem Knochen abschließt.

In dieser Untersuchung konnten Drehmomentmaximalwerte von 10Ncm, 20Ncm und 30Ncm beobachtet werden. Ein über 30Ncm hinausgehendes Eindrehmoment zur vollständigen Insertion eines Implantates in den Knochen konnte nicht beobachtet werden.

Zur Insertion der Implantate wurde der Drehmomentschlüssel des Implantatsystems Semados® mit einer Skalierung bei drei möglichen Drehmomentbegrenzungen (10Ncm, 20Ncm und 30Ncm) benutzt.

| | | |
|---|---|--|
|  <p>→ Drehmomentschlüssel → Einbringaufsatz → Implantat mit Einbringpfosten → Implantat Kavität → Knochenprobe</p> |  <p>(a)</p> |  <p>(d)</p> |
| <p>Abb. 5 Implantat mit dem Drehmomentschlüssel vor dem Einschrauben in die Knochenkavität.</p> |  <p>(b)</p> |  <p>(c)</p> |
| <p>Abb. 6 Geräte, die zum Einschrauben des Implantates benötigt werden (a) Drehmomentschlüssel des Implantatsystems Semados®; (b) Einbringaufsatz mit der Verbindung für den Drehmomentschlüssel; (c) Implantat mit Einbringpfosten; (d) alle Teile zusammengesetzt, die für das Einbringen des Implantates erforderlich sind.</p> | | |

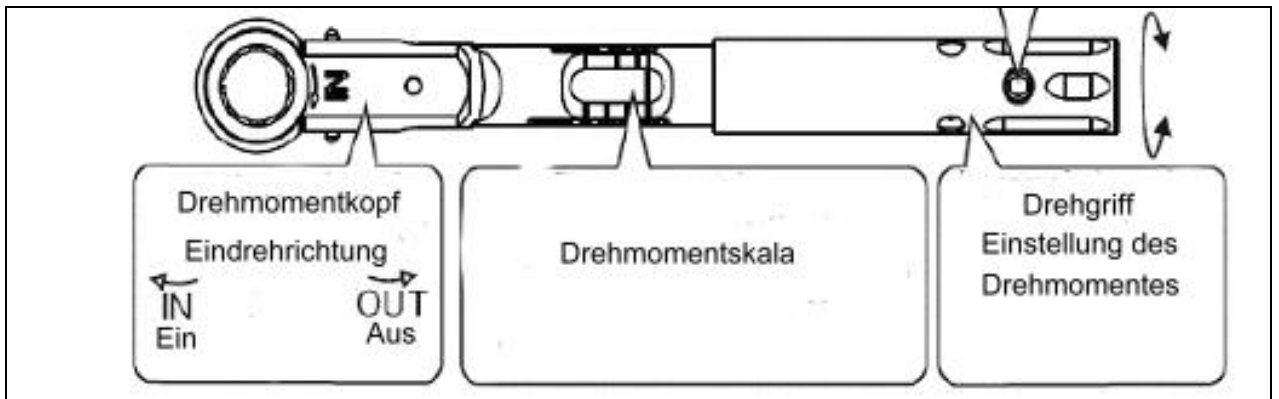
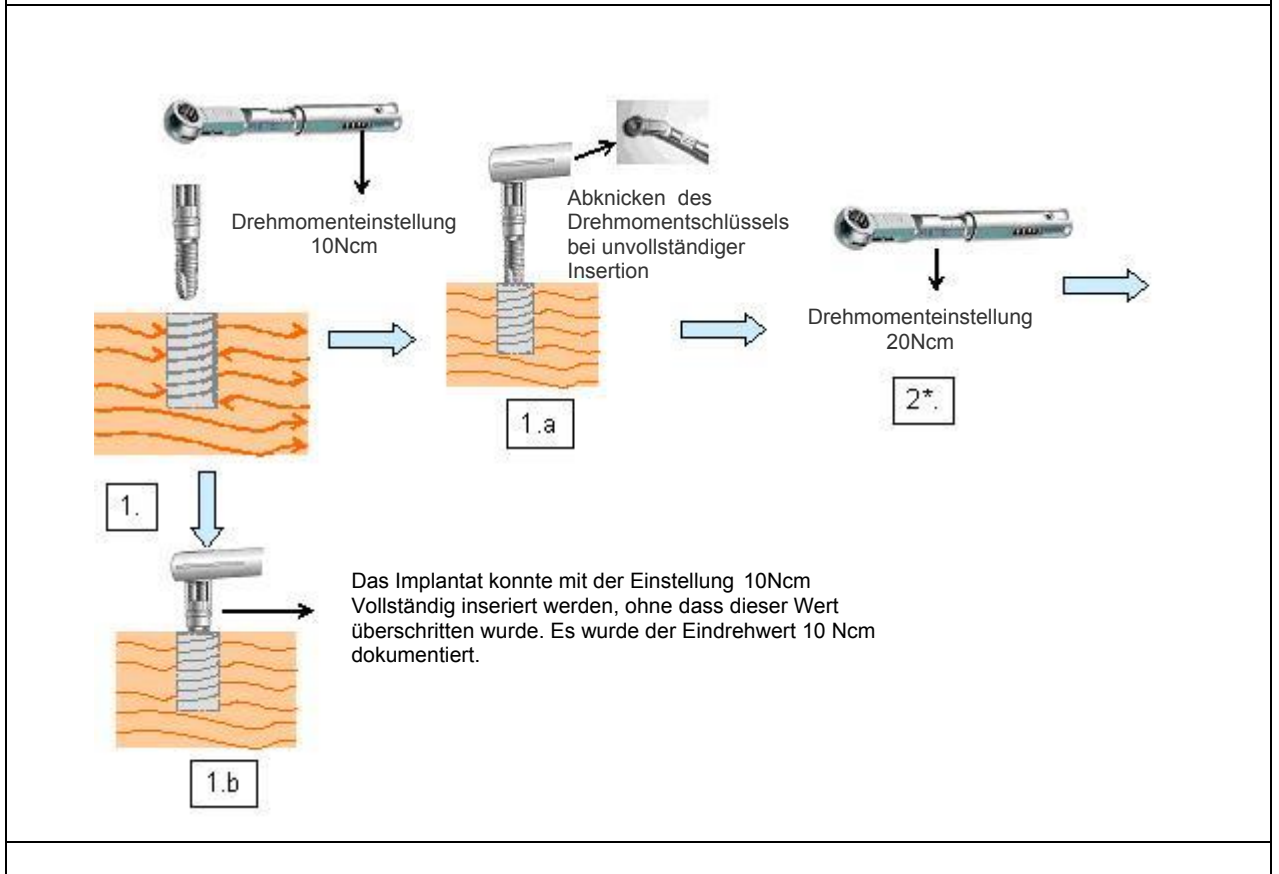
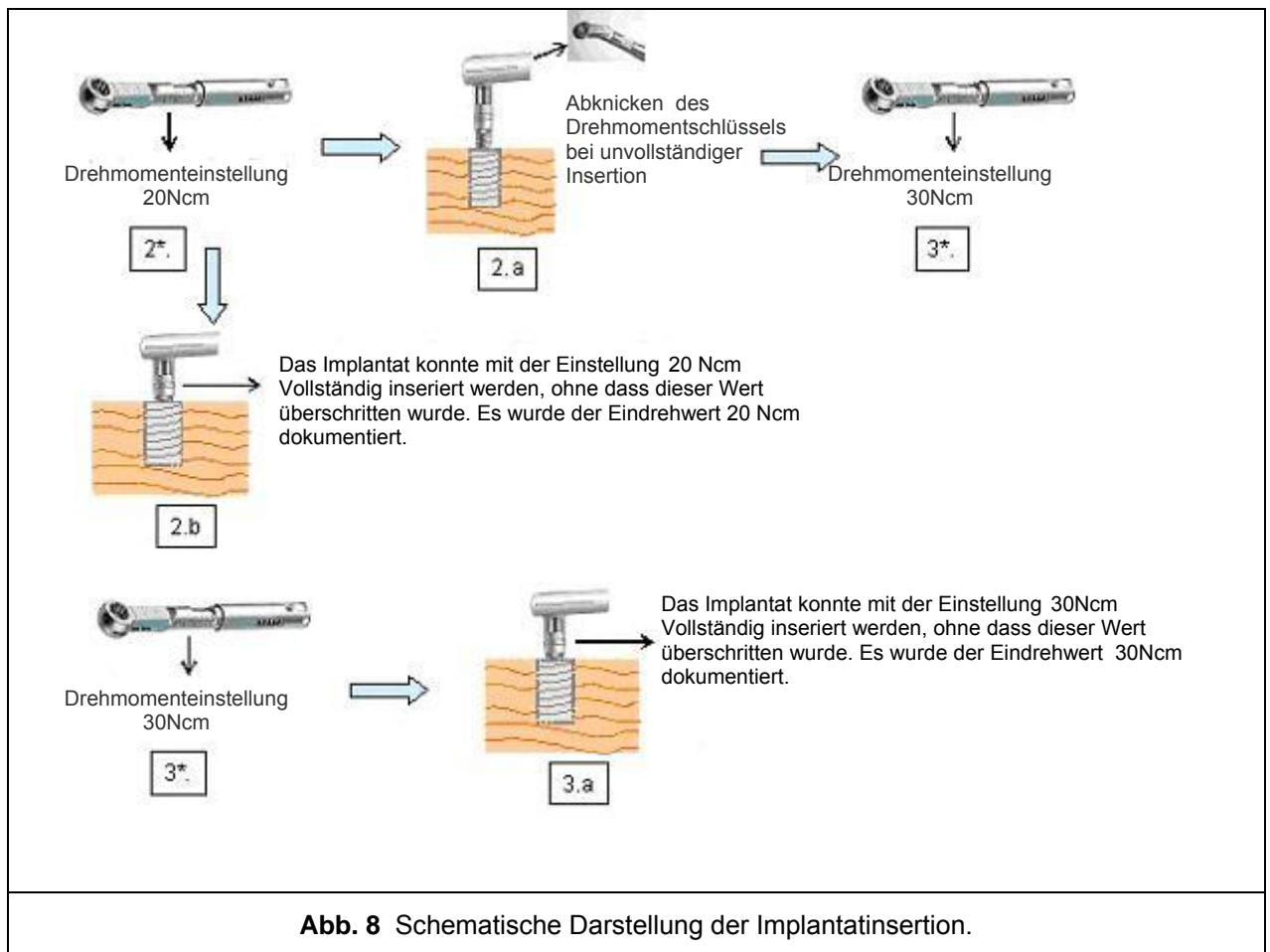


Abb. 7 Drehmomentschlüssel des Implantatsystems Semados®.





2.3.2. Kontaktendoskopische Mikrobewegungsmessung

Mikrobewegung ist definiert als die Auslenkung eines Implantates infolge einer Kraffteinleitung. Um diese Bewegung zu messen, wurde parallel zur Kraffteinleitungsrichtung ein Indikatorstreifen am Implantat befestigt und ein Referenzdraht mit bekanntem Durchmesser auf der Knochenoberfläche eingebracht, zu dem die Entfernung gemessen werden konnte.

Nach der Implantation wurde das Implantat mit einem 4mm x 8mm langen Indikatorstreifen (Zahnfilm; Kodak, Buenos Aires, Argentinien) versehen. Der Indikatorstreifen wurde mit einer 8mm Abutment-Schraube (Fa. Bego, Bremen) am Implantat befestigt. Zur Referenz wurde ein Draht von 600µm Durchmesser ungefähr 0,5mm vom Ende des Indikatorstreifens auf der Knochenoberfläche inseriert (Abb. 9). Der Durchmesser von 600µm wurde als Referenzmessung benutzt. Es wurden Zahnfilm Röntgenbilder von jeder Knochenprobe angefertigt: sofort nach Implantation und nach Kraffteinleitung (Abb. 10).

Zur Untersuchung der Mikrobewegungen wurden horizontale Kräfte im oberen Drittel des Abutments von 10N, 20N und 30N eingeleitet und die Bewegung des Indikatorstreifens relativ zum Referenzdraht wurde durch das Kontaktendoskop 7215 BA (Karl Storz GmbH, Tuttlingen) mit einer 30° Optik registriert. Die Bilder wurden digitalisiert mit der Videobearbeitungssoftware Pinnacle Studios® (Deutschland) und die Mikrobewegungen wurden mit einer Messgenauigkeit von 10µm bei 70-facher Vergrößerung, mithilfe der Bilderfassungs- und Analyse-Software Image pro plus® (Media Cybernetics Inc; Bethesda MD, USA), bestimmt. Mikrobewegung wurde bestimmt als Differenz der Strecke des Indikatorstreifens und des Referenzdrahtes vor und während der Krafteinleitung (Abb. 11). Die Belastung mit den drei unterschiedlichen Kräften wurde jeweils einmal für 2 Sekunden vorgenommen und diente der Simulation einer willkürlichen intraoperativen okklusalen Belastung des Implantates durch den Patienten. Demzufolge wurden insgesamt 300 Messungen durchgeführt. Dementsprechend konnten drei unterschiedliche Krafteinleitungen pro Knochenprobe und 50 Knochenproben pro Länge (50 Implantate mit 8,5mm Länge und 50 Implantate mit 15mm Länge) untersucht werden.

Die Untersuchung wurde unter konstanter Position des Referenzdrahts und des Kontaktendoskops mit einer 30-Grad-Optik durchgeführt.

Wenn der Referenzdraht und der Indikatorstreifen von der Optik der Kamera erfasst werden konnten, war es möglich, eine Mikrobewegung zu messen.

In einigen Fällen, in welchen der Indikatorstreifen außerhalb des Sichtfensters der Kamera lag, konnte keine Mikrobewegung gemessen werden. Hier lag eine Makromobilität der Implantate vor.

Da hier keine Werte für Mikrobewegungen aufgezeichnet werden konnten, wurden diese Daten als makromobile Implantate statistisch untersucht.

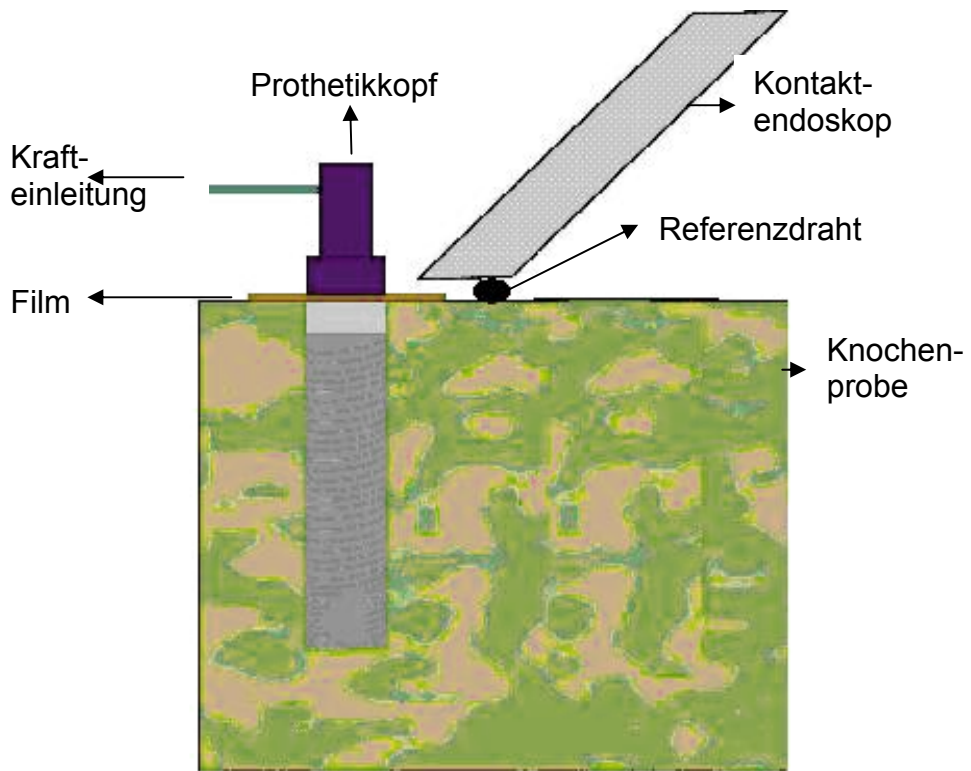
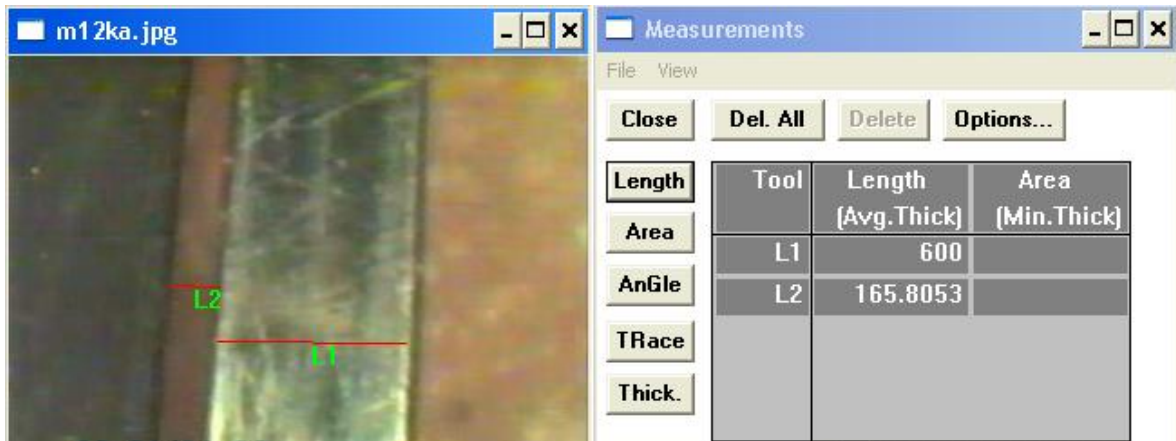


Abb. 9 Schematische Darstellung der endoskopischen Messtechnik



Abb. 10 a) Zahnfilmröntgenbild einer Knochenprobe mit einem 15mm-Implantat.
Abb. 10 b) Zahnfilmröntgenbild einer Knochenprobe mit einem 8,5mm-Implantat.

a)



b)



Abb. 11 a) Computerausdruck beim Messvorgang: Distanz zwischen Film und Referenzdraht vor Krafteinleitung; **b)** Computerausdruck beim Messvorgang: Distanz zwischen Film und Referenzdraht während der Krafteinleitung nach 2 Sekunden.

L1 = Referenzdraht 600μm

L2 = gemessene Strecke vor Belastung (siehe Abb.11a: 165,8053μm) und

gemessene Strecke bei Belastung (siehe Abb. 11b: 498,2729μm) – die Differenz dieser

beiden Werte ergibt die Deviation des Implantates

2.3.3. Messung der Dimensionsveränderung der Kavität mittels DVT

Die knöchernen Implantatkavitäten wurden mit einem Bohrer mit dem Durchmesser 3,25mm zur Aufnahme der selbstschneidenden Schraubenimplantate mit dem Durchmesser 3,75mm präpariert. Im Anschluss an die Messungen der Mikrobewegungen bei lateralem Druck verschiedener Dimensionen wurden die Implantate wieder ausgeschraubt und die Durchmesser der entstandenen Knochenkavitäten in der Belastungsrichtung vermessen. Ziel war es, zu untersuchen, ob verschiedene Implantatlängen oder Dimensionen der Mikrobewegungen auch in unterschiedlichen Verformungen der spongiösen Knochenkavitäten resultieren.

Von den 100 Knochenproben wurden volumetomographische Aufnahmen erstellt. Die Bildgebung erfolgte durch einen digitalen Volumetomographen, Modell QR.DVT 9000 (Fa. New Tom, Marburg). Das DVT besteht aus folgenden wesentlichen Funktionselementen: Röntgenröhre mit Generator, Bildverstärkerröhre (Image Intensifier), CCD-Kamera, Steuerrechner mit Auswertungssoftware. Das Gerät besitzt eine um 360° rotierbare Röntgenröhre, die im Bereich der mittelharten Röntgenstrahlung bei einer Filterung von 0,7mm Aluminium mit einem konstanten Öffnungswinkel von 14° in Cone-beam-Technik arbeitet. Bei der Erstellung des Rohdatensatzes rotieren die Röntgenröhre und der Bildverstärker 360° um die stationäre Patientenliege, wobei pro Grad ein Einzelschnittbild erstellt wird. Bei einem einmaligen Umlauf in 76 Sekunden wird ein rotationssymmetrisches Volumen mit einer Höhe von 10cm und einem Durchmesser von 12cm erfasst. Ausgehend von einem Prescan werden alle 360 sagittalen Schnittbilder mit der Smart-beam-Technik einzeln in der niedrigsten möglichen Aufnahmedosis (Röhrenstrom, Röhrenspannung) neu berechnet. Die gesamte Expositionszeit beträgt etwa 28 Sekunden bei einer durchschnittlichen Strahlenbelastung von 6mSv pro Aufnahme. Zur Primärrekonstruktion des Rohdatensatzes werden nach der Aufnahme die Schichtdicke der zu rekonstruierenden axialen Schichten (0,3; 1,0; 3,0mm) und der Rekonstruktionswinkel festgelegt. Aus den Axialschichten der primären Rekonstruktion werden weitere so genannte sekundäre Rekonstruktionen errechnet. Zu ihnen zählen sagittale, koronale, paraaxiale Schnitte sowie eine 3D-Rekonstruktion. Die Größe eines Voxels beträgt 290µm³.

Mit jeweils einer volumetomographischen Aufnahme konnte eine Gruppe von 9 Knochenproben untersucht werden. Die Daten wurden mit der Software des DVT 9000 (Fa. New Tom, Marburg) aufgezeichnet. Die Messungen erfolgten am oberen, mittleren und unteren Implantatabschnitt der Knochenkavität jeweils an der Knochenseite, welche durch die Krafteinleitung belastet wurde.

Mit der DVT Software wurden, während man die normale Sicht zu den Implantatkavitäten und den mit Guttapercha markierten Belastungsrichtungen hatte (Abb. 12), Schnitte im Zentrum der Implantatkavität parallel zur Belastungsrichtung gelegt (Abb. 13). Bei dieser Vorgehensweise konnte ein mittlerer Schnitt der Proben erhalten werden (Abb. 14 und 15) wobei immer die belastete Seite der Probe zur linken Seite platziert wurde, um den nachfolgenden Vergleich der Proben zu gewährleisten.

Als erster Schritt wurden die subjektiv als Typ IV Knochen eingestuft Knochenproben mittels DVT im Sinne einer Qualitätssicherung überprüft.

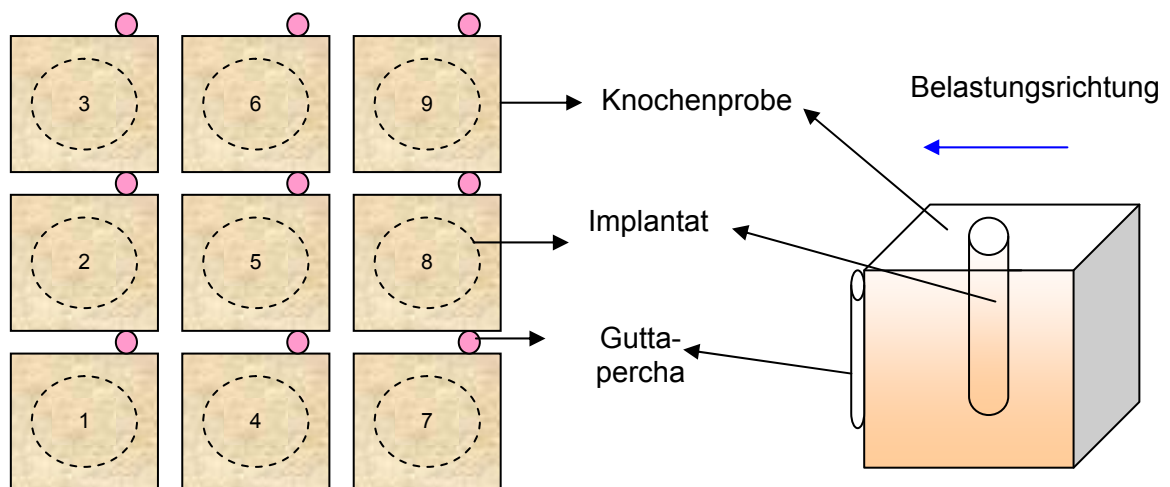


Abb. 12 Schematisches Diagramm für die Zuordnung der Knochenproben für die DVT Untersuchung

Abb. 13 Schematische Skizze einer Knochenprobe

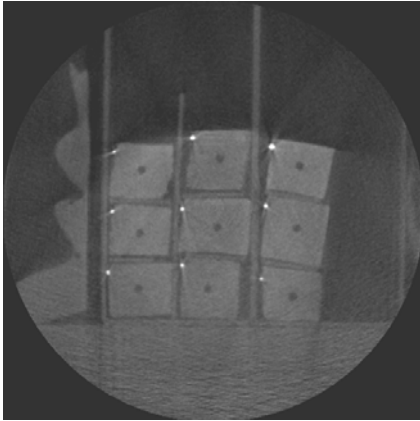


Abb. 14 DVT Aufzeichnung mit einer Zentrierung für einen Schnitt durch eine Implantatkavität.



Abb. 15 DVT-Schnittbild durch die Implantatkavität in Belastungsrichtung

Mit der seitlichen Sicht der Implantatkavität wurde die Länge des Implantates in drei Teile eingeteilt, welche zervikal, intermediär und apikal, beginnend von der Oberfläche hin zum Boden der gebohrten Kavität, benannt wurden. In jedem dieser Abschnitte wurde der Durchmesser gemessen.

Abb. 16 und 17 zeigen Knochenproben im DVT 9000 (New Tom, Marburg, Germany), vorbereitet für die volumetomographische Aufnahme.

Es wurden Gel-Beutel und Acryl Platten um die Proben herum platziert, um die Absorptionsmasse der Strahlung zu erhöhen, da wegen der geringen Masse der Proben nicht genügend Strahlung absorbiert würde, um ein verwertbares Bild zu erhalten. Diese Maßnahme beeinträchtigt nicht die Beurteilung und den Vergleich der verschiedenen Knochenproben.



Abb. 16 Die Anordnung der Knochenproben mit den darum platzierten Gelbeutel und Acrylplatten



Abb. 17 Die Knochenproben im digitalen Volumetomographen Modell QR.DVT 9000[®]

2.3.4. Statistische Auswertung

Die Auswertung der gewonnenen Messdaten erfolgte mit Hilfe statistischer Methoden, wie sie für biologische und medizinische Daten empfohlen werden (HARTEN et al. 1993, LEWIS 1984, REES 1989).

Um die Verteilungen der Messwerte zu beschreiben, wurde der Mittelwert als Schätzer für den Erwartungswert gewählt, dazu die Standardabweichung als Streumaß. Zudem wurden die Verteilungen graphisch anhand von Boxplots gezeigt.

Bei den Boxplots wird der Median als waagrechte Linie innerhalb der Box angezeigt. Der obere und untere Rand der Box geben das 3. und das 1. Quartil (75%- und 25%-Quartil) an. Damit entspricht die Höhe der Box gerade dem Interquartilsabstand. Die obere waagrechte Linie zeigt das Maximum, die untere das Minimum der Verteilung an. Werte außerhalb dieses Bereiches werden als potenzielle Ausreißer gesondert gekennzeichnet. Als solcher wird ein Wert identifiziert, wenn er mehr als 1,5 mal dem Interquartilsabstand oberhalb dem 3. Quartil oder unterhalb dem 1. Quartil liegt.

Vergleiche zwischen Gruppen erfolgten bei Normalverteilung mit dem t-Test, ansonsten mit dem Mann-Whitney-U-Test bei zwei Gruppen oder dem Kruskal-Wallis-Test bei mehr als zwei Gruppen. Bei kategoriellen Variablen wurden Unterschiede in Häufigkeiten (Verteilungsunterschiede) mit Fishers exaktem Test bzw. mit den Chiquadrat-Test untersucht.

Zusammenhänge zwischen kontinuierlichen Variablen wurden durch eine Korrelationsanalyse nach Spearman untersucht.

Die statistischen Auswertungen wurden mit dem Statistik-Paket R (www.r-project.org) durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1. Analyse des Eindrehwiderstandes

3.1.1. Zusammenhang zwischen Eindrehwiderstand und Implantatlänge

Für die Analyse des Eindrehwiderstandes in Abhängigkeit von der Implantatlänge wurde die Häufigkeitsverteilung nach den Klassen bis 10Ncm, >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm untersucht. Alle Implantate ließen sich mit einem Eindrehwiderstand <30Ncm inserieren. Die folgende Abbildung 18 zeigt das Ergebnis.

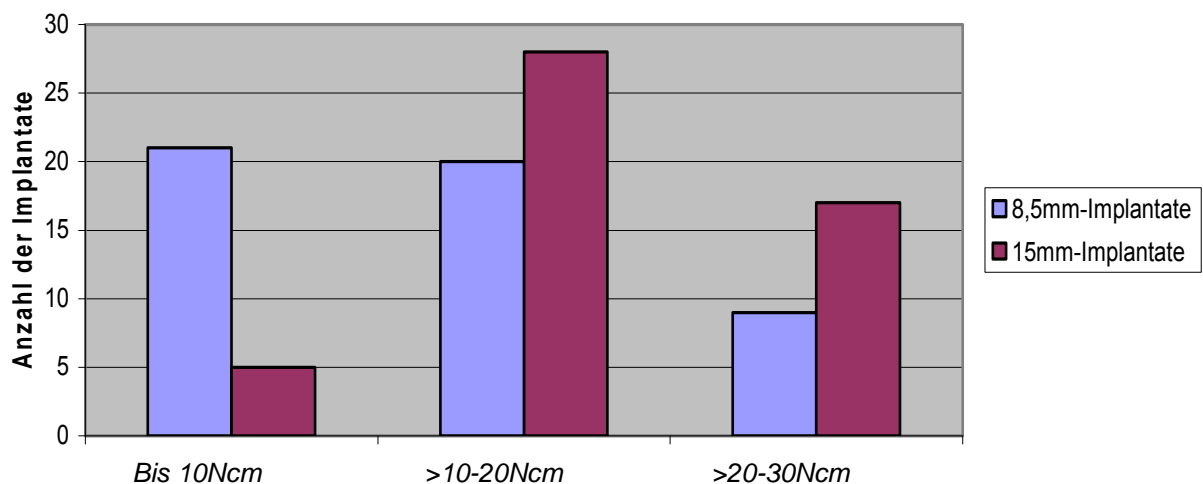


Abb. 18: Häufigkeitsverteilung der Implantate nach Implantatlänge und Eindrehwiderstand bis 10Ncm, >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm.

Abb. 18 zeigt, dass die Mehrheit der 15mm-Implantate (28 von 50) mit einem maximalen Eindrehwiderstand von >10Ncm - 20Ncm inseriert werden konnten. Bei weiteren 17 Implantaten war ein maximaler Eindrehwiderstand von >20Ncm - 30Ncm vonnöten. In der Gruppe mit dem geringsten Eindrehwiderstand (bis 10Ncm) hatten lediglich 5 Implantate die Länge 15mm.

Für die Implantate der Länge 8,5mm zeigt sich eine grundlegend andere Verteilung: Die Gruppe mit einem Eindrehwiderstand bis 10Ncm ist mit 21 Implantaten am

stärksten vertreten, in der Gruppe mit dem höchsten Eindrehwiderstand befinden sich lediglich 9 Implantate.

Die Tabelle zeigt die Eindrehwiderstände bei der unterschiedlichen Implantatlänge 8,5mm (n=50) und 15mm (n=50). 8,5mm Implantate konnten mit einem geringeren Eindrehwiderstand in den Knochen eingebracht werden, wohingegen bei 15mm langen Implantaten ein höherer Eindrehwiderstand aufgebracht werden musste.

In der Gruppe der 15mm-Implantate muss im Vergleich zur 8,5mm-Gruppe ein größerer Eindrehwiderstand aufgebracht werden. Der Unterschied zwischen den beiden Gruppen ist signifikant im Chiquadrat-Test (p=0,0011).

3.1.2. Zusammenhang zwischen Eindrehwiderstand und Mikrobewegung bei 10N, 20N und 30N lateraler Krafteinleitung

Neben der Implantatlänge wurde der Eindrehwiderstand als beeinflussender Faktor für die Mikrobewegungen untersucht. Dabei wurde der Vermutung nachgegangen, dass Implantate weniger Mikrobewegungen zeigen, wenn der Eindrehwiderstand beim Inserieren bereits sehr hoch war. Die Analyse erfolgte separat für die drei verschiedenen Intensitäten der lateralen Krafteinleitung.

Für eine laterale Krafteinleitung von 10N sind die statistischen Kenngrößen für die Mikrobewegungen in der folgenden Tabelle zusammengefasst.

| Laterale Krafteinleitung 10N | | | |
|---|-------------------|----------------|----------------|
| | Eindrehwiderstand | | |
| | 0 - 10Ncm | >10Ncm – 20Ncm | >20Ncm – 30Ncm |
| Anzahl der Implantate 8,5mm und 15mm | 26 | 48 | 26 |
| \bar{x} | 128µm | 38µm | 30µm |
| SD | 198µm | 105µm | 79µm |

Tab. 1: Mittelwerte und Standardabweichung der Mikrobewegungswerte bei einer lateralen Krafteinleitung von 10N, gruppiert nach unterschiedlichen Eindrehwiderständen.

In der folgenden Abbildung 19 ist die Verteilung der Werte für die Mikrobewegungen als Boxplots in Abhängigkeit vom Eindrehwiderstand dargestellt.

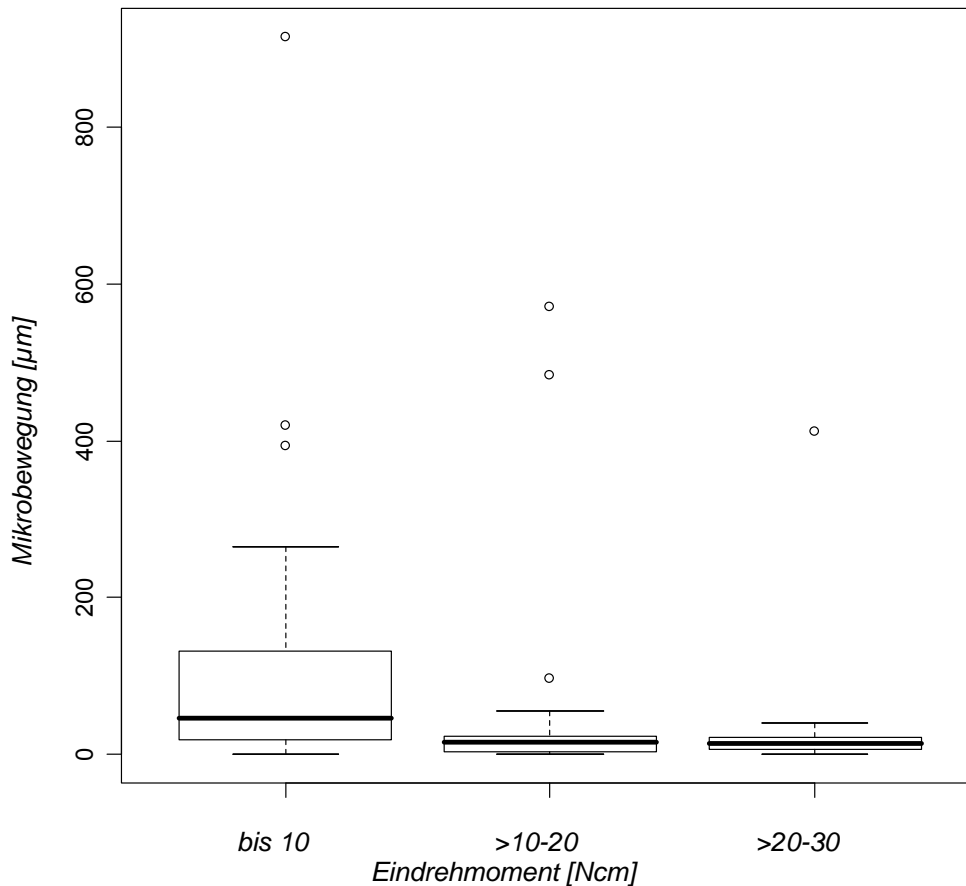


Abb. 19: Mikrobewegungswerte bei Eindrehwiderstand bis 10Ncm, >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm bei lateraler Krafteinleitung von 10N.

Bei Implantaten, die mit einem maximalem Eindrehwiderstand von <10Ncm inseriert wurden (n=26), konnte bei lateraler Krafteinleitung von 10N eine mittlere Mikrobewegung von 128µm festgestellt werden. Für die Implantate, die mit >10Ncm - 20Ncm Eindrehwiderstand eingebracht werden konnten (n=48) und mit einer lateralen Kraft von 10N belastet wurden, konnte eine mittlere Mikrobewegung von 38µm gemessen werden. Bei den Implantaten, die mit >20Ncm - 30Ncm (n=26) eingebracht werden konnten und mit einer lateralen Kraft von 10N belastet wurden, lag der Mittelwert der Mikrobewegung bei 30µm.

Bei 10N lateraler Krafteinleitung zeigten die Implantate, die mit maximal 10Ncm Eindrehwiderstand eingebracht werden konnten, die durchschnittlich größte Mikrobewegung. Dieses Ergebnis war signifikant nach dem Kruskal-Wallis-Test ($p < 0,0001$).

Bei einer lateralen Krafteinleitung von 20N sind die Mikrobewegungen im Vergleich zu denen bei 10N in allen Gruppen deutlich größer. Insbesondere bei Implantaten, die mit einem Eindrehwiderstand von maximal 10Ncm inseriert worden waren, ist der Unterschied mit einem Mittelwert von 503µm gegenüber einer Mikrobewegung von 128µm bei 10N lateraler Krafteinleitung besonders groß. Tabelle 2 zeigt die statistischen Parameter für die Mikrobewegungen bei einer lateralen Kraft von 20N.

| Laterale Krafteinleitung 20N | | | |
|---|-------------------|----------------|----------------|
| | Eindrehwiderstand | | |
| | 0 - 10Ncm | >10Ncm – 20Ncm | >20Ncm – 30Ncm |
| Anzahl der Implantate 8,5mm und 15mm | 26 | 47 | 26 |
| \bar{x} | 503µm | 64µm | 39µm |
| SD | 565µm | 205µm | 64µm |

Tab. 2: Mittelwerte und Standardabweichung der Mikrobewegungswerte bei einer lateralen Krafteinleitung von 20N, gruppiert nach unterschiedlichen Eindrehwiderständen.

Die folgende Abbildung zeigt die Verteilungen der Mikrobewegungen bei 20N lateraler Krafteinleitung anhand von Boxplots. Während das Boxplot für die Implantate mit maximal 10Ncm Eindrehwiderstand besonders heraus sticht, wirken die Boxplots für >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm maximalen Eindrehwiderstand sehr ähnlich. Dies kann aber zum Teil auch auf die Skalierung der y-Achse zurückzuführen sein.

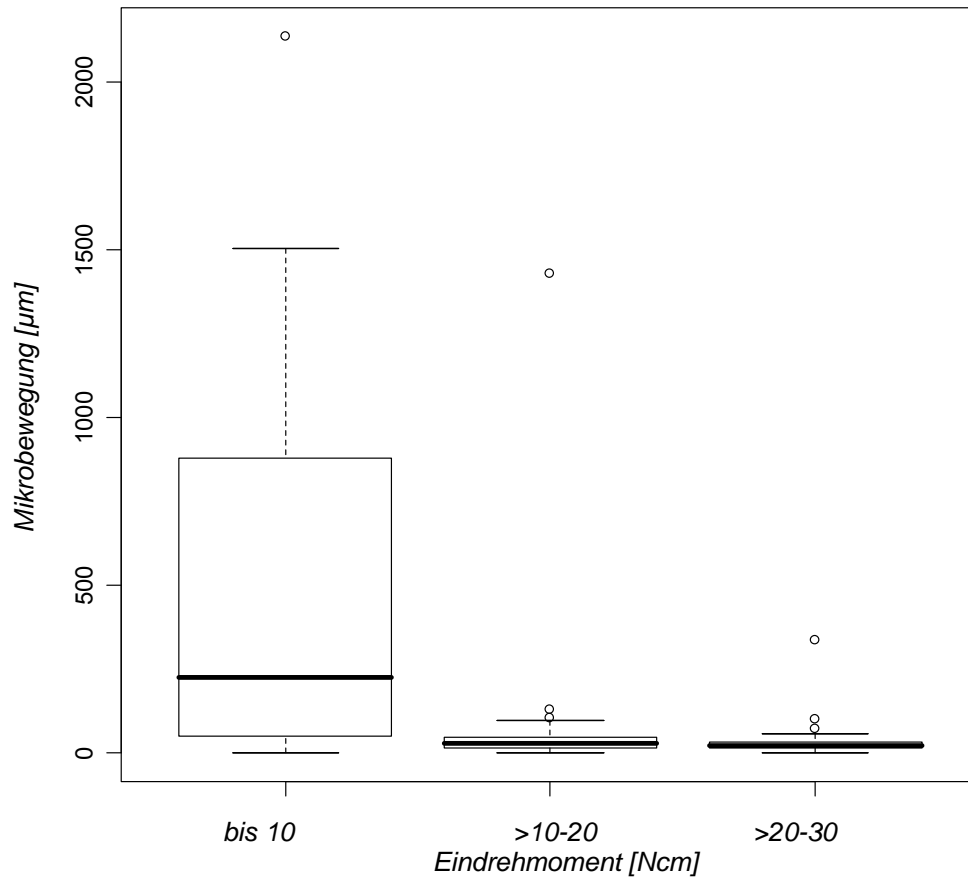


Abb. 20: Mikrobewegungswerte bei Eindrehwiderstand bis 10Ncm, >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm bei lateraler Krafteinleitung von 20N.

Der beobachtete Trend einer größeren Mikrobewegung für Implantate mit geringerem Eindrehwiderstand bei einer lateralen Krafteinleitung von 20N konnte im Kruskal-Wallis-Test als signifikant bestätigt werden ($p < 0,0001$).

In der folgenden Tabelle 3 sind die statistischen Parameter für die Mikrobewegungen bei einer lateralen Krafteinleitung von 30N zusammengefasst.

| Laterale Krafteinleitung 30N | | | |
|---|-------------------|----------------|----------------|
| | Eindrehwiderstand | | |
| | bis 10Ncm | >10Ncm – 20Ncm | >20Ncm – 30Ncm |
| Anzahl der Implantate 8,5mm und 15mm | 22 | 45 | 26 |
| \bar{x} | 680 μ m | 67 μ m | 63 μ m |
| SD | 734 μ m | 79 μ m | 76 μ m |

Tab. 3: Mittelwerte und Standardabweichung der Mikrobewegungswerte bei einer lateralen Krafteinleitung von 30N, gruppiert nach unterschiedlichen Eindrehwiderständen.

Bei einer lateralen Krafteinleitung von 30N findet sich die höchste Mikrobewegung von mittelwertigen 680 μ m bei der Gruppe der Implantate mit einem maximalen Eindrehwiderstand von 10Ncm. Dieser Wert liegt etwas höher als der entsprechende Mittelwert für dieselbe Gruppe bei einer lateralen Kraft von 20N (503 μ m). Für die beiden Gruppen der Implantate mit >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm Eindrehwiderstand zeigen sich weder beim Mittelwert (67 μ m gegenüber 63 μ m) noch bei der Standardabweichung (79 μ m gegenüber 76 μ m) wesentliche Unterschiede. Dies wird auch durch das Boxplot in Abb. 21 bestätigt.

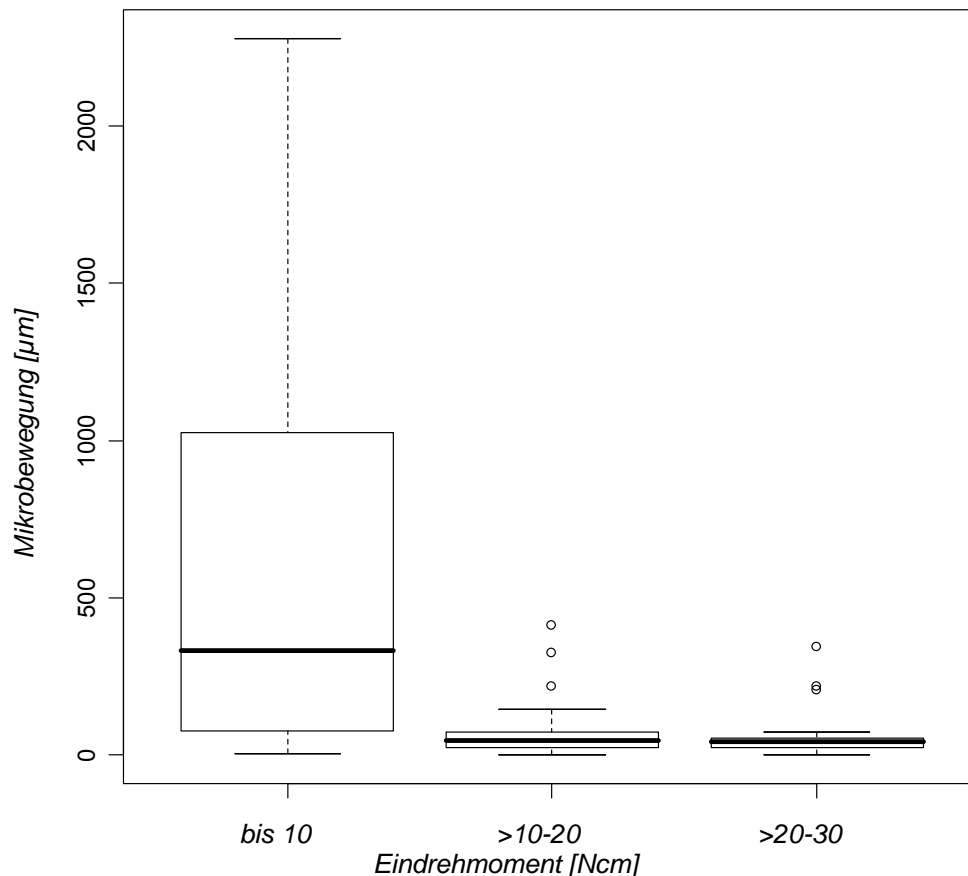


Abb. 21: Mikrobewegungswerte bei Eindrehwiderstand bis 10Ncm, >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm bei lateraler Krafteinleitung von 30N.

Trotz der Ähnlichkeiten in den Mikrobewegungen der Gruppen >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm Eindrehwiderstand ergab der Kruskal-Wallis-Test, dass die Unterschiede zwischen den drei Gruppen bei einer lateralen Krafteinleitung von 30N signifikant sind ($p < 0,0001$).

Die folgende Tabelle zeigt zusammenfassend den simultanen Einfluss von sowohl lateraler Krafteinleitung als auch maximalem Eindrehwiderstand auf die Mikrobewegungen eines Implantates. Neben dem Mittelwert wurde hier der (empirische) Median als zweites Lagemaß verwendet, um die Vergleichbarkeit mit den Boxplots zu gewährleisten.

| | | Eindrehwiderstand | | |
|-------------------------------------|-----|--|--|--|
| | | bis10Ncm | >10Ncm-20Ncm | >20Ncm-30Ncm |
| laterale Krafteinleitung | 10N | $\bar{x} = 128\mu\text{m}$ Median = 46 μm | $\bar{x} = 38\mu\text{m}$ Median = 15 μm | $\bar{x} = 30\mu\text{m}$ Median = 15 μm |
| | 20N | $\bar{x} = 503\mu\text{m}$ Median = 225 μm | $\bar{x} = 64\mu\text{m}$ Median = 28 μm | $\bar{x} = 39\mu\text{m}$ Median = 23 μm |
| | 30N | $\bar{x} = 680\mu\text{m}$ Median = 332 μm | $\bar{x} = 67\mu\text{m}$ Median = 45 μm | $\bar{x} = 63\mu\text{m}$ Median = 43 μm |

Tab. 4: Mittelwerte und Mediane der Mikrobewegungswerte in Abhängigkeit von unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung und Eindrehwiderstand.

Die Mikrobewegungswerte in Tab. 4 bestätigen die folgenden bisher beobachteten Ergebnisse:

- Bei zunehmender lateraler Krafteinleitung nehmen die Mikrobewegungen zu.
- Der Unterschied in den Mikrobewegungen zwischen 10N und 20N lateraler Krafteinleitung ist recht groß, zwischen 20N und 30N ist er deutlich geringer.
- Bei zunehmendem maximalen Eindrehwiderstand des Implantates nehmen die Dimensionen der Mikrobewegungen ab.
- Die Gruppe mit maximalem Eindrehwiderstand von bis zu 10Ncm zeigt deutlich höhere Werte als die anderen beiden Gruppen.
- Die Gruppen mit >10Ncm - 20Ncm und >20Ncm - 30Ncm maximalem Eindrehwiderstand zeigen bei allen lateralen Kräften sehr ähnliche Werte.

Um schließlich den Einfluss der Implantatlänge darzustellen und gleichzeitig Scheinkorrelationen zu vermeiden, wurde der simultane Einfluss von Eindrehwiderstand und lateraler Krafteinwirkung auf die Mikrobewegungen für die beiden Implantatlängen separat dargestellt. In der folgenden Tabelle 5 sind die Mittelwerte und Mediane für Implantate der Länge 8,5mm.

| | | Eindrehwiderstand | | |
|-------------------------------------|-----|--|---|--|
| | | bis10Ncm | >10Ncm - 20Ncm | >20Ncm - 30Ncm |
| laterale Krafteinleitung | 10N | $\bar{x} = 152\mu\text{m}$ Median = 69 μm | $\bar{x} = 70\mu\text{m}$ Median = 20 μm | $\bar{x} = 62\mu\text{m}$ Median = 20 μm |
| | 20N | $\bar{x} = 591\mu\text{m}$ Median = 419 μm | $\bar{x} = 118\mu\text{m}$ Median = 40 μm | $\bar{x} = 65\mu\text{m}$ Median = 33 μm |
| | 30N | $\bar{x} = 846\mu\text{m}$ Median = 744 μm | $\bar{x} = 105\mu\text{m}$ Median = 71 μm | $\bar{x} = 96\mu\text{m}$ Median = 51 μm |

Tab. 5: Mittelwerte und Mediane der Mikrobewegungswerte in Abhängigkeit von unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung und Eindrehwiderstand für die Implantate der Länge 8,5mm.

Die analogen Werte für 15mm-Implantate finden sich in Tabelle 6.

| | | Eindrehwiderstand | | |
|-------------------------------------|-----|---|--|--|
| | | bis10Ncm | >10Ncm - 20Ncm | >20Ncm - 30Ncm |
| laterale Krafteinleitung | 10N | $\bar{x} = 31\mu\text{m}$ Median = 9 μm | $\bar{x} = 15\mu\text{m}$ Median = 8 μm | $\bar{x} = 13\mu\text{m}$ Median = 11 μm |
| | 20N | $\bar{x} = 131\mu\text{m}$ Median = 29 μm | $\bar{x} = 28\mu\text{m}$ Median = 22 μm | $\bar{x} = 25\mu\text{m}$ Median = 22 μm |
| | 30N | $\bar{x} = 113\mu\text{m}$ Median = 57 μm | $\bar{x} = 43\mu\text{m}$ Median = 34 μm | $\bar{x} = 46\mu\text{m}$ Median = 36 μm |

Tab. 6: Mittelwerte und Mediane der Mikrobewegungswerte in Abhängigkeit von unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung und Eindrehwiderstand für die Implantate der Länge 15mm.

Die Tabellen 5 und 6 zeigen, dass die vorher erzielten Ergebnisse auch bei einer separaten Analyse nach Implantatlänge weiterhin Gültigkeit besitzen. Insbesondere Implantate mit einem maximalen Eindrehwiderstand bis 10Ncm zeigen deutlich höhere Mikrobewegungswerte als Implantate, die mit einem höheren Eindrehwiderstand inseriert worden waren. Zudem zeigt sich beim Vergleich korrespondierender Werte der beiden Tabellen, dass in sämtlichen Fällen die 8,5mm-Implantate deutlich höhere Mikrobewegungswerte zeigten als die 15mm-Implantate.

3.1.3. Eindrehwiderstand und Mikrobewegung über 100µm

| | | Eindrehwiderstand | | |
|-----------------------------|-----|-------------------|------------------------|-----------------------|
| | | bis10Ncm n=21 | >10Ncm - 20Ncm n=20 | >20Ncm - 30Ncm n=9 |
| laterale Krafteinleitung | 10N | 8 | 2 | 1 |
| | 20N | 15 | 3 | 1 |
| | 30N | 19 | 8 | 2 |

Tab. 7: Anzahl der Implantate der Länge 8,5mm, deren Mikrobewegungen den kritischen Wert von 100µm überschritten, in Abhängigkeit von unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung und Eindrehwiderstand. (in dieser Auswertung sind auch die makromobilen Implantate enthalten)

| | | Eindrehwiderstand | | |
|-----------------------------|-----|-------------------|----------------------|----------------------|
| | | bis10Ncm n=5 | >10Ncm-20Ncm n=28 | >20Ncm-30Ncm n=17 |
| laterale Krafteinleitung | 10N | 1 | 0 | 0 |
| | 20N | 1 | 1 | 0 |
| | 30N | 1 | 3 | 1 |

Tab. 8: Anzahl der Implantate der Länge 15mm, deren Mikrobewegungen den kritischen Wert von 100µm überschritten, in Abhängigkeit von unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung und Eindrehwiderstand. (in dieser Auswertung sind auch die makromobilen Implantate enthalten)

Die Tabellen 7 und 8 zeigen die Anzahl der beiden unterschiedlich langen Implantate, die den Wert von 100µm überschritten. In diese Auswertung wurden auch die makromobilen Implantate mit einbezogen, da auch in diesen Fällen eine Mikrobewegung von 100µm überschritten wurde.

Bei den 8,5mm Implantaten ist nur bei 9 von 50 Implantaten ein Eindrehmoment von >20Ncm - 30Ncm erforderlich gewesen. Hier konnte bei 1 von 9 Implantaten bei Belastungen von 10N und 20N Mikrobewegungswerte von über 100µm erreicht werden und bei 30N lagen bei 2 von 9 Implantaten die Mikrobewegungen über

diesem Wert. Bei niedrigeren Eindrehmomentwerten traten kritische Mikrobewegungswerte bei Belastung häufiger auf.

Bei Eindrehmomentwerten von >20Ncm - 30Ncm und Belastungen von 10N und 20N und bei Eindrehmomentwerten von >10Ncm - 20Ncm und Belastungen von 10N konnten bei den 15mm langen Implantaten in 100% der Fälle Mikrobewegungen von unter 100µm aufgezeichnet werden. Aber auch bei hohen Eindrehmomentwerten von >20Ncm – 30Ncm konnte bei lateraler Belastung von 30N eine Mikrobewegung von über 100µm gemessen werden. Lagen die notwendigen Eindrehmomente jedoch unter 10Ncm so konnte bei lateraler Belastung von 10N, 20N und 30N bei 20% der Implantate Mikrobewegungen von über 100µm beobachtet werden.

3.2. Implantatmikrobewegung

3.2.1. Häufigkeit makromobiler Implantate bei unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung

Bei einem Teil der Proben wurde die messbare Auslenkung der Implantate, im Sinne einer fehlenden Primärstabilität, überschritten. Bei diesen makromobilen Implantaten überschritt die jeweilige Auslenkung nach lateraler Belastung von 10N, 20N und 30N das Aufzeichnungsfeld der Kamera und konnte somit nicht erfasst werden. Diese Daten wurden als Makrobewegung registriert. In die Untersuchungen konnten sie mangels Messwerte nicht mit eingehen; das Auftreten dieser Makrobewegungen wurde jedoch statistisch im Hinblick auf unterschiedliche Krafteinleitung und unterschiedliche Implantatlänge untersucht.

Die folgende Tab. 9 zeigt die Verteilung der Makrobewegung in Abhängigkeit von der lateralen Krafteinleitung.

| | | Krafteinleitung | | |
|---------------------------|---------------|-----------------|-----|-----|
| | | 10N | 20N | 30N |
| Anzahl der Implantate mit | Mikrobewegung | 100 | 99 | 93 |
| | Makrobewegung | 0 | 1 | 7 |

Tab. 9: Mikrobewegung und Makrobewegung der Implantate bei lateraler Krafteinleitung von 10N, 20N und 30N.

Die Tabelle 9 zeigt, dass Makrobewegungen häufig bei hoher lateraler Krafteinleitung (30N) auftraten, wohingegen sie bei der niedrigsten Krafteinleitung von 10N gar nicht vorkamen. Diese Unterschiede zeigten sich signifikant in Fishers exaktem Test ($p=0,0069$).

3.2.2. Häufigkeit makromobiler Implantate in Abhängigkeit von der Implantatlänge und bei unterschiedlicher lateraler Krafteinleitung

Die Tabellen 10 und 11 zeigen Daten über Makrobewegungen bei 20N und 30N lateraler Krafteinleitung, jeweils unterschieden nach den beiden Implantatlängen 8,5mm und 15mm. Es wurde keine Analyse für 10N lateraler Krafteinleitung durchgeführt, weil hier keine makromobilen Implantate vorhanden waren.

| | | Krafteinleitung 20N | |
|---------------------------|---------------|----------------------|---------------------|
| | | Implantatlänge 8,5mm | Implantatlänge 15mm |
| Anzahl der Implantate mit | Mikrobewegung | 49 | 50 |
| | Makrobewegung | 1 | 0 |

Tab. 10: Mikrobewegung und Makrobewegung der Implantate bei lateraler Krafteinleitung von 20N unterteilt nach den beiden Implantatlängen 8,5mm und 15mm.

Für die Implantate der Länge 8,5mm konnte einmal das Ergebnis Makromobilität aufgezeichnet werden, ein signifikanter Unterschied konnte zwischen den unterschiedlichen Implantatlängen nicht festgestellt werden (Fishers exakter Test, $p=1$).

| | | Krafteinleitung 30N | |
|---------------------------|---------------|----------------------|---------------------|
| | | Implantatlänge 8,5mm | Implantatlänge 15mm |
| Anzahl der Implantate mit | Mikrobewegung | 43 | 50 |
| | Makrobewegung | 7 | 0 |

Tab. 11: Mikrobewegung und Makrobewegung der Implantate bei lateraler Krafteinleitung von 30N unterteilt nach den beiden Implantatlängen 8,5mm und 15mm.

Für Mikrobewegungswerte bei 30N konnte in der Implantatgruppe 8,5mm (n=50) siebenmal eine Makromobilität aufgezeichnet werden, in der Gruppe 15mm (n=50) konnte keine Makromobilität registriert werden. Bei den beiden Implantatlängen konnte ein signifikanter Unterschied nach Fishers exaktem Test ($p=0,01$) bezüglich der Makromobilität nach lateraler Kraffteinleitung von 30N festgestellt werden, d.h. bei 8,5mm Implantatlänge gab es signifikant mehr makromobile Implantate als bei 15mm Implantatlänge bei 30N lateraler Kraffteinleitung.

Die makromobilen Implantate wurden statistisch nicht weiter erfasst, stützen aber das Ergebnis dieser Studie, wo bei einer Zunahme der lateralen Belastung auch eine erhöhte Implantatbewegung beobachtet werden konnte.

3.2.3. Mikrobewegung der Implantate bei unterschiedlicher lateraler Belastung mit 10N, 20N und 30N

Für die Implantate, bei denen keine Makrobewegungen auftraten, konnte die Dimension der Mikrobewegung gemessen werden. Die folgende Tabelle zeigt statistische Kennzahlen zu diesen Mikrobewegungen in Abhängigkeit von der lateralen Kraffteinleitung. Da die Verteilung der Werte stark asymmetrisch ist, wurden in der Tabelle neben dem Mittelwert und der Standardabweichung auch der (empirische) Median als zusätzliches Lagemaß sowie der Interquartilsabstand als zusätzliches Streumaß angegeben.

| | laterale Kraffteinleitung | | |
|-----------------------------|---------------------------|----------------|----------------|
| | 10N | 20N | 30N |
| Anzahl n | 100 | 99 | 93 |
| Länge L | 8,5mm und 15mm | 8,5mm und 15mm | 8,5mm und 15mm |
| \bar{x} | 59 μ m | 173 μ m | 211 μ m |
| SD | 136 μ m | 376 μ m | 211 μ m |
| Median | 18 μ m | 33 μ m | 51 μ m |
| Interquartilsabstand | 27 μ m | 64 μ m | 94 μ m |

Tab. 12: Mikrobewegungen bei unterschiedlicher lateraler Kraffteinleitung bei Implantaten der Länge 8,5mm und 15mm.

Die folgende Abbildung 22 zeigt die Verteilung der Mikrobewegungen nach Dimension der lateralen Kraffteinleitung in Form von Boxplots.

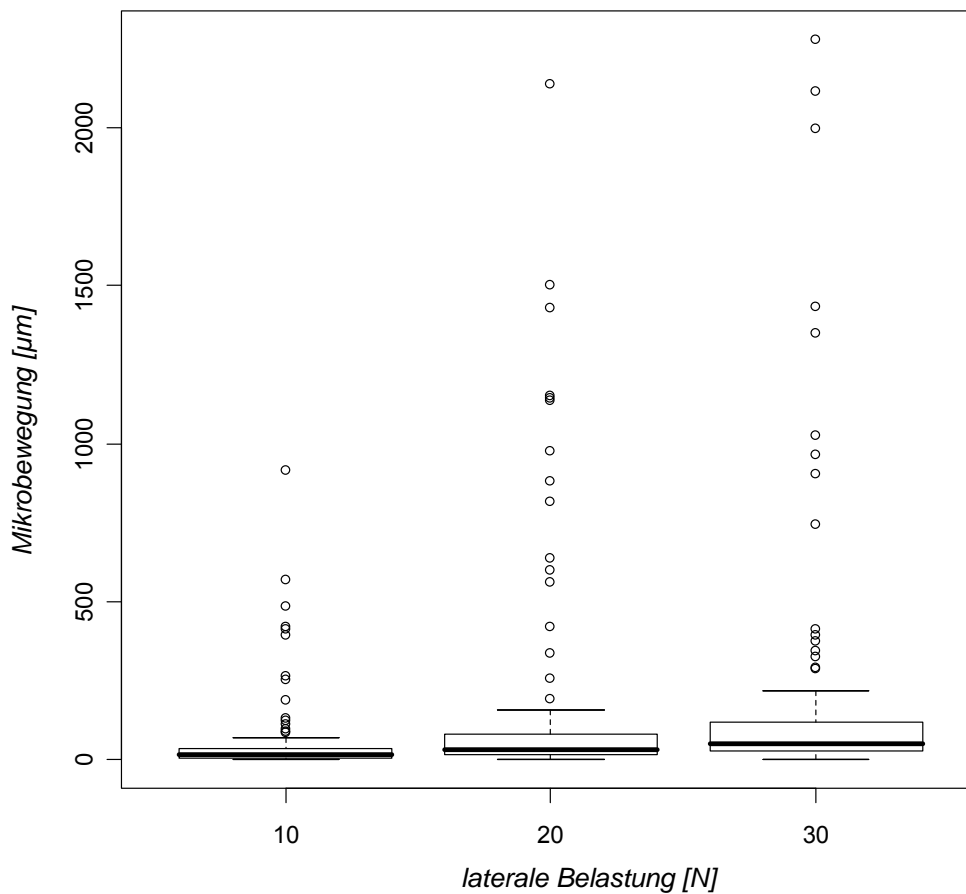


Abb. 22: Mikrobewegungen der Implantate bei unterschiedlicher lateralen Belastung der Implantate mit 10N, 20N und 30N.

Bei einer lateralen Belastung von 10N zeigten die Implantate eine durchschnittliche Mikrobewegung von 59µm. Demgegenüber sind bei höheren Kraffteinwirkungen von 20N und 30N die Dimensionen der Mikrobewegungen mit 173µm und 211µm deutlich größer. Dieser Trend zeigt sich ebenfalls für die Mediane. Bei 10N lateraler Belastung lag der Median bei 18µm, bei 20N bereits bei 33µm und bei 30N lateraler Kraffteinleitung bei 51µm. Wegen der asymmetrischen Verteilung lag der Median stets unter dem Mittelwert.

Auch im Bezug auf die Streuung zeigte sich eine Zunahme mit größerer Kraffteinleitung. Bei 10N war sowohl die Standardabweichung mit 136µm als auch der Interquartilsabstand mit 27µm am geringsten, und insbesondere der

Interquartilsabstand zeigte mit Werten von 64µm bei 20N und 94µm bei 30N lateraler Kraffteinleitung eine stetige Zunahme.

Bei einer Zunahme der Kraffteinleitung konnte insgesamt also eine Zunahme der Mikrobewegung festgestellt werden. Diese beobachteten Unterschiede waren signifikant im Kruskal-Wallis-Test ($p < 0,0001$).

3.2.4. Abhängigkeit der Mikrobewegung von der Implantatlänge und der lateralen Belastung mit 10N, 20N und 30N

Neben der Intensität der lateralen Belastung (vgl. Abschnitt 3.2) wurde überprüft, inwieweit die Implantatlänge einen signifikanten Einfluss auf die Dimension der Mikrobewegung hat. Zu diesem Zweck wurden die Mikrobewegungen bei lateralen Kraffteinwirkungen von 10N, 20N und 30N jeweils getrennt für die Implantatlängen 8,5mm und 15mm untersucht. Beobachtete Unterschiede wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test auf Signifikanz untersucht.

3.2.4.1. Mikrobewegung bei unterschiedlicher Implantatlänge und lateraler Belastung mit 10N

Die folgende Tabelle zeigt die Mikrobewegungen bei einer lateralen Belastung von 10N in Abhängigkeit von der Implantatlänge.

| | Implantatlänge | |
|-----------------|----------------|------|
| | 8,5mm | 15mm |
| Anzahl n | 50 | 50 |
| \bar{x} | 103µm | 16µm |
| SD | 181µm | 22µm |

Tab. 13: Mikrobewegung bei 10N lateraler Belastung in Abhängigkeit von der Implantatlänge 8.5mm und 15mm.

Die Verteilung der Werte, getrennt nach der Implantatlänge, ist in der folgenden Abbildung als Boxplots veranschaulicht.

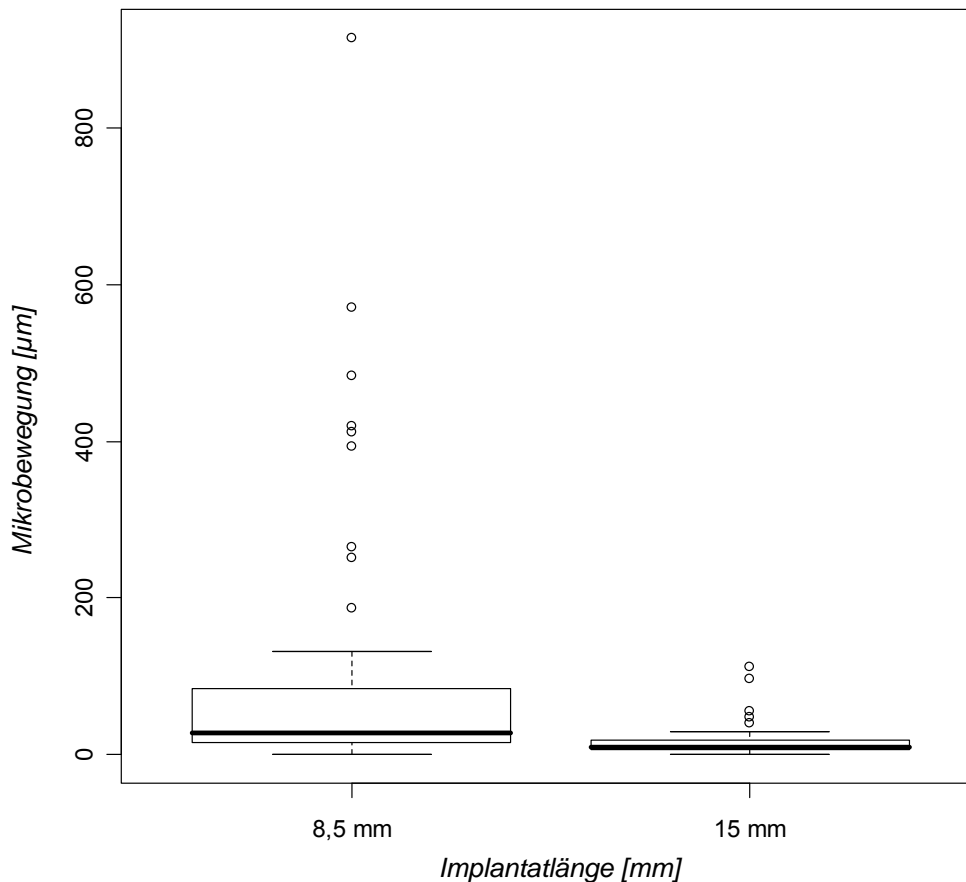


Abb. 23: Mikrobewegung bei 10N lateraler Belastung in Abhängigkeit von der Implantatlänge 8,5mm ($n=50$) und 15mm ($n=50$).

Für die Implantate mit einer Länge von 8,5mm wurde ein Mittelwert von 103µm an Mikrobewegung bei 10N lateraler Krafteinleitung gemessen. Für die Implantate der Länge 15mm betrug der Mittelwert 16µm. Neben dem Mittelwert war bei den Implantaten der Länge 8,5mm auch die Streuung der Werte deutlich höher. Einer Standardabweichung von 181µm für 8,5mm Implantatlänge steht eine Standardabweichung von lediglich 22µm bei einer Implantatlänge von 15mm gegenüber. Dies spiegelt sich ebenso in der Höhe der Boxen in Abb. 23, d.h. im Interquartilsabstand wider.

Nach dem Mann-Whitney-U-Test konnten signifikant höhere Mikrobewegungswerte nach 10N lateraler Belastung bei der Implantatlänge 8,5mm im Vergleich zur Implantatlänge 15mm beobachtet werden ($p<0,0001$).

3.2.4.2. Mikrobewegung bei unterschiedlicher Implantatlänge und lateraler Belastung mit 20N

Die statistischen Kennwerte der Mikrobewegungen bei einer lateralen Belastung von 20N für die unterschiedlichen Implantatlängen sind in Tab. 14 zusammengefasst.

| | Implantatlänge | |
|-----------------|-------------------|------------------|
| | 8,5mm | 15mm |
| Anzahl n | 49 | 50 |
| \bar{x} | 311 μm | 37 μm |
| SD | 494 μm | 79 μm |

Tab. 14: Mikrobewegung bei 20N lateraler Belastung in Abhängigkeit von der Implantatlänge 8,5mm und 15mm.

Die folgende Abbildung zeigt die Boxplots der Mikrobewegungen für die beiden Implantatlängen.

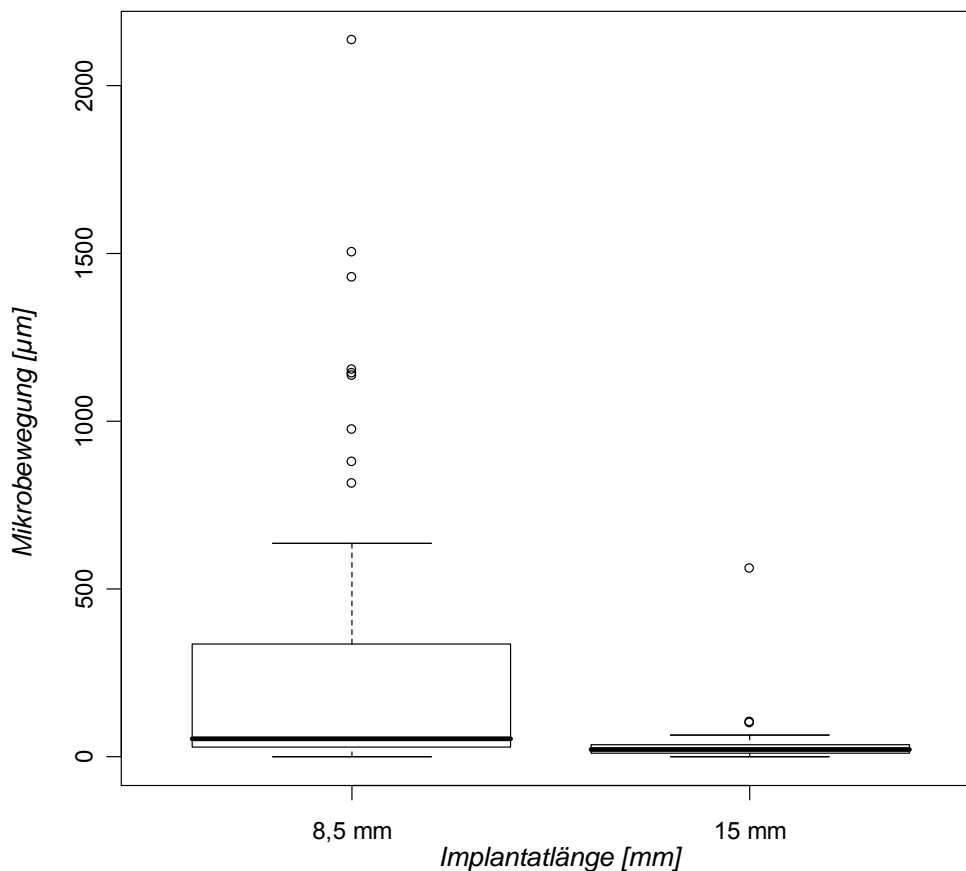


Abb. 24: Mikrobewegung bei 20N lateraler Belastung in Abhängigkeit von der Implantatlänge 8,5mm ($n=49$) und 15mm ($n=50$).

Für die Implantate mit einer Länge von 8,5mm wurde ein Mittelwert von 311µm an Mikrobewegung bei 20N lateraler Kraffteinleitung gemessen. Bei Implantaten der Länge 15mm betrug der Mittelwert 37µm. Auch die Standardabweichung war bei Implantaten der Länge 8,5mm mit 494µm höher als bei 15mm-Implantaten (79µm). Diese Unterschiede zeigen sich auch in den Boxplots: Während bei den 15mm-Implantaten die Maximum-Linie der Box bei ca. 200µm liegt, mit einem Ausreißer bei 500µm, reicht beim Boxplot für die 8,5mm-Implantate bereits die Box (d.h. das 75%-Quantil) bis über 300µm und die Maximum-Linie bis ca. 650µm. Zudem gibt es eine Reihe von Ausreißern, deren Werte bis über 2000µm reichen. Diese Unterschiede zeigten sich auch signifikant im Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,0001$). Unter einer lateralen Belastung von 20N sind bei 8,5mm-Implantaten die Mikrobewegungen signifikant höher als bei 15mm-Implantaten.

3.2.4.3. Mikrobewegung bei unterschiedlicher Implantatlänge und lateraler Belastung mit 30N

Bei der Untersuchung der Mikrobewegungen bei 30N lateraler Belastung konnten lediglich 43 der 50 Implantate der Länge 8,5mm verwendet werden, da bei 7 dieser Implantate die Messwerte wegen Makrobewegungen fehlten (vgl. Abschnitt 3.2). Dennoch zeigt sich der gleiche Trend wie bei 10N und 20N lateraler Belastung. Die statistischen Kenngrößen sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst.

| | Implantatlänge | |
|-----------------|----------------|------|
| | 8,5mm | 15mm |
| Anzahl n | 43 | 50 |
| \bar{x} | 396µm | 51µm |
| SD | 600µm | 61µm |

Tab. 15 Mikrobewegung bei 30N lateraler Belastung in Abhängigkeit von der Implantatlänge

Bei einer lateralen Kraffteinwirkung von 30N zeigen die 8,5mm-Implantate eine mittlere Mikrobewegung von 396µm. Demgegenüber steht eine deutlich geringere mittlere Mikrobewegung von 51µm bei den 15mm-Implantaten. Auch die

Standardabweichung liegt mit $600\mu\text{m}$ bei den 8,5mm-Implantaten fast zehnmal so hoch wie bei den 15mm-Implantaten ($61\mu\text{m}$).

Diese Unterschiede zeigen sich auch im folgenden Boxplot (Abb. 25). Zudem belegt die Abbildung erneut, dass bei beiden Implantatlängen die Mikrobewegungen asymmetrisch verteilt sind.

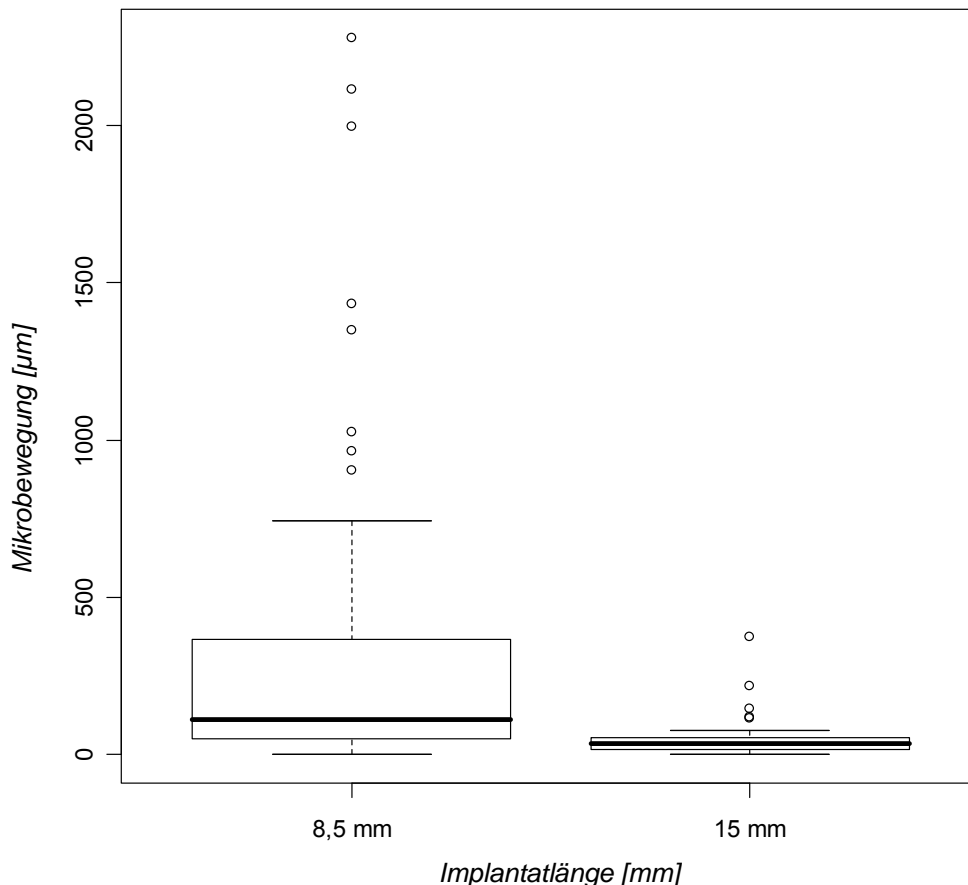


Abb. 25: Mikrobewegung bei 30N lateraler Belastung in Abhängigkeit von der Implantatlänge 8,5mm ($n=43$) und 15mm ($n=50$).

Die beobachteten Unterschiede waren signifikant im Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,0001$). Bei 8,5mm-Implantaten kann also eine höhere Mikrobewegung bei einer lateralen Belastung von 30N erwartet werden als bei den längeren 15mm-Implantaten.

Als Übersicht fasst die folgende Tabelle 15 die unterschiedlichen Krafteinleitungen und die beiden Gruppen der unterschiedlichen Implantatlänge zusammen.

| | laterale Krafteinleitung | | | |
|----------------|--------------------------|--|--|--|
| | 10N | 20N | 30N | |
| Implantatlänge | 8,5mm | n=50 $\bar{x} = 103\mu\text{m}$ SD = 181 μm | n = 49 $\bar{x} = 311\mu\text{m}$ SD = 494 μm | n = 43 $\bar{x} = 396\mu\text{m}$ SD = 600 μm |
| | 15mm | n = 50 $\bar{x} = 16\mu\text{m}$ SD = 22 μm | n = 50 $\bar{x} = 37\mu\text{m}$ SD = 79 μm | n = 50 $\bar{x} = 51\mu\text{m}$ SD = 61 μm |

Tab. 15: Mittelwerte und Standardabweichung der Mikrobewegungswerte bei lateraler Belastung der Implantate mit 10N, 20N und 30N in Abhängigkeit von der Implantatlänge 8,5mm und 15mm.

Bei den 8,5mm-Implantaten konnten im Vergleich zu den langen Implantaten bei allen drei unterschiedlichen Krafteinleitungen signifikant höhere Mikrobewegungswerte aufgezeichnet werden.

3.2.4.4. Mikrobewegung über 100µm

Schließlich wurde untersucht, wie viele Implantate Mikrobewegungen oberhalb des kritischen Wertes von 100µm zeigen. Dies ist sowohl abhängig von der lateralen Krafteinwirkung als auch von der Implantatlänge. Die folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse.

| | | laterale Krafteinleitung | | |
|----------------|---------------|--------------------------|-----|-----|
| | | 10N | 20N | 30N |
| Implantatlänge | 8,5mm n=50 | 11 | 19 | 29 |
| | 15mm n=50 | 1 | 2 | 5 |

Tab. 16: Anzahl der Implantate, deren Mikrobewegung bei lateraler Krafteinleitung den kritischen Wert von 100µm überschritt. In dieser Auswertung sind die makromobilen Implantate enthalten.

3.3. Deformation der Knochenkavität

3.3.1. Zusammenhang zwischen Mikrobewegung nach dem Belastungszyklus der Implantate und der Deformation der Kavität

3.3.1.1. Zusammenhang von Mikrobewegung und apikaler Deformation

In Abbildung 26 sind die Messwerte der Durchmesser der Knochenkavität im apikalen Bereich gegen die Mikrobewegungswerte bei 30N lateraler Krafteinleitung aufgetragen.

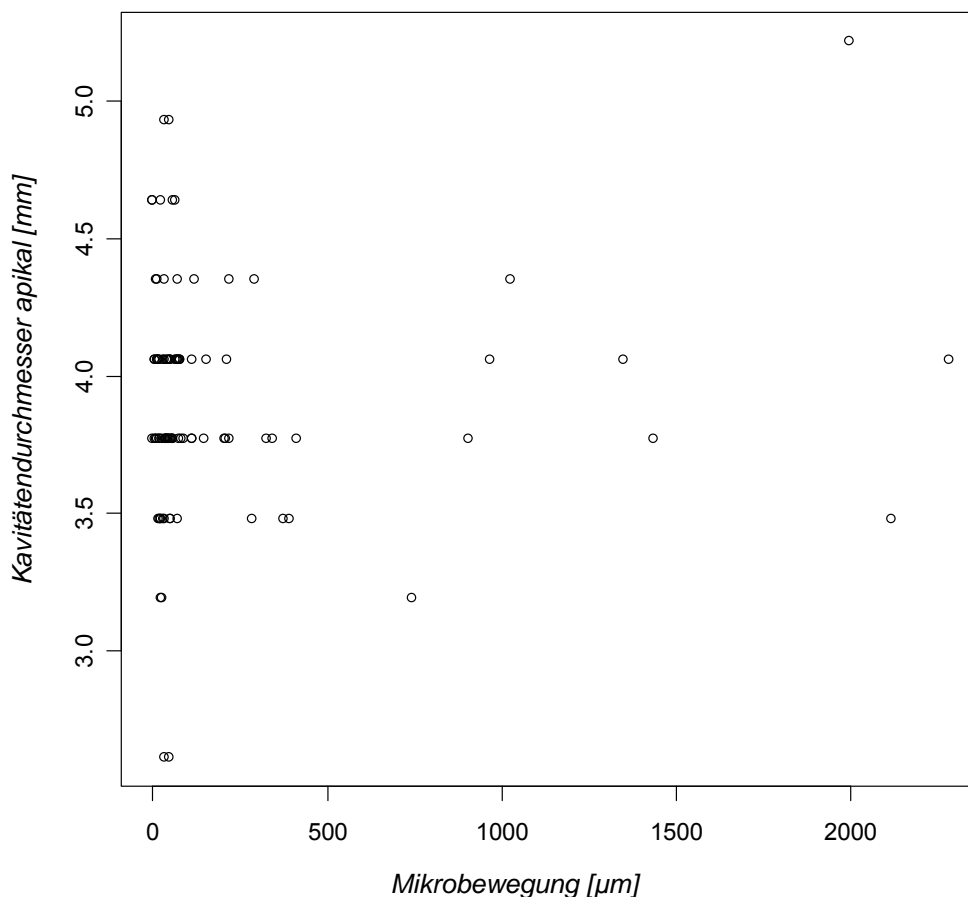


Abb. 26: Mikrobewegungswerte nach 30N lateraler Belastung der Implantate im Vergleich zum apikalen Durchmesser der Knochenkavität.

Abbildung 26 zeigt, dass bei Implantaten mit geringen Dimensionen der Mikrobewegungen ($<500\mu\text{m}$) das gesamte Spektrum der apikalen Kavitätdurchmesser vorkommt. Eine Korrelationsanalyse nach Spearman ergab einen Korrelationskoeffizienten von 0,094, der jedoch nicht signifikant verschieden ist von Null ($p=0,37$).

3.3.1.2. Zusammenhang von Mikrobewegung und intermediärer Deformation

Die folgende Abbildung zeigt die einzelnen Messwerte der Mikrobewegungen der Implantate in Abhängigkeit vom Durchmesser ihrer Kavitäten im intermediären Bereich.

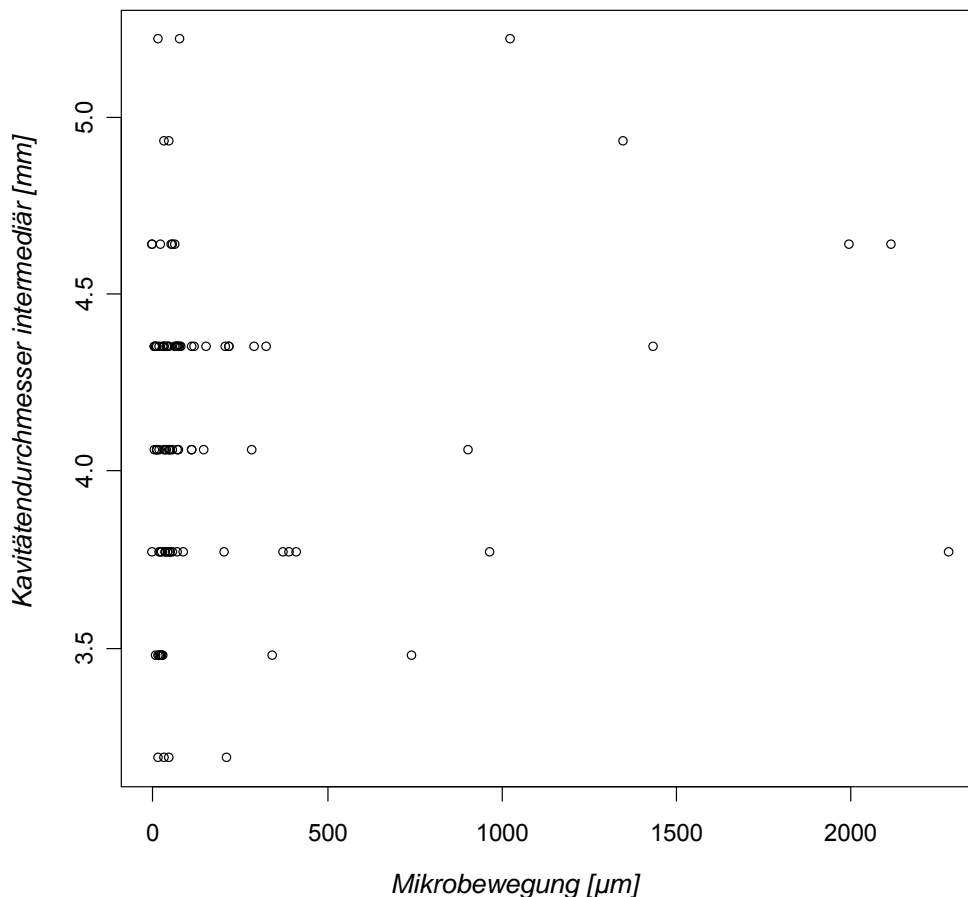


Abb. 27: Mikrobewegungswerte nach 30N lateraler Belastung der Implantate im Vergleich zum intermediären Durchmesser der Knochenkavität.

Für den Zusammenhang zwischen Mikrobewegung und intermediärem Durchmesser der Kavitäten zeigt sich ein ähnliches Bild wie im apikalen Fall: bei Implantaten mit geringen Mikrobewegungen lässt sich keine Vorhersage treffen, bei größeren Mikrobewegungen hingegen kommen höhere Werte der intermediären Durchmesser häufiger vor. Die Korrelationsanalyse nach Spearman ergibt mit 0,152 einen höheren Koeffizienten als im apikalen Fall, jedoch ist diese Korrelation nicht signifikant ($p=0,15$).

3.3.1.3. Zusammenhang von Mikrobewegung und zervikaler Deformation

Neben dem apikalen und dem intermediären Durchmesser wurde der zervikale Durchmesser der Implantatkavitäten mit der Mikrobewegung verglichen. Es zeigt sich ein sichtbarer Trend zu einer Zunahme des zervikalen Durchmessers bei größeren Werten der Mikrobewegung (Abb. 28).

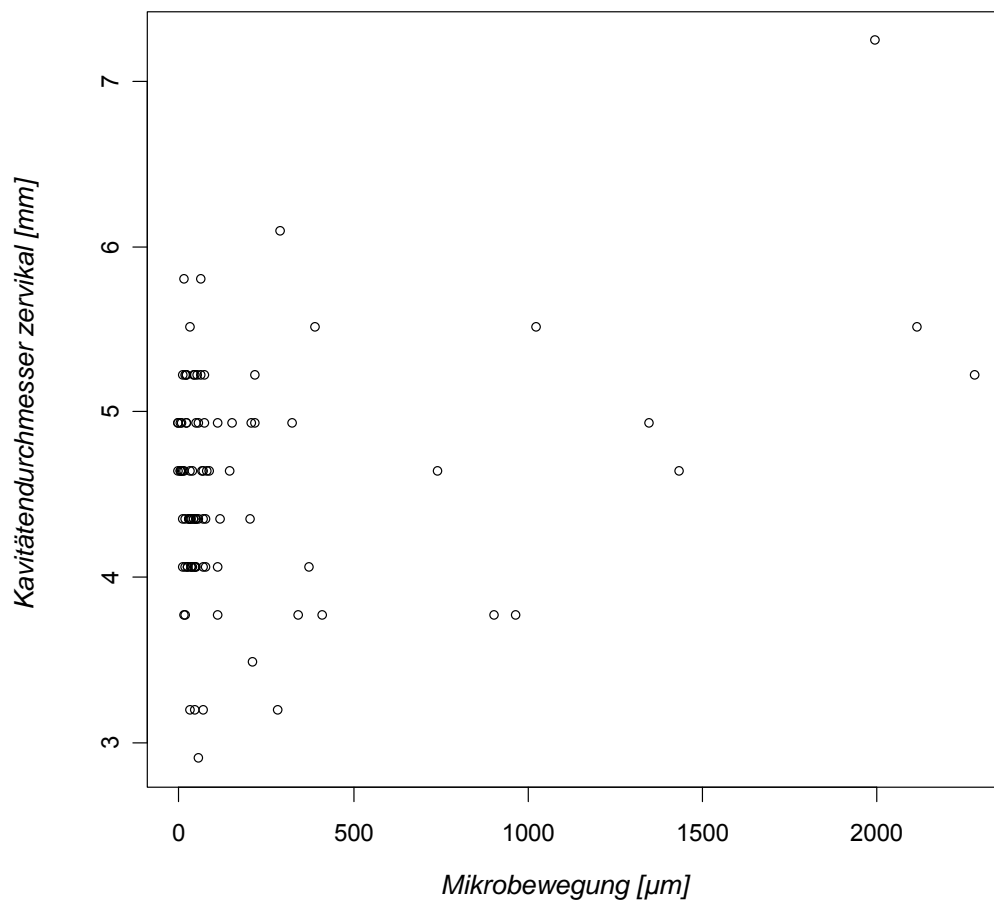


Abb. 28: Mikrobewegungswerte nach 30N lateraler Belastung der Implantate im Vergleich zum zervikalen Durchmesser der Knochenkavität.

Abbildung 28 zeigt geringe Werte der zervikalen Durchmesser unter 3,5mm ausschließlich im Zusammenhang mit geringen Mikrobewegungen. Für Mikrobewegungen über 400µm ist ein klarer positiver Trend erkennbar. Die Korrelation nach Spearman zeigt einen Koeffizienten von 0,305, der signifikant positiv ist ($p=0,003$).

3.3.2. Untersuchung über die Deformation der Knochenkavität im Vergleich zu den beiden unterschiedlichen Implantatlängen

3.3.2.1. Apikale Deformation

Der Durchmesser der Knochenkavität wurde im apikalen Bereich mit dem DVT nach lateraler Belastung der Implantate (10N, 20N und 30N für jeweils 2 Sekunden) in Richtung der Krafteinleitung gemessen. Die Verteilung der Messwerte ist in der folgenden Abbildung in Form eines Boxplots dargestellt.

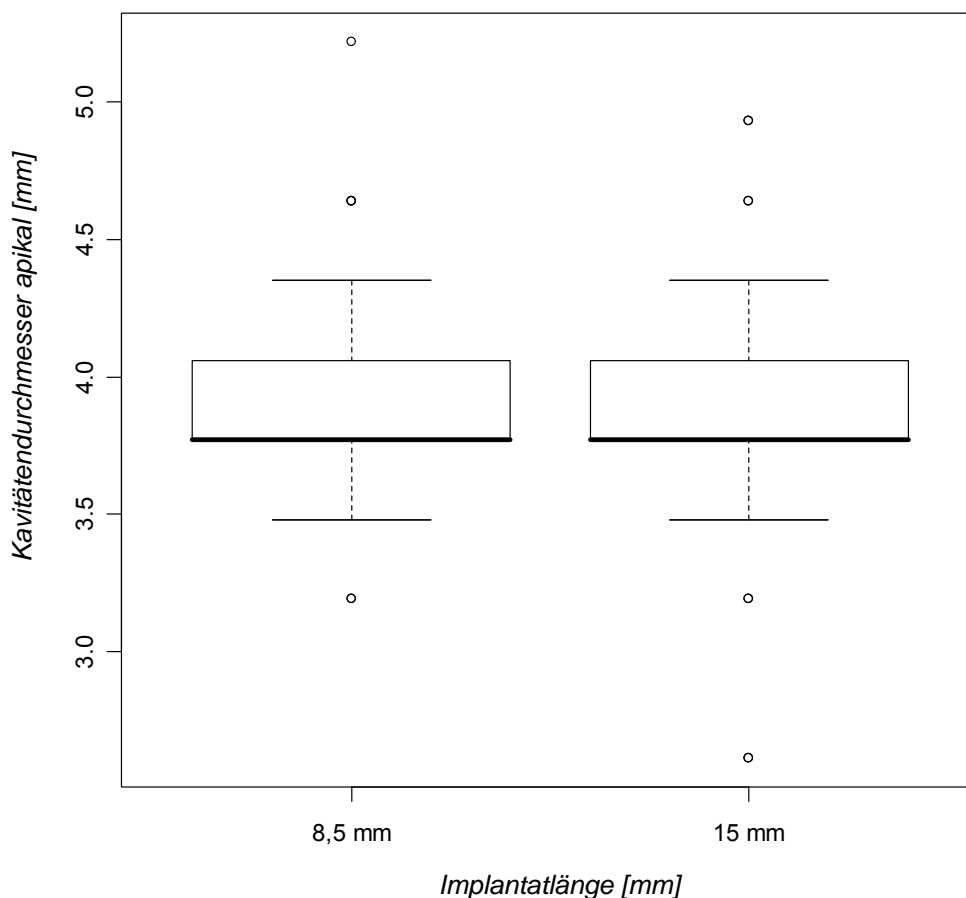


Abb. 29: Abmessung der Knochenkavität im apikalen Bereich nach lateraler Krafteinleitung auf die Implantate bei Betrachtung der beiden Implantatlängen 8,5mm (n=50) und 15mm (n=50).

Abbildung 29 ist zu entnehmen, dass nur geringe Unterschiede in den apikalen Kavitätendurchmessern zwischen den beiden Implantatlängen auftreten. Dies bestätigt sich in den Mittelwerten: Bei den Implantaten der Länge 8,5mm betrug der Mittelwert 3,93mm bei einer Standardabweichung von 0,38mm, bei den Implantaten

der Länge 15mm lag der mittlere apikale Kavitätendurchmesser bei 3,89mm mit einer Standardabweichung von 0,47mm.

Die Veränderung der Knochenkavität im apikalen Bereich war beim Vergleich von 8,5mm zu 15mm langen Implantaten nicht signifikant verschieden ($p=0,87$ Mann-Whitney-U-Test).

3.3.2.2. Intermediäre Deformation

Die Verteilung der Kavitätendurchmesser im intermediären Bereich nach lokaler Belastung der Implantate (10N, 20N und 30N für jeweils 2 Sekunden) in Richtung der Krafteinleitung ist in Abb. 30 dargestellt.

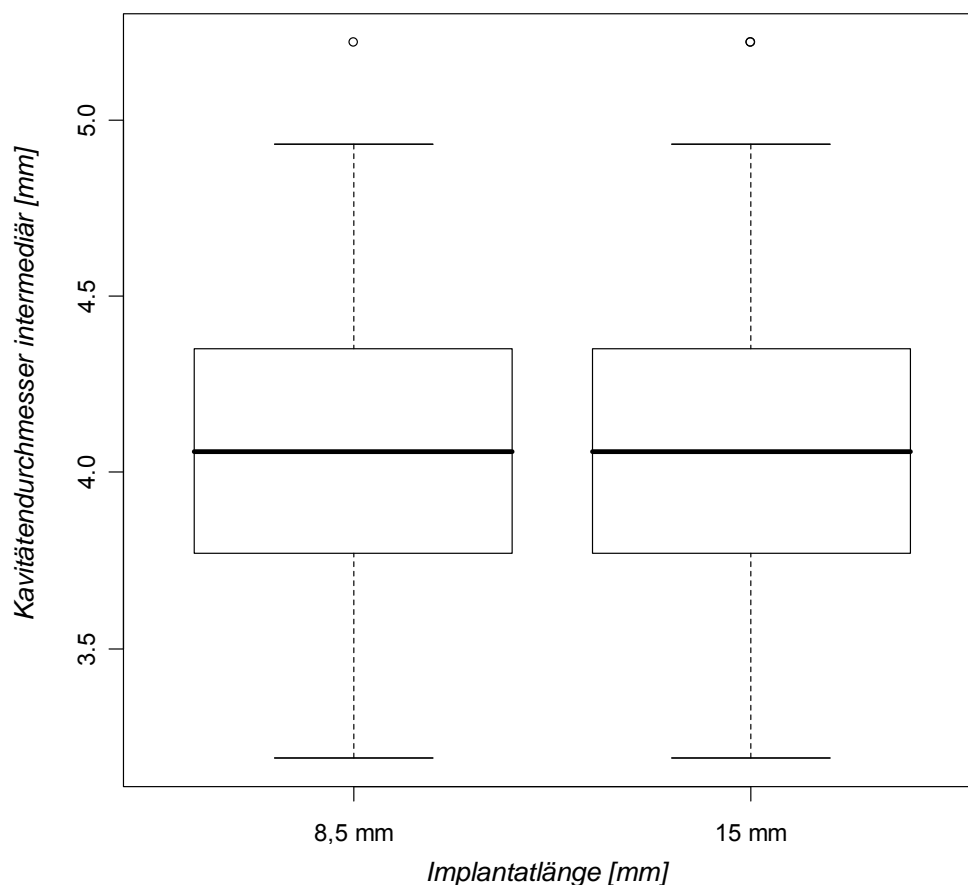


Abb. 30: Abmessung der Knochenkavität im intermediären Bereich nach lateraler Krafteinleitung auf die Implantate bei Betrachtung der beiden Implantatlängen 8,5mm ($n=50$) und 15mm ($n=50$).

Wie im apikalen Fall sind auch im intermediären Bereich die Dimensionen der Knochenkavitäten für die beiden Implantatlängen nicht signifikant verschieden (Mann-Whitney-U-Test: $p=0,98$). Bei 8,5mm-Implantaten betrug der Mittelwert 4,09mm (Standardabweichung 0,43mm), bei den 15mm-Implantaten war die mittlere

Dimension der Knochenkavität im intermediären Bereich 4,11mm (Standardabweichung 0,46mm).

3.3.2.3. Zervikale Deformation

Abbildung 31 zeigt die Boxplots für die Dimension der zervikalen Knochenkavität, unterschieden nach den beiden Implantatlängen 8,5mm und 15mm.

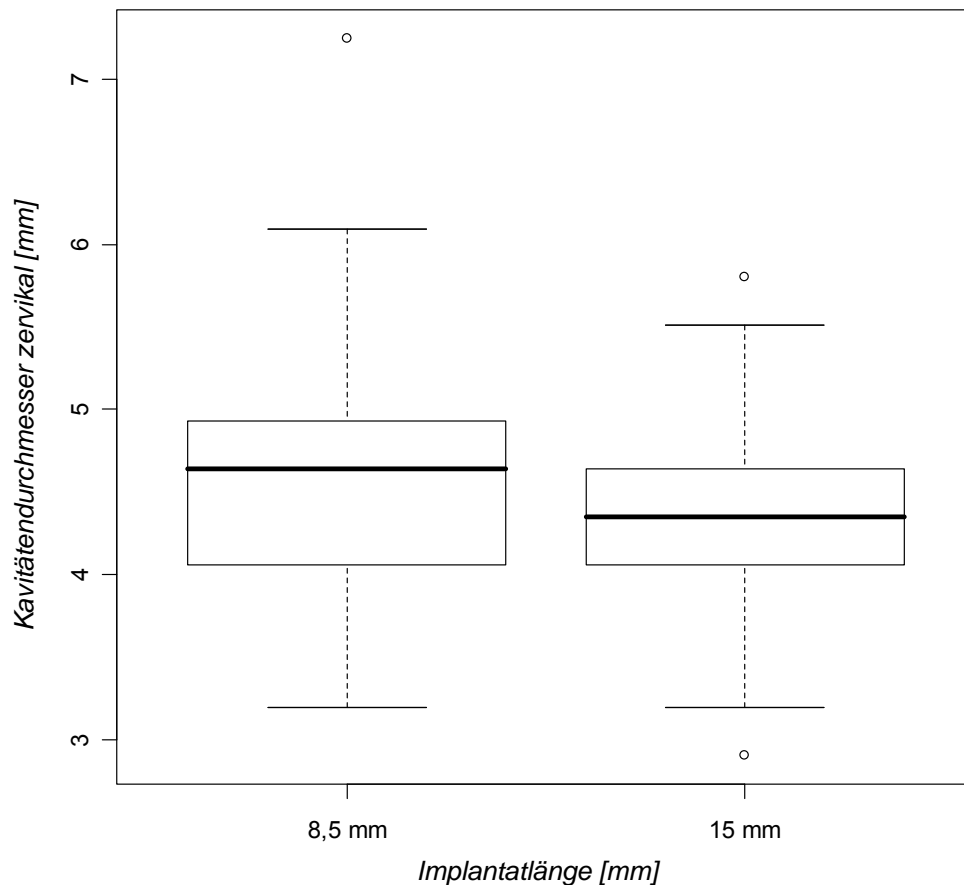


Abb. 31: Durchmesser der Knochenkavität im zervikalen Bereich nach lateraler Krafteinleitung auf die Implantate bei Betrachtung der beiden Implantatlängen 8,5mm (n=50) und 15mm (n=50).

Für die Implantate mit einer Länge von 8,5mm wurde ein mittlerer Durchmesser der Knochenkavität nach lateraler Belastung der Implantate von 4,65mm (Standardabweichung 0,74mm) gemessen. Für die Implantate mit 15mm Länge wurde ein Mittelwert des Durchmessers der Knochenkavität nach lateraler Belastung der Implantate von 4,43mm (Standardabweichung 0,57mm) beobachtet. Anders als im apikalen und intermediären Bereich sind bei zervikalen Kavitätendurchmessern Unterschiede in Abhängigkeit von der Implantatlänge zu beobachten. Diese sind aber nicht signifikant im Mann-Whitney-U-Test ($p=0,14$).

4. Diskussion

4.1. Bewertung der Eindrehmomentmessung

4.1.1. Bewertung der Eindrehmomentmessung und der Implantatmikrobewegung bei lateraler Belastung

Bei der Bestimmung der Primärstabilität durch die Messung des Eindrehwiderstandes handelt es sich um ein Verfahren, dass in der Routine eingesetzt wird (DEGIDI et al. 2006a, 2006b, FRIBERG et al. 1995a, 1995b, JOHANSSON und STRID 1994, NEUGEBAUER et al. 2006, OTTONI et al. 2005, SCHINCAGLIA et al. 2007, TESTORI et al. 2007, WENTASCHEK et al. 2008).

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, wiesen der Periotest, die RFA und der Ultraschall Ungenauigkeiten bei der Ermittlung der Primärstabilität auf. Das bewährte Verfahren der Ermittlung der Primärstabilität über eine Aufzeichnung des Eindrehmomentes konnte in der vorliegenden Studie für unterschiedliche Implantatlängen und im Vergleich mit einer direkten Messung der Primärstabilität, der Mikrobewegungsmessung bei lateraler Belastung der Implantate, untersucht werden.

Die Messung des Eindrehmomentes zur Bestimmung der Primärstabilität des Implantates ist für den Chirurgen ohne großen Aufwand durchführbar. Beim Eindrehen der Implantate muß lediglich der Drehmomentschlüssel auf 10Ncm, 20Ncm und 30Ncm eingestellt bzw. umgestellt werden. Es konnten somit durch dieses einfache Messverfahren drei Gruppen gebildet werden.

Zumindest besteht eine Abhängigkeit vom verwendeten Implantatsystem, so dass man über das Eindrehmoment Rückschlüsse auf die Knochendichte ziehen kann, denn auch die Größe des Vorbohrerdurchmessers kann einen Einfluss auf die Primärstabilität des Implantates haben. Bei einem Vorbohrerdurchmesser größer als 85% des externen Durchmessers von Osteosyntheseschrauben konnten HEIDEMANN et al. (1998) keine ausreichende Primärstabilität mehr feststellen. Andererseits konnten von diesen Autoren höhere Eindrehwerte beobachtet werden, je dicker die Kortikalis war. Darüber hinaus wiesen selbstschneidende Schrauben aufgrund der fehlenden Vorbohrung höhere Drehmomente auf. Durch eine

Knochenkondensation wird im spongiösen Knochen eine höhere Primärstabilität (höherer Knochen-Implantat-Kontakt und höhere radiologische Knochendichte) im Vergleich zum kortikalen Knochen erreicht (PROFF et al. 2008). Die meisten Implantatsysteme besitzen mittlerweile ein selbstschneidendes Gewinde, eine aufgerauhte Oberfläche und es wird für den jeweiligen Implantatdurchmesser ein unterdimensioniertes Vorbohren empfohlen. Die in dieser Studie gewonnenen Ergebnisse mit den Semados® Implantaten der Firma Bego könnten somit auch mit Vorsicht auf andere Implantatsysteme übertragbar sein. Durch die Auswahl der Knochenproben konnte das schwache Knochenlager systematisch bezüglich Primärstabilität und Implantatlänge untersucht werden.

Für die Beurteilung der Stabilität des eingesetzten Implantates wurde in vielen Studien das terminale Eindrehmoment gemessen, welches zur vollständigen Insertion des Implantates erforderlich war. Die Sofortversorgung findet meist nur statt, wenn die Implantate mit einem terminalen Eindrehmoment von mindestens 30Ncm inseriert wurden (SCHLIEPHAKE 2005). CALANDRIELLO et al. (2003) forderten sogar ein Eindrehmoment von 60Ncm für die Sofortversorgung von Einzelzahnimplantaten und von 32Ncm bei Brücken.

Bei diesen Eindrehmomenten von 60Ncm besteht die Gefahr der Bildung einer Knochennekrose durch Überhitzung beim Einschrauben der Implantate. Bei einigen Implantatsystemen (z.B. SKY-System der Firma Bredent medical®, Senden) ist daher eine Sollbruchstelle im Einbringpfosten bei 50Ncm eingearbeitet worden. Größere Werte als 50Ncm lassen sich mit diesen System sinnvollerweise nicht erreichen.

Die folgenden Arbeiten beschreiben gute Erfolgsraten bei Eindrehmomentwerten über 25Ncm (bzw. mit >20Ncm und verblockten Implantaten) bei unterschiedlichem Belastungsprotokoll.

DEGIDI et al. (2006a) konnten bei einem Eindrehmomentwert größer als 25Ncm eine Erfolgsrate von 99,6% verzeichnen. TESTORI et al. (2007) untersuchten zwei Patientengruppen mit dem Eindrehmoment von >30Ncm und >20Ncm - nach 14 Monaten konnten keine Implantatverluste verzeichnet werden. In einer Arbeit von NEUGEBAUER et al. (2006) wurden an Minischweinen sofortbelastete Implantate mit

unbelasteten Implantaten verglichen. Die Implantate zeigten eine Osseointegration, wenn der durchschnittliche Eindrehmomentwert $>35\text{Ncm}$ bei der Brückenkonstruktion war. Alle Implantate in den jeweiligen Quadranten gingen nach 4 Monaten verloren wenn die Primärstabilität der verblockten Pfeiler $<35\text{Ncm}$ betrug. SCHINCAGLIA et al. (2007) konnten eine 95% Erfolgsrate erreichen, wobei ein minimales Eindrehmoment von 20Ncm gefordert wurde.

Aufgrund der guten Erfolgsraten in den vorstehend aufgeführten Arbeiten mit Eindrehmomentwerten von $>20\text{Ncm}$ und $>30\text{Ncm}$ scheint die Forderung nach einem minimalen Eindrehmoment gerechtfertigt, es sollte aber die Frage gestellt werden, ob Werte von 30Ncm oder mehr vorausgesetzt werden sollten.

In der vorliegenden Studie musste bei den spongiösen Knochenproben in keinem Fall ein finales Drehmoment größer als 30Ncm aufgewandt werden, um die Implantate zu inserieren. Diese Werte wurden zwar in einer in vitro Studie mit bovinem Knochenproben erhoben, aufgrund der Verwendung von frischen und ausschließlich spongiösen Knochenproben lassen sich die Ergebnisse mit Vorsicht auch auf den Menschen übertragen. In Kieferbereichen ohne Kortikalis wäre auch hier mit Eindrehmomenten $<30\text{Ncm}$ zu rechnen. Für den Oberkiefer konnten WENTASCHEK et al. (2008) durchschnittliche Eindrehmomentwerte von $17,5\text{Ncm}$ messen, wohingegen im Unterkiefer ein durchschnittliches Eindrehmoment von $37,5\text{Ncm}$ gemessen wurde.

OTTONI et al. (2005) beschrieben einen Zusammenhang zwischen relativem Implantatverlust und Eindrehmoment. Die Autoren forderten ein Eindrehmoment von 32Ncm um eine Osseointegration zu erhalten und konnten ein um 20% erhöhtes Verlustrisiko bei einer Absenkung des Eindrehmomentes um $9,8\text{Ncm}$ beobachten.

Diese Beobachtung geht konform mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, da hier ein geringeres Eindrehmoment auch in einer signifikant größeren Mikrobewegung resultiert, wobei diese Signifikanz bei lateralen Krafteinleitungen von 10N , 20N und auch bei 30N bestätigt werden konnte ($p<0,0001$).

In einer prospektiven Untersuchung von WENTASCHEK et al. (2008) wurden bei 25 Patienten 73 Implantate provisorisch sofort versorgt. Die Provisorien wurden weitestgehend der Form definitiver Versorgungen entsprechend gestaltet und interokklusale Kontakte vermieden. Im Unterkiefer gingen 2 von 44 und im Oberkiefer 2 von 29 Implantaten verloren – alle innerhalb der dreimonatigen Einheilphase. Diese nicht osseointegrierten Implantate im Unterkiefer wiesen ein terminales Eindrehmoment von 10,5Ncm und 45Ncm auf. Im Oberkiefer zeigten diese Implantate bei der Insertion ein terminales Eindrehmoment von 5,5Ncm und 5,8Ncm. Die Autoren kamen zu der Schlussfolgerung, dass ein terminales Eindrehmoment ≤ 11 Ncm ein relevanter Risikofaktor für Implantatverlust unter Sofortversorgung sei.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung am spongiösen Knochenpräparat des Rindes geben neben dem Eindrehmoment wichtige Hinweise zu einem anderen Untersuchungskriterium der Primärstabilität, der endoskopischen Mikrobewegungsmessung. Bei den Ergebnissen der Studie von WENTASCHEK et al. (2008) fehlt neben der minimalen Eindrehkraft der schlecht abschätzbare Faktor Implantatbelastung.

In der vorliegenden Untersuchung konnte unterschiedlichen Eindrehwiderständen bei unterschiedlicher lateraler Kraffteinleitung eine direkt gemessene Implantatmikrobewegung zugeordnet werden.

Für diejenigen Implantate, die mit einem geringeren Eindrehwiderstand (10Ncm) eingeschraubt werden konnten, war die durchschnittliche Mikrobewegung signifikant größer als in den beiden Gruppen mit höherem Eindrehmoment. Diese Beobachtung konnte in allen drei Gruppen der unterschiedlichen lateralen Kraffteinleitung (10N, 20N, 30N) gemacht werden.

Bei den Implantaten, die mit maximal 10Ncm eingedreht werden konnten, lagen die durchschnittlichen Mikrobewegungswerte bei allen drei Kraffteinleitungen über 100 μ m. Diese Werte stehen einer knöchernen Einheilung der Implantate entgegen und gehen mit den Beobachtungen von WENTASCHEK et al. (2008) konform, wonach ein terminales Eindrehmoment ≤ 11 Ncm ein relevanter Risikofaktor für Implantatverlust unter Sofortversorgung sei.

In der vorliegenden Untersuchung konnten für kurze und lange Implantate im spongiösen Knochen nach Belastung mit 10N, 20N und 30N den gemessenen Eindrehmomentwerten die Mikrobewegungswerte zugeordnet werden.

Ferner konnten in der Gruppe der hohen Eindrehmomente von >10Ncm - 20Ncm und von >20Ncm - 30Ncm bei allen drei Kraffteinleitungen Mikrobewegungen von über 100µm beobachtet werden. Auch für hohe Eindrehmomentwerte kann aufgrund dieser Ergebnisse eine Sofortversorgung bzw. Sofortbelastung nicht uneingeschränkt befürwortet werden.

In verschiedenen Studien wird unter Forderung eines minimalen Eindrehmomentes ein unterschiedliches Belastungsprotokoll angewandt.

Durch das Belastungsprotokoll werden verschiedene Belastungskräfte, von keiner Belastung (gedeckte Einheilung des Implantates), über die Sofortversorgung (Belastung des Implantates durch Kräfte der oralen Weichgewebe), bis hin zur Sofortbelastung (Sofortiges Einsetzen der definitiven Versorgung und Kauen von weicher Kost) beschrieben.

In der vorliegenden Studie variierten die durchschnittlichen Mikrobewegungswerte in den Gruppen verschiedener Eindrehmomente stärker bei einer Kraffteinwirkung von 10N - 20N als bei einer Kraffteinwirkung von 20N - 30N. Darüber hinaus waren kritische Mikrobewegungswerte bei kurzen Implantaten und bei geringem Eindrehmoment häufiger zu beobachten. Gerade hier wäre zu bedenken, ob diese Implantate im spongiösen Knochen einer Sofortversorgung zugeführt werden sollten, denn schon bei einer Sofortversorgung ohne Kaubelastung muss von Kräften der oralen Weichgewebe unter günstigen Bedingungen von 10N ausgegangen werden (HORN et al. 1995, JUNG et al. 2003 und KATO 1989).

Erst durch eine Messung der Mikrobewegung bei funktioneller Belastung des jeweiligen Patienten kann eine Entscheidung für oder gegen eine Sofortversorgung bzw. Sofortbelastung getroffen werden. Es müsste weder die Kaukraft noch der Eindrehwiderstand gemessen werden. Beim Aufbiss des Patienten auf den Prothetikkopf des Implantates könnte die Primärstabilität individuell bestimmt werden und es müsste lediglich beurteilt werden, ob die Mikrobewegung über oder unter 100µm liegt.

4.1.2. Bewertung von Eindrehmomentmessung und Implantatlänge

Studien zur Sofortversorgung bzw. Sofortbelastung von kurzen Implantaten, in denen das terminale Eindrehmoment untersucht wurde und in denen auch Implantate mit Eindrehmomenten unter 30Ncm einer Sofortversorgung zugeführt wurden, sind in der Literatur bisher kaum verfügbar.

DEGIDI et al. (2006b) stellten bei sofortbelasteten Einzelzahnimplantaten (okklusale Kontakte waren in der Zentrik und Laterotrusion eliminiert worden) die mit einem minimalem Eindrehmoment von 25Ncm inseriert wurden, eine 5-Jahres Überlebensrate von 95,5% fest. Statistisch signifikante Unterschiede konnten im Vergleich zwischen Knochentyp D1 gegen D4 festgestellt werden, nicht aber bezüglich der Implantatlänge <13mm und >13mm.

Die signifikanten Ergebnisse bezüglich des schlechten Knochenlagers (Implantation in Extraktionsalveole und Knochentyp IV) gehen konform mit den Beobachtungen der Studie von ENGELKE et al. (2004), in welcher höhere Mikrobewegungswerte im spongiösen als im kortikalen Knochen gefunden wurden. Auch von PIERRISNARD et al. (2003) wurde in einer Finite-Elemente Studie dieses Ergebnis bestätigt. Hier wurde festgestellt, dass die koronale kortikale Verankerung als dominierend zu bewerten ist und sich die Knochenbelastung auf dieses Areal konzentriert.

In der vorliegenden Studie konnten jedoch signifikante Unterschiede von kurzen zu langen Implantaten bezüglich der benötigten Eindrehwiderstände im spongiösen Knochen beobachtet werden. Den Verlust der längeren Implantate erklären DEGIDI et al. (2006b) dadurch, dass diese in Knochenbereiche mit höherem Spongiosaanteil inseriert wurden und diese einer höheren Belastung ausgesetzt sein könnten. In der vorliegenden Studie konnte im ausschließlich spongiösen Knochen 8,5mm lange Implantate mit einem signifikant geringeren Eindrehmoment im Vergleich zu 15mm langen Implantaten eingeschraubt werden ($p=0,0011$).

Im spongiösen Knochen konnten alle Implantate mit einem geringeren Eindrehmoment als 30Ncm eingebracht werden. Kurze Implantate konnten mit einem geringeren Eindrehmoment inseriert werden und erreichten schon bei kleinen Belastungen Mikrobewegungswerte, die einer knöchernen Einheilung entgegenstehen.

Von der Sofortversorgung kurzer Implantate in spongiösen Knochen muß aufgrund der vorliegenden Ergebnisse auch bei Eindrehwiderständen von $>20\text{Ncm}$ - 30Ncm abgeraten werden. Auch bei lateralen Kräften von 10N und 20N liegt bei einem von 9 Implantaten, unter Einbeziehung der makromobilen Implantate, die Mikrobewegung über dem kritischen Wert von $100\mu\text{m}$. Bei Erhöhung der lateralen Kraft auf 30N konnten bei 2 von 9 Implantaten Mikrobewegungswerte von über $100\mu\text{m}$ gemessen werden.

Bei der Annahme, dass die Kräfte der oralen Weichgewebe (Sofortversorgung ohne Kaubelastung) höchstens 10N erreichen, hätten man bei $8,5\text{mm}$ langen Implantaten auch in der Gruppe mit den hohen Eindrehmomentwerten von $>20\text{Ncm}$ mit einer Verlustrate von einem von 9 Implantaten zu rechnen. Bei der Annahme, dass bei leichten Kaukräften Werte von 30N nicht überschritten werden, müssen wir in dieser Gruppe bei 2 von 9 Implantaten mit Misserfolgen rechnen.

Bei Eindrehmomentwerten von $>20\text{Ncm}$ - 30Ncm und lateralen Belastungen der Implantate von 10N und 20N konnten bei den 15mm langen Implantaten unter Einbeziehung der makromobilen Implantate in keinem Fall Mikrobewegungen von $>100\mu\text{m}$ gemessen werden. Bei Erhöhung der Kraft auf 30N (leichte Kaukraft, kauen weicher Nahrung, keine Parafunktionen) konnte bei einem von 17 Implantaten eine Mikrobewegung von $>100\mu\text{m}$ gemessen werden. Bei Eindrehmomentwerten von $>10\text{Ncm}$ - 20Ncm konnten Mikrobewegungen unter $100\mu\text{m}$ nur beobachtet werden, wenn die Belastung auf 10N reduziert wurde. Bei 20N bzw. 30N sind bei einem von 28 bzw. 3 von 28 Implantaten Mikrobewegungswerte von über $100\mu\text{m}$ gemessen worden. Lagen die notwendigen Eindrehmomente jedoch unter 10Ncm , so konnte bei lateraler Belastung von 10N , 20N und 30N jeweils bei einem von 5 Implantaten der Länge 15mm Mikrobewegungen von über $100\mu\text{m}$ verzeichnet werden. Auch bei hohen Eindrehmomentwerten und langen Implantaten kann eine Sofortversorgung im spongiösen Knochenlager aufgrund dieser Ergebnisse nicht uneingeschränkt befürwortet werden.

4.2. Bewertung der Implantatmikrobewegung

4.2.1. Bewertung der Mikrobewegung bei lateraler Belastung

In der vorliegenden Studie konnten bei höherer lateraler Kraffteinleitung auch signifikant höhere Mikrobewegungen der Implantate ($p < 0,0001$) beobachtet werden.

In den Studien von GOTFREDSEN et al. (2001), WEHRBEIN et al. (1997), DUYCK et al. (2001) und WISKOTT et al. (2008) wurden im Tierversuch nach der Belastung der Implantate (statische und dynamische Belastungen mit lateralen Kräften von 2N bis 100N über eine Dauer bis zu 12 Wochen bei unterschiedlichen Belastungszyklen) die Knochendichte und der Knochen-Implantat-Kontakt untersucht. Der Knochen scheint in zwei Stufen zu reagieren: zuerst mit einem Anstieg von Porosität und der Bildung lamellären Knochens und sekundär mit einer Zunahme der volumetrischen Knochendichte (WISKOTT et al. 2008). Bei Dynamischen Belastungen mit 14,7N bei 2520 Belastungszyklen bei 1 Hz innerhalb von 14 Tagen konnten DUYCK et al. (2001) laterale, kraterförmige Knochendefekte am Implantat feststellen. In diesen Studien wurden die Implantate erst nach erfolgter Einheilphase belastet und liefern uns somit keine Aussagen zur Primärstabilität.

In weiteren Tierstudien wurde nicht die Belastung auf die Implantate, sondern verschiedene Mikrobewegungen der Implantate in unterschiedlichen Zyklen und Dauer und deren Auswirkung auf das knöcherne Implantatlager untersucht. DUYCK et al. (2006) belasteten die Implantate mit 0(Kontrollgruppe), 30, 60 und 90 μ m bei 800 Zyklen pro Tag mit einer Frequenz von 1Hz zweimal pro Tag über 6 Wochen. In einer Studie mit gleicher Versuchsanordnung wurde von VANDAMME et al. (2007a) mit 30 μ m bei 400 Zyklen pro Tag mit 1Hz zweimal pro Woche belastet und in einer zweiten Gruppe wurde zusätzlich für 6 Wochen mit 50 μ m bei 800 Zyklen pro Tag mit 1 Hz zweimal pro Woche belastet. Die Autoren konnten beobachten, dass durch Belastung nach 12 Wochen ein höherer mineralisierter Knochenanteil als nach 6 Wochen resultierte. VANDAMME et al. (2007b) untersuchte den Effekt der Mikrobewegungen auf die Gewebereaktion in der Umgebung sofortbelasteter Schraubenimplantate. Die Implantate wurden mit 0(Kontrollgruppe), 30 und 90 μ m

über 9 Wochen ausgelenkt und es konnte eine verbesserte Knochenreaktion mit zunehmender Mikrobewegung beobachtet werden.

Von HOLST et al. (2008) wurde zwar die Auslenkung der Implantate nach Belastung untersucht, aber die Belastung wurde vertikal und nicht lateral im Gegensatz zu der vorliegenden Studie durchgeführt. HOLST et al. (2008) konnte die vertikale Auslenkung von 4 U-förmig im künstlichen Knochen inserierten Implantaten nach einer vertikalen Belastung von 10N bis 200N fotografisch aufzeichnen. Die vertikale Belastung wurde 8mm distal des letzten Implantates auf den Freidendbrückenglied vorgenommen. Bei unterschiedlichen Materialien für die provisorische Brücke konnten Werte von 10µm bis 130µm aufgezeichnet werden.

Nur in der Studie von ENGELKE et al. (2004) wurde während der lateralen Kraffteinleitung auf das Implantat simultan die Mikrobewegung des Implantates gemessen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken sich mit den Beobachtungen von ENGELKE et al. (2004). Auch dort wurde eine Zunahme der Mikrobewegungen bei Erhöhung der lateralen Kraffteinleitung auf die Implantate beobachtet. Beim Einsatz des gleichen Meßverfahrens zur Aufzeichnung der Mikrobewegungen bei lateraler Belastung der Implantate wurden lediglich drei Implantate der gleichen Länge von 15mm in unterschiedlichen Knochenproben (Knochen Klasse II, III und IV) untersucht. Im Gegensatz zu dieser Studie wurden die Implantate in der Untersuchung von ENGELKE et al. (2004) fünfmal für zwei Sekunden mit einer Kraft von 5N, 10N, 20N und 30N lateral belastet. In dieser Studie wurde von der Arbeitshypothese ausgegangen, dass nach einmaliger Belastung der Implantate bereits über die Elastizität des Knochens hinaus nur eine Fraktur des Knochens eintreten kann und somit eine einmalige laterale Belastung mit zunächst 10N, dann 20N und 30N ausreichen würde, um eine Auslenkung der Implantate und eine Verformung des Knochens beobachten zu können. Eine Summation der Verformung des Knochenlagers der Implantate durch Frakturen des Knochens bei wiederholter Belastung über die Elastizitätsgrenze des Knochens hinaus sollte somit vermieden werden.

Für den implantologisch tätigen Zahnarzt ist es wichtig zu wissen, ob auch im schwachen Knochenlager eine Primärstabilität erzielt werden kann. Über sofortbelastete Implantate im zahnlosen Unterkiefer existieren heute bereits Arbeiten,

die über dreißigjährige Erfahrungen berichten (LEDERMANN und WEBER 2006). Diese Resultate unterstützen das Konzept des direkten Belastens von Implantaten im interforaminalen Unterkieferknochen, da hier überwiegend der homogene, dichte Knochentyp I anzutreffen ist. Auch ENGELKE et al. (2005) unterstreichen die Relevanz einer in das Lager einbezogenen Kompaktaschicht im Hinblick auf die Primärstabilität. Weniger dichter Knochen kann mit höheren Implantatverlusten einhergehen, sogar im Falle einer Spätbelastung (JAFFIN und BERMAN 1991).

In der vorliegenden Arbeit wurden daher Untersuchungen an ausschließlich spongiösen Knochenproben durchgeführt.

Das schwache Knochenlager findet man beim Patienten häufig im Oberkieferseitenzahnbereich, in Kieferbereichen ohne Kortikalis z. B. bei der Sofortimplantation in eine Extraktionsalveole oder in zuvor augmentierten Kieferregionen.

Erst nach Abschätzung der zu erwartenden Belastung auf das Implantat und die Messung der Primärstabilität kann der Zahnarzt eine Entscheidung für oder gegen eine Sofortversorgung treffen. Eine Abschätzung der auf das Implantat einwirkenden Kräfte ist jedoch schwierig.

Bei einer axialen Belastung sind die Spannungen um die Implantatachse angeordnet, wohingegen extra-axiale Belastungen zu asymmetrischen Spannungsverteilungen führen und die Spannungsspitzen zunehmen (UGRINOVIC et al. 2009).

In großem Maße können axiale Kräfte durch das Auftreffen auf schräge Höckerabhänge, auf abgewinkelte Prothetikpfosten bzw. nicht axial gesetzte Implantate in laterale Kräfte umgewandelt werden. Die Werte für die axial gemessenen Kaukräfte sollten somit auch im großen Maße für die zu erwartenden lateralen Kräfte angesetzt werden. Bei den Kräften der perioralen Muskulatur und der Zunge ist ohnehin von lateral auf das Implantat einwirkenden Kräften auszugehen.

In der vorliegenden Untersuchung wurden daher die Implantate lateral belastet.

Neben der Vermeidung einer Überlastung des Implantatlagers ist eine Vermeidung von Mikrobewegungen ein wichtiger Aspekt für eine Osseointegration der Implantate. Die Größe der Mikrobewegungen bestimmt hierbei die Reaktion des periimplantären Knochens. SOBALLE et al. (1993) konnten durch tierexperimentelle Untersuchungen

zeigen, dass Mikrobewegungen über 150µm am Knochen-Implantat-Übergang in einer bindegewebigen Einkapselung resultieren, anstatt in einer Osseointegration. SZMUKLER-MONCLER et al. (1998) konnten zeigen, dass kalziumphosphatbeschichtete Implantate höhere Mikrobewegungen tolerieren als unbeschichtete Implantate.

BRUNSKI (1993) stellte das Postulat auf, dass Mikrobewegungen über einen Schwellenwert von 100µm vermieden werden sollen, da größere Mikrobewegungen ausreichend seien, um eine Heilung mit direktem Implantat-Knochen-Kontakt zu gefährden.

Im Hinblick auf die kritische Mikrobewegungsgrenze von 100µm konnten in der vorliegenden Arbeit durch diese Methode ausschließlich im spongiösen Knochenlager Mikrobewegungen von durchschnittlich 59µm nur bei einer Kraffteinleitung von 10N beobachtet werden. Bei 20N bzw. 30N liegen die durchschnittlichen Mikrobewegungen bei 173µm bzw. 211µm, was einer Osseointegration entgegenstehen würde.

Bei einer Belastung von 10N, 20N und 30N konnten ENGELKE et al. (2004) mit der gleichen Meßmethode Werte von 53,8µm, 72,8µm und 156,6µm aufzeichnen. Die im Gegensatz zur vorliegenden Studie geringeren Mikrobewegungswerte lassen sich darauf zurückführen, dass die von ENGELKE et al. (2004) verwendeten Knochenproben auch Kortikalisanteile aufwiesen und ausschließlich Implantate der Länge 15mm verwandt wurden.

Es lässt sich somit vermuten, dass Implantate also auch im schwachen Knochenlager sofort versorgt werden können, sofern die laterale Belastung soweit abgesenkt wird, dass keine Mikrobewegungen über 100µm entstehen.

Bei einer Belastung von 10N könnte man mit durchschnittlichen Mikrobewegungen von 59µm bei einer Standardabweichung von 136µm rechnen.

Unter Einbeziehung der makromobilen Implantate überschritten 12 von 100 Implantaten bei einer Belastung von 10N eine Mikrobewegung von 100µm.

Die gewonnenen Ergebnisse am frischen, spongiösen, bovinen Knochenpräparat könnten auf die klinische Situation im schwachen Knochenlager übertragen werden.

In einer Patientenstudie von JAFFIN et al. (2004) wurden bei 34 Patienten 236 Implantate im Oberkiefer zur Stabilisierung einer Totalprothese sofortbelastet. Bei 16 Implantatverlusten bei 11 Patienten konnte eine Erfolgsrate von 93% ausgewiesen werden. Der Hauptgrund des Implantatverlustes schienen die Mikrobewegungen während der Einheilphase zu sein. Dies war das Resultat von fehlendem passivem Sitz der prothetischen Rekonstruktion oder fehlender Mitarbeit der Patienten (Essen oder Kauen von harter Nahrung vor Ablauf der Einheilphase der Implantate (JAFFIN et al. 2004)). Die bessere Erfolgsrate von 93% im Vergleich zur vorliegenden Untersuchung könnte vermutlich darauf zurückzuführen sein, dass die Belastung der Implantate durch die Verteilung der Kaukräfte auf mehrere Implantate (6 bis 8 Implantate) reduziert werden konnte oder kortikale Knochenanteile im Oberkiefer vorhanden waren.

HORN et al. (1995), JUNG et al. (2003) und KATO (1989) geben für die Kräfte der oralen Weichgewebe Mittelwerte von 1,5N bis 13,8N an, wobei die Mehrzahl der Autoren Kräfte von unter 10N angeben. Ebenso spielt bei der Abschätzung des zu erwartenden Muskeldruckes auf die Implantate das Alter, das Geschlecht, die Lippenschlußline und die Lokalisation der Implantate neben den angegebenen Durchschnittswerten eine wichtige Rolle.

Unter Einbeziehung der makromobilen Implantate lag die Mikrobewegung bei einer Krafteinwirkung von 10N bei einem von 50 der 15mm langen Implantate über 100µm. Für das spongiöse Knochenlager könnte man folgern, dass mit 15mm langen Implantaten bei einer Sofortversorgung ohne Kaubelastung unter günstigen Verhältnissen mit einer Mißerfolgswahrscheinlichkeit (10N = zu erwartende laterale Belastung durch die oralen Weichgewebe) von 2% zu rechnen wäre.

Von einer Sofortversorgung der 8,5mm langen Implantate ohne Kaubelastung muss aufgrund der zu erwartenden Kräfte der oralen Weichgewebe abgeraten werden. Bei 10N wiesen 11 von 50 Implantaten höhere Mikrobewegungen als 100µm auf, d.h. bei 10N lateraler Belastung müsste man bei den kurzen Implantaten bei 22% Misserfolge erwarten.

WANG und STOHLER (1990) konnten zeigen, dass die zur Nahrungsaufnahme notwendigen Kaukräfte lediglich 10% der maximal möglichen Kaukräfte betragen und es wurde eine physiologische Kaukraft von lediglich 40N bei normaler westlicher Kost registriert. Von PISTNER und KUKIZ (1988), GERLACH und SCHWARZ (2002), GERLACH und NUßBAUM (1984) werden Angaben zur maximalen Kaukraft gemacht. Rechnet man diese maximalen Kaukräfte mit der Formel von WANG und STOHLER (1990) in die zur Nahrungsaufnahme notwendigen Kaukräfte um, so werden Werte von 33N, 25N und 47N angegeben. HARALDSON und CARLSSON (1977) geben einen Durchschnittswert beim Kauen von 50N an, wobei dieser Wert bei Parafunktionen höher ausfällt. Auch wenn die Patienten angehalten werden, in der Einheilphase der sofortversorgten Implantate nur mit leichtem Druck zu kauen, muß im Hinblick auf die zu erwartenden Kräfte nach Zeichen für Parafunktionen untersucht werden. Wir müssen also mit Kräften zur Nahrungsaufnahme in der Größenordnung von 25N bis 50N rechnen, bei maximaler Kaukraft können sich die Werte um den Faktor 10 erhöhen.

Nur im günstigen Fall (leichte Kaukraft, kauen weicher Nahrung, keine Parafunktionen) können wir annehmen, dass die Kaubelastung sich in Richtung 30N bewegt. Aber auch in diesem Bereich sind in der vorliegenden Untersuchung durchschnittliche Mikrobewegungswerte von 211µm in spongiösem Knochenlager aufgezeichnet worden. Bei gesonderter Betrachtung der beiden Implantatlängen bei 30N lateraler Belastung überschritten bei den 8,5mm langen Implantaten 29 von 50 den kritischen Wert von 100µm bei den 15mm langen Implantaten überschritten zwar nur 5 von 50 diesen Wert, was bedeuten würde, dass wir mit Misserfolgen von 10% bei langen Implantaten und 58% bei den kurzen Implantaten zu rechnen hätten.

Es bleibt aber zu bedenken, dass in der vorliegenden Studie nur jeweils eine einmalige Belastung mit 10N, 20N und 30N für zwei Sekunden appliziert wurde. Durch die oralen Weichgewebe und auch durch die Kaumuskulatur ist mit multiplen und in unterschiedlicher Frequenz wiederkehrenden und andauernden Belastungen der Implantate zu rechnen.

Ohne eine schwierige Abschätzung der zu erwartenden Kau- und Muskelkräfte des jeweiligen Patienten könnte mit der in der vorliegenden Studie beschriebenen Methode eine direkte Messung der resultierenden Implantatbewegung beim Kauen erfolgen, indem nach der Implantatinsertion eine Messung der Mikrobewegung beim

kräftigen Zubeißen des Patienten auf den Prothetikpfosten des Implantates erfolgt. Bei Werten über 100µm muss eine Belastungsreduktion des Implantates erfolgen. Eine Reduktion der Belastung kann durch gedeckte Einheilung nach Entfernen des Prothetikkopfes, oder eine Verblockung mehrerer Implantate erzielt werden. Auch bei den verblockten Implantaten könnte in gleicher Weise eine Überprüfung der Primärstabilität erfolgen.

Mit der in der vorliegenden Studie beschriebenen kontaktendoskopischen Mikrobewegungsmessmethode wäre es möglich, mit Unterstützung der Immersionstechnik intraoperativ während funktioneller Belastung die Implantatstabilität direkt beim jeweiligen Patienten zu bestimmen. Bei Verwendung des gleichen Messverfahrens nach ENGELKE et al. (2004) konnten die Mikrobewegungen in der vorliegenden Studie mit einer Messgenauigkeit von 10µm aufgezeichnet werden.

Als Nachteile der endoskopischen Mikrobewegungsmessung der Implantate bei Belastung sind im Vergleich zu den anderen Messverfahren zur Primärstabilität zu nennen:

- Ein relativ hoher materieller und apparativer Aufwand (Endoskop, Computer)
- Einarbeitung des Untersuchers
- Nichterfassung größerer Bewegungen, welche das Aufzeichnungsfeld der Kamera überschreiten
- fehlende in-vivo-Ergebnisse.

Zwar ist diese Meßmethode im klinischen Einsatz nicht üblich, aber alle bisherigen Verfahren geben nur indirekt Auskunft über die relativ zur Knochenoberfläche betrachteten Implantatbewegungen. Die mit diesem Verfahren metrisch zu erfassenden Implantatbewegungen relativ zur Knochenoberfläche stellt den entscheidenden Vorteil zu den vorher erwähnten Messungen der Primärstabilität (Periotest, RFA, Ultraschall, Eindrehmoment) dar.

4.2.2. Bewertung der Implantatmikrobewegung in Abhängigkeit von der Implantatlänge

Für jede Zunahme um 3mm an Länge nimmt die Oberfläche eines zylinderförmigen Implantates im Durchschnitt um 20-30% zu (MISCH 1999). In einer Studie wurde eine Verlustrate von 50% bei der Sofortbelastung mit Implantatlängen ≤ 10 mm beschrieben (SCHNITMAN et al. 1997). In der Mehrzahl der Studien wurde vorgeschlagen, die Implantatlänge ≥ 10 mm zu wählen, um hohe Erfolgsraten sicherzustellen (BUSER et al. 1988, HORIUCHI et al. 2000, LEFKOVE und BEALS 1990, TARNOW et al. 1997). Einige Autoren spekulierten sogar, dass es von Vorteil wäre, die Länge ≥ 14 mm und den Durchmesser ≥ 4 mm für eine Sofortbelastung zu wählen (CHIAPASCO et al. 1997). Die Daten dieser Studien basieren vorwiegend auf klinischer Erfahrung, limitierten Patientenuntersuchungen und einer Sofortbelastung der Implantate vorwiegend im kortikalen Knochenlager in der interforaminalen Region des Unterkiefers.

Nach der vorliegenden Untersuchung konnten bei den 8,5mm langen Implantaten höhere Mikrobewegungswerte im Vergleich zu den 15mm langen Implantaten aufgezeichnet werden. Der Unterschied zwischen den beiden Implantatlängen war sowohl für 10N, als auch für 20N und 30N signifikant.

Studien über die Sofortversorgung bzw. Sofortbelastung von kurzen Implantaten im schwachen Knochenlager sind in der Literatur bisher kaum verfügbar:

In einer Patientenstudie von DEGIDI et al. (2007a) an 780 sofortbelasteten Implantaten konnte eine Gesamterfolgsrate von 99,5% beobachtet werden. Bei 4 Implantatverlusten in der 13mm Gruppe wiesen die längeren Implantate eine höhere Erfolgsrate auf.

Von KINSEL und LISS (2007) wurden in einer retrospektiven Studie 344 Implantate in 56 Kiefer inseriert und nach einem Sofortbelastungsprotokoll mit fixierten, einteiligen, provisorischen Prothesen versorgt. Bei einem Verlust von 16 Implantaten konnte eine Überlebensrate von 95,3% ermittelt werden. Als einziger signifikanter Zusammenhang bezüglich der Vorhersagbarkeit des Implantatverlustes konnte die Implantatlänge festgestellt werden.

Die im Gegensatz zur vorliegenden Studien guten Erfolgsraten von 99,5% und 95,3% könnten auf eine bessere Knochenqualität zurückzuführen sein, denn nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie lässt sich mit kurzen Implantaten eine Stabilität schwer erreichen. Bei 30N lateraler Belastung lagen die

Mikrobewegungswerte bei 58% der 8,5mm langen Implantate über dem Wert von 100µm, was einen Misserfolg wahrscheinlich machen würde.

In der Arbeit von MACHTEI et al. (2007) hatte die Implantatlänge keinen Einfluss auf die Erfolgsrate. In einer prospektiven Studie mit 20 Patienten wurden 49 Implantate untersucht, wobei eine insgesamt Erfolgsrate von 90% bei fünf Implantatverlusten beobachtet werden konnte. Es wurde eine Patientengruppe mit einer Sofortbelastung mit einer Patientengruppe der Sofortversorgung verglichen und der Beobachtungszeitraum erstreckte sich über 12 Monate. Es kann vermutet werden, dass die Implantatverluste durch Überlastung entstanden sind. 3 Implantatverluste traten in der Gruppe der Sofortbelastung im Molarenbereich, einem Bereich mit erhöhter Kaubelastung, auf. Die Autoren fordern, die Indikation zur Implantatinsertion in diesem Bereich mit Vorsicht zu entscheiden.

Zu einer Erfolgsrate von 97,7% kamen DEGIDI et al. (2007b) in einer retrospektiven Studie in der Implantate mit einer Länge <10mm sofort belastet wurden. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit nach der Belastung der Implantate betrug 4 Jahre und es gingen 3 der 133 Implantate verloren. Hier konnten die Autoren bei keinem der untersuchten Parameter Unterschiede in Bezug auf die Überlebensrate der Implantate feststellen, es konnte aber ein erhöhter marginaler Knochenabbau bei den kurzen Implantaten festgestellt werden. Auch in dieser Studie muss von einer guten Knochenstruktur ausgegangen werden, um die hohe Erfolgsrate zu erklären.

Eine Arbeit über die Mikrobewegungsaufzeichnung unterschiedlich langer Implantate in ausschließlich spongiösem Knochen existiert bisher nicht. In der Arbeit von ENGELKE et al. (2004) wurde mit der gleichen Meßmethode gearbeitet, es wurde jedoch nur eine Implantatlänge von 15mm untersucht. Die bei 20N und 30N gemessenen durchschnittlichen Mikrobewegungswerte von 100µm und 250µm bei 15mm-Implantaten sind deutlich höher als die entsprechenden Durchschnittswerte von 37µm und 51µm der vorliegenden Arbeit. Der Unterschied könnte auf eine häufigere Belastung der Implantate (jeweils 5 Belastungen für 2 Sekunden mit 5N, 10N, 20N und 30N) und die geringe Anzahl der Proben (n=3) in der Arbeit von ENGELKE et al. (2004) zurückzuführen sein.

In vielen Fällen ist der Implantologe gezwungen, kurze Implantate im schwachen Knochenlager einzusetzen. Als Beispiel ist hier zu nennen:

- Unterkiefermolarenbereich mit dünner Kortikalis oder augmentierte Bereiche, die nur eine limitierte Länge der Implantate zum N. alveolaris inferior zulassen
- Oberkieferfront und Oberkieferseitenzahnbereich mit vertikaler Atrophie und Limitation der Länge durch Nasen- und Kieferhöhlenboden

In der vorliegenden Studie konnten Hinweise auf die zu erwartende Primärstabilität kurzer Implantate im schwachen, spongiösen Knochenlager gegeben werden.

Daraus lässt sich folgern, dass bei kurzen Implantaten im spongiösen Knochen eine Primärstabilität schwer zu erreichen ist und man sogar bei geringen Kräften von 10N eine Mikrobewegung bei kurzen Implantaten im schwachen Knochenlager beobachten kann, die einer knöchernen Einheilung des Implantates entgegensteht. Im schwachen Knochenlager erreicht man eine höhere Primärstabilität, wenn man längere Implantate benutzt. In der vorliegenden Studie konnten signifikant höhere Mikrobewegungswerte sowohl nach 10N, 20N und 30N lateraler Belastung bei der Implantatlänge 8,5mm im Vergleich zur Implantatlänge 15mm beobachtet werden.

Gerade bei Verwendung kurzer Implantate ist es daher sinnvoll, eine intraoperative Mikrobewegungsmessung unter funktioneller Belastung beim jeweiligen Patienten durchzuführen, um zu testen, ob der kritische Wert von 100µm überschritten wird. Erst dann kann der Zahnarzt eine Entscheidung für oder gegen eine Sofortversorgung bzw. Sofortbelastung des Implantates treffen.

4.3. Bewertung der Deformation der Knochenkavität

4.3.1. Bewertung von Deformation und Belastung der Implantate

Um eine Verformung des Knochens genau an der Stelle der Implantatkavität zu messen, die durch das Implantat mit der lateralen Kraft belastet wurde, bot sich die digitale Volumentomographie als Untersuchungsmethode an. Es konnte somit eine Verformung des knöchernen Implantatlagers in Belastungsrichtung aufgezeichnet werden. Fehleinschätzungen wie sie z.B. bei Zahnfilmrontgenaufnahmen durch Überlagerung, Bildverzerrung und Vergrößerungsfaktor auftreten können, werden durch die Aufnahmetechnik mittels DVT ausgeschlossen. In der vorliegenden Arbeit wurden die Knochenproben im Sinne einer Qualitätssicherung durch das DVT untersucht. Es konnte somit sichergestellt werden, dass ausschließlich spongiöse Knochenproben ohne Kortikalisanteil zur Aufnahme der Implantate benutzt wurden, denn die Untersuchung sollte auf das schwierige Implantatlager fokussiert werden.

Das DVT New Tom 9000, mit dem diese Untersuchungen durchgeführt wurden, wird weiterhin in der Abteilung für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Universität Göttingen bei der Patientendiagnostik eingesetzt. In Zukunft müssten jedoch weitere Untersuchungen für die Messung einer Deformation des Knochens nach lateraler Belastung der Implantate mittels eines DVTs mit höherer Auflösung durchgeführt werden.

Die Beobachtungen der vorliegenden Studie zeigen eine Tendenz, können aber wegen der Messungenaugigkeit nicht als valide Ergebnisse betrachtet werden.

Zumeist ist die Knochenqualität inhomogen, so dass die Einteilung von LEKHOLM und ZARB (1985) nur eine orientierende Klassifikation sein kann, denn es wird eine Einteilung nach Kompakta und Kortikalis vorgenommen, wobei nur ein Durchschnittswert für den gesamten Kiefer angegeben wird. Es wird somit keine detaillierte Beschreibung des tatsächlich vorgefundenen Zustandes vorgenommen. Eine mögliche Verfahrensweise um weiter zu differenzieren ist die Einteilung von ENGELKE und HOCH (2002) durch die Verwendung eines kleinen

Spezialendoskops. Die Beschreibung der Knochenqualität kann in den drei Ebenen (zervikal, intermediär und apikal - CIA-Klassifikation) der jeweiligen Implantatkavität zugeordnet werden. Die intra operationem gewonnenen Informationen bieten nach diesem Verfahren eine exaktere, systematische Befunderhebung des Implantatlagers im Vergleich zu LEKHOLM und ZARB (1985). Die Einteilung von ENGELKE und HOCH (2002) wurde in der vorliegenden Arbeit übernommen, um eine genauere Beschreibung der Verformung des Knochenlagers bei lateraler Belastung des Implantates vornehmen zu können. Durch dieses Verfahren wurde sichergestellt, dass das spongiöse Knochenlager in drei Ebenen entlang des Implantates (zervikal, intermediär und apikal) in Belastungsrichtung der Implantate auf Verformungen untersucht werden konnte.

Eine direkte Messung der Deviation des Knochens nach funktioneller Belastung wurde bisher in der Literatur nicht beschrieben. Lediglich Finite Elemente Studien lieferten indirekte Aussagen über die Belastung des Knochenlagers (KITAMURA et al. 2004, PETRIE und WILLIAMS 2005, TADA et al. 2003). In der Literatur findet sich bisher keine Studie über die Deviation des Oberkieferknochens im Belastungsbereich eines dentalen Implantates bei funktioneller Kaubelastung.

In der vorliegenden Studie konnte bei größerer Mikrobewegung auch eine Erhöhung des Wertes für den durchschnittlichen zervikalen Durchmesser gemessen werden, und das Resultat war signifikant ($p=0,003$). Die gleiche Beobachtung konnte auch bei der Änderung des Durchmessers in der intermediären und apikalen Region gemacht werden, es lag jedoch keine Signifikanz vor ($p=0,15$ für intermediär und $p=0,37$ für apikal).

Mit dem DVT 9000 lässt sich eine klinische Messgenauigkeit von $290\mu\text{m}$ (DVT-Auflösung beträgt $290\mu\text{m}$ pro Voxel) erzielen. Mikroskopische Messungen mit dem derzeit verwendeten System sind nicht möglich.

Bei der Messung des Durchmessers lagen einige Werte unterhalb des Implantatdurchmessers von $3,75\text{mm}$ und oberhalb des Durchmessers des letzten Vorbohrers von $3,25\text{mm}$. Nicht allein durch die laterale Belastung der Implantate, sondern auch durch die Kompression des Knochens beim Eindrehen des

Implantates in eine unterdimensionierte Kavität, könnte eine Verformung des Knochens entstanden sein. Bei 4 der 100 Knochenproben lag der mit dem DVT gemessene Durchmesser der Kavität leicht unter 3,25mm, was wiederum auf die geringe Auflösung des DVT zurückzuführen sein könnte.

Ein weiterer Grund liegt in der Implantatgeometrie. Durch das Gewinde des Implantates ist eine Ungenauigkeit der Bestimmung des Durchmessers der Knochenkavität zu erwarten.

KITAMURA et al. (2004) untersuchten biomechanische Aspekte der marginalen Knochenresorption mithilfe einer dreidimensionalen Finite Elemente Analyse. Bei einer buccolingualen Belastung nahm die Belastungsspitze der Implantate bei allen Modellen linear mit der Resorptionstiefe zu und der Ort dieser Belastungsspitze lag im Bereich des Leerraumes genau unterhalb der Schraube des Sekundärteils. Diese Beobachtung von KITAMURA et al. (2004) deckt sich mit dem Ergebnis der vorliegenden Studie, in der bei größerer Mikrobewegung war auch der Wert für den durchschnittlichen zervikalen Durchmesser signifikant größer war. Dieses Ergebnis deutet an, dass die größte Änderung im zervikalen Bereich vorkommt und nach einmaliger lateraler Kraffteinleitung von 10N, 20N und 30N für jeweils 2 Sekunden eine signifikante Dimensionsänderung der Knochenkavität im spongiösen Knochen beobachtet werden konnte.

Diese in der Studie von KITAMURA et al. (2004) beschriebene Stressausbreitung kann ein Vorbereiter für die Knochenkompression im zervikalen Bereich sein.

Die nach den drei lateralen Kraffteinleitungen gemessenen ansteigenden Werte der Kavitätenänderung legen nahe, dass es zu einer Kompression des Knochens als Antwort auf die laterale Kraffteinleitung gekommen ist. Dies kann durch die Knochendichte und durch Mikrofrakturen erklärt werden. Wenn eine laterale Kraft auf das Implantat auftrifft, wird die Zugfestigkeit auf das Knochen-Implantat-Interface übertragen. Werden größere Kräfte auf den Knochen übertragen, kann es zu einem Übergang zu nicht reversibler Verformung kommen, nachdem das Material das Ende der plastischen Verformung erreicht hat und eine Fraktur entsteht. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass eine einmalige laterale Belastung mit 10N, 20N und mit 30N für jeweils 2 Sekunden ausreicht, um eine Fraktur in der zervikalen Region zu verursachen, wobei in der zervikalen Region des knöchernen Implantatlagers ein Mikrospace entstehen konnte. Die Knochenkompression konnte

als fehlende Rückstellung des Knochens durch digitale DVT-Bilder des New Tom 9000 in der zervikalen Region tendenziell bestätigt werden.

4.3.2. Bewertung von Deformation und Implantatlänge

In einer Finite Elemente Studie von TADA et al. (2003) konnte zwar beobachtet werden, dass bei axialer Belastung die maximale äquivalente Knochenspannung bei längeren Implantaten geringer war als bei kürzeren Implantaten. Unter einer bucco-lingualen Belastung war die äquivalente Spannung im Knochen hauptsächlich von der Knochendichte beeinflusst.

PETRIE und WILLIAMS (2005) kamen zu ähnlichen Ergebnissen in ihrer Finite Elemente Studie. Hier wurden die Implantate in den verschiedenen Knochenmodellen mit einer vertikalen Kraft von 200N und einer horizontalen Kraft von 40N belastet. Ein Anstieg von Implantatdurchmesser und Implantatlänge führt zu einer Reduktion der marginalen Spannung. Bei abgewinkelten Pfosten wurde speziell bei dünnen und kurzen Implantaten eine Erhöhung der marginalen Spannung beobachtet. Wegen ihrer interaktiven Effekte bezüglich der Spannung des marginalen Knochens müssen Implantatdurchmesser, Implantatlänge und Achsabweichung zusammen betrachtet werden. Wenn der Forderung nach einer Minimierung der periimplantären Spannung im marginalen Alveolarknochen entsprochen werden soll, ist ein dickes, relativ langes und ohne abgewinkelten Pfosten inseriertes Implantat die beste Wahl. Dünne, kurze Implantate mit abgewinkeltem Pfosten in der marginalen Region des Implantates sollten vermieden werden, speziell in Knochen mit niedriger Dichte (PETRIE und WILLIAMS 2005).

Diese Ergebnisse geben einen Hinweis auf die der vorliegenden Untersuchung, da hier im zervikalen Bereich bei kurzen Implantaten eine größere Deviation der Knochenkavität beobachtet werden konnte, sich die Durchschnittswerte der Dimensionsänderung der Knochenkavität in Bezug auf die beiden Implantatlängen aber nicht signifikant unterschieden.

Auch die nur einmalige Belastung der Implantate für jeweils zwei Sekunden mit 10N, 20N und 30N mag ein Grund für das unterschiedliche Ergebnis zur Studie von PETRIE und WILLIAMS (2005) sein.

In dieser Studie konnte diese Beobachtung bezüglich der Implantatlänge nicht bestätigt werden. Wenn man bedenkt dass die hauptsächlichen Interaktionen im zervikalen Bereich ablaufen, ließe es sich nur durch die ungenaue Auflösung der DVT Messung erklären, warum die Änderungen der Knochenkavitäten sich in den beiden unterschiedlichen Gruppen der Implantatlängen im zervikalen Bereich nicht signifikant unterschieden.

DEGIDI et al. (2007b) beschreiben bei kurzen, sofortbelasteten Implantaten eine höhere marginale Knochenresorption.

In einer retrospektiven Studie wurden von DEGIDI et al. (2007c) bei 50 Patienten jeweils 4 Implantate im Unterkiefer zur Abstützung einer Prothese sofort belastet und eine Erfolgsrate von 100% (keine Implantatverluste) beobachtet. Nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 43 Monaten zeigte sich, dass sich bei längeren Implantaten (Länge > 13mm) ein Zusammenhang mit einer niedrigeren marginalen Knochenresorption andeutete. In einer weiteren Patientenstudie von DEGIDI et al. (2007a) wurde eine schlechte Knochenqualität in Verbindung mit zunehmendem marginalen Knochenverlust gebracht. Dieses schlechte Ergebnis konnte in beiden Gruppen der unterschiedlichen Implantatlänge beobachtet werden.

Auch in der vorliegenden Studie konnte den 8,5mm Implantaten im Vergleich zu den 15mm Implantaten ein - wenn auch nicht signifikant - größerer Kavitätendurchmesser im zervikalen Bereich bei beobachtet werden. Die Messungen wurden aber im Gegensatz zu den Patientenstudien von DEGIDI et al. (2007a), DEGIDI et al. (2007b) und DEGIDI et al. (2007c) unter standardisierten Bedingungen in vitro durchgeführt, so dass dort eine Erweiterung der Kavität auch präparationsbedingt oder als biologische Reaktion entstanden sein könnte.

5. Zusammenfassung

Um eine Osseointegration zu erreichen, müssen Implantate eine primäre Stabilität aufweisen. Ziel der Untersuchung war es, bei unterschiedlicher lateraler Belastung und Implantatlänge eine objektive Messung der Implantatmikrobewegung im spongiösen Knochengewebe vorzunehmen und eine Korrelation dieser Mikrobewegungen zu den benötigten Eindrehmomenten bei der Implantatinsertion zu untersuchen. Im zweiten Teil der Arbeit wurde die Veränderung der Knochenkavität nach dem lateralen Belastungszyklus der Implantate untersucht.

Als eine Simulation willkürlicher okklusaler Belastung wurden Implantate der Länge 8,5mm und 15mm in je 50 spongiöse, bovine Knochenproben inseriert und einmalig mit 10N, 20N und 30N jeweils für 2 Sekunden lateral belastet. Die Kraftereinleitung wurde horizontal zur Knochenoberfläche im oberen Drittel des 8mm langen Abutments vorgenommen. Die Mikrobewegung der Implantate wurde während der Belastung kontaktendoskopisch gemessen und der Eindrehwiderstand bei der Insertion untersucht. Mittels DVT wurde eine Dimensionsveränderung der Knochenkavität nach Belastung in 3 Ebenen untersucht.

Alle Implantate konnten mit einem Drehmoment von $<30\text{Ncm}$ eingebracht werden, wobei die 15mm langen Implantate einen signifikant größeren Eindrehwiderstand als die 8,5mm langen Implantate erforderten ($p=0,0011$). Implantate welche mit einem geringeren Eindrehmoment eingebracht werden konnten, zeigten bei allen drei Kraftereinleitungen signifikant größere Mikrobewegungen (p jeweils $<0,0001$).

Bei 10N zeigten die Implantate durchschnittliche Mikrobewegungen von $59\mu\text{m}$, bei 20N und 30N waren die Dimensionen der Mikrobewegungen mit $173\mu\text{m}$ und $211\mu\text{m}$ signifikant größer. Bei 10N lateraler Belastung überschritten bei den 8,5mm-Implantaten (15mm-Implantaten) 11 (1) von 50 Implantaten bei 20N 19 (2) und bei 30N 29 (5) den kritischen Wert von $100\mu\text{m}$.

Hinsichtlich des Kavitätendurchmessers konnte im zervikalen Abschnitt ein Zusammenhang von größerer Mikrobewegung und größerem Durchmesser auf einem Signifikanzniveau von $p=0,003$ bestätigt werden. Zwischen kurzen und langen Implantaten ließen sich unterschiedliche Kavitätendurchmesser nicht bestätigen.

Die Sofortversorgung kurzer und langer Implantate in spongiösen Knochen kann aufgrund der vorliegenden Ergebnisse auch bei Eindrehwiderständen von $>20\text{Ncm}$ nicht uneingeschränkt befürwortet werden, da auch hier Mikrobewegungen über $100\mu\text{m}$ beobachtet werden konnten.

Bei einer angenommenen Belastung durch die oralen Weichgewebe (Sofortversorgung ohne Kaubelastung) von 10N sind bei 15mm langen Implantaten in 2% und bei $8,5\text{mm}$ langen Implantaten in 22% der Fälle Mikrobewegungen über $100\mu\text{m}$ anzunehmen, die einen Misserfolg wahrscheinlich machen.

Bei einer angenommenen Kaukraft von 30N ist mit kritischen Mikrobewegungen bei langen Implantaten von 10% und bei den kurzen Implantaten von 58% im spongiösen Knochenlager zu rechnen.

Mithilfe der Kontaktendoskopie ließe sich bei Kaubelastung direkt messen, ob der kritische Wert von $100\mu\text{m}$ erreicht wird. Die Messung der Mikrobewegung bei funktioneller Belastung des jeweiligen Patienten könnte dem Behandler entscheidende Hinweise liefern, um eine Entscheidung für oder gegen eine Sofortversorgung bzw. Sofortbelastung treffen zu können.

6. Literaturverzeichnis

Adell R, Lekholm U, Branemark PI:

Das chirurgische Vorgehen;
In: Gewebeintegrierter Zahnersatz
Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T
Quintessenz-Verlag, Berlin, 1985, 207-228

Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR (1986):

The long-term efficiency of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.
Int J Oral Maxillofac Implants 1, 11-25

Albrektsson T, Johansson CB, Sennerby L (1994):

Biological aspects of implant dentistry : Osseointegration
Periodontology 2000 4, 58-73

Al-Nawas B, Klein MO, Götz H, Vaterod J, Duschner H, Grötz KA, Kann PH (2007):

Dentale Implantationen: Ultraschall Transmissionsgeschwindigkeit zur Erfassung kritischer Knochenqualität- ein Tiermodell.
Ultraschall Med 10, 1055-1061

Andrea M, Dias M, Santos A (1995):

Contact endoscopy during microlaryngeal surgery : A new technique for endoscopic examination of the larynx
Ann Otol Rhinol Laryngol 104, 333-339

Andrea M, Dias M, Macor C, Santos A, Varandas J (1997):

Contact endoscopy of the nasal mucosa
Acta Otolaryngol 117, 307-311

Aparicio C (1997):

The use of the periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report.
Int J Periodontics Restaurative Dent 17, 150-161

Arai Y, Tammissalo E, Imai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999):

Development of a compact computer tomography apparatus for dental use.
Dentomaxillofac Radiol 28, 245-248

Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A (2002):

Stability measurements of osseointegrated implants using Ostell in partially edentulous jaws after 1 year of loading a pilot study.
Clin Impl Dent Relat Res 4, 128-132

Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL (2003):

Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted surface
Int J Oral Maxillofac Implants 18, 641-651

Bolin A, Eliasson S (1995) :

Panoramic and tomographic dimensional determinations for maxillary osseointegrated implants. Comparison of two and threedimensional radiographic systems.

Swed Dent J 19, 65-71

Branemark PI:

Einführung in die Osseointegration

In: Gewebeintegrierter Zahnersatz

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T

Quintessenz-Verlag, Berlin 1985, 11-76

Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Olsson A (1969):

Intra-osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies.

Scand J Plast Reconstr Surg 3, 81-100

Brunski JB (1993):

Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants

Dental Implantology Update 4, 77-81

Buser DA, Schroeder A, Sutter F, Lang NP (1988):

The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results.

Int J Oral Maxillofac Implants 3, 173-181

Buser D, Weber HP, Lang NP (1990):

Tissue integration of non-submerged implants: 1-Year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants.

Clin Oral Impl Res 1, 33

Calandriello R, Tomatis M, Rangert B (2003):

Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability : a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study.

Clin Implant Dent Relat Res 5(Suppl.1), 10-20

Carls FR, von Hochstetter A, Makek M, Engelke W (1995):

Diagnostic accuracy of TMJ arthroscopy in correlation to histological findings.

J Craniomaxillofac Surg 23, 75-80

Carr AB, Papazoglu E, Larsen PE (1995):

The relationship of Periotest values, biomaterial and Torque to failure in adult baboons.

Int J Prosthodont 8, 15-20

Chavez H, Ortman LF, De Franco RL, Medige J (1993):

Assessment of oral implant mobility

Maxillofac Prosthet Dental Implants 70(6), 421-426

Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH (1997):
Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases.
Clin Oral Impl Res 8, 48-57

Degidi M, Piatteli A, Gehrke P, Carinci F (2006a):
Clinical outcome of 802 immediately loaded 2-stage submerged implants with a new grit-blasted and acid-etched surface: 12 month follow-up.
Int J Oral Maxillofac Implants 21(5), 763-768

Degidi M, Piatteli A, Gehrke P, Felice P, Carinci F (2006b):
Five-year outcome of 111 immediate nonfunctional single restorations.
J Oral Implantol 32(6), 277-285

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F (2007a):
Do longer implants improve clinical outcome in immediate loading?
Int J Oral Maxillofac Surg 36(12), 1172-1176

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F (2007b):
Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants.
Quintessence Int 38(3), 193-201

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F (2007c):
Retrospektive study of 200 immediately loaded implants retaining 50 mandibular overdentures.
Quintessence Int 38(4), 281-288

Derhami K, Wolfaardt JF, Faulkner G, Grace M (1995):
Assessment of the Periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants.
Int J Oral Maxillofac Implants 10, 221-229

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE (2001):
The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants : an animal experimental study.
Clin Oral Implants Res 12(3), 207-218

Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Coomann M, Vandersloten J, Puers R, Naert I (2006):
The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants.
Arch Oral Biol 51(1), 1-9

Ehrl P (2002) :
Präimplantologische Diagnostik und Therapieplanung
Implantol J 2, 24-33

Ekestubbe A, Gröndahl K, Gröndahl HG (1997) :
The use of tomography for dental implant planning.
Dentomaxillofac Radiol 26, 206-213

Engelke WG (2000):

Subantrosopical Laterobasal Sinus Floor Augmantation.
Int Mag Oral Implantol 1, 26-32

Engelke WG (2002):

Die Untersuchung von Implantatkavitäten mit Stützzimmersionsendoskopie.
Z Zahnärztl Implantol 18, 36-40

Engelke WG, Hoch G (2002):

Die systematische endoskopische Untersuchung des Implantatlagers
Zahnärztl Mitt 5, 32-35

Engelke W, Jacobs H (2000):

Cortical support for immediate loading of dental implants.
Int Mag Oral Implantol 1, 16-22

Engelke W, Decco OA, Rau MJ, Massoni MCA, Schwarzwäller W (2004):

In vitro Evaluation of horizontal implant micromovement in bone specimen with contact endoscopy
Implant Dent 13, 88-94

Engelke W, Sennhenn-Kirchner S, Schubert C, Jacobs HG (2005):

Untersuchungen zur Primärstabilität von Implantaten in Abhängigkeit von der Implantatlagerstruktur
Z Zahnärztl Impl 21(2), 82-87

Fisher EW, Croft CB (1989):

Antroscopy: Current practice – a survey of UK otolaryngists.
J Laryngol Otol 103, 747-749

Fredholm U, Bolin A, Andersson L (1993):

Preimplant radiographic assessment of available maxillary bone support.
Comparison of tomographic and panoramic technique.
Swed Dent J 17, 103-109

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U (1995a):

Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography. An in vitro study in pig ribs.
Clin Oral Impl Res 6, 164-171

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U (1995b):

Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants.
Clin Oral Impl Res 6, 213-219

Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U (1999):

Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles: A clinical resonance frequency analysis study.
Int J Oral Maxillofac Surg 28, 266-272

Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichmann LH (2001):
Immediate loading of implants with fixed restorations in the complete edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice.
Int J Oral Maxillofac Implants 16, 418-426

Gerlach KL, Nußbaum P (1984):
Elektrische Meßverfahren zur Bestimmung der Belastbarkeit des Unterkiefers bei Patienten mit vollbezahnten Gebiß.
Dtsch Zahnärztl Z 39, 146-149

Gerlach KL, Schwarz A (2002):
Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy.
Int J Oral Maxillofac Surg 31, 345-348

Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hammerle CH (2003):
Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study.
Clin Implant Dent Relat Res 5(Suppl.1), 47-56

Goch I (2008):
Metrische Genauigkeit von Computertomografie, digitaler Volumetomografie und Orthopantomografie
Digital Dental News 2, 6-12

Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J (2001):
Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load
Clin Oral Impl Res 12, 1-8

Gratt MB, Shetty V:
Implant radiology
In: Goaz PW, White SC
Oral radiology, principles and interpretation
Mosby, St. Louis 1994, 703-715

Haraldson T, Carlsson GE (1977):
Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants.
Scand J Dent Res 85(3), 200-208

Harten HU, Nägerl H, SchulteHD:
Statistik für Mediziner.
VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim 1993

Heidemann W, Gerlach K, Gröbel KH, Köllner HG (1998):
Influence of different pilot hole size on torque measurement and pullout analysis of osteosynthesis screws.
J Cranio-Maxillofac Surg 26, 50-55

Held SA, Kao YH, Wells DW (1996):

Endoscope – An endodontic application.
J Endod 22, 327-329

Heurich T, Ziegler C, Steveling H, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S (2002):

Digital volume tomography – an extension to the diagnostic procedures available for application before surgical removal of third molars
Mund Kiefer GesichtsChir 6, 427-432

Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC (1992):

Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants 7(4), 450-458

Holst S, Geiselhoeringer H, Wichmann M, Holst AI (2008):

The effect of provisional restoration type on micromovement of implants.
J Prosthet Dent 100(3), 173-182

Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M (2000):

Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report.
Int J Oral Maxillofac Implants 15, 824-830

Horn H, Götz G, Bacher M, Koch J, Axmann-Kramer D (1995):

Maximalkraftmessungen des Lippen- und Zungendrucks und ihre Bedeutung für die klinische Diagnostik orofazialer Dyskinesien.
Fortschr Kieferorthop 56, 187-193

Hümmeke S, Vossians J, Esser E (2004):

Navigierte Implantatchirurgie im klinischen Einsatz
Z Zahnärztl Impl 20(2), 80-85

Jacobs K (2000):

Der Digitale Volumentomograph (DVT) - Eine neue Geräteklasse für zahnärztliches Röntgen.
DFZ 2, 42-49

Jaffin RA, Berman CL (1991):

The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis.
J Periodontol 62(1), 2-4

Jaffin RA, Kumar A, Berman CL (2004):

Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report.
Int J Oral Maxillofac Implants 19(5), 721-730

Johansson P, Strid KG (1994):

Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery.
Int J Oral Maxillofac Implants 9, 279-288

Jung MH, Yang WS, Nahm DS (2003):

Effects of upper closing lip force on craniofacial structures.
Am J Orthod Dentofac Orthop 123, 58-63

Kato Y (1989):

Perioral force measurement by a radiotelemetry device.
Am J Orthod 5, 410-414

Kinsel RP, Liss M (2007):

Retrospective analysis of 56 edentulous dental arches restored with 433 single-stage implants using an immediate fixed provisional protocol: statistical predictors of implant failure.
Int J Oral Maxillofac Implants 22(5), 823-830

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2004):

Biomachanical aspects of marginal bone resorption around oseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis.
Clin Oral Impl Res 15, 401-412

Ledermann P, Weber J (2006):

Rückblick und Ausblick nach über 30-jähriger Erfahrung mit der Sofortbelastung enossaler Implantate in der regio interforaminalis.
Dent Implantol 8, 594-605

Lefkove MD, Beals RP (1990):

Immediate loading of cylinder implants with overdentures in the mandibular symphysis : the titanium plasmasprayed screw technique
J Oral Implantology 16, 265-271

Lekholm U, Zarb GA :

Patientenselektion und Aufklärung der Patienten ;
In: Gewebeintegrierter Zahnersatz
Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T
Quintessenz-Verlag, Berlin 1985, 195-206

Lewis AE:

Biostatistics, 2.Auflage
Van Nostrand Reinhold Company, New York 1984

Lindh C, Petersson A, Klinge B (1992):

Visualisation of the mandibular canal by different radiographic techniques.
Clin Oral Impl Res 3, 90-97

Machtei E, Frankenthal S, Blumenfeld I, Gutmacher Z, Horwitz J (2007):

Dental implants for immediate fixed restoration of partially edentulous patients: a 1-year prospective pilot clinical trial in periodontally susceptible patients.
J Periodontol 78(7), 1188-1194

Mc Givney GP, Haughton V, Stradt JA, Eichholz JE, Lubar DM (1986):
A comparison of compute-assisted tomography and data-gathering modalities in prosthodontics.
Int J Oral Maxillofac Implants 1, 55-68

Meredith N (1998):
Assessment of implant stability as a prognostic determinant.
Int J Prosthodont 11, 491-501

Meredith N, Alleyne D, Cawley P (1996a):
Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis.
Clin Oral Impl Res 7, 261-267

Meredith N, Rasmusson L, Sennerby L, Alleyne P (1996b):
Mapping implant stability by resonance frequency analysis.
Med Sci Res 24, 191-193

Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L (1997a):
Resonance frequency measurements of implant stability in vivo: A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla.
Clin Oral Impl Res 8, 226-233

Meredith N, Shagaldy F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P (1997b):
The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia.
Clin Oral Impl Res 8, 234-243

Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparico C (1998):
Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability.
Int J Prosthodont 11, 269-275

Misch CE:
Bone density: a key determinant for clinical success. In: C.E. Misch, ed.
Contemporary implant dentistry
Mosby, Chicago 1999, 109-118

Misch CE, Judy C:
Division of available bone.
In: Contemporary Implant Dentistry
Mosby, St. Louis 1993, 595-601

Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T (2000):
Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental protheses.
J Oral Rehab 27, 1073-1076

Möbes O, Becker J, Pawlewzik J, Jacobs K (1999):

Anwendbarkeit der Digitalen Volumen Tomographie in der implantologischen Diagnostik.

Z Zahnärztl Impl 15, 229-232

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA (1998):

A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results.

Eur Radiol 8, 1558-1564

Müller ME, Engelhardt P:

Verletzungen des Halte- und Bewegungsapparates.

In: Berchtold, R., Hamelmann, H., Peiper, H.-J. (Hrsg.) Chirurgie, Urban & Schwarzenberg München 1990, 631-694

Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A, Zöller JE (2006):

Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study.

J Periodontol 77(2), 152-160

Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K (2003):

Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants

Clin Oral Impl Res 14, 601-609

Oh JS, Kim SG, Lim SC Ong JL (2009):

A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Ostell Mentor.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 107(4), 513-518

Olive J, Aparicio C (1990):

Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability.

Int J Oral Maxillofac Implants 5, 390-400

Otoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM (2005):

Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 20(5), 769-776

Petrie CS, Williams JL (2005):

Comparative evaluation of implant designs : influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis.

Clin Oral Implants Res 16(4), 486-494

Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M (1998):

Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys.

J Periodontol 69, 321-327

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M (2003):
Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution.
Clin Implant Dent Relat Res 5(4), 254-262

Pistner H, Kukiz P (1998):
Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung,
Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 528-531

Proff P, Bayerlein T, Rottner K, Mai R, Fanghänel J, Gedrange T (2008):
Effect of bone conditioning on primary stability of FRIALIT-2 implants.
Clin Oral Impl Res 19(1), 42-47

Rasmusson L, Meredith N, Sennerby L (1997):
Measurements of stability changes of titanium implants with exposed threads
subjected to barrier membrane induced bone augmentation. An experimental study in
the rabbit tibia.
Clin Oral Impl Res 8, 316-322

Rees DG:
Essential Statistics. 2.Auflage
Chapman & Hall, London 1989

Roberts WE, Garetto LP, Brezniak N:
Bone Physiology and Metabolism. In: Misch C (Hrsg) Contemporary Implant
Dentistry
Mosby, St. Louis 1993, 327-354

Rother UJ:
Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. 2.
Auflage.
Urban und Fischer Verlag, München 2001, 5-79

Rocci A, Martignoni M, Gottlow J (2003):
Immediate loading of branemark System TiUnite and machined-surface implants in
the posterior mandible: a randomized open-end clinical trial.
Clin Implant Dent Relat Res 5(Suppl.1), 57-63

Schincaglia GP, Marzola R, Scapoli C, Scotti R (2007):
Immediate loading of dental implants supporting fixed partial dentures in the posterior
mandible: a randomized controlled split-mouth study – machined versus titanium
oxide implant surface.
Int J Oral Maxillofac Implants 22(1), 35-46

Schliephake H (2005):
Sofortbelastung und Sofortversorgung enossaler Implantate
Z Zahnärztl Impl 21(3), 142-154

Schliephake H, Sewing A, Aref A (2006):

Resonance frequency measurement of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data.

Int J Oral Maxillofac Implants 35, 941-946

Schneider D (1988):

Vergleichende Materialprüfung von menschlichem Knochen und Kallocryl.

Zahn Mund Kieferheilkd 76, 608-609

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, Da Silva JD, Wang NH (1997):

Ten years results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement.

Int J Oral Maxillofac Implants 12, 495-503

Schulte W, Lucas D, Mühlbradt L, Scholz F, Bretsch S, Frey D, Gudat H, König M, Markl M, Quante F, Schief D, Topkaya A (1983):

Periotest – neues Meßverfahren der Funktion des Parodontiums.

Zahnärztl Mitt 73, 1229-1240

Sennerby L, Meredith N (1998):

Resonance frequency analysis: Measuring implant stability and osseointegration.

Compendium 19, 493-502

Sewerin I (1992):

Identification of dental implants on radiographs.

Quintessence Int 23, 611-618

Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C (1993):

Hydroxylapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants.

J Bone Joint Surg Br 75(2), 270-278

Strid KG:

Radiologische Untersuchungsmethoden

In: Gewebeintegrierter Zahnersatz

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T

Quintessenz-Verlag, Berlin 1985, 313-324

Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH (1996):

The reverse-torque test: a clinical report.

Int J Oral Maxillofac Implants 11, 179-185

Sundén S, Gröndahl K, Gröndahl HG (1995):

Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Branemark dental implants.

Clin Oral Impl Res 6, 220-226

Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J (2008):

Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography.

Dentomaxillofac Radiol 37(1), 10-17

Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, Mc Glumphy EA (1999):

Occlusal contacts of edentulous patients with mandibular hybrid dentures opposing maxillary complete dentures.

Int J Oral Maxillofac Implants 14, 504-509

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH (1998):

Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface : review of experimental literature.

J Biomedical Materials Research 43, 192-203

Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JG, Jansen JA (2010):

Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study.

Clin Oral Implants Res 21(2), 213-220

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H (2003):

Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.

Int J Oral Maxillofac Implants 18(3), 357-368

Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A (1997):

Immediate loading of threaded implants at stage I surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data.

Int J Oral Maxillofac Implants 12, 319-324

Teerlinck J, Quirynen M, Darius P, van Steenberghe D (1991):

Periotest: An objective clinical diagnosis of bone apposition towards implants.

Int J Oral Maxillofac Implants 6, 55-61

Testori T, Galli F, Capelli M, Zuffeti F, Esposito M (2007):

Immediate nonocclusal versus early loading of dental implants in partially edentulous patients: 1-year results from a multicenter, randomized controlled clinical trial.

Int J Oral Maxillofac Implants 22(5), 815-822

Troulis F, Kaban LB (2001):

Endoscopic approach to the ramus/condyle unit : Clinical applications.

J Oral Maxillofac Surg 59. 503-509

Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Shigeru O (1997):

The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery

J Oral Maxillofac Surg 55, 55-61

Tscherne H, Trezn O:

Allgemeine Frakturlehre. In: Heberer G, Köle W, Tscherne H, eds. Chirurgie. Lehrbuch für Studierende der Medizin und Ärzte, 5th ed.

Springer Verlag, Berlin 1985, 301-306

Ugrinovic B, Winter W, Möhrle S, Heckmann SM, Wichmann MG, Karl M (2009):
Kraftfluss und Spannungsanalyse bei unterschiedlicher Implantatbelastung – eine Modellstudie
ZWR 118 (6), 288-293

Vandamme K, Naert I, Geris L, Sloten JV, Puers R, Duyck J (2007a):
Histodynamics of bone tissue formation around immediately loaded cylindrical implants in the rabbit.
Clin Oral Implants Res 18(4), 471-480

Vandamme K, Naert I, Geris L, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J (2007b):
The effect of micro-motion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit.
Eur J Oral Sci 115(1), 21-29

Van Steenberghe D, Klinge B, Linden U, Quirynen M, Hermann I, Garpland C (1993):
Periodontal indices around natural and titanium abutments: a longitudinal multicentre study
J Periodontol 64, 538-554

Veyre-Goulet S, Fortin T, Thierry A (2008):
Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: a human cadaver study.
Clin Implant Dent Relat Res 10(4), 226-230

Wang JS, Stohler CS (1990):
Textural properties of food used in studies of mastication.
J Dent Res 69, 1546-1550

Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M (1997):
Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. An experimental study in the dog.
Clin Oral Implants Res 8, 131-141

Wentaschek S, Behneke N, Scheller H, Weibrich G (2008):
Sofortversorgung enossaler Schrauben-Implantate im teilbezahnten Kiefer mit Chairside-Provisorien.
Dtsch Zahnärztl Z 63(4), 258-264

Wiltfang J, Merten HA, Ludwig A, Engelke W, Arzt T (1999):
Roentgenologic, endoscopic and ultrasound evaluation of the maxillary sinus after sinus lift with simultaneous endosseous implantation.
Mund Kiefer Gesichtschir 3 Suppl 1: 61-64

Wiskott HW, Belser UC (1999):
Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone.
Clin Oral Implants Res 10(6), 429-444

Wiskott HW, Cugnoni J, Scherrer SS, Ammann P, Botsis J, Belser UC (2008):
Bone reactions to controlled loading of endosseous implants: a pilot study.
Clin Oral Impl Res 19(11), 1093-1102

Wood MR, Vermilyea SG (2004):

A review of selected dental literature o evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on research in Fixed Prosthodontics of the academy of Fixed Prosthodontics.

J Prosthet Dent 92(5), 447-462

Zarb G, Albrektsson T (1991):

Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament?
Int J Periodont Restorative Dent 11, 88-91

7. Anhang - Tabelle Messergebnisse

Die **Tabelle Nr.16** zeigt Daten von fünfzig spongiösen Knochenproben mit Implantaten der Länge 15mm, die für diese Untersuchung benutzt wurden.

Die **Tabelle Nr. 17** zeigt Daten von 50 spongiösen Knochenproben mit Implantaten der Länge 8,5mm, die für diese Untersuchung benutzt wurden.

Bei beiden Tabellen zeigt jede Spalte: **a)** den Wert der **Mikrobewegung** in der Einheit [μm], gemessen nach lateraler Krafteinleitung von 10, 20 und 30 N, **b)** das **maximale Eindrehmoment** in Ncm (bis max 10, 20, 30 Ncm) welches benötigt wurde, um die Implantate einzuschrauben und **c)** **horizontale Dimensionsveränderung des Durchmessers** zervikal, intermediär und apikal in mm nachdem die Implantate aus der Knochenkavität ausgeschraubt wurden.

Tab. 16: Daten der Knochenproben (n = 50) mit Implantaten der Länge 15 mm

| Proben | horizontale Krafteinleitung [N] | | | maximales Eindrehmoment [Ncm] | Horizontaler Durchmesser der Knochenkavität [mm] | | |
|---------------|------------------------------------|--------|--------|-------------------------------------|---|---------------------|----------------|
| | 10 [N] | 20 [N] | 30 [N] | | Zervikal [mm] | Intermediär [mm] | Apikal [mm] |
| | Mikrobewegung [μm] | | | | | | |
| LIIM01 | 18 | 23 | 35 | 20 | 3,19 | 3,19 | 2,61 |
| LIIM02 | 7 | 20 | 27 | 20 | 4,06 | 3,48 | 3,19 |
| LIIM03 | 0 | 14 | 14 | 20 | 4,06 | 4,06 | 4,06 |
| LIIM04 | 0 | 0 | 0 | 30 | 4,64 | 4,64 | 4,64 |
| LIIM05 | 0 | 0 | 8 | 20 | 4,64 | 4,35 | 4,35 |
| LIIM06 | 0 | 15 | 38 | 20 | 4,06 | 3,77 | 3,77 |
| LIIM07 | 12 | 25 | 38 | 20 | 4,06 | 3,77 | 3,77 |
| LIIM08 | 0 | 15 | 15 | 20 | 5,80 | 5,22 | 4,06 |
| LIIM09 | 112 | 562 | 374 | 10 | 4,06 | 3,77 | 3,48 |

| | | | | | | | |
|----------------|----|-----|-----|----|-------------|-------------|-------------|
| LIIM10 | 6 | 25 | 32 | 20 | 4,35 | 4,35 | 4,35 |
| LIIM11 | 19 | 5 | 5 | 20 | 4,93 | 4,06 | 3,77 |
| LIIM12 | 6 | 6 | 5 | 20 | 4,64 | 4,35 | 4,06 |
| LIIM13 | 97 | 43 | 16 | 20 | 3,77 | 3,48 | 3,48 |
| LIIM14 | 6 | 6 | 12 | 20 | 4,64 | 4,06 | 4,06 |
| LIIM15 | 6 | 6 | 18 | 20 | 3,77 | 3,48 | 3,48 |
| LIIM16 | 40 | 100 | 220 | 30 | 4,93 | 4,35 | 4,35 |
| LIIM17 | 7 | 13 | 14 | 30 | 4,35 | 4,06 | 3,77 |
| LIIM18 | 48 | 64 | 147 | 20 | 4,64 | 4,06 | 3,77 |
| LIIM19 | 22 | 104 | 114 | 20 | 3,77 | 4,35 | 3,77 |
| LIIM20 | 14 | 28 | 41 | 30 | 4,64 | 4,35 | 4,06 |
| LIIM21 | 0 | 13 | 33 | 20 | 4,64 | 4,35 | 4,06 |
| LIIM22 | 21 | 35 | 49 | 20 | 4,35 | 4,06 | 3,48 |
| LIIM23 | 6 | 6 | 6 | 10 | 4,64 | 4,35 | 4,06 |
| LIIM24 | 18 | 41 | 57 | 10 | 4,35 | 3,77 | 3,77 |
| LIIM25 | 0 | 14 | 35 | 20 | 5,51 | 4,93 | 4,93 |
| LIVM0 1 | 15 | 23 | 46 | 20 | 3,19 | 3,19 | 2,61 |
| LIVM02 | 0 | 15 | 22 | 30 | 5,22 | 3,48 | 3,19 |
| LIVM03 | 9 | 18 | 18 | 30 | 5,22 | 4,06 | 4,06 |
| LIVM04 | 16 | 16 | 24 | 30 | 4,93 | 4,64 | 4,64 |
| LIVM05 | 27 | 49 | 120 | 20 | 4,35 | 4,35 | 4,35 |
| LIVM06 | 0 | 33 | 44 | 20 | 4,35 | 3,77 | 3,77 |
| LIVM07 | 9 | 26 | 51 | 30 | 4,35 | 3,77 | 3,77 |
| LIVM08 | 9 | 29 | 77 | 10 | 4,35 | 5,22 | 4,06 |
| LIVM09 | 9 | 17 | 52 | 10 | 4,35 | 3,77 | 3,48 |
| LIVM10 | 21 | 52 | 72 | 20 | 4,64 | 4,35 | 4,35 |
| LIVM11 | 0 | 12 | 36 | 30 | 4,35 | 4,06 | 3,77 |
| LIVM12 | 15 | 47 | 71 | 20 | 4,35 | 4,35 | 4,06 |
| LIVM13 | 0 | 10 | 31 | 30 | 4,35 | 3,48 | 3,48 |
| LIVM14 | 28 | 57 | 71 | 30 | 4,06 | 4,06 | 4,06 |

| | | | | | | | |
|---------------|----|----|----|----|-------------|-------------|-------------|
| LIVM15 | 11 | 11 | 23 | 30 | 5,22 | 3,48 | 3,48 |
| LIVM16 | 13 | 13 | 13 | 20 | 5,22 | 4,35 | 4,35 |
| LIVM17 | 22 | 22 | 56 | 30 | 2,90 | 4,06 | 3,77 |
| LIVM18 | 30 | 30 | 40 | 30 | 4,06 | 4,06 | 3,77 |
| LIVM19 | 11 | 23 | 46 | 30 | 5,22 | 4,35 | 3,77 |
| LIVM20 | 55 | 49 | 63 | 20 | 5,22 | 4,35 | 4,06 |
| LIVM21 | 0 | 16 | 31 | 20 | 4,35 | 4,35 | 4,06 |
| LIVM22 | 7 | 28 | 35 | 30 | 4,35 | 4,06 | 3,48 |
| LIVM23 | 9 | 44 | 79 | 20 | 4,06 | 4,35 | 4,06 |
| LIVM24 | 6 | 13 | 26 | 20 | 4,06 | 3,77 | 3,77 |
| LIVM25 | 15 | 23 | 48 | 30 | 4,06 | 4,93 | 4,93 |

Tab. 17: Daten der Knochenproben (n = 50) mit Implantaten der Länge 8,5 mm

| Proben | horizontale Krafteinleitung [N] | | | maximales Eindreh- moment [Ncm] | horizontaler Durchmesser der Knochenkavität [mm] | | |
|--------|---------------------------------|--------|--------|--|---|---------------------|----------------|
| | 10 [N] | 20 [N] | 30 [N] | | Zervikal [mm] | Intermediär [mm] | Apikal [mm] |
| | Mikrobewegung [μ m] | | | | | | |
| SIIM01 | 20 | 51 | 286 | 10 | 3,19 | 4,06 | 3,48 |
| SIIM02 | 0 | 9 | 17 | 10 | 4,64 | 3,19 | 4,06 |
| SIIM09 | 11 | 53 | 155 | 10 | 4,93 | 4,35 | 4,06 |
| SIIM10 | 30 | 96 | 290 | 10 | 6,09 | 4,35 | 4,35 |
| SIIM11 | 0 | 0 | 10 | 10 | 4,93 | 3,48 | 3,77 |
| SIIM13 | 0 | 9 | 19 | 30 | 4,35 | 4,35 | 3,77 |
| SIIM14 | 0 | 26 | 51 | 20 | 4,93 | 3,77 | 4,06 |
| SIIM15 | 24 | 87 | 111 | 20 | 4,93 | 4,06 | 3,77 |
| SIIM16 | 31 | 31 | 73 | 20 | 4,93 | 4,06 | 4,06 |
| SIIM18 | 31 | 31 | 73 | 30 | 5,22 | 4,35 | 3,77 |
| SIIM19 | 0 | 0 | 0 | 20 | 4,93 | 3,77 | 3,77 |
| SIIM20 | 84 | 158 | 209 | 10 | 4,93 | 4,35 | 3,77 |
| SIIM21 | 41 | 112 | 213 | 10 | 3,48 | 3,19 | 4,06 |
| SIIM25 | 24 | 40 | 81 | 20 | 4,64 | 4,35 | 3,77 |
| SIVM01 | 21 | 50 | 71 | 20 | 3,19 | 3,77 | 3,48 |
| SIVM02 | 21 | 21 | 21 | 30 | 4,06 | 3,77 | 3,77 |
| SIVM03 | 16 | 60 | 218 | 20 | 5,22 | 4,35 | 3,77 |
| SIVM04 | 18 | 35 | 53 | 20 | 5,22 | 4,64 | 3,77 |
| SIVM05 | 27 | 48 | 90 | 20 | 4,64 | 3,77 | 3,77 |
| SIVM06 | 20 | 34 | 64 | 30 | 5,80 | 4,64 | 4,64 |
| SIVM07 | 11 | 37 | 69 | 20 | 4,64 | 4,35 | 4,06 |
| SIVM10 | 30 | 50 | - | 20 | 4,64 | 3,77 | 3,48 |

| | | | | | | | |
|---------------|-----|------|------|----|-------------|-------------|-------------|
| SIVM11 | 15 | 23 | 45 | 20 | 4,35 | 3,77 | 3,77 |
| SIVM12 | 9 | 18 | 45 | 30 | 5,22 | 4,35 | 4,06 |
| SIVM16 | 0 | 40 | 113 | 20 | 4,06 | 4,06 | 4,06 |
| SIVM17 | 18 | 72 | 206 | 30 | 4,35 | 3,77 | 3,77 |
| SIVM18 | 17 | 34 | 51 | 30 | 4,06 | 4,06 | 4,06 |
| SIVM20 | 18 | 28 | 22 | 20 | 4,93 | 3,77 | 3,48 |
| SIVM22 | 0 | 0 | 0 | 20 | 4,93 | 4,64 | 4,64 |
| SIVM23 | 16 | 24 | 59 | 20 | 4,93 | 4,64 | 4,64 |
| SIVM25 | 26 | 33 | 46 | 30 | 4,06 | 4,06 | 4,06 |
| SIIM07 | 43 | 99 | 411 | 20 | 3,77 | 3,77 | 3,77 |
| SIIM23 | 38 | 92 | 392 | 10 | 5,51 | 3,77 | 3,48 |
| SIVM08 | 570 | - | - | 20 | 4,06 | 3,48 | 3,19 |
| SIVM14 | 412 | 337 | 342 | 30 | 3,77 | 3,48 | 3,77 |
| SIVM21 | 46 | 130 | 326 | 20 | 4,93 | 4,35 | 3,77 |
| SIIM22 | 132 | 1503 | 2115 | 10 | 5,51 | 4,64 | 3,48 |
| SIIM24 | 51 | 258 | 744 | 10 | 4,64 | 3,48 | 3,19 |
| SIIM04 | 420 | 880 | 1997 | 10 | 7,25 | 4,64 | 5,22 |
| SIIM05 | 187 | 815 | 1348 | 10 | 4,93 | 4,93 | 4,06 |
| SIIM06 | 393 | 976 | 1024 | 10 | 5,51 | 5,22 | 4,35 |
| SIIM08 | 89 | 419 | 2280 | 10 | 5,22 | 3,77 | 4,06 |
| SIIM03 | 251 | 1137 | - | 10 | 4,06 | 4,35 | 4,35 |
| SIIM12 | 483 | 1430 | - | 20 | 4,06 | 4,35 | 4,35 |
| SIIM17 | 265 | 1153 | - | 10 | 4,35 | 4,06 | 4,06 |
| SIVM09 | 69 | 636 | 1434 | 10 | 4,64 | 4,35 | 3,77 |
| SIVM13 | 33 | 600 | 965 | 10 | 3,77 | 3,77 | 4,06 |
| SIVM15 | 915 | 1143 | - | 10 | 4,06 | 4,06 | 4,06 |
| SIVM19 | 36 | 192 | 905 | 10 | 3,77 | 4,06 | 3,77 |
| SIVM24 | 121 | 2137 | - | 10 | 4,06 | 4,35 | 3,77 |

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. W. Engelke für die Überlassung des Dissertationsthemas, die wissenschaftliche Betreuung und die stets vorhandene Diskussionsbereitschaft.

Herrn Dr. K. Jung aus der Abteilung Medizinische Statistik (Prof. Dr. E. Brunner) danke ich für die Hilfe bei der Erstellung der statistischen Auswertung.

Lebenslauf

Alois Müller

Ich wurde am 8. Juni 1959 als erstes von fünf Kindern des Verwaltungsangestellten Alois Müller und seiner Ehefrau Marianne Müller geb. Tschöke in Obernfeld geboren. Nach den Volksschuljahren von 1966 bis 1970 in Obernfeld besuchte ich die Realschule in Gieboldehausen, welche ich mit dem Abschlusszeugnis 1976 verließ. Von August 1976 an absolvierte ich eine dreijährige Ausbildung zum Bürokaufmann beim Studentenwerk in Göttingen und war dort bis Oktober 1985 im Amt für Ausbildungsförderung erwerbstätig. Neben dieser Tätigkeit besuchte ich von 1980 bis 1983 das Abendgymnasium in Göttingen und erlangte dort die allgemeine Hochschulreife. Zum Wintersemester 1985/86 konnte ich das Studium der Zahnheilkunde an der Georg-August-Universität Göttingen beginnen und am 5. Dez. 1990 wurde mir die Approbation als Zahnarzt erteilt. Im Februar 1991 trat ich eine Stelle als Ausbildungsassistent in Göttingen an und von Mai 1991 bis Dez. 1994 war ich als wissenschaftlicher Assistent des Zentrums Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Göttingen in der Abteilung Zahnärztliche Chirurgie und Poliklinik bei Prof. Dr. Dr. H.-G. Jacobs tätig und absolvierte dort eine Weiterbildung zum Fachzahnarzt für Oralchirurgie. Nach dem erfolgreichen Bestehen der Fachzahnarztprüfung am 21. September 1994 in Frankfurt bei Prof. Dr. Nentwig habe ich die Berechtigung zum Führen der Gebietsbezeichnung Fachzahnarzt für Oralchirurgie. Anschließend erhielt ich die Zulassung als Vertragszahnarzt und seit April 1996 bin ich in eigener Praxis in Göttingen niedergelassen. Von 1999 bis 2001 absolvierte ich bei der DGZI das Curriculum Implantologie und mir wurde der Tätigkeitsschwerpunkt Implantologie zuerkannt, nach bestandener Prüfung am 9. März 2002 darf ich die Bezeichnung Spezialist Implantologie der DGZI führen. Bei der Zahnärztekammer Niedersachsen absolvierte ich das Curriculum Parodontologie und habe nach bestandener Prüfung am 11. November 2006 den Tätigkeitsschwerpunkt Parodontologie erhalten. Seit April 2007 führe ich die Zahnarztpraxis gemeinsam mit der Fachzahnärztin für Oralchirurgie Dr. Joana Krause. Seit dem 1. Oktober 1992 bin ich mit der Krankenschwester Annette Müller geb. Nickel verheiratet und am 2. Juni 1993 wurde unsere Tochter Lisa, am 15. Mai 1995 unser Sohn Lennart und 18. Mai 1999 unsere Tochter Pia geboren.