

**Numerische Untersuchungen der Grenzabmaße
enossaler dentaler Implantate**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Maria Ait Lahrach
aus Beni Mellal/Marokko
2014

Angefertigt mit Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. Friedhelm Heinemann

Tag der Mündlichen Prüfung: 22.10.2014

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

**Meinen Eltern
Meinem Mann**

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung und Literaturübersicht	8
1.1	Einleitung	8
1.1.1	Einführung in die Fragestellung	9
1.2	Literaturübersicht	10
1.2.1	Der Alveolarknochen als Implantatlager	11
1.2.1.1	Anatomische Grundlagen des Alveolarknochens	11
1.2.1.2	Knochenquantität und –qualität als entscheidender Faktor für die Implantatverankerung.....	12
1.2.1.3	Biomechanik des Knochens	14
1.2.2	Dentale Implantologie	15
1.2.2.1	Geschichte der Dentalimplantologie	16
1.2.2.2	Implantateinheilung und Primär-/Sekundärstabilität	18
1.2.2.3	Implantatbelastung	20
1.2.2.4	Biomechanische Wirkung enossaler Implantate auf den periimplantären Knochen	23
1.2.2.5	Einfluss von Länge und Durchmesser des Implantats auf die Spannungs- und Verzerrungswerte im Knochen	24
1.2.2.6	Kurzimplantate	24
1.2.2.7	Miniimplantate	26
2.	Fragestellung und Ziele vorliegender Studie.....	28
3.	Material und Methoden.....	29
3.1	Verwendete Implantate für die Untersuchungen.....	29
3.1.1	Implantat-Prototypen	29
3.1.2	Kommerzielle Implantate	30

3.2	Finite-Elemente-Methode	32
3.3	Erstellung der numerischen Knochenmodelle	34
3.4	Erstellung der Finite-Elemente-Modelle der Implantat-Prototypen.....	35
3.4.1	Vergleichsgruppe 1: Kurzimplantat-Prototypen	35
3.4.2	Vergleichsgruppe 2: Miniimplantat-Prototypen	36
3.5	Erstellung der Finite-Elemente-Modelle der kommerziellen Implantate	36
3.5.1	Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate	37
3.5.2	Vergleichsgruppe 4: kommerzielle Miniimplantate.....	38
3.6	Simulationen mit den erstellten FE-Modelle.....	38
3.6.1	Vergleichsgruppe 1 und 3: Kurzimplantate	38
3.6.2	Vergleichsgruppe 2 und 4: Miniimplantate.....	40
4.	Ergebnisse	41
4.1	Systematische Untersuchungen	41
4.1.1	Auslenkung der Kurz- und Miniimplantat-Prototypen und entsprechender Standardimplantate	41
4.1.2	Spannung in der Kortikalis am Implantathalsbereich.....	43
4.1.2.1	Vergleichsgruppe 1: Kurzimplantat-Prototypen	43
4.1.2.2	Vergleichsgruppe 2: Miniimplantat-Prototypen.....	44
4.1.3	Die Spannung der Implantate im Halsbereich	45
4.1.4	Die Verzerrung in der Spongiosa.....	46
4.1.4.1	Vergleichsgruppe 1: Kurzimplantat-Prototypen	46
4.1.4.2	Vergleichsgruppe 2: Miniimplantat-Prototypen.....	47
4.2	Untersuchungen der kommerziellen Implantate.....	49
4.2.1	Auslenkung der Kurz- und Miniimplantate	49

4.2.2	Spannung in der Kortikalis am Implantathalsbereich der Kurz- und Miniimplantate	50
4.2.2.1	Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate	50
4.2.2.2	Vergleichsgruppe 4: Kommerzielle Miniimplantate	52
4.2.3	Die Spannung der Implantate im Halsbereich der Kurz- und Miniimplantate...	54
4.2.3.1	Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate	54
4.2.3.2	Vergleichsgruppe 4: Kommerzielle Miniimplantate	55
4.2.4	Verzerrung in der Spongiosa	57
4.2.4.1	Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate	57
4.2.4.2	Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Miniimplantate	58
5.	Diskussion	60
5.1	Grenzen der Finite-Elemente-Methode.....	61
5.2	Einordnung der Ergebnisse anhand der Literatur	61
5.2.1	Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der Kurzimplantate	62
5.2.2	Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der Miniimplantate	64
5.3	Schlussbetrachtung und klinische Empfehlungen.....	66
6.	Zusammenfassung	68
7.	Literaturverzeichnis.....	70
8.	Danksagung	82

1. Einleitung und Literaturübersicht

1.1 Einleitung

Durch die Entwicklung neuer Therapiemöglichkeiten im Bereich der dentalen Implantologie kann die Implantat-Versorgung heutzutage auch in atrophierte Alveolarknochenabschnitte ermöglicht werden. Um eine möglichst minimalinvasive Versorgung zu gestalten, erfordert die Behandlung im atrophierten Kiefer Kenntnisse der biomechanischen Eigenschaften der Implantate sowie der biologischen Eigenschaften des Knochens.

Es gibt auf dem Markt zahlreiche Implantate mit unterschiedlichen Ausführungsvarianten für spezifische klinische Anwendungen: Standard-Implantate ($\varnothing \geq 3,5$ mm), kurze Implantate mit großem Durchmesser (Länge ≤ 8 mm) und lange Implantate mit kleinem Durchmesser ($\varnothing \leq 2,9$ mm). Je nach Hersteller sind die Implantate in unterschiedlichen Geometrien, Oberflächengestaltungen, Gewinde-Konfigurationen und Gewindetiefen erhältlich (Abbildung 1).

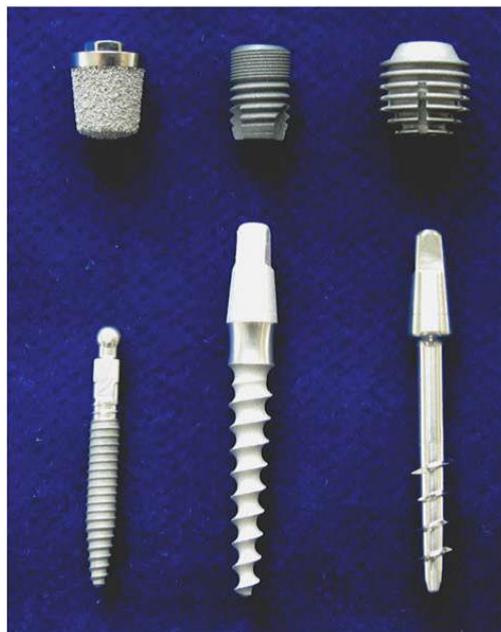


Abb. 1: Übersicht einiger verfügbarer kommerzieller Kurz- (obere Reihe) und Miniimplantate (untere Reihe).

Während beispielsweise Implantathersteller wie Dentauro, Straumann[®], Sybron Implant Solutions, K.S.I.-Bauer-Schraube, Astra Tech AB, Bicon Dental Implants und

Komet Dental neben den Standard-Implantaten auch Kurz- und/oder Miniimplantate anbieten, hat sich die Firma 3M ESPE nur auf Miniimplantate spezialisiert.

In den letzten Jahren hat sich der Einsatz der numerischen Methoden in der zahnmedizinischen Forschung, besonders in Bereichen der Implantologie, Parodontologie und Kieferorthopädie, zunehmend etabliert. In dieser Studie wurden daher mittels numerischer Analyse, der Finite-Element-Methode, die biomechanischen Eigenschaften von noch nicht im Handel erhältlichen kurzen (engl: Shortys) und schmalen Implantaten (engl: Minis) systematisch untersucht. Die Ergebnisse wurden zum Schluss mit kommerziellen Standardimplantaten nach ihren klinischen Anwendungen verglichen. Genauer wurden die Größenordnung der Auslenkungen von Implantaten sowie das Ausmaß der Verzerrungen und die Höhe und Verteilung der Spannungen im periimplantären Knochen untersucht.

1.1.1 Einführung in die Fragestellung

Nach Extraktion von einem oder mehreren Zähnen wird eine Reihe intra- und extraalveolärer adaptiver Vorgänge an den beteiligten Hart- und Weichgeweben induziert, welche zur Rückbildung der zahnlosen Kieferkammabschnitte führt (Schropp et al., 2003). Es kommt nun zur Abnahme der vertikalen und horizontalen Dimension des Processus alveolaris. Je länger eine Zahnlosigkeit bereits besteht und somit der mechanische Reiz für den Knochen fehlt, desto stärker atrophieren die Alveolarkämme. Die Oberkiefer und Unterkiefer-Seitenzahnbereiche sind Abschnitte, in denen Ärzte durch größere anatomische Grenzen mit der Auswahl der geeigneten Implantate eingeschränkt sind. Eine extrem reduzierte Alveolarknochenhöhe stellt sehr oft eine Kontraindikation für Implantate dar. Um eine Implantation zu ermöglichen, ist eine Mindesthöhe vorausgesetzt. Diese kann durch einen weiteren operativen Eingriff, wie Kieferkammaugmentation oder Sinusliftaugmentation, erreicht werden. Obwohl diese beiden Verfahren weit verbreitet sind, stellen sie durch die aufwändige Operation, die ausgeprägten postoperativen Beschwerden, die längeren Behandlungszeiten und die höheren Kosten eine große Belastung für die Patienten dar. Die reduzierte Kieferkammhöhe im Seitenzahnbereich und damit die Nähe im Oberkiefer zur Nasennebenhöhle und im Unterkiefer zum Alveo-

larnerv sind klinische Situationen, in denen kurze Implantate als alternative Behandlungsmöglichkeit in Betracht gezogen werden könnten. Zusätzlich zu den Kurz- und Standardimplantaten wurden Implantate mit kleinerem Durchmesser, welche als Mini-dental-Implantate (MDI) bezeichnet werden, für den Einsatz in Alveolarkammabschnitten mit eingeschränktem Knochenvolumen entwickelt, wie dem Unterkiefer Frontzahnbereich eines atrophierten Kieferkamms.

Es wurden zahlreiche Publikationen über Implantatlängen als ein entscheidender Faktor bei der Implantatüberlebensrate durchgeführt (Allum et al., 2008; Feldman et al., 2004; Friberg et al., 1991; Gentile et al., 2005; Mericske-Stern, 1994; Renouard und Nisand, 2005; Rokni et al., 2005; Snauwaert et al., 2000; Tawil und Younan 2003; Teixeira et al., 1997; Telleman et al., 2011; van Steenberghe et al., 1990). Diese Studien zeigten widersprüchliche Ergebnisse. Während einige über höhere Misserfolgsraten der kurzer Implantate berichteten (Friberg et al., 1991; Grunder et al., 1999; Mericske-Stern, 1994; Tawil und Younan, 2003; Teixeira et al., 1997; van Steenberghe et al., 1990), berichteten andere über hohe Überlebensraten (Feldman et al., 2004; Gentile et al., 2005; Renouard und Nisand, 2005; Rokni et al., 2005; Tawil und Younan 2003). Die Studien, die über günstige Überlebensraten berichtet haben, wurden tendenziell in den letzten Jahren veröffentlicht, was eventuell darauf hinweist, dass die klinische Leistungsfähigkeit von kurzen Implantaten sich im Laufe der letzten Jahre verbessert hat.

1.2 Literaturübersicht

Diese Studie beschäftigt sich mit der numerischen Untersuchung der Grenzabmaße dentaler enossaler Implantate. Es werden sowohl Prototypen als auch kommerzielle Mini- und Kurzimplantate nach biomechanischen Aspekten untersucht und mit Standardimplantaten verglichen. Um die Thematik besser verstehen zu können, ist es wichtig, zunächst auf die anatomischen und biomechanischen Grundlagen des Alveolarknochens einzugehen. Anschließend wird die Geschichte, Definition, die Biomechanik der Implantate und der Einfluss der Implantatdimensionen auf den periimplantären Knochen erläutert und verschiedene Begriffe, die mit der Implantologie im Zusammenhang gebracht werden, wie die Primärstabilität, Osseointegration und Sofortbelastung definiert.

Zum Schluss werden die Kurz- und die Miniimplantate und deren Einsatzgebiete beschrieben.

1.2.1 Der Alveolarknochen als Implantatlager

1.2.1.1 Anatomische Grundlagen des Alveolarknochens

Grundsätzlich besteht Knochen zu 70 % aus knochenhärtenden anorganischen Bestandteilen, wobei die Mineralien Kalzium und Phosphat, die als Apatitkristalle vorliegen, überwiegen. Der Rest des Knochens besteht zu 20 % aus organischen Materialien (in Form von Kollagenfibrillen, Glykosaminoglykanen und Proteoglykanen) und zu 10 % aus Wasser in gebundener und ungebundener Form. Bei dem Alveolarknochen handelt es sich um einen knöchernen Teil des Alveolarfortsatzes, der während des Zahndurchbruchs gebildet wird, ständigen Umbauvorgängen unterliegt und sich nach Zahnverlust zurückbildet. Sein Aufbau ist an die Größe, die Form und die Stellung der Zähne angepasst. Es wird bei der Unterteilung des Alveolarknochens zwischen Periost, Kortikalis, Spongiosa und Knochenmark unterschieden:

- **Periost:** Das Periost ist die dünne bindegewebige Knochenhaut, welche die Außenfläche des Knochens überzieht. Sie enthält unter anderem Osteoblasten, die für die Bildung neuer Knochenzellen zuständig sind, und dienen damit dem Wachstum und der Regeneration des Knochens. Die Knochenhaut dient außerdem der Innervation und der vaskulären Ernährung.
- **Kortikalis:** Die Kortikalis stellt als äußere Schicht des Knochens eine dichtere, härtere Knochenstruktur dar und liegt direkt unterhalb der Knochenhaut. Im Allgemeinen ist die Kortikalis im Unterkiefer stärker ausgebildet als im Oberkiefer und oral dicker als vestibulär (Schroeder, 1992).
- **Spongiosa:** Die Spongiosa besteht aus netzförmig angeordneten Knochenbälkchen im Knocheninneren. Sie wird nach außen hin mit Kortikalis umhüllt. In den Zwischenräumen der Knochenbälkchen befindet sich das Knochenmark.

- **Knochenmark:** Im Knochenmark werden fast alle Blutzellarten gebildet, es stellt damit das wichtigste blutbildende Organ des Menschen dar. Es ist in den Hohlräumen des Knochens bzw. der Spongiosa eingelagert.

1.2.1.2 Knochenquantität und –qualität als entscheidender Faktor für die Implantatverankerung

Knochenquantität:

Ein ausreichendes Knochenangebot (Knochenhöhe, -breite, -form) ist für die erfolgreiche Verankerung endossaler Implantate von großer Bedeutung. Nach einer Zahnextraktion kommt es zur allmählichen Rückbildung des Alveolarfortsatzes. Die Resorptionsrate ist besonders in den ersten drei Monaten nach Zahnverlust am stärksten, sie reduziert sich zunehmend, bis sie sich nach ein bis zwei Jahren nach Zahnverlust wieder stabilisiert. Cawood und Howell (1988, 1991) haben die Resorption des Kieferkammes nach Zahnverlust in sechs Klassen unterteilt:

- **Klasse 1:** Bezahnter Kieferkamm.
- **Klasse 2:** Leere Alveole nach Zahnverlust.
- **Klasse 3:** Zustand nach Alveolenheilung, gut gerundeter Kieferkamm mit adäquater Höhe und Breite.
- **Klasse 4:** Messerscharfe Kammform mit adäquater Höhe und inadäquater Breite.
- **Klasse 5:** Flacher Kieferkamm mit inadäquater Höhe und Breite.
- **Klasse 6:** Hochatrophe Kammerform mit teils negativen Kieferkammern.

Knochenqualität:

Eine gute Knochenqualität hat ebenfalls einen entscheidenden Einfluss auf die Primärstabilität des Implantates (Misch et al., 1999). Dadurch, dass die Kontaktfläche zwischen dem Implantat und dem dichteren Knochen vergrößert ist, wird eine deutlich höhere Stabilität in der Einheilphase erreicht, als bei einem im Knochen mit niedriger Dichte gesetzten Implantat, was eine gute Osseointegration und eine höhere Überlebensrate für das Implantat bedeutet (Cochran, 2006). Mit Hilfe von radiologischen Aufnahmen kann

eine grobe Knochendichte eingeschätzt werden. Der Alveolarfortsatz hat je nach Kieferregion unterschiedliche Dichte.

Lekholm und Zarb (1985) teilten den Kieferknochen anhand seiner Dichte in vier Klassen ein. Diese Einteilung hat sich international etabliert und wird vom Implantologen am häufigsten herangezogen:

- **Typ I:** Überwiegend homogene Kortikalis, in der Mandibula.
- **Typ II:** Breite Kortikalis, engmaschige Spongiosa, in der Mandibula.
- **Typ III:** Dünne Kortikalis, engmaschige Spongiosa, in der Maxilla.
- **Typ IV:** Dünne Kortikalis, weitmaschige Spongiosa, in der Maxilla.

Die Qualitätsstufen des Kieferkamms und deren Auswirkung auf den Erfolg einer Implantation wurden von Misch und Judy (1987) beschrieben (Tabelle1). Sie haben eine Einteilung des Alveolarknochens nach seiner Dichte in vier Stufen vorgestellt.

Einteilung	Charakterisierung	Lokalisation	Einfluss auf die Implantation
D1	Dichte Kortikalis, Reduzierte Blutversorgung	Anteriore unbezahnte Mandibula	Gute Primärstabilität, große Osseointegrationsoberfläche, mäßige Einheiltendenz
D2	Dichte, poröse Kortikalis, engmaschige Spongiosa, adäquate Blutversorgung	Anteriore und posteriore Mandibula und anteriore Maxilla	Gute Primärstabilität, gute Einheiltendenz
D3	Dünne, poröse Kortikalis, weitmaschige Spongiosa, gute Blutversorgung	Anteriore und posteriore Maxilla und posteriore Mandibula	Reduzierte Osseointegrationsfläche
D4	Weitmaschige Kortikalis	Tuberregion	Geringe Primärstabilität, reduzierte Osseointegrationsfläche

Tab. 1: Einteilung der Knochenqualität (D1-D4) nach Misch und Judy (1987) und die dazu gehörigen Charakterisierungen sowie deren Einfluss auf die Implantateinheilung. Jeder Qualitätsklasse wird eine Kieferregion zugeordnet.

Die Spongiosa unterscheidet sich von der Kortikalis durch Ihren niedrigeren Gehalt an Mineralien. Dadurch ist die Festigkeit des spongiösen Knochens geringer. Auch bei qualitativ und quantitativ hochwertigem Knochen kann es zu Misserfolgen nach der Implantation kommen. Der umgebende Knochen um die Implantate kann durch viele Faktoren beeinflusst werden. Dazu gehören chirurgische Traumata, Implantataufbau, bakterielle Infektionen der periimplantären Gewebe und biomechanische Faktoren im Zusammenhang mit der Belastung. Zu den Faktoren, die die Lastübertragung an der Knochen-Implantat-Schnittstelle beeinflussen, gehören die Art der Belastung, die Materialeigenschaften des Implantats und der Prothese, die Implantatgeometrie, die Oberflächenstruktur und vor allem die Qualität und die Menge des Umgebungsknochens.

Der Erfolg des Implantates hängt zusätzlich vom Allgemeinzustand der Patienten ab. In bestimmten Fällen darf ein Implantat nicht eingesetzt werden, wie z. B. bei Patienten mit nicht eingestelltem Diabetes mellitus oder während einer Bestrahlung des Kieferknochens oder Chemotherapie bei Krebsleiden. Die Implantateinheilung ist auch wegen einer möglichen schlechteren Wundheilung durch die verminderte Durchblutung der Gingiva bei Rauchern beeinträchtigt.

1.2.1.3 Biomechanik des Knochens

Der Knochen besitzt die Fähigkeit, einwirkende Kräfte, wie Druck- und Zugbelastung, aufzunehmen und sich daran durch Auf- bzw. Abbau funktionell anzupassen (Wolff, 1892) Zusätzlich ist er gegen Biegung und Torsion belastbar. Die Umbauprozesse im Knochen werden als Remodelling bezeichnet und ermöglichen die Reparatur von Knochendefekten, die z. B. nach der Präparation des Implantatbetts entstehen.

Als Maß der mechanischen Belastung eines Knochengebietes wird der Verzerrungszustand dieser Region betrachtet. Der Verzerrungszustand ist umso höher, je größer die Beanspruchung ist. Die Elastizität des Knochens wird durch eine Materialkonstante beschrieben, die als Elastizitätsmodul (E-Modul) bezeichnet wird. Dieser beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten. Je grösser der E-Modul ist, desto höher der entgegengesetzte Widerstand bei Krafteinwirkung. Ein Körper ist also umso steifer, je höher der E-Modul und umgekehrt. Der E-Modul ist bei Knochen von der Richtung der

Krafteinwirkungen abhängig und wird somit als anisotrop bezeichnet. Es handelt sich außerdem bei Knochen um ein durchblutetes, inhomogenes, nicht linear-elastisches (kein linearer Zusammenhang von Spannung und Dehnung) Gewebe (Burstein und Wright, 1997).

Nach Analyse der Literatur zeigt sich, dass keine exakte Angabe des Elastizitätsmoduls für die Knochenkomponenten (Die Kortikalis und Spongiosa) existiert. Während beispielsweise Stahl et al. (2009) mit dem Wert von 20 GPa für die Kortikalis arbeitete, betrug er in der Studie von Tanne et al. (1989) 13,7 GPa. Dalstra und Melsen (2004) haben für die Kortikalis den Elastizitätsmodul von 17,5 GPa und für die Spongiosa die Werte von 50 MPa, 200 MPa und 1 GPa angenommen. Cattaneo et al. (2005) rechneten ihrerseits mit dem Elastizitätsmodul von 25 MPa für die Spongiosa.

Die Schwankungen der angegebenen Elastizitätsmodulwerte lassen sich wie folgt erklären: Mit zunehmendem Alter verliert der Knochen allmählich an Elastizität und wird dadurch steifer. Somit erhöht sich der E-Modul. Aus dieser Kenntnis heraus ist davon auszugehen, dass die Schwankungen in den oben genannten Studien daran liegen, dass Knochen mit unterschiedlicher Reife benutzt wurde. So kann angenommen werden, dass Forscher wie Tanne et al. (1989), die kleine E-Modul-Werte benutzten (13,7 GPa für die Kortikalis), eher jüngeren Knochen untersuchten, während andere, wie Rahimi et al., mit höheren Werten (20 GPa für die Kortikalis) für reiferen Knochen arbeiteten. Dalstra und Melsen (2004) rechneten für die Spongiosa mit verschiedenen Werten (50 MPa, 200 MPa und 1GPa) für Knochenmodelle mit unterschiedlicher Dichte.

Bei der vorliegenden Studie wurde ein Wert von 20 GPa für die Kortikalis und ein Wert von 1 GPa für die Spongiosa in der Frontzahnregion und 300 MPa im Maxillabereich angenommen.

1.2.2 Dentale Implantologie

Dentalimplantate werden nach Zahnverlust als Ersatz der Zahnwurzel im Alveolarknochen eingesetzt. Sie bestehen heutzutage standardmäßig aus biokompatiblen Metalllegierungen, bevorzugt aus Titan, und werden operativ in den Alveolarknochen inseriert. Nach der Heilung können Kronen, Brücken oder Prothesen befestigt werden und somit dienen sie anschließend als Träger des eingesetzten Zahnersatzes. Implantate gehören

heutzutage zu den sichersten und komfortabelsten Therapiemöglichkeiten einer Zahnücke und werden deshalb immer beliebter.

Die wichtigsten Vorteile von Implantaten:

- Schutz vor Knochenabbau nach Zahnverlust.
- Träger eines komfortablen, festsitzenden Zahnersatzes: Kaufunktion und Ästhetik wie bei den eigene Zähnen.
- Auch herausnehmbare Alternativen möglich (sicherer Prothesenhalt).
- Kein Beschleifen der gesunden Nachbarzähne nötig.
- Pfeilervermehrung: verbesserter Halt insbesondere in Freundsituationen und Entlastung eigener Zähne.

Die wichtigsten Nachteile/ Beschränkungen von Implantaten:

- Nicht für jeden Patient geeignet (z. B. bei sehr schlechten mundhygienischen Verhältnissen, schlechter Knochenqualität/-quantität oder systemischen Erkrankungen, wie schlecht eingestellten Diabetes mellitus).
- Operativer Eingriff, oft ein zweiter zur Freilegung des Implantates nötig.
- Langwieriges Verfahren (lange Wartezeiten zwischen den Therapieschritten).
- Hohe Kosten.

1.2.2.1 Geschichte der Dentalimplantologie

Die lange Entwicklung der Dentalimplantologie lässt sich weit in der Geschichte der Menschheit zurückverfolgen. Schon im Altertum versuchten die Menschen verloren gegangene Zähne durch künstliche Zahnwurzeln zu ersetzen (Hoffmann-Axthelm, 1995; Koeck und Wagner, 2004; Lentrodt, 1980). Archäologische Funde belegen, dass schon damals versucht wurde, die fehlenden Zähne durch allogenenes/xenogenes (menschliches, tierisches) oder alloplastisches Material (Elfenbein, Perlmutter) zu ersetzen, Jedoch stand bei diesem Ersatz lediglich die Ästhetik, nicht aber die Wiederherstellung der Kaufunktion im Vordergrund. Die Anfangs des 19. Jahrhundert überwiegend aus alloplastischen Materialien (Platin, Silber, Gold, Blei, Porzellan) eingesetzten wurzelförmigen Implantate, die direkt nach der Extraktion in die Alveole (Berry, 1888) oder am Ende

des Jahrhunderts chirurgisch inseriert wurden, unterlagen einer hohen Misserfolgsrate. Nach all den Misserfolgen begann 1939 mit Dr. Strock an der Harvard-Universität die Geschichte der modernen zahnärztlichen Implantologie. Er hat ein neues Implantatdesign in Form eines Gewindes entwickelt, das damit vom natürlichen Vorbild der Zahnwurzel abweichte (Strock, 1939). Er verwendete zum ersten Mal rostfreie holzschraubenähnliche Implantate aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung (Vitallium), die er direkt nach der Extraktion oder in eine chirurgisch geschaffene Alveole setzte. Formiggi (1958) nutzte die Idee von Strock und verbesserte diese, indem er Heliokollidalschrauben aus dem Metall Tantal entwickelte und damit die ersten modernen enossalen Implantate 1947 implantierte, welche 1962 von Chercheve zu Doppelhelixhohlschrauben modifiziert wurden (Watzek und Blahout, 1993).

Im gleichen Jahr empfahl Scialom Nadelimplantate mit zwei oder drei Beinen, oder mit einer ganzen „Nadelstrasse“ aus Tantal. Pruin verfeinerte diese im Jahr 1971 und prägte die „Nadelstrasse“, indem er im unbezahnten Unterkiefer bis zu zehn Nadeln nebeneinander inserierte (Pruin, 1980; Watzek und Blahout, 1993). In den folgenden Jahren folgte Prof. Tramonte (1965) mit seinen Schrauben-ähnlichen Implantaten aus Titan, welche 1971 von Heinrich umgestaltet wurden (Müller, 1980).

Der Schwede Per-Ingvar Brånemark erzielte 1969 große Fortschritte. Er stellte im Rahmen tierexperimenteller Studien über Reaktionsphänomene zwischen Titan und Hart- und Weichgewebe fest, dass es zur Ausbildung eines funktionellen und strukturellen Verbunds zwischen dem organisierten, lebend Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Titan-Implantats kommt (Brånemark et al., 1969). Diese Reaktionsphänomene hat er mit dem Begriff Osseointegration beschrieben (Brånemark et al., 1977).

Brånemark war 1965 der erste, der ein schraubenförmiges Dentalimplantat aus reinem Titan, welches während der Einheilphase nicht belastet werden sollte, bei zahnlosen Patienten implantierte (Watzek und Blahout, 1993; Brånemark, 1985; Tetsch, 1991).

Linkow war 1966 auch einer der ersten, die dentale Titanimplantate klinisch bei unbezahnten Patienten inserierte (Brauner, 1992). Er arbeitete mit Blattimplantaten, die zur Übertragung der Kaukräfte auf ein möglichst großes Knochenareal dienten (Linkow, 1975; Watzek und Blahout, 1993), und bei ungünstigen anatomischen Verhältnisse mit sehr geringer vestibulo-oraler Knochenstärke ohne zusätzliche chirurgische Maßnahmen implantiert wurden (Linkow, 1975).

In etwa zur gleichen Zeit experimentierten sowohl Mutschelknauss als auch der Schweizer Sandhaus mit Aluminiumoxidkeramik (Brinkmann und Brinkmann, 1995), bei dem es genauso wie bei Titan zu einem guten Knochenverbund während der Einheilphase kommt (Strunz, 1985). Es hat sich aber mit der Zeit gezeigt, dass es bei Keramik im Gegensatz zu den Metallen sehr häufig zu Frakturen dieser Implantate gekommen ist (Strunz, 1985), was dazu geführt hat, dass Keramikimplantate langsam an Bedeutung verloren haben. Dentalimplantate werden standardmäßig aus reinen Titanlegierungen angefertigt (Engels, 2003; Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, 2004) und sind inzwischen in der Zahnheilkunde als Implantatwerkstoff anerkannt. Es gibt heutzutage verschiedene Titanlegierungen (Grad 1 bis 4), die zwar die gleichen chemischen Komponenten enthalten, aber sich in der prozentualen Zusammensetzung der Bestandteile unterscheiden.

Die dentale Implantologie wurde 1982 von der DGZMK in Deutschland als Therapieform anerkannt (Koeck und Wagner, 2004), und gilt heutzutage als klinisch und wissenschaftlich gesicherte Therapie und als fester Bestandteil der Zahn-, Mund und Kieferheilkunde. Schon Anfangs des 21. Jahrhunderts konnte fast jede Zahnlücke und jeder zahnlose Kiefer mit Implantaten versorgt werden (Creugers et al., 2000), gegebenenfalls mit entsprechenden Augmentationsverfahren (Small et al., 1993).

1.2.2.2 Implantateinheilung und Primär-/Sekundärstabilität

Die Primärstabilität entspricht der rein mechanischen Stabilität bzw. Festigkeit des Implantates, die direkt nach der Insertion vorliegt, bevor Einheilungsprozesse stattfinden. Die Primärstabilität ist ein sehr wichtiger Faktor für die Einheilung eines Implantats (Osseointegration). Eine ausreichende Primärstabilität ist ebenfalls eine Grundvoraussetzung für eine Sofortbelastung eines Implantates.

Osseointegration:

Brånemark war der erste, der über die erfolgreiche Implantatverankerung im Knochen berichtet hat. Er definierte den Begriff „Osseointegration“ als den direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Titanimplantats ohne Bildung einer fibrösen Trennschicht (Brånemark,

1985). Im Rahmen eines Perkussionstests kann der Grad der Osseointegration durch das Klopfen mit einem Metallinstrument am Implantat bewertet werden (Adell et al., 1985). Bei einer erfolgreichen Osseointegration ist das Implantat unbeweglich mit dem Kieferknochen verbunden und wird durch einen hellen, „harten“ Klopfeschall gekennzeichnet.

Durch die Osseointegration entwickelt sich die Sekundärstabilität, die biologische Verankerung des Implantats. Im Zuge der Umbauvorgänge verliert die Primärstabilität immer mehr und mehr an Bedeutung, so dass die Sekundärstabilität in diesem Zeitraum an Bedeutung zunimmt. Sie ist das Maß für die Festigkeit und Belastbarkeit eines Implantats nach Abschluss der Einheilphase.

Zu den Einflussgrößen für eine Osseointegrationen gehören:

- Das Ausmaß der Primärstabilität.
- Chirurgische Traumata/schonende Implantatbett-Aufbereitung.
- Materialeigenschaften, Oberflächengestaltung und Geometrie der Implantate.
- Bakterielle Infektionen der periimplantären Gewebe.
- Zeitpunkt der Implantation (Sofortimplantation oder Spätimplantation nach Zahnextraktion).
- Die Qualität des knöchernen Lagers.
- Zeitpunkt der Implantatbelastung.

Nach mehreren Tierexperimenten von Duyck et al. (2006) und Vandamme et al. (2007) über den Einfluss von Mikrobewegungen auf die Osseointegration eines sofortbelasteten Implantates kamen sie zur Schlussfolgerung, dass Auslenkungen bis zu 50 µm einen positiven Effekt auf die Knochenbildung am Implantatoberfläche haben (Holst et al., 2008).

Fibrointegration:

Wird keine ausreichende Primärstabilität nach der Implantation erzielt, ist das Implantat während der Initialphase beweglicher und kann daher keine Osseointegration erreichen. Bei einer Implantatauslenkung über 150 µm am Knochen-Implantat-Übergang in der Einheilphase kommt es zur Ausbildung einer bindegewebigen Trennschicht zwischen Implantatoberfläche und dem umgebenden Knochen (Soballe et al., 1993), so dass die

Osseointegration verhindert wird, was ein Misserfolg bis hin zum Implantatverlust nach sich ziehen kann (Larsson et al., 1994).

Brunski (1993) hat für die Mikrobewegungen am Implantat-Knochen-Kontakt einen Schwellenwert von 100 µm angegeben. Dieses Phänomen wird bei allen metallischen Implantaten beobachtet. Eine knöchernen Einheilung wird nur bei Titanimplantaten und deren Legierungen erreicht. Es zeigte sich in dieser Untersuchung, dass die Reaktion des periimplantären Knochens von der Größe der Mikrobewegungen und den Materialeigenschaften des Implantates abhängig ist. Diese fibröse Umwachsung ermöglicht bei Misserfolgen ein leichtes Entfernen des Implantates aus dem Knochen, während osseointegrierte Implantate sich nur schwer bis gar nicht herausdrehen lassen.

1.2.2.3 Implantatbelastung

Für die Osseointegration und Langlebigkeit von Implantaten spielt der Belastungszeitpunkt mit einem Provisorium, einer Interims- oder der definitiven prothetischen Versorgung eine wichtige Rolle. Nach der Insertion können Implantate zum sog. konventionellen Zeitpunkt, früh oder sogar sofort belastet werden. Cochran et al. (2004) und Esposito et al. (2007) haben die unterschiedlichen Belastungszeitpunkte für den zahnlosen Oberkiefer wie folgt angegeben:

Konventionelle Belastung:

Das Implantat darf erst nach einer Einheilphase von mehr als zwei Monaten belastet werden („conventional loading“).

Frühbelastung:

Das Implantat kann hier schon nach einer Woche bis zwei Monaten nach Implantation belastet werden („early loading“).

Sofortbelastung:

Unter Sofortbelastung („immediate loading“) wird die direkte Eingliederung der Suprakonstruktion am selben Behandlungstag, innerhalb von vierundzwanzig Stunden oder auch bis eine Woche nach der Implantation verstanden. Die Suprakonstruktion kann

eine provisorische oder definitive prothetische Versorgung sein, die Okklusionskontakte mit den Antagonisten aufweist. Wenn das Implantat zwar unmittelbar nach der Insertion mit einem Provisorium, jedoch ohne Okklusionskontakte zum Antagonisten (geschützte Okklusion), versorgt wird, dann ist das Implantat in diesem Fall sofortversorgt aber nicht sofortbelastet, da die funktionelle Belastung fehlt. dies ist aber nur bei Einzelimplantatversorgungen und kurzspännigen Konstruktionen möglich.

Sofort belastete Implantate werden transgingival eingesetzt, sodass der Eingriff zur Implantatfreilegung entfällt. Somit wird der Behandlungszeitraum im Vergleich zu konventionell belasteten Implantaten (Unterkiefer nach drei Monaten, Oberkiefer nach sechs Monaten) verkürzt und der Aufwand der Behandlung reduziert. Es wurde eine Zeitlang davon ausgegangen, dass eine lastfreie Einheilphase von mehreren Monaten die Voraussetzung für die Knochenneubildung um das inserierte Implantat ist. Nach Brånemark (1977) muss eine belastungsfreie Einheilphase von drei (für den Unterkiefer) bis sechs Monaten (für den Oberkiefer) eingehalten werden. Erst danach darf das Implantat durch eine festsitzende oder herausnehmbare prothetische Versorgung, und damit funktionell, belastet werden.

Da diese Versorgungsform mit langer Behandlungsdauer und hohem Aufwand (Freilegung des Implantates durch eine zweite Operation) für die Patienten verbunden ist, haben sich in den letzten Jahren Forschungen gehäuft, die eine Verkürzung des Belastungszeitpunktes des Implantates als Ziel hatten. Zahlreiche Autoren haben sowohl über experimentelle als auch klinische Ergebnisse über die Sofortbelastung berichtet (Cannizzaro et al., 2007; Collaert und De Bruyn, 2008; Degidi und Piatelli, 2005). Eine ganze Reihe von klinischen Beobachtungsstudien bestätigt den Erfolg von sofortbelasteten Implantaten.

Ledermann inserierte Zwischen 1975 und 1995 bei 411 Patienten insgesamt 1523 sofortbelastete Implantate im Unterkiefer (Tabelle 2). Bei einer Beobachtungsdauer von 7,2 Jahren betrug die Erfolgsquote 92 % (Ledermann, 1996).

Es wurde in einer zehnjährigen Studie von Schnitman et al. (1997) vorgestellt, dass eine sofortige Implantatbelastung im Unterkiefer mit einem festsitzenden Provisorium ohne Gefährdung der Osseointegration möglich ist. Nur vier von achtundzwanzig Implantaten heilten nicht ein. Diese hatten eine Länge von 7 mm und befanden sich in der posterioren Mandibularegion. Nach den ersten fünf Jahren dieser Untersuchungen wurden die

Zwischenergebnisse von Wöhrle et al. (1992) vorgestellt. Es waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den sofort- und den spätbelasteten Implantate festzustellen.

Autoren wie Degidi und Piattello (2003), Gatti und Chiapasco (2002), Lorenzoni et al. (2003), Misch und Degidi (2003), und Nikellis et al. (2004) haben nach einer Beobachtungsdauer von 1,5 bis zu 10 Jahren über eine Erfolgsrate zwischen 91 und 100 Prozent für die Sofortbelastung im zahnlosen Kiefer, sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer, berichtet (Tabelle 2 und 3). Malo et al. (2003) und Rocci et al. (2003) konnten während einer fünf Jahre dauernden Untersuchung von Einzelimplantatversorgungen eine Erfolgsrate von 90 Prozent und mehr beobachten (Tabelle 2 und 3). Für teilbezahnte Gebisse liegen die Erfolgsquoten nach 1 bis 2 Jahren Beobachtungsdauer ebenso bei 90 Prozent.

Autoren	Implantate	Beobachtungsdauer	Implantatverluste
Salama et al., 1995	4	12 Monate	0
Ledermann, 1996	1523	Mittelwert 7,23 Jahre	109
Schnitman et al., 1997	28	120 Monate	4
Malo et al., 2000	36	6-48 Monate	1

Tab. 2: Klinische Untersuchungen von verschiedenen Autoren zur Sofortbelastung von Implantaten im Unterkiefer und die daraus resultierenden Implantatverluste, innerhalb eines Beobachtungszeitraums zwischen 6 Monaten und 7,23 Jahren (Neukam et al., 2007).

Autoren	Implantate	Beobachtungsdauer	Implantatverluste
Degidi und Piattelli, 2003	117	2-60 Monate	3
Mallo et al., 2000	57	48 Monate	3
Olsson et al., 2003	61	24 Monate	4
Rocci et al., 2003	97	34 Monate	9

Tab. 3: Klinische Untersuchungen von verschiedenen Autoren zur Sofortbelastung von Implantaten im Oberkiefer und die daraus resultierenden Implantatverluste, innerhalb eines Beobachtungszeitraums zwischen 6 Monaten und 7,23 Jahren (Neukam et al., 2007).

Zu den wichtigsten Voraussetzungen für die Sofortbelastung eines Implantates zählt ein hinreichendes Knochenvolumen und eine gute Knochenqualität, die eine gute Primärstabilität während der Implantation ermöglicht (Eindrehtorque ≥ 32 Ncm). Verschiedene Studien haben belegt, dass in diesem Fall eine Erfolgsquote von 100 Prozent nach zwölf Monaten erreicht wird (Ibanez und Jalbout, 2002; Nikellis et al., 2004). Sind diese Voraussetzungen nicht erfüllt, sollte die Belastung erst nach der Implantateinheilung vorgenommen werden.

1.2.2.4 Biomechanische Wirkung enossaler Implantate auf den periimplantären Knochen

Zahlreiche durchgeführte Studien erlauben eine Abschätzung des periimplantären Knochenabbaus während der Einheilphase des Implantates und im ersten Jahr der funktionellen Belastung durch den Zahnersatz. Es wurde während dieser Periode eine erhöhte Knochenverlustrate bei osseointegrierten Implantaten beobachtet (Adell et al., 1986; Cox und Zarb, 1987). Es wurden Werte von bis zu 1,6 mm an vertikalem Knochenabbau belegt (Hämmerle et al., 1996). Watzek et al. (1998) haben in einer Studie aus dem Jahr 1998 die Resorption des periimplantären Knochens in den ersten sieben Monaten untersucht und Werte von 1,3 mm nachgewiesen.

Man beobachtet schon innerhalb kurzer Zeit nach der Implantation einen marginalen Knochenverlust um die noch nicht belasteten Implantate herum. Bis zum fünften Jahr kommt es zu geringerem, langsam fortschreitenden Knochenabbau, mit Werten von maximal 0,2 mm pro Jahr (Albrektsson et al., 1986). Die Höhe des vertikalen Knochenabbaus um Implantate gilt als Erfolgskriterium der Implantation (Adell et al. 1981; Albrektsson et al., 1986). Als Erklärung für den Knochenverlust bei unbelasteten Implantaten werden in der Literatur drei Hauptgründe genannt: Das chirurgische Trauma während der Operation durch zu schnelles oder forciertes Eindrehen der Implantate in die Knochenkavität (Adell et al., 1981), wodurch Knochennekrosen entstehen können, die plaque-induzierte Periimplantitis (Callan et al., 1998) und die Distanz zwischen dem Rand des periimplantären Gewebes und dem ersten Knochen-Implantat-Kontakt (Cochran et al., 1997).

Ein wichtiger Einflussfaktor auf den periimplantären Knochenabbau ist die okklusale Überbelastung nach der prothetischen Versorgung des Implantats, welche zu pathologischen Spannungen und Verzerrungen führen können (Brunski, 1999). Clelland et al. (1991) haben wiederum in einer Studie bewiesen, dass es genauso zu periimplantärem Knochenabbau kommt, wenn wiederum die Belastung zu niedrig ist.

1.2.2.5 Einfluss von Länge und Durchmesser des Implantats auf die Spannungs- und Verzerrungswerte im Knochen

Ding et al. (2009) untersuchten in einer Studie aus dem Jahr 2009 sofortbelastete Straumann[®]-Implantate nach dem Einfluss der Implantatlänge und -durchmesser auf die Spannungs- und Verzerrungswerte im periimplantären Knochen und stellten fest, dass je dicker (Durchmesser $\geq 3,3$ mm) und länger (Länge $\geq 6,0$ mm) das Implantat ist, desto niedriger die übertragenen Spannungswerte am periimplantären Knochen. Petrie und Williams (2005) untersuchten sechzehn Implantate mit Längen von 5,7 bis 23,5 mm und Durchmessern von 3,5 bis 6,0 mm und stellten ebenfalls fest, dass die Längen- und Durchmesserzunahme des Implantates zur Verminderung der übertragenen Spannung und Verzerrung auf den Alveolarknochen führte.

1.2.2.6 Kurzimplantate

Mit dem Begriff „Kurzimplantat“ werden die kürzesten auf dem Markt erhältlichen Implantate bezeichnet. In der Literatur wird die Länge der kurzen Implantate unterschiedlich definiert. Es wird jedoch die Länge von 6 bis 8 mm häufiger angegeben (Goené et al., 2005; Renouard und Nisand, 2005). Während Goené et al. beispielsweise 7 und 8 mm lange Implantate verwendeten, untersuchten Neves et al. (2006) in 33 Studien kurze Implantate mit Längen bis 10 mm.

Kurzimplantate sind speziell für den Einsatz bei verminderter Knochenhöhe, sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer entwickelt worden (Davaranah et al., 2001) und dürfen aus Stabilitätsgründen nicht sofortbelastet werden. Ein wesentlicher Vorteil von kurzen Implantaten liegt vor allem an der Vermeidung von aufwändigeren und risikoreichen chirurgischen Knochenaugmentationen, wie Sinusbodenelevationen und den damit ver-

bundenen starken postoperativen Beschwerden, den hohen Kosten und der je nach Augmentationsverfahren langen Behandlungszeiten (Anitua et al., 2008; Esposito et al., 2008; Misch et al., 2006).

Das Haupteinsatzgebiet der Kurzimplantate ist der posteriore Bereich des atrophierten Oberkiefers, wo meistens keine ausreichende Knochenhöhe für ein Standardimplantat zur Verfügung steht (Misch et al., 2006; Renouard und Nisand, 2005). Im Unterkiefer können auch durch Kurzimplantate wichtige anatomische Strukturen, vor allem der Alveolarnerv, geschont werden (Nedir et al., 2004, Teixeira et al., 1997). Mögliche Nachteile von Kurzimplantaten sind das ungünstige biomechanische Längenverhältnis zwischen Implantatkrone und Implantatwurzel und die ungleichmäßige Kaudruckverteilung durch die kleinere Implantatoberfläche, was möglicherweise zur Überbelastung des Implantates führen kann (Misch et al., 2006).

Schon 1968 begann Tom Driskel die Forschung in den USA mit kurzen Implantaten, die sofort nach Zahnextraktion inseriert wurden. Klinische Studien dazu kamen in Deutschland mehrere Jahre später. Die bisherigen Studien belegten, dass Überlebensraten bei Kurzimplantaten von bis zu 96 Prozent im Oberkiefer (Renouard und Nisand, 2005; Tawil und Younan, 2003) und zwischen 88 und 100 Prozent im Unterkiefer möglich sind (Stellingsma et al., 2004).



Abb. 2: Beispiele für in der vorliegenden Studie untersuchte kommerzielle Kurzimplantate. Von links nach rechts: ENDOPORE® (5,5x5 mm), Astra Tech™ (4,0x6 mm) und Bicon™ (6,0x5,7 mm).

1.2.2.7 Miniimplantate

Miniimplantate (MDI) sind Implantate mit 1,8 bis 2,9 mm Durchmesser (Scortecci et al., 2001; Scurria et al., 1998; Shatkin und Shatkin, 2007). Sie werden häufig bei eingeschränktem Knochenvolumen verwendet, vor allem im Unterkiefer Frontzahnbereich (Abbildung 3), und sind aus Stabilitätsgründen meistens einteilige, sofortbelastbare Implantate. Es handelt sich bei Insertion der MDIs um ein minimal-invasives einzeitiges Verfahren, wobei das Einsetzen in den Alveolarknochen im Gegensatz zu herkömmlichen Implantaten ($\varnothing \geq 3,5$) durch eine kleine Öffnung des weichen Gewebes, ohne Vorbereitung des Knochenbettes erfolgt (Gibney, 2001). Daher sind Blutungen während der Implantation und postoperative Beschwerden minimiert (Hagi et al., 2004) und die Heilungsdauer verkürzt. Aus diesem Grund werden Miniimplantate immer beliebter und werden in der zahnärztlichen Implantologie zunehmend eingesetzt. Es wird in der Literatur empfohlen, solche Implantate sofort zu belasten (Balkin et al., 2001).

Miniimplantate wurden am Anfang gemeinsam mit konventionellen Implantaten inseriert und dienten während der Einheilphase als provisorische Abstützung für die Stabilisierung von Zahnersatz (English und Bohle, 2003). Viele Studien haben hingegen im Laufe der Zeit belegt, dass Sie sich auch für den Langzeiteinsatz eignen. Die Hauptindikation für Miniimplantate ist die Stabilisierung von Voll- oder Teilprothesen. Sie können auch zur Versorgung von kleinen Zahnlücken oder als Pfeiler für festsitzende Brücken benutzt werden (Streckbein et al., 2009).

Heutzutage werden Miniimplantate weltweit als erfolgreiche Versorgungsmöglichkeit im Unterkiefer, insbesondere in der Region zwischen den Foramen Mentale verwendet. Am Anfang wurde davon ausgegangen, dass MDIs nicht belastungsfähig sind und damit keine prothetische Versorgung stabil tragen können (Gibney, 2001).

Es wurde in zahlreichen Studien und durch die zunehmende klinische Erfahrungen mit Miniimplantaten beobachtet, dass diese Implantate eine gute Knochenverankerung erreichten (Griffitts et al., 2005) und sogar bei Revisionen schwer zu entfernen waren (Dilek und Tezulas, 2007). Es wurde deutlich, dass durch MDIs in Kombination mit einer minimal-invasiven Implantation eine zufriedenstellende prothetische Versorgung erreicht werden kann (Griffitts et al., 2005).

Die Nachteile von Miniimplantaten sind das hohe Frakturrisiko während der Implantation, die notwendige Parallelität aufgrund der Einteiligkeit der Implantate, mangelhafte Kühlung des Knochenlagers während der Implantatbohrung, mangelhafte Beurteilung unsicherer knöcherner Verhältnisse unter der Schleimhaut und die Notwendigkeit einer Augmentation (Bidra, 2011; Bidra und Almas, 2013).

Eine Erhöhung der Bruchstabilität von Miniimplantaten wurde durch Legierungszusätze versucht. Es kamen Zusätze von Aluminium oder Vanadium zum Einsatz, die sogenannte Titan Grade 5-Legierung. Dadurch, dass es sich in Untersuchungen zeigte, dass die ionisierende Wirkung dieser Zusätze zu einer verzögerten Osseointegration (Saulacic, 2012), Knochenmalformationen oder Osteonekrosen führt (Thompson und Puleo, 1996; Hallab et al., 2002), ist deren Biokompatibilität umstritten. Eine weitere Möglichkeit zur Erhöhung der mechanischen Stabilität von Titanimplantaten kann durch Zusatz von Zirkon (z. B. Roxolid®-Reihe von Straumann) erreicht werden. Titan-Zirkon-Legierungen zeigten in Laborversuchen eine gute Biokompatibilität (Assis et al., 2005; Kobayashi et al., 1995) und in Tierversuchen eine verbesserte Osseointegration (Gottlow et al., 2012; Thoma et al., 2011).

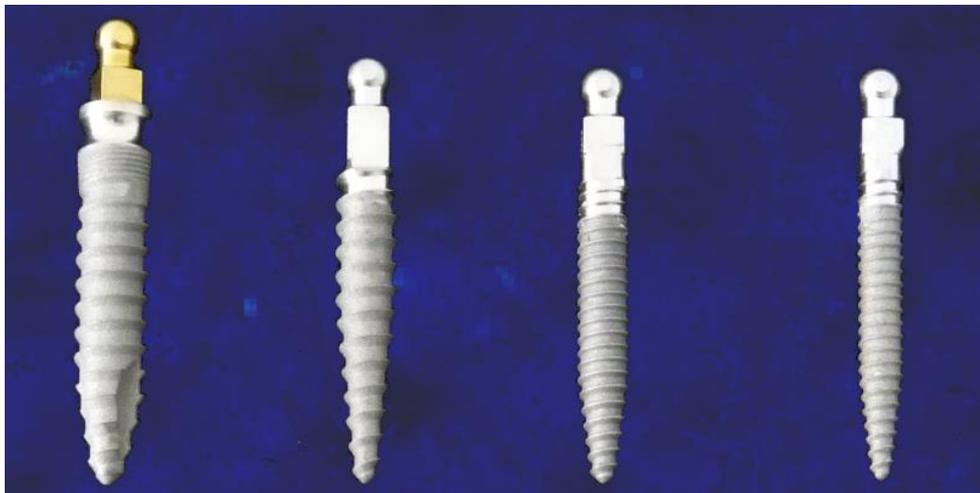


Abb. 3: Beispiele für untersuchte kommerzielle Miniimplantate der Firma 3M ESPE. Man erkennt einteilige Implantate mit unterschiedliche Gewindegestaltung, Durchmesser und Länge.

2. Fragestellung und Ziele vorliegender Studie

Ziel dieser Studie war es, das biomechanische Verhalten von Implantaten mit reduzierten Längen und Durchmessern, sowie des periimplantären Knochens bei der Implantatbelastung zu ermitteln. Es wurden mit Hilfe von Finite-Elemente-Analysen insgesamt vierunddreißig Implantate untersucht, um folgende Parameter ermitteln zu können:

1. Die Auslenkung des Implantats,
2. die Spannungen im periimplantären Knochen,
3. die Spannung am Implantat im Bereich der Kortikalis und
4. die Verzerrungen in der Spongiosa

Folgende Fragen sollten dabei beantwortet werden:

1. Ist bei einer Belastung der Implantate die Auslenkung der Implantate bei kurzen oder langen Implantaten größer?
2. Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Belastung der Implantate und den Mikrobewegungen der Implantate?
3. Lässt sich ein Zusammenhang zwischen unterschiedlichen Implantatlängen bzw. -durchmessern und dem periimplantären Knochenabbau erkennen?
4. Welches Implantat ist für welche Region am besten geeignet?
5. Welchen Einfluss haben die Implantatgeometrien auf die Spannungs- und Verzerrungsverteilungen im Knochen?

3. Material und Methoden

3.1 Verwendete Implantate für die Untersuchungen

3.1.1 Implantat-Prototypen

Es wurden in der vorliegenden Studie drei Kurz- (Tabelle 4) und zwei Miniimplantate (Tabelle 5) vom Hersteller Dentaurum systematisch untersucht. Diese Implantate sind noch nicht auf dem Markt vorhanden. Als Referenz wurden acht Standardimplantate des gleichen Herstellers verwendet (Tabelle 4 und 5).

Implantatname	Dimensionen (mm)	Bezeichnung	Hersteller
tioLogic [®]	5,5x5	Kurzimplantate Prototypen	Dentaurum
	5,5x7		
	5,5x9		
	5,5x11	Standardimplantate	
	5,5x13		

Tab. 4: Auflistung der untersuchten tioLogic[®]-Kurzimplantat-Prototypen und der als Referenz verwendeten Standardimplantate der Firma Dentaurum.

Implantatname	Dimensionen (mm)	Bezeichnung	Hersteller
tioLogic [®]	2,5x15	Miniimplantate Prototypen	Dentaurum
	2,5x17		
	3,3x15	Standardimplantate	
	3,3x17		
	3,7x15		
	3,7x17		
	4,2x15		
	4,2x17		

Tab. 5: Auflistung der untersuchten tioLogic[®]-Miniimplantat-Prototypen und der als Referenz verwendeten Standardimplantate der Firma Dentaurum.

3.1.2 Kommerzielle Implantate

Auf dem Dentalmarkt ist eine große Vielfalt von Implantatdesigns mit verschiedenen Längen und Durchmessern erhältlich: Standardimplantate, Kurzimplantate und Miniimplantate. In der vorliegenden Studie wurden neben den im vorangegangenen Abschnitt einundzwanzig kommerziellen Implantate von verschiedenen Herstellern, mit unterschiedlichen Dimensionen, Geometrien, Gewindekonfigurationen und Oberflächengestaltungen untersucht. Davon waren acht Kurz- und 13 Miniimplantate (Tabelle 6 und 7, Abbildung 4 und 5).

Es kamen Implantate der folgenden Firmen zum Einsatz: K.S.I.-Bauer-Schraube, Straumann[®], Sybron Implant Solutions, Astra Tech AB, Bicon Dental Implants, 3M ES-PE und Komet.

Untersuchte Kurzimplantate:

In diesem Teil der Untersuchung wurden acht kommerzielle Kurzimplantate von verschiedenen Herstellern untersucht (Tabelle 6). In der Abbildung 4 sind alle untersuchten kommerziellen Kurzimplantate zusammengestellt.

Implantatname	Dimensionen (mm)	Hersteller
K.S.I.-Bauer-Schraube	4,1x8	K.S.I.-Bauer-Schraube
Straumann [®]	3,3x8	Straumann
	4,1x6	
ENDOPORE [®]	3,5x9	Sybron Implant Solutions
	5,0x5	
Astra Tech [™]	3,0x6	Astra Tech AB
	4,0x8	
Bicon [™]	6,0x5,7	Bicon Dental Implants

Tab. 6: Auflistung der untersuchten kommerziellen Kurzimplantate von verschiedenen Herstellern (K.S.I.-Bauer-Schraube, Straumann, Sybron Implant Solutions, Astra Tech AB, Bicon Dental Implants) mit unterschiedlichen Geometrien und Dimensionen.



Abb. 4: Übersicht der untersuchten kommerziellen Kurzimplantate. Von links oben nach rechts unten wie folgt dargestellt: Straumann[®] (4,1x6 und 3,3x8 mm), Bicon[™] (6,0x5,7 mm), Astra Tech[™] (3,0x6 und 4,0x8 mm), ENDOPORE[®] (3,5x9 und 5,0x5 mm) und K.S.I.-Bauer-Schraube (4,1x8 mm).

Untersuchte Miniimplantate:

Implantatname	Dimensionen (mm)	Hersteller
MDI	1,8x10	3M ESPE
	1,8x13	
	2,1x10	
	2,1x13	
	2,4x10	
	2,4x13	
MDI-Hybrid [™]	2,9x10	3M ESPE
	2,9x13	
MicroPlant [®]	2,5x15	Komet Dental
BICORTICAL [®]	2,5x13	Sybron Implant Solutions
	2,5x16	
K.S.I.-Bauer Schraube	3,0x15	K.S.I.-Bauer-Schraube
	3,0x18,5	

Tab. 7: Auflistung der untersuchten kommerziellen Miniimplantate von folgenden Herstellern: 3M ESPE, Komet Dental, Sybron Implant Solutions und K.S.I.-Bauer-Schraube.



Abb. 5: Übersicht der untersuchten kommerziellen Miniimplantate. Von links nach rechts: MDI (2,9x13; 2,4x13; 2,1x13; 1,8x13; 2,9x10; 2,4x10; 2,1x10; 1,8x10 mm), K.S.I.-Bauer Schraube (3,0x18,5 und 3,0x15 mm), BICORTICAL[®] (2,5x13 und 2,5x16 mm) und MicroPlant[®] (2,5x15 mm).

3.2 Finite-Elemente-Methode

Neben experimentellen Methoden zur Beschreibung des Verhaltens von Strukturen existiert das rechnerische Verfahren, welches als Finite-Element-Methode (FEM) bezeichnet wird. Diese Methode hat sich über viele Jahre fest etabliert und wird vermehrt bei der Entwicklung von teuren Prototypen verwendet. Auch im zahnmedizinischen Forschungsgebiet hat sie zunehmend an Bedeutung gewonnen (Bourauel et al., 2007).

Die FEM dient im Rahmen der Produktentwicklung insbesondere zur Voraussage des biomechanischen Verhaltens von Strukturen, nach der Überprüfung von verschiedenen Parametern wie Materialeigenschaften, Randbedingungen und Geometrien. Wenn Fehler festgestellt werden, wird schon vor der Herstellung versucht, sie zu korrigieren bzw. zu optimieren, um einen späteren Änderungsaufwand nach der Herstellung reduzieren zu können. Das hat zum Vorteil, dass die Herstellkosten der Prototypen reduziert werden, die Entwicklungszeiten sinken, die Fehlerquote minimiert und die Qualität des Produktes verbessert wird.

Die Finite-Elemente-Methode fand in den 50er Jahren ihre erste Anwendung im Ingenieurwesen (Meinken, 2001) und hat sich seitdem rasant entwickelt. Vor ca. 40 Jahren hat Farah die FEM in die Dentaltechnik eingeführt (Farah et al., 1973). Die physikalischen Körper werden in mathematische Modelle übertragen und lassen sich durch Differential-

gleichungen beschreiben. Diese mathematischen Modelle können nun durch die Finite-Elemente-Analyse gelöst werden.

Eine analytische Untersuchung von belasteten einfachen Körpern beruht auf einer Lösung der resultierenden Gleichungen, die eine mathematische Beschreibung vieler physikalischer Phänomene, wie Verzerrungen und Spannungen, ermöglichen. Im Gegensatz zu einfach geformten Strukturen können solche physikalischen Werte bei komplexeren Körpern nur durch numerische Näherungsverfahren ermittelt werden. Hier findet dann die FEM ihren Einsatz. Dabei werden Strukturen mit komplizierten Geometrien in viele endlich kleine geometrische Elemente zerlegt (diskretisiert), die sich durch die Anzahl ihrer Knotenpunkte und bestimmte mechanische Eigenschaften unterscheiden und über die Endknoten jedes Elements in Form von Netzen miteinander verbunden werden (Abbildung 6). Um eine realitätsnahe Analyse zu ermöglichen ist eine Generierung dreidimensionaler Modelle erforderlich. Sie werden durch das Vernetzen von 3D-Einzelementen, wie z. B. Tetraedern, Pentaedern oder Hexaedern, zusammengesetzt. Nachdem die Generierung des Modells abgeschlossen ist, sind Werkstoffkennwerte (z. B. Momente, Kräfte, Verschiebungen, Steifigkeit bzw. Elastizitätsmodul, Temperaturen, etc.) und Grundbedingungen erforderlich. Durch Randbedingungen werden die Lagerung des Modells, Belastungen, Fixierungen (Bewegungsfreiheitsgrade) und etwaige Symmetrien definiert.

In der vorliegenden Studie wurde zur Analyse des Implantatmodelles das FE-Programm MSC.Marc/Mentat 2007) von MSC Software, Santa Ana, CA-USA verwendet. Marc/Mentat ist ein allgemeines FE-Programm für lineare und vor allem nichtlineare Strukturanalysen. Es ist für Windows und alle gängigen Unix-/Linux-Systeme geeignet. Zum Schluss werden die Berechnungsergebnisse der FE-Analyse ausgewertet. Die Berechnung der FE-Modelle lief auf einem kleinen Dell-Server-Cluster (Power Edge 1950, 20 Kerne, 40 GB RAM) ab. Die Berechnungen dauerten in der Regel zwei bis drei Stunden. Die Ergebnisse der Berechnungen entsprechen dem biomechanischen Verhalten des erstellten FE-Modells. Dazu werden die berechneten Werte wie Dehnungen, Verzerrungen, Spannungen, etc. in den Pre-/Postprozessor eingelesen und dort mittels Farbkodierungen visualisiert.

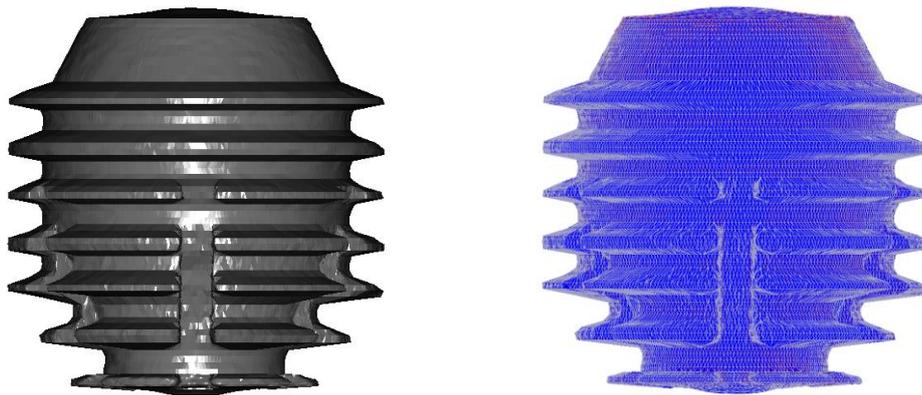


Abb. 6: Links: Das erstellte Oberflächenmodell eines Kurzimplantats nach der Rekonstruktion der Geometrie einer Micro-CT-Aufnahme im Programm Ador-3D. Rechts: Das erstellte FE-Modell im Programm Marc/Mentat.

3.3 Erstellung der numerischen Knochenmodelle

Da die Miniimplantate typischerweise im Unterkiefer-Frontzahnbereich eingesetzt werden, wurde ein idealisiertes Knochenmodell so erstellt, dass es die klinische Situation dieser Kieferregion widerspiegelte. Es wurde daher ein Knochensegment mit einer Kortikalisdicke von 1,2 mm hergestellt. Der Elastizitätsmodul betrug 20 GPa für die Kortikalis und 1 GPa für die Spongiosa (Hasan et al., 2011).

Für Kurzimplantate wurde ein idealisiertes Knochensegment mit einer Kortikalisdicke von 0,5 mm eingesetzt, welches die OK-Molaren-Region widerspiegelte, das Haupteinsatzgebiet von Kurzimplantaten. Der E-Modul, der die Knochenqualität in diesem Kieferabschnitt darstellte, betrug 20 GPa für die Kortikalis und 300 MPa für die Spongiosa (Hasan et al., 2011). In Tabelle 8 sind die benutzten E-Moduln bei der FE-Analyse zusammengefasst.

Material	Titan (Implantat)	Kortikalis OK/UK	Spongiosa OK	Spongiosa UK
E-Modul (MPa)	110000	20000	300	1000

Tab. 8: Die in den FE-Simulationen verwendeten E-Moduln. Es ist zu unterscheiden zwischen E-Modul der Implantate, der OK/UK-Kortikalis sowie der OK- und UK-Spongiosa.

Je mehr Knoten die Elemente bei der Modellgenerierung enthalten, desto genauer sind die Berechnungen und länger die Berechnungszeit. Da es sich bei den Implantaten um kleine, unkomplizierte Modelle handelt, wurde in dieser Studie der Tetraeder-Element-Typ (4-Knoten) für die Generierung ausgewählt. Die Kortikalis und die Spongiosa wurden miteinander durch die Verbindung der Knoten an der Übergangfläche fixiert.

3.4 Erstellung der Finite-Elemente-Modelle der Implantat-Prototypen

Die Geometrien der systematisch untersuchten Implantate wurden aus den von der Firma Dentaforum zur Verfügung gestellten CAD/CAM-Daten erstellt. Anschließend wurden die Implantatgeometrien in das FE-Programm MSC.Marc/Mentat 2007 importiert, in Volumenmodell vernetzt und anschließend in die idealisierten Knochenglieder (Kortikalisdicke: 0,5 mm für Kurzimplantate und 1,2 mm für Miniimplantate) eingefügt. In diesem Teil der Untersuchung wurden insgesamt dreizehn dreidimensionale FE-Modelle entwickelt.

3.4.1 Vergleichsgruppe 1: Kurzimplantat-Prototypen

Für die numerische Analyse der Kurzimplantat-Prototypen wurden zwei FE Kurzimplantatmodelle und zum Vergleich drei FE-Modelle der entsprechenden Standardimplantate erstellt. In Tabelle 9 sind die Kurzimplantat-Prototypen und die als Referenz verwendeten Standardimplantate nach den Knoten- und Elementzahlen zusammengefasst.

Modelle	Anzahl der Knoten	Anzahl der Elemente
tioLogic [®] 5,5x5 mm (Kurzimpl.)	22315	116167
tioLogic [®] 5,5x7 mm (Kurzimpl.)	24176	127367
tioLogic [®] 5,5x9 mm	27990	146890
tioLogic [®] 5,5x11 mm	28764	152218
tioLogic [®] 5,5x13 mm	30377	162185

Tab. 9: Gesamte Anzahl der Elemente und Knoten der erstellten FE-Modelle von tioLogic[®]-Kurz- und entsprechenden Standardimplantaten (Vergleichsgruppe 1).

3.4.2 Vergleichsgruppe 2: Miniimplantat-Prototypen

In diesem Teil der Studie wurden für die numerische Analyse der Miniimplantat-Prototypen acht FE-Miniimplantatmodelle und zum Vergleich sechs FE-Modelle der entsprechenden Standard-Implantate erstellt. In Tabelle 10 sind die Miniimplantat-Prototypen- und die als Referenz verwendeten Standardimplantatmodelle nach der Anzahl der Knoten und Elementen aufgelistet:

Modelle	Anzahl der Knoten	Anzahl der Elemente
tioLogic [®] 2,5x15 mm (Miniimpl.)	34870	151851
tioLogic [®] 2,5x17 mm (Miniimpl.)	41481	179773
tioLogic [®] 3,3x15	27685	127569
tioLogic [®] 3,3x17	30925	141938
tioLogic [®] 3,7x15	29650	136560
tioLogic [®] 3,7x17	32245	148259
tioLogic [®] 4,2x15	31427	145351
tioLogic [®] 4,2x17	203933	167624

Tab. 10: Gesamte Anzahl der Elemente und Knoten der erstellten FE-Modelle von tioLogic[®]-Mini- und entsprechenden Standardimplantaten (Vergleichsgruppe 2).

3.5 Erstellung der Finite-Elemente-Modelle der kommerziellen Implantate

Die gesamten kommerziellen Implantate wurden zunächst nacheinander im Micro-CT (SkyScan 1174, SKYSCAN, Belgien) gescannt. Dabei wurden je nach Implantatlänge unterschiedliche Anzahlen von zweidimensionalen 0,03 mm dicken Transversalschnittbildern erstellt, die anschließend mittels der von Alireza Rahimi entwickelten Software ADOR-3D (Advanced Object Reconstruction in 3D) zu dreidimensionalen Oberflächenmodellen konvertiert werden (Rahimi et al., 2005).

Das Ador-3D wurde in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Bonn und dem Institut für Informatik der Universität Bonn als Projekt realisiert (Rahimi et al., 2005). Das Programm verfügt über eine Kantenerkennungsopti-

on, die ein automatisches Anzeichnen der günstigsten Verbindungslinie zwischen zwei ausgewählten Punkten ermöglichte und erlaubte präzise Rekonstruktionen der Geometrie verwendeter Implantate, was für die anschließende FE-Simulation von großer Bedeutung war.

Nach der Rekonstruktion der Implantatgeometrien wurden die dreidimensionalen Oberflächenmodelle in das FE-Programm Marc/Mentat 2007 importiert, wo man 3D-Modelle aus Knoten und finiten Elementen erhält. Anschließend wurden die generierten FE-Netze durch einen automatischen Volumenmesher zu Volumenmodellen transformiert, in die idealisierte vorgefertigte Knochensegmente eingefügt, die Materialeigenschaften, sowie Randbedingungen bestimmt und schließlich die Berechnung des FE-Modelles auf einem kleinen Dell-Server-Cluster durchgeführt.

In den folgenden Untersuchungen werden insgesamt einundzwanzig kommerzielle Implantate (davon sind acht Kurzimplantate und dreizehn Miniimplantate) beschrieben.

3.5.1 Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate

In Tabelle 11 sind die für die numerischen Analysen erstellten acht kommerziellen Kurzimplantatmodelle nach deren Knoten- und Elementzahl aufgelistet.

Modelle	Anzahl der Knoten	Anzahl der Elemente
K.S.I.-Bauer-Schraube 4,1x8 mm	36600	191916
Straumann [®] 3,3x8 mm	83128	469678
Straumann [®] 4,1x6 mm	52687	282064
ENDOPORE [®] 3,5x9 mm	22693	116640
ENDOPORE [®] 5,0x5 mm	28844	148286
Astra Tech [™] 4,0x6 mm	54104	300985
Astra Tech [™] 4,0x8 mm	103530	592647
Bicon [™] 6,0x5,7 mm	69986	384912

Tab. 11: Gesamte Anzahl der Elemente und Knoten der erstellten FE-Modelle von Vergleichsgruppe 3 (kommerzielle Kurzimplantate: K.S.I.-Bauer-Schraube, Straumann[®], ENDOPORE[®], Astra Tech[™] und Bicon[™]).

3.5.2 Vergleichsgruppe 4: kommerzielle Miniimplantate

In diesem Teil der Untersuchungen wurden für die numerische Analyse FE-Modelle von dreizehn kommerziellen Miniimplantaten erstellt. In der folgenden Tabelle 12 sind die Modelle mit deren Knoten- und Elementenanzahl der FE-Modelle zusammengefasst.

Modelle	Anzahl der Knoten	Anzahl der Elemente
MDI 1,8x10 mm	35374	153467
MDI 1,8x13 mm	32249	140033
MDI 2,1x10 mm	36213	155427
MDI 2,1x13 mm	37069	159202
MDI 2,4x10 mm	28946	128311
MDI 2,4x13 mm	20718	93988
MDI Hybrid™ 2,9x10 mm	45617	180167
MDI Hybrid™ 2,9x13 mm	34876	147473
MicroPlant® 2,5x15 mm	23573	104925
BICORTICAL® 2,5x13 mm	30518	133520
BICORTICAL® 2,5x16 mm	31060	136889
K.S.I.-Bauer-Schraube 3,0x15 mm	29449	129826
K.S.I.-Bauer-Schraube 3,0x18,5 mm	28129	125809

Tab. 12: Gesamte Anzahl von Elementen und Knoten der FE-Modelle von Vergleichsgruppe 3 (kommerzielle Kurzimplantate).

3.6 Simulationen mit den erstellten FE-Modelle

3.6.1 Vergleichsgruppe 1 und 3: Kurzimplantate

Entsprechend der klinischen Anwendung der Kurzimplantate wurde bei der Belastung ein osseointegrierter Zustand für die numerische Analyse angenommen. Die FE-Modelle der Kurzimplantate wurden in breite idealisierte FE-Knochenmodelle mit einer dünnen Kortikalis (0,5 mm) inseriert und mit einer Kraft von 300 N in einem Winkel von 30° zur Implantatachse belastet (Lee et al., 2005). Die Knoten an der Implantat-Knochen-

Kontaktfläche wurden miteinander verbunden, was ein osseointegrierter Zustand widerspiegelt (Abbildung 7, links). Die Position und Tiefe des Implantats im Knochen, wurde gemäß den Anweisungen des Herstellers gewählt.

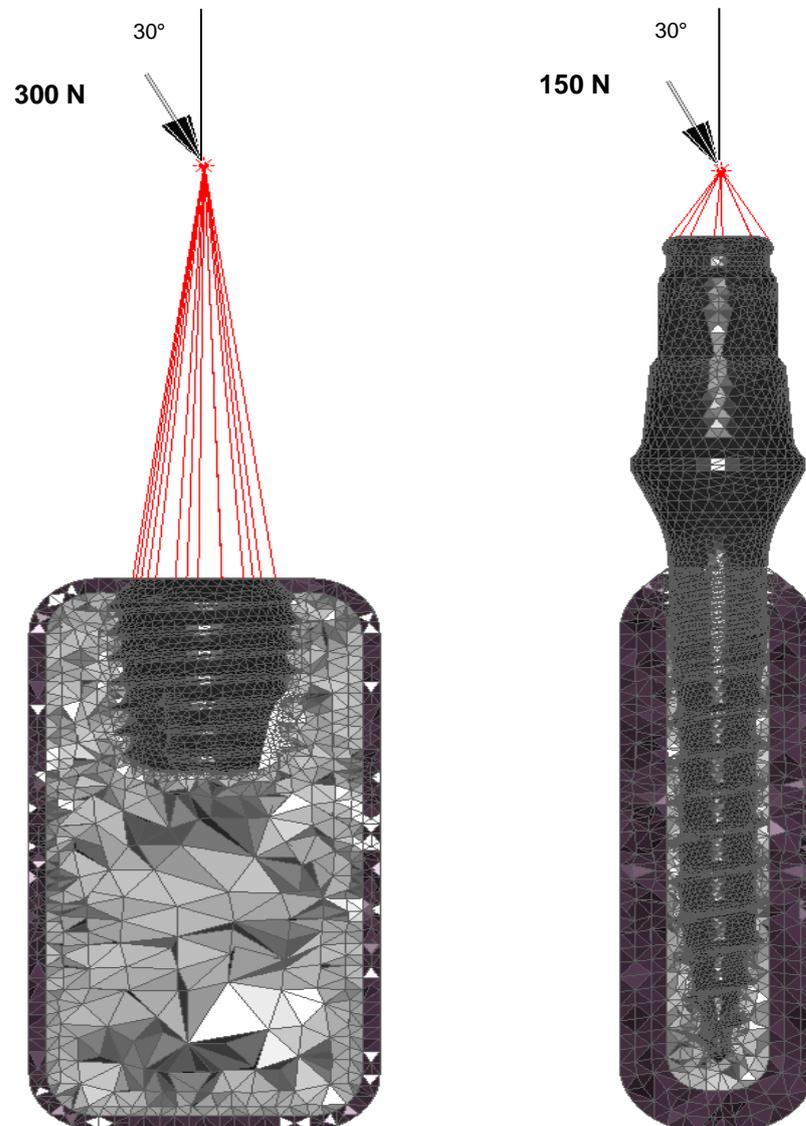


Abb. 7: Die erstellten idealisierten Knochensegmente mit den inserierten Implantaten und die Belastungsrichtung der Implantat-Modelle. Links: Ein inseriertes Kurz-Implantat (5,5x7 mm) in einem breiten Knochensegment mit dünner Kortikalis. Die Kurimplantate wurden mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse belastet. Rechts: Ein inseriertes Miniimplantat (2,5x15 mm) in einem dünnen Knochensegment mit dicker Kortikalis, die im Kontakt zu Gewindegängen des Implantates steht. Die Miniimplantate wurden mit 150 N in 30 ° zur Implantatachse belastet.

3.6.2 Vergleichsgruppe 2 und 4: Miniimplantate

Die FE-Modelle der Miniimplantate wurden in dünne idealisierte FE-Knochenmodelle mit einer dickeren Kortikalis (1,2 mm) inseriert und mit einer Kraft von 150 N in einem Winkel von 30° zur Implantat-Achse belastet (Lee et al., 2005). Entsprechend der klinischen Anwendungen der Miniimplantate wurde für die numerische Analyse eine Sofortbelastung angenommen (Abbildung 7, rechts). Die Knoten an der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen waren also nicht miteinander verbunden, sondern wurde mit Kontakt-Analyse berechnet. Die Implantat-Modelle wurden für die Analyse mit einem Reibungskoeffizienten von 0,5 zwischen Knochen und Implantat berechnet (Hasan et al., 2010). Unter der Kontakt-Analyse ist die Berechnung der während der Bewegungsimulation zu erwartenden Kontakte zwischen Implantat und Knochen zu verstehen. Dabei ist ein Kontaktparameter im Sinne eines idealisierten Reibungskoeffizienten festzulegen.

Der E-Modul der verschiedenen Komponenten wurde wie folgt gewählt: 110 GPa für die Implantate, 20 GPa für die Kortikalis, und 1 GPa für die Spongiosa. Die Oberfläche der gesamten FE-Modelle (Implantate und Knochen) wurde mit Drei-Knoten-Dreieck-Elementen vernetzt. Das von diesem Oberflächenmodell eingeschlossene Volumen wurde mit Vier-Knoten-Tetraeder Elementen ausgefüllt.

4. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der mit den FE-Modellen durchgeführten numerischen Analysen präsentiert. Ziel dieser Studie war es, die numerische Untersuchung des biomechanischen Verhaltens der Kurz- und Miniimplantate sowie des periimplantären Knochens nach der Implantatbelastung zu bestimmen um schließlich den Zusammenhang zwischen Implantatabmaßen/-geometrien und Implantatüberlebensrate abzuleiten.

Um die Auswirkungen der Implantatbelastung auf den periimplantären Knochen und das Implantat selbst zu verdeutlichen, werden die resultierenden Werte anhand verschiedener Diagramme und graphischer Darstellungen vorgestellt. Die Darstellung der berechneten Implantatauslenkung sowie die Spannung und Dehnung des periimplantären Knochens erfolgt durch farblich kodierte Grafiken, die aus den FE-Berechnungen abgeleitet werden.

Für jeden untersuchten Wert der FE-Modelle gibt es ein Skala mit einem Farbverlauf von blau (niedrigster Wert) über rot nach gelb (größter Wert). Dunkelgrau stellte die Skala unterschreitende Zahlenwerte und hellgrau die Skala überschreitende Zahlenwerte dar. Die Farbbereiche sind mit den entsprechenden Zahlenwerten versehen.

4.1 Systematische Untersuchungen

4.1.1 Auslenkung der Kurz- und Miniimplantat-Prototypen und entsprechender Standardimplantate

Die maximale Auslenkung der Implantate bei der Belastung an der angenommenen Kronenposition (Punkt der Krafteinwirkung) steht mit der Implantatgeometrie im Zusammenhang. Laut Abbildung 8 wurde die höchste Auslenkung an dem kürzesten Implantat (290 μm beim Kurzimplantat mit der Länge von 5 mm) beobachtet. Je länger das Implantat, desto kleiner wurde die Auslenkung, wobei sie ab der Länge von 11 mm nahezu konstant blieb (130 mm bei Implantate mit der Länge von 11 mm und 13 mm).

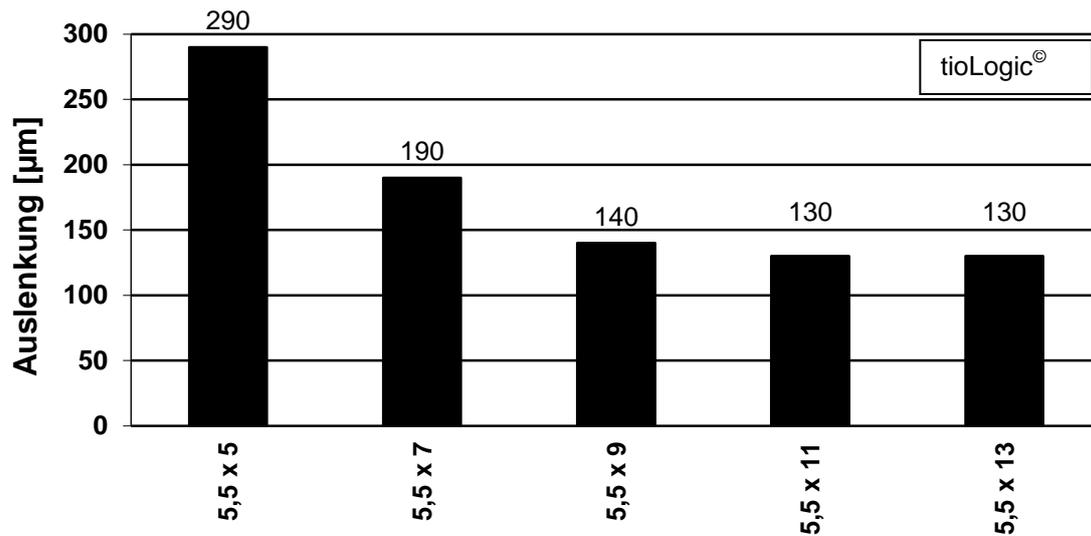


Abb. 8: Grafische Darstellung der maximalen Auslenkung der tioLogic®-Kurzimplantat-Prototypen (Länge 5 und 7 mm) und der entsprechenden Standardimplantate bei Belastung mit 300 N im Winkel von 30° zur Implantatachse.

Bei den Miniimplantaten war die Auslenkung bei den schmalsten Implantaten am höchsten (223 µm bei einem Implantatdurchmesser von 2,5 mm). Ab dem Durchmesser von 3,3 mm bis 4,2 mm wurde die Auslenkung deutlich kleiner (65 µm bis 120 µm, siehe Abbildung 9).

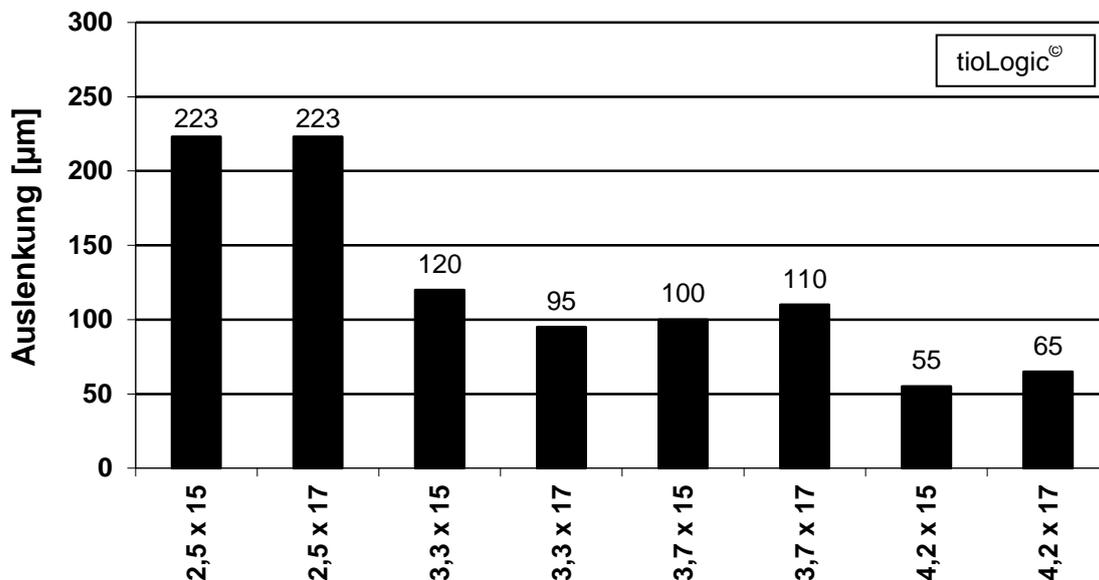


Abb. 9: Grafische Darstellung der maximalen Auslenkungen der tioLogic®-Miniimplantat-Prototypen (Durchmesser 2,5 mm) und der entsprechenden Standardimplantate bei Belastung mit 150 N in 30° zur Implantatachse.

4.1.2 Spannung in der Kortikalis am Implantat Halsbereich

4.1.2.1 Vergleichsgruppe 1: Kurzimplantat-Prototypen

Laut Abbildung 10 A wird die höchste Spannung in der Kortikalis um die kürzesten Implantate registriert. In den in Abbildung 10B dargestellten FE-Implantat-/Knochen Modellen ist die Spannung in der Kortikalis um die Implantate (Längen: 5 und 7 mm) höher als um die Standardimplantate (Längen: 9 und 11 mm). Außerdem war die Spannungsverteilung um die kurzen Implantate breiter und bedeckte mehr Fläche der Kortikalis als bei Standardimplantaten (10 B).

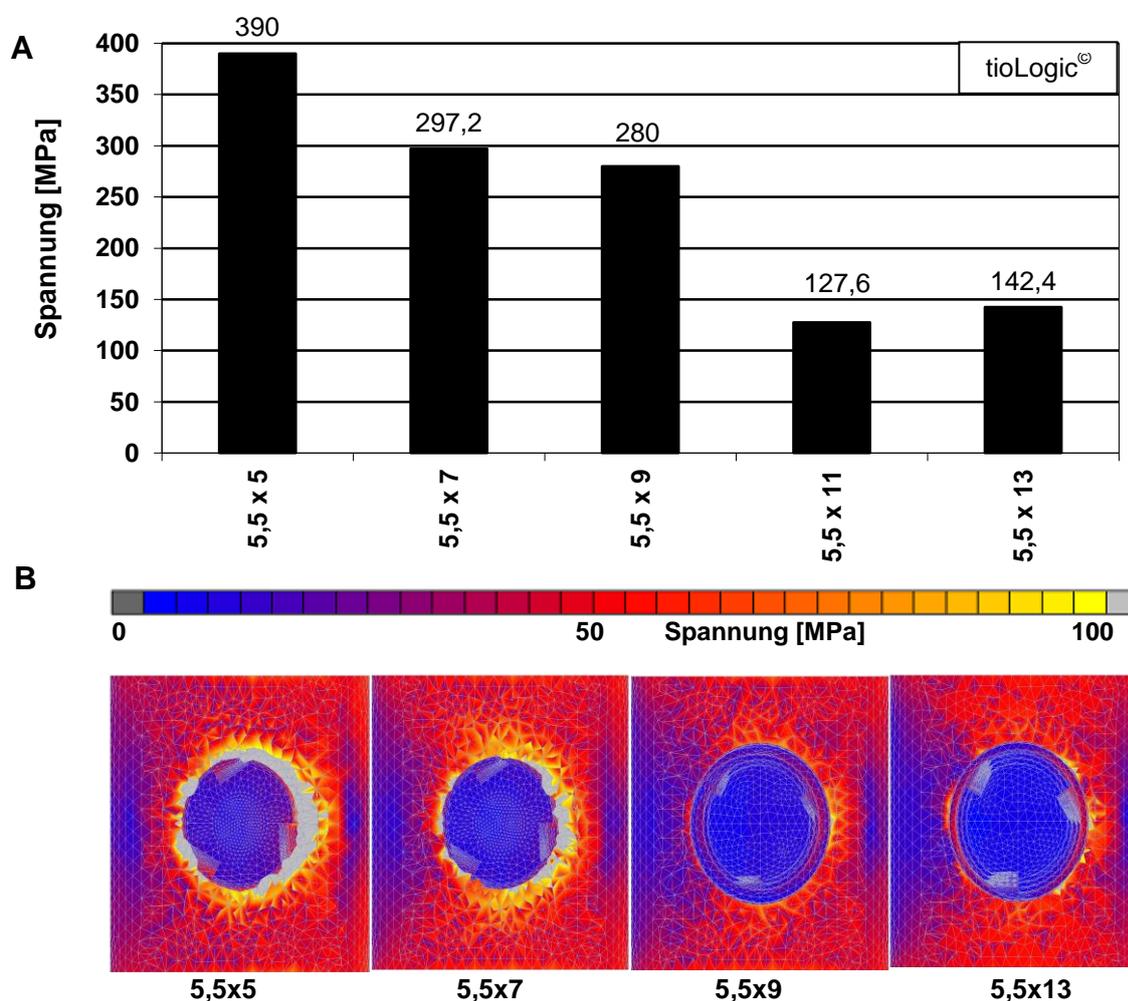


Abb. 10: A: Grafische Darstellung der maximalen Spannungswerte des periimplantären Knochens am Halsbereich der der Kurzimplantate und entsprechender Standardimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse, B: Okklusale Ansicht mit farblicher Darstellung der Spannungsverteilung am Alveolarknochen. Die Richtung der Belastung ist von Links kommend.

4.1.2.2 Vergleichsgruppe 2: Miniimplantat-Prototypen

Die folgende Abbildung 11 stellt die Höhe und Verteilung der Spannung in der Kortikalis um die Miniimplantate-Halsbereich dar. Es ist zu erkennen, dass die Spannung in der Kortikalis um die Miniimplantate (206 MPa, \varnothing 2,5 mm) deutlich höher war, als um die Standardimplantate mit den breiteren Durchmessern (57 bis 109 MPa, \varnothing 3,3 bis 4,2 mm, Abbildung 11A). Zusätzlich war der Verlauf der Spannungsverteilung in der kortikalis um die Miniimplantate breiter als um die Standardimplantate (11B).

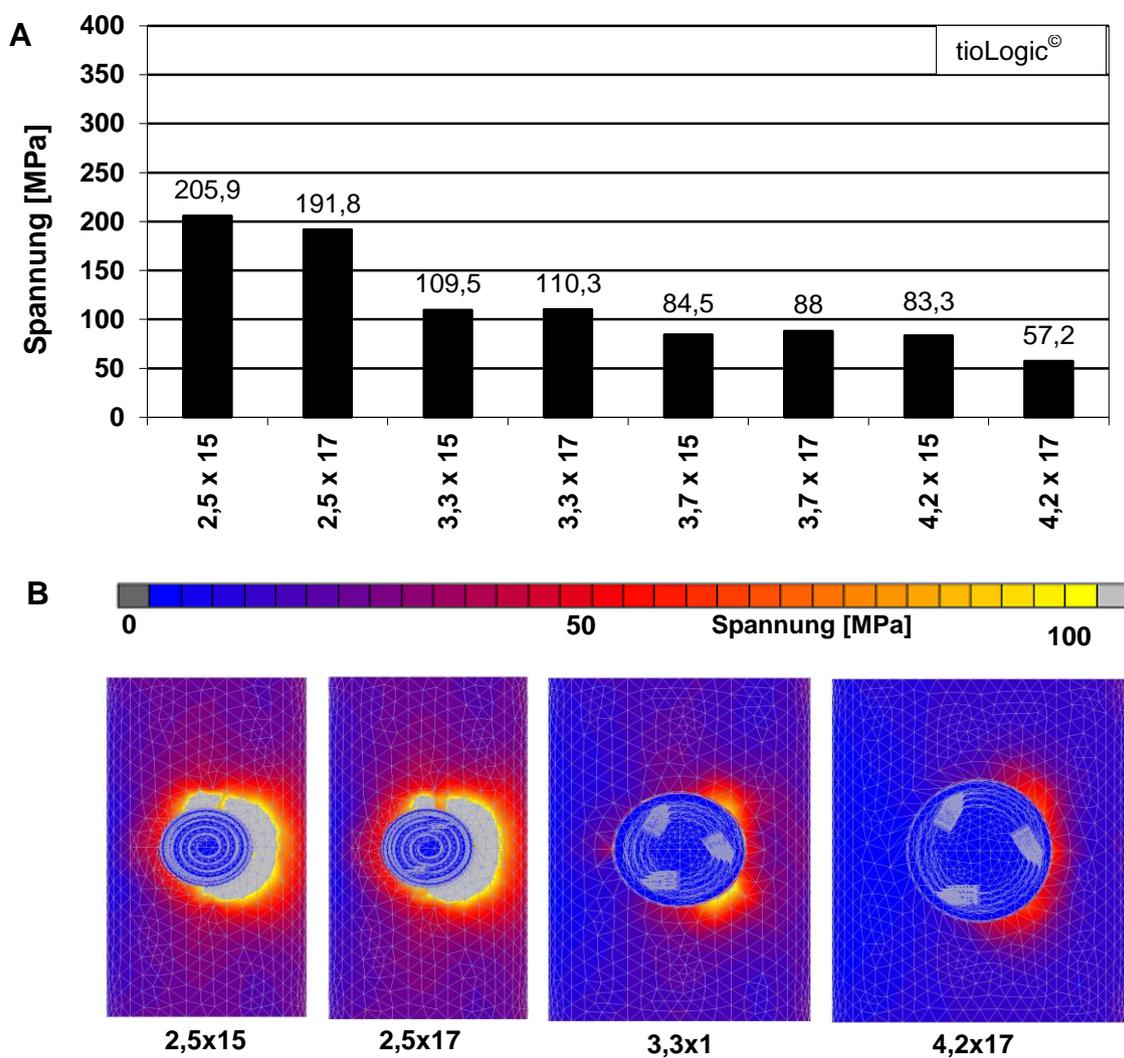


Abb. 11: A: Grafische Darstellung der Maximalspannungswerte des periimplantären Knochens am Halsbereich der tioLogic[®]-Miniimplantate und der entsprechenden Standardimplantate bei Belastung mit 150 N in 30 ° zur Implantatachse, B: Okklusale Ansicht mit farblicher Darstellung der Spannungsverteilung in der Kortikalis. Die Richtung der aufgetragenen Last ist von Links kommend.

4.1.3 Die Spannung der Implantate im Halsbereich

Die maximale Spannung im Implantathals wurde bei den kürzesten Implantaten registriert. Eine Abnahme der Werte wurde mit der Zunahme der Implantatlänge beobachtet (700 MPa bei 5 mm Implantatlänge und 213 MPa bei 13 mm Implantatlänge, Abbildung 12A). Jedoch zeigten die maximalen Spannungswerte an den Miniimplantaten und den entsprechenden Standardimplantaten ein ungleichförmiges Verhalten (Abbildung 12B). Der Grund dafür scheint das Zusammenwirken verschiedener Faktoren, wie Implantdimensionen/-geometrien, Schraubenkonfiguration und Implantatoberfläche.

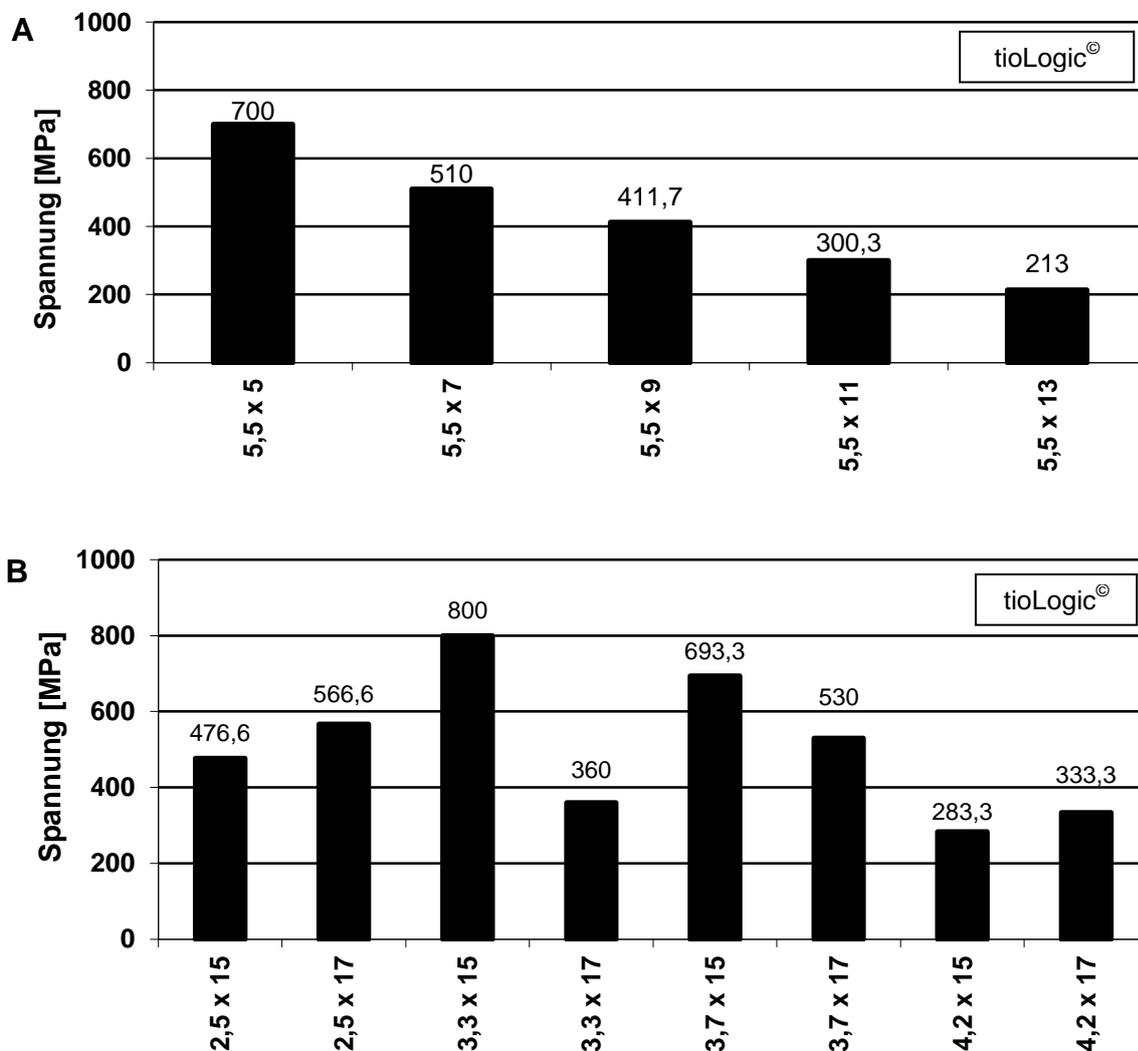


Abb. 12: A: Graphische Darstellung der Spannungswerte der tioLogic[®]-Kurzimplantate und der entsprechenden Standardimplantate. B: Spannungswerte der Miniimplantate und der entsprechenden Standardimplantate der tioLogic[®]- Miniimplantate.

Wie der Abbildung 13 zu entnehmen ist, war der Verlauf der Spannungsverteilung im Halsbereich der Miniimplantate (Kortikalisniveau) breiter als bei den Standard-Implantaten.

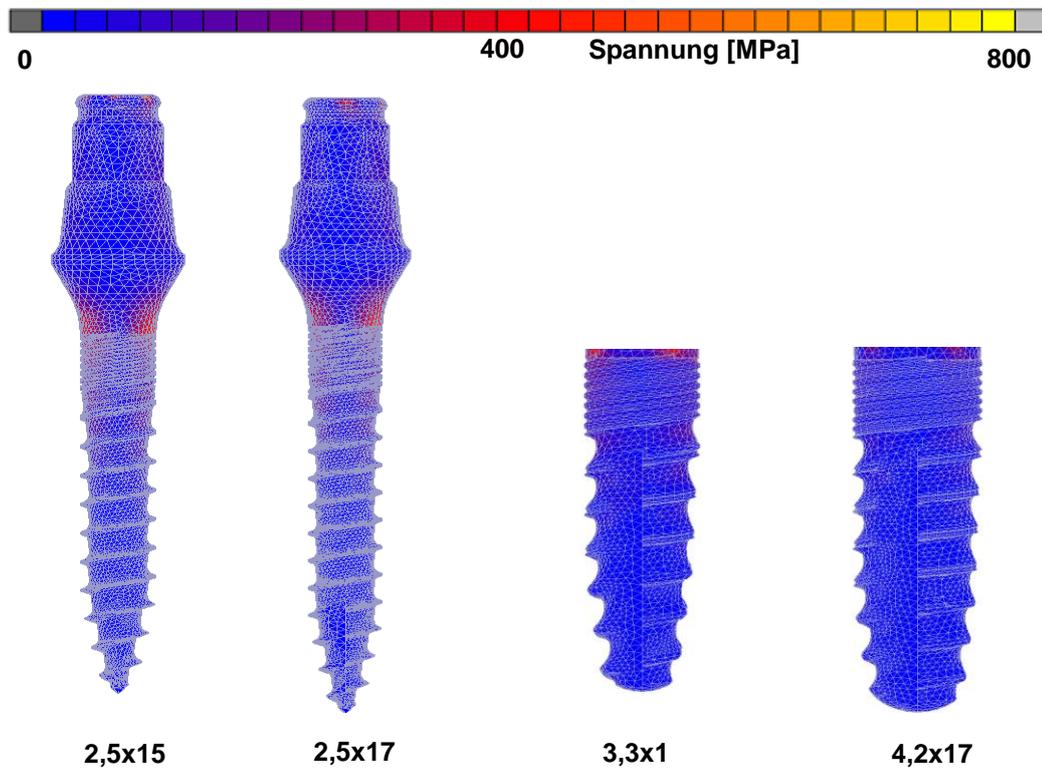


Abb. 13: farbliche Darstellung der Spannungsverteilung im Halsbereich der tioLogic[®]-Miniimplantate und deren entsprechenden Standardimplantaten bei Belastung mit 150 N in 30° zur Implantatachse.

4.1.4 Die Verzerrung in der Spongiosa

4.1.4.1 Vergleichsgruppe 1: Kurzimplantat-Prototypen

In der folgenden Abbildung ist zu erkennen, dass je länger das Implantat ist, desto niedriger die Verzerrungswerte in der Spongiosa sind. Die höchsten Verzerrungswerte wurden bei den Kurzimplantaten (22000 μ strain bei 5 mm Implantatlänge und 16000 μ strain bei 7 mm Implantatlänge) beobachtet (Abbildung 14).

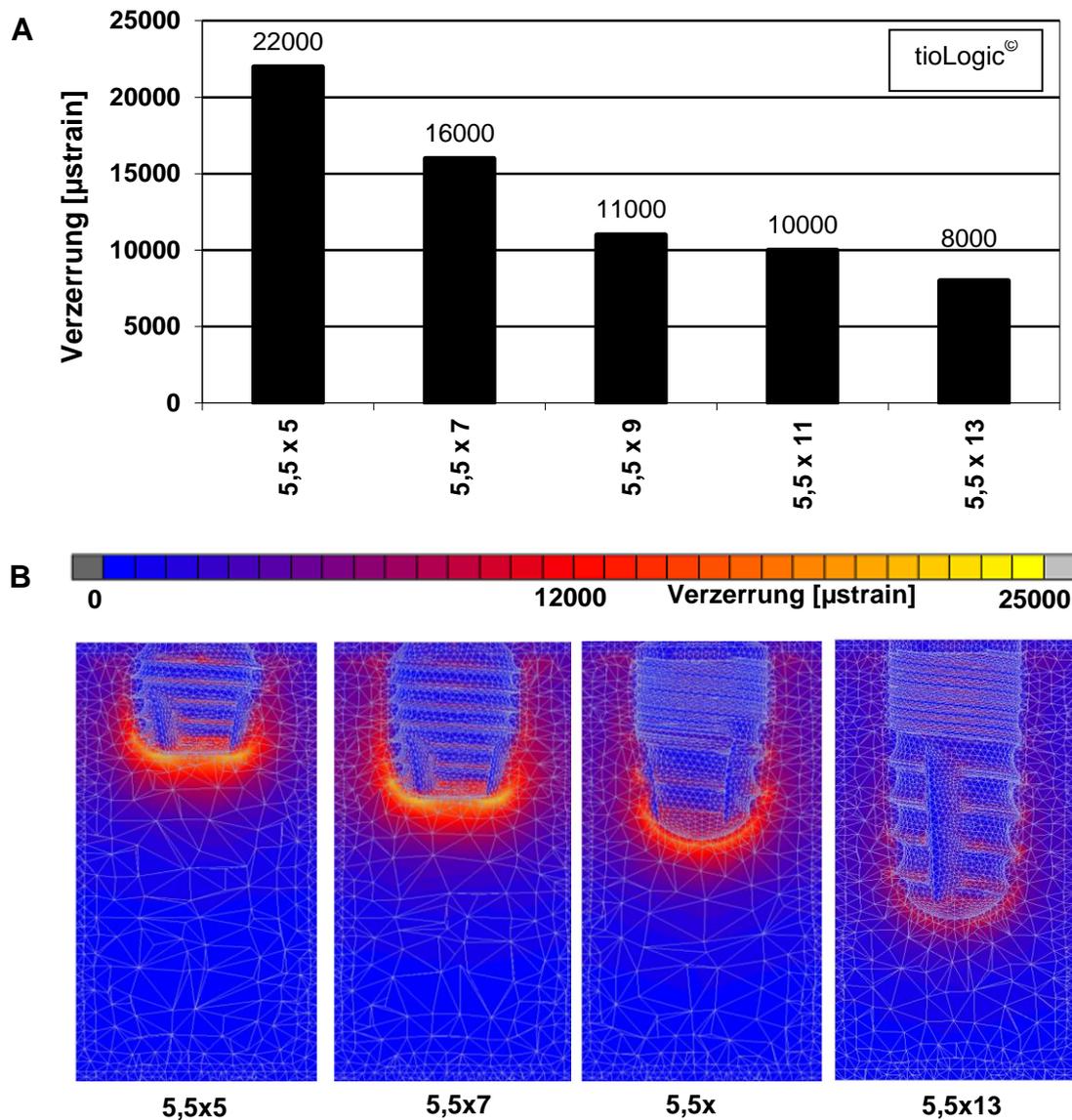


Abb. 14: A: Graphische Darstellung der maximalen Verzerrungswerte in der Spongiosa um die Kurzimplantate und der entsprechenden Standardimplantate bei Belastung mit 300 N in 30° zur Implantatachse. B: Transversale Ansicht mit der farblichen Darstellung der Verzerrungsverteilung in der Spongiosa.

4.1.4.2 Vergleichsgruppe 2: Miniimplantat-Prototypen

Die folgende Abbildung stellen die Höhe und Verteilung der Verzerrungswert der Spongiosa um die Miniimplantate und die entsprechenden Standardimplantate dar. Laut Abbildung 15A wurde der maximale Verzerrungswert der Spongiosa bei dem schmalste (24000 µstrain bei 2,5x15 mm) Implantat registriert. Eine Abnahme der Werte wurde mit

der Zunahme des Implantatdurchmessers beobachtet (19000-3000 μ strain bei \varnothing 3,3-4,2 mm, 15A). Es wurde bei dem Standardimplantat mit der Dimension 4,2x17 mm ein Anstieg der Verzerrung (11000 μ strain) registriert. In den in Abbildung 15B dargestellten FE-Implantat-/Knochenmodellen war die Verzerrungsverteilung bei den Standardimplantaten homogener als bei den Miniimplantaten.

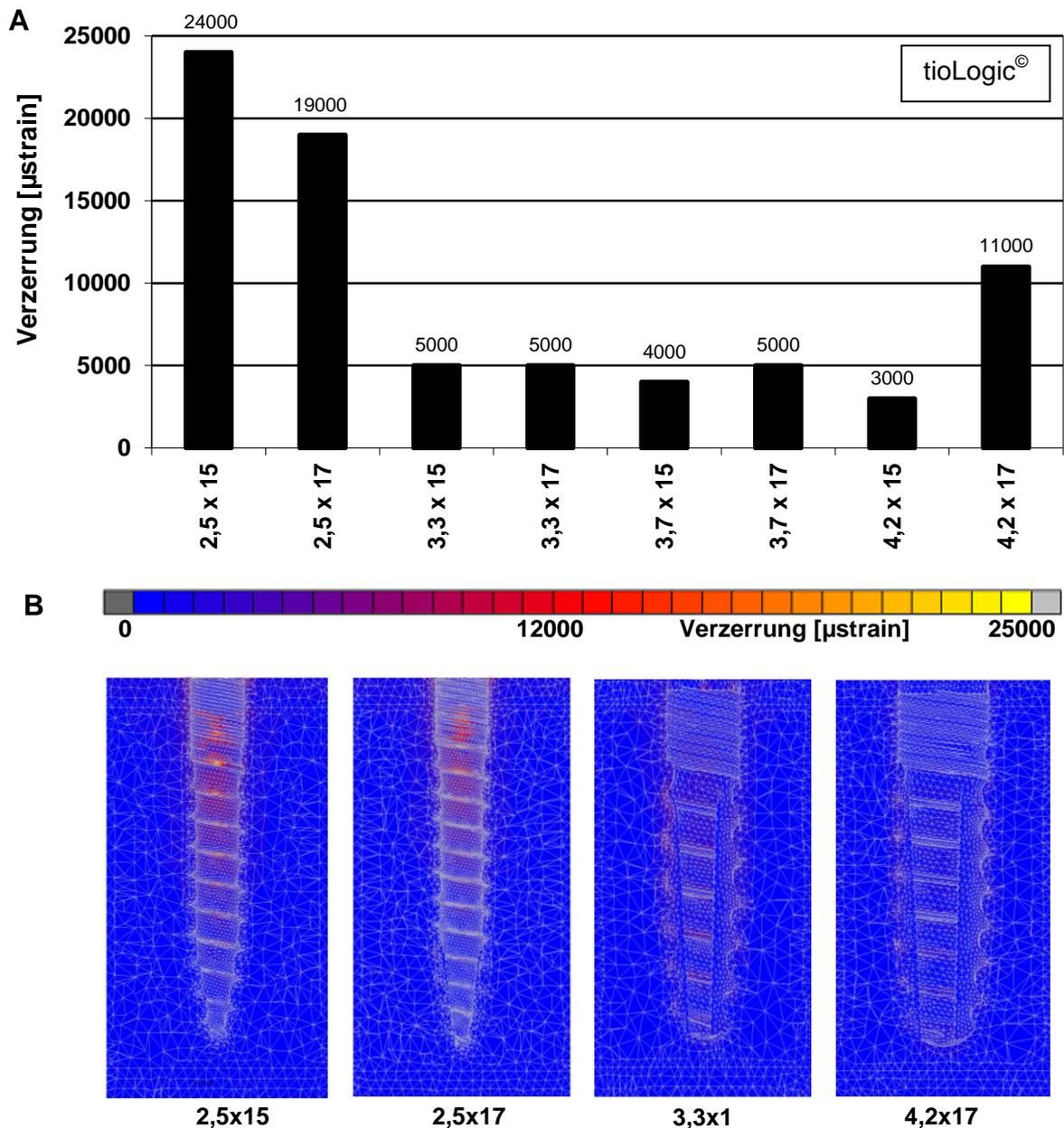


Abb. 15: A: Graphische Darstellung der Maximal-Verzerrungswerte der Spongiosa um die Miniimplantate und die entsprechenden Standardimplantate bei Belastung mit 150 N in 30° zur Implantatachse. B: Transversale Ansicht mit der farblichen Darstellung der Verzerrungsverteilung.

4.2 Untersuchungen der kommerziellen Implantate

4.2.1 Auslenkung der Kurz- und Miniimplantate

Die höchsten Auslenkungswerte (1213-1241 μm) der untersuchten kommerziellen Kurzimplantate wurden bei Straumann® (4,1x6 mm) und Sybron® (3,5x9 mm; 5,0x5 mm) beobachtet. Die kleinste Auslenkung wurde bei der K.S.I-Bauer-Schraube (4,1x8 mm) registriert. Die maximale Auslenkung für die anderen Kurzimplantate lag zwischen 542 und 654 μm (Abbildung 16).

Laut Abbildung 17 zeigten die meisten Mini-Implantate Auslenkungen von 258 bis 424 μm bei der angenommenen Kronenposition (Kraftpunkt Anwendung), mit Ausnahme der Komet MicroPlant (2,5x15 mm), das die niedrigste Auslenkung (125 μm) zeigte. Allerdings wurde die höchste Auslenkung von 799 μm bei KSI-Bauer-Schraube (3,0x18,5 mm) beobachtet.

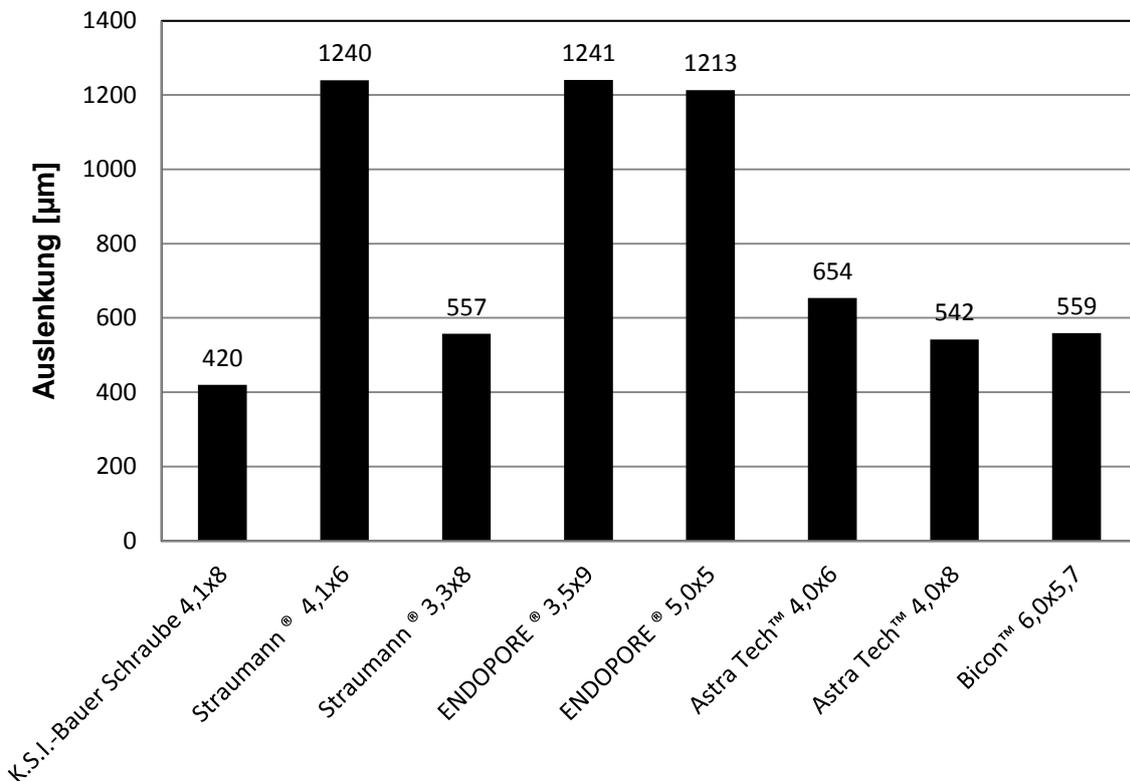


Abb. 16: Graphische Darstellung der Auslenkung der untersuchten kommerziellen Kurzimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse.

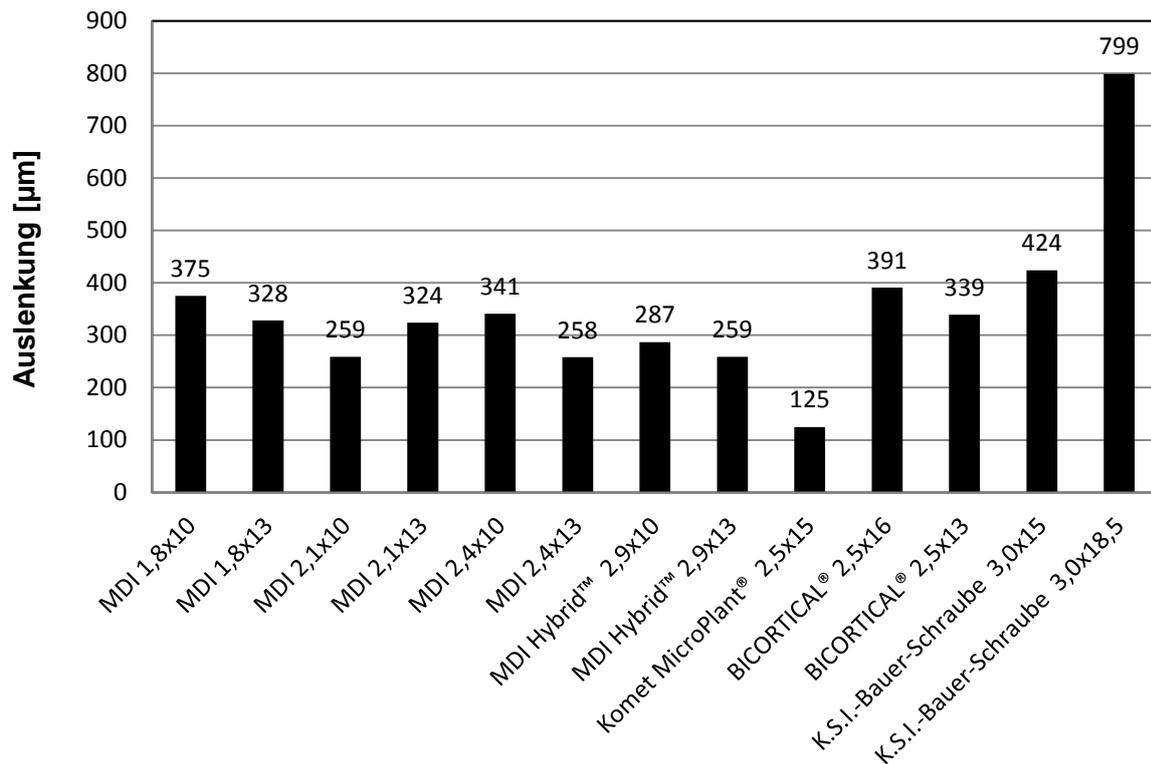


Abb. 17: Graphische Darstellung der Auslenkung der untersuchten kommerziellen Miniimplantate bei Belastung mit 150 N in 30 ° zur Implantatachse.

4.2.2 Spannung in der Kortikalis am Implantathalsbereich der Kurz- und Miniimplantate

4.2.2.1 Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate

Die meisten untersuchten Kurzimplantate zeigten hohe Belastungen in der Kortikalisregion (280-429 MPa). Die höchste Belastung wurde bei den ENDOPORE®- (5,0x5 mm, 429 MPa) und Straumann®-Implantatsystemen (4,1x6 mm, 390 MPa) beobachtet. Den niedrigsten Wert von 167 MPa zeigte die Kortikalis um das AstraTech™-Implantat (4,0x8 mm) (Abbildung 18A).

Die okklusalen Ansichten in der Abbildung 18B zeigten breite und homogene Verteilung der Spannung in der Kortikalis um die Kurzimplantate. Die breiteste Spannungsverteilung wurde um das Straumann®-Implantat (4,1x6 mm), gefolgt von der K.S.I.-Bauer-Schraube und ENDOPORE®-Implantatsystem (5,0x5 mm) beobachtet. Die Spannung war um das Bicon-Implantat (6,0x5,7 mm) am schmalsten ausgebreitet.

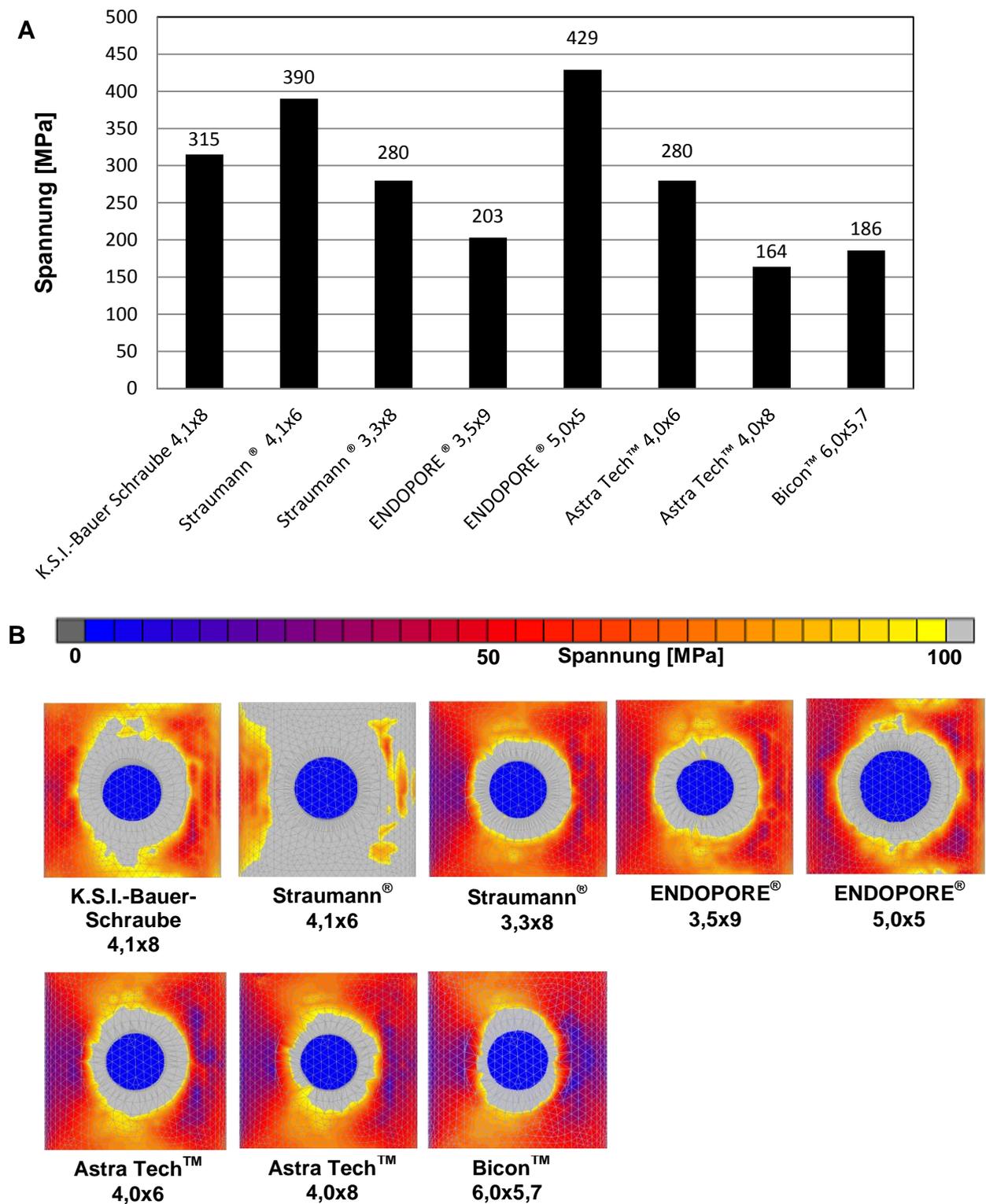


Abb. 18: A: Graphische Darstellung der Maximalspannungswerte der Kortikalis am Halsbereich der Kurzimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse. B: Okklusale Ansicht mit farblicher Darstellung der Spannungsverteilung in der Kortikalis. Die Richtung der aufgetragenen Last ist von Links kommend.

4.2.2.2 Vergleichsgruppe 4: Kommerzielle Miniimplantate

Die höchsten Spannungen von 218 bis 266 MPa in der Kortikalis um den Halsbereich der Miniimplantate wurden bei BICORTICAL® (2,5x16 und 2,5x13 mm) und MDI (1,8x10 mm) beobachtet. Die übrigen Implantate zeigten ein ungleichmäßiges Verhalten (zwischen 102 und 189 MPa), was an den unterschiedlichen Implantatdesigns im Zusammenhang stehen kann. Die niedrigste Belastung zeigten MDI-Hybrid™-Implantate (2,9x13 mm, 102 MPa) und MDI-Implantate (2,4x10 mm, 106 MPa) (Abbildung 19A).

Die okklusalen Ansichten in Abbildung 19B zeigen die Spannungsverteilungen in der Kortikalis um die Mini-Implantate. Die Maximalspannungen in der Kortikalis sind breit und homogen auf der rechten Seite der Implantate verteilt. Das wird durch die Richtung der Krafteinwirkung, die von links nach rechts simuliert wurde, erklärt. Nur in der Kortikalis um das Kommet MicroPlant (2,5x15 mm) war die Maximalspannung um das ganze Implantat verteilt.

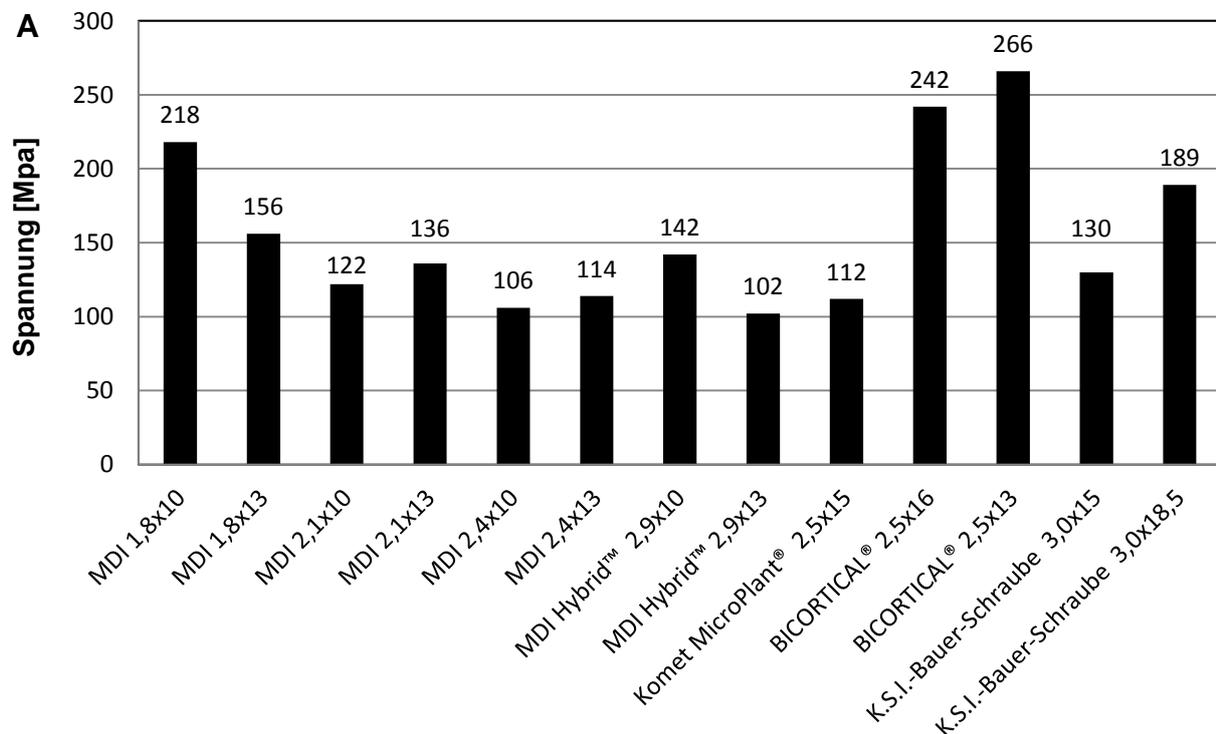


Abb. 19A: Graphische Darstellung der Maximalspannungswerte der Kortikalis am Halsbereich der Miniimplantate bei Belastung mit 150 N in 30 ° zur Implantatachse.

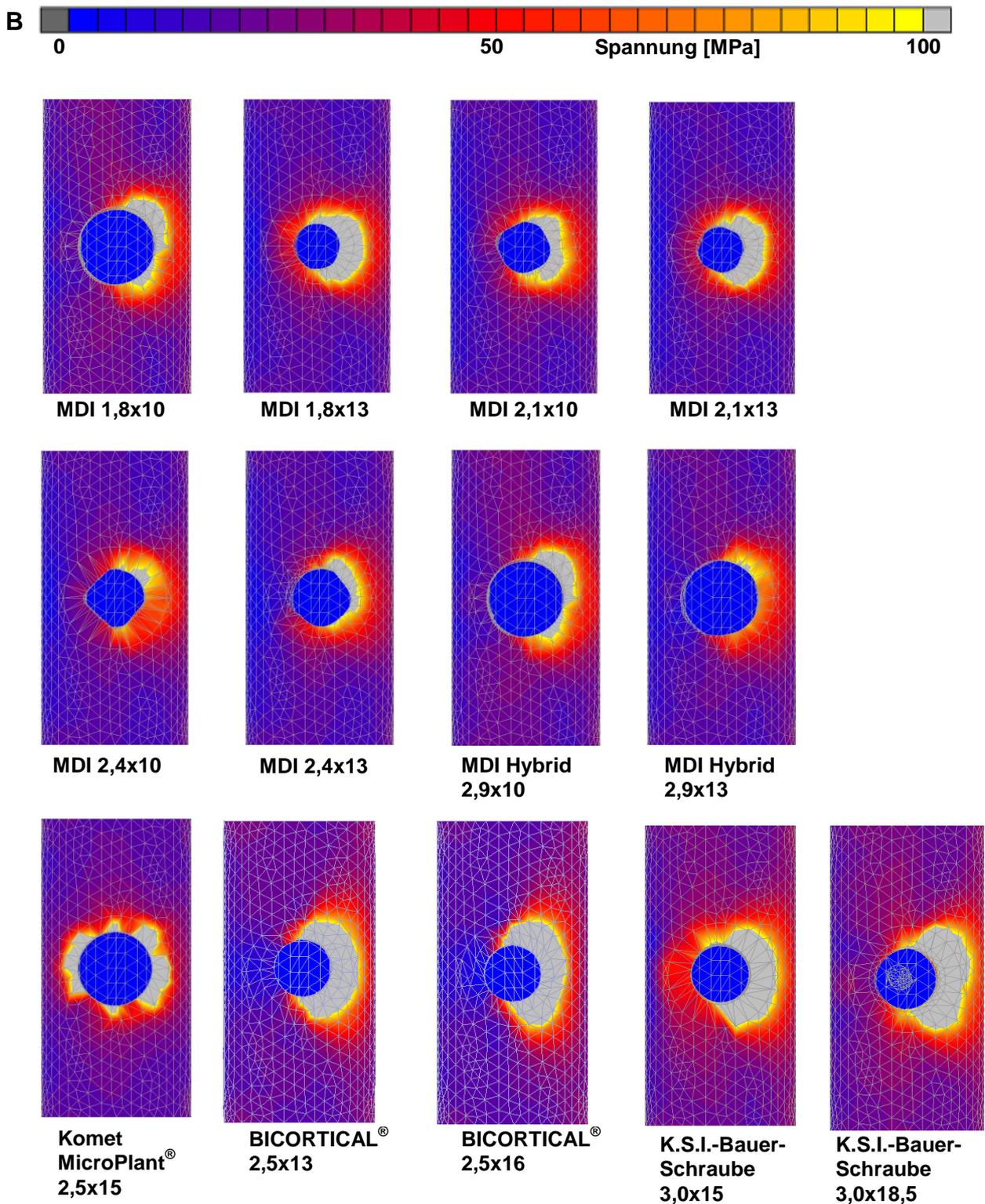


Abb. 19B: Okklusale Ansicht mit farblicher Darstellung der Spannungsverteilung in der Kortikalis am Halsbereich der Miniimplantate bei Belastung mit 150 N in 30 ° zur Implantatachse. Die Richtung der aufgebracht Last ist von Links kommend.

4.2.3 Die Spannung der Implantate im Halsbereich der Kurz- und Miniimplantate

4.2.3.1 Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate

Die höchsten Spannungen von 933 und 750 MPa zeigte das Straumann®-Implantatsystem (3,3x8 und 4,1x6 mm). Jedoch zeigten die maximalen Spannungswerte in den anderen Kurzimplantaten ein ungleichförmiges Verhalten von 453 bis 633 MPa. Die kleinste Spannung wurde bei Bicon™ (6,0x5,7 mm, 140 MPa) beobachtet (Abbildung 20A).

In Abbildung 22B zeigt die farbliche Darstellung der Spannungsverteilung im Halsbereich der Kurzimplantate. Für die Abbildung wurden die Implantate mit den höchsten Spannungen (K.S.I.-Bauer-Schraube 4,1x8 mm, Straumann® 4,1x6 und 3,3x8 mm, ENDOPORE® 3,5x9 mm und AstraTech™ 4,0x6 mm) sowie das Implantat mit der niedrigsten Spannung (Bicon 5,5x5 mm) ausgesucht. Die Maximalspannung ist am breitesten im gewindefreien Bereich der K.S.I.-Bauer-Schraube verteilt (Abbildung 20B).

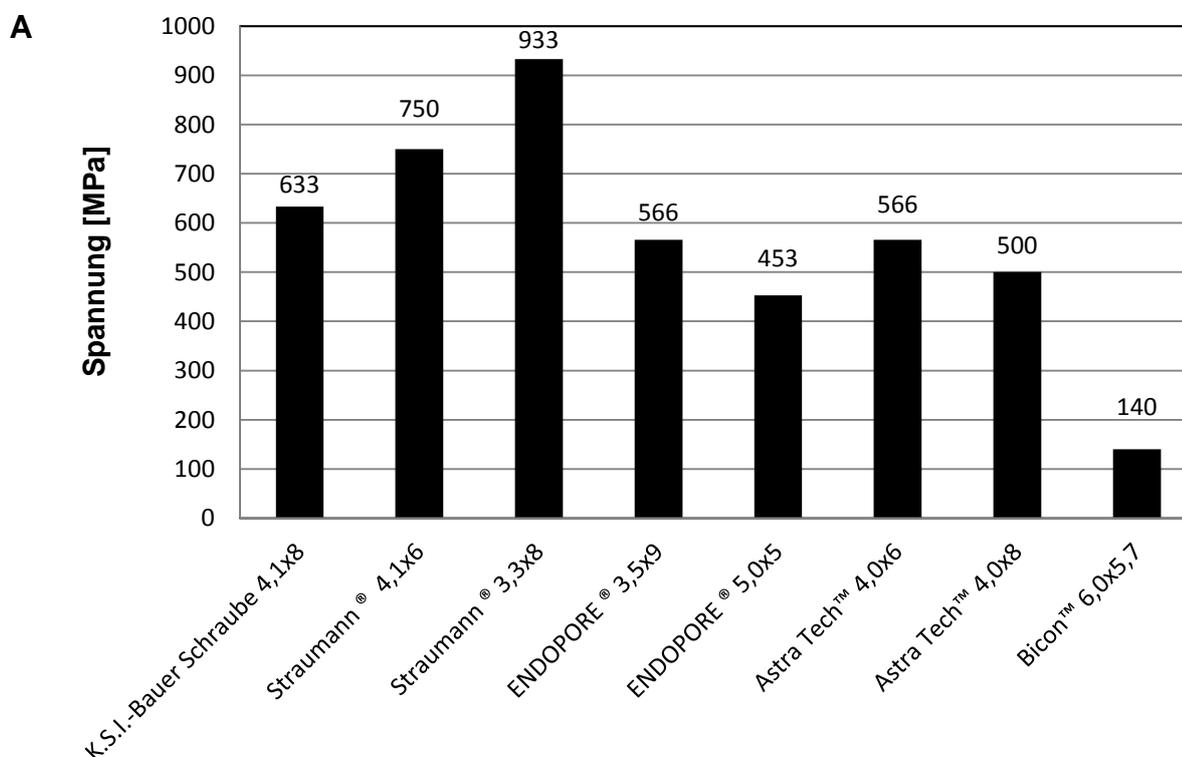


Abb. 20A: Graphische Darstellung der Maximalspannungswerte im Halsbereich der Kurzimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse.

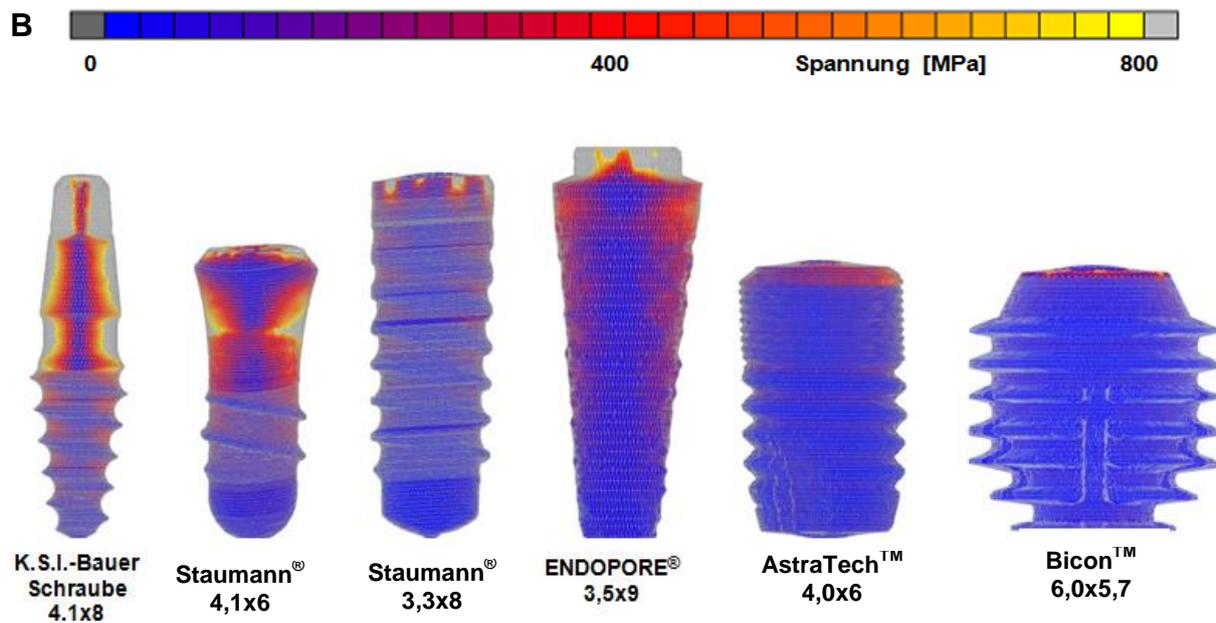


Abb. 20B: Farbliche Darstellung der Spannungsverteilung im Halsbereich der kommerziellen Kurzimplantate.

4.2.3.2 Vergleichsgruppe 4: Kommerzielle Miniimplantate

Die höchsten Belastungen (960-1150 MPa) wurden bei MDI-Implantaten mit den Durchmessern 1,8 und 2,1 mm beobachtet. Die Spannungen der übrigen Implantate zeigten ein ungleichmäßiges Verhalten zwischen 443 und 813 MPa, das mit den unterschiedlichen Implantatdesigns im Zusammenhang stehen kann, wobei die niedrigsten Spannungen von 443 bis 533 MPa bei MDI- (2,4x13 mm) und MDI-Hybrid™-Implantaten (2,9x10 und 2,9x13 mm) zu erkennen war (Abbildung 21A).

Wie es den farblichen Darstellungen der Abbildung 21B zu entnehmen ist, sind die Maximalspannungen in der schmalsten Implantathals-Region verteilt. Bei MDIs befindet sich diese schmalste Stelle am Implantatkopfbereich und bei der K.S.I.-Bauer-Schraube am kortikalen Knochniveau.

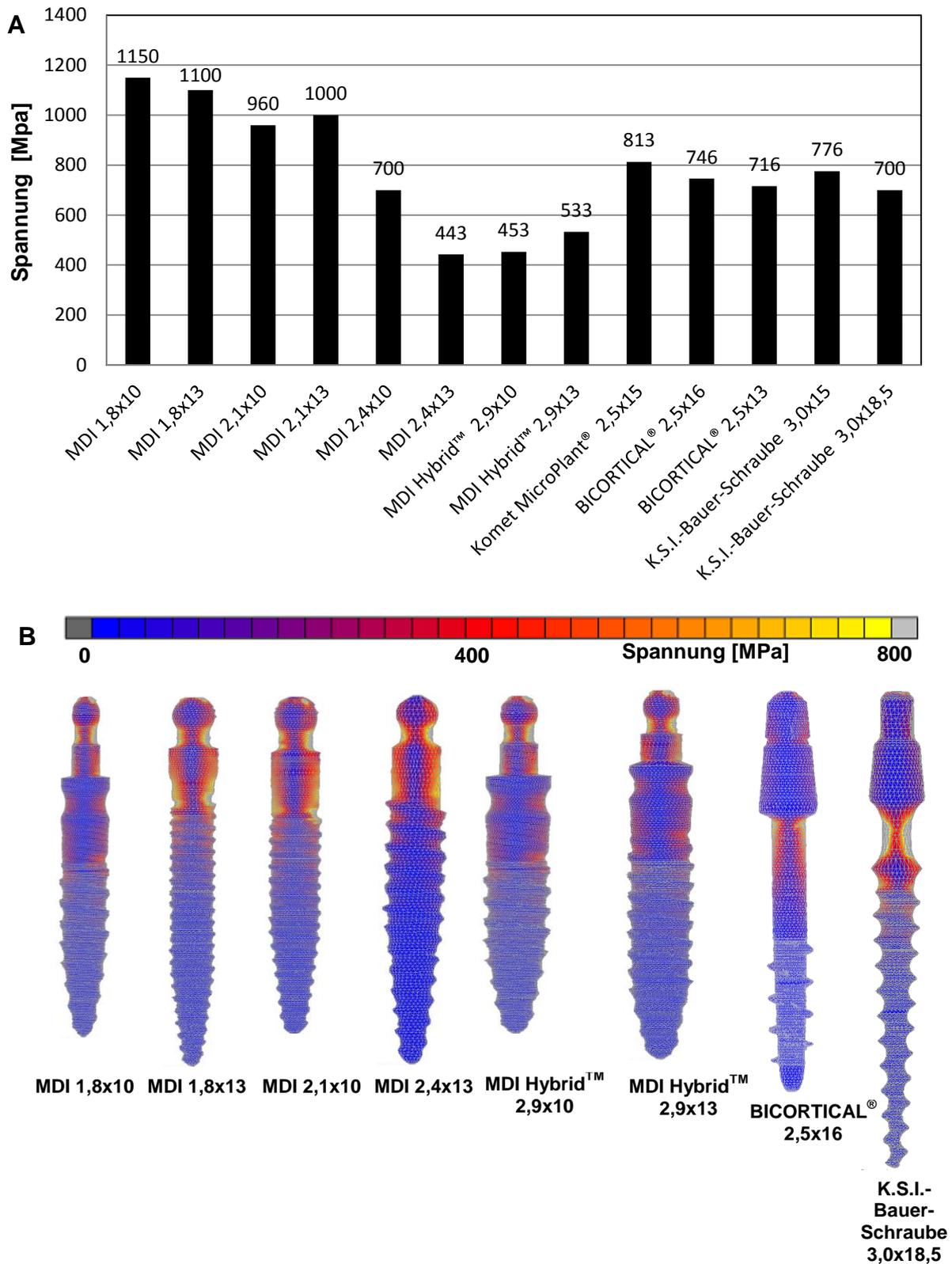


Abb. 21: A: Graphische Darstellung der Maximalspannungswerte in den kommerziellen Miniimplantaten im Halsbereich bei Belastung mit 150 N in 30° zur Implantatachse. B: Die farbliche Darstellung der Spannungsverteilung im Halsbereich der Miniimplantate.

4.2.4 Verzerrung in der Spongiosa

4.2.4.1 Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Kurzimplantate

Die meisten der untersuchten Kurzimplantate zeigten extrem hohe Belastungen in der Spongiosa (33000 bis 77000 μ strain) mit Ausnahme des AstraTech™-(4,0x8 mm) und des Bicon™-Implantates (6,0x5,7 mm), die niedrigere Belastungen von 20000 bis 23000 μ strain in Vergleich zu den anderen kurzimplantaten zeigten. Die höchste Belastung wurde bei Straumann® (4,1x6 mm und ENDOPORE® 5,5x5 mm) beobachtet (Abbildung 22A).

Die Spannungsverteilung breitet sich von der Implantatspitzenregion aus und verteilt sich weiter Richtung Halsbereich. Am stärksten ausgebreitet ist sie um Straumann® 4,1x6 und ENDOPORE® 5,0x5 mm und am geringsten um Starumann® 3,3x8 und AstraTech™ 4,0x8 mm (Abbildung 22B).

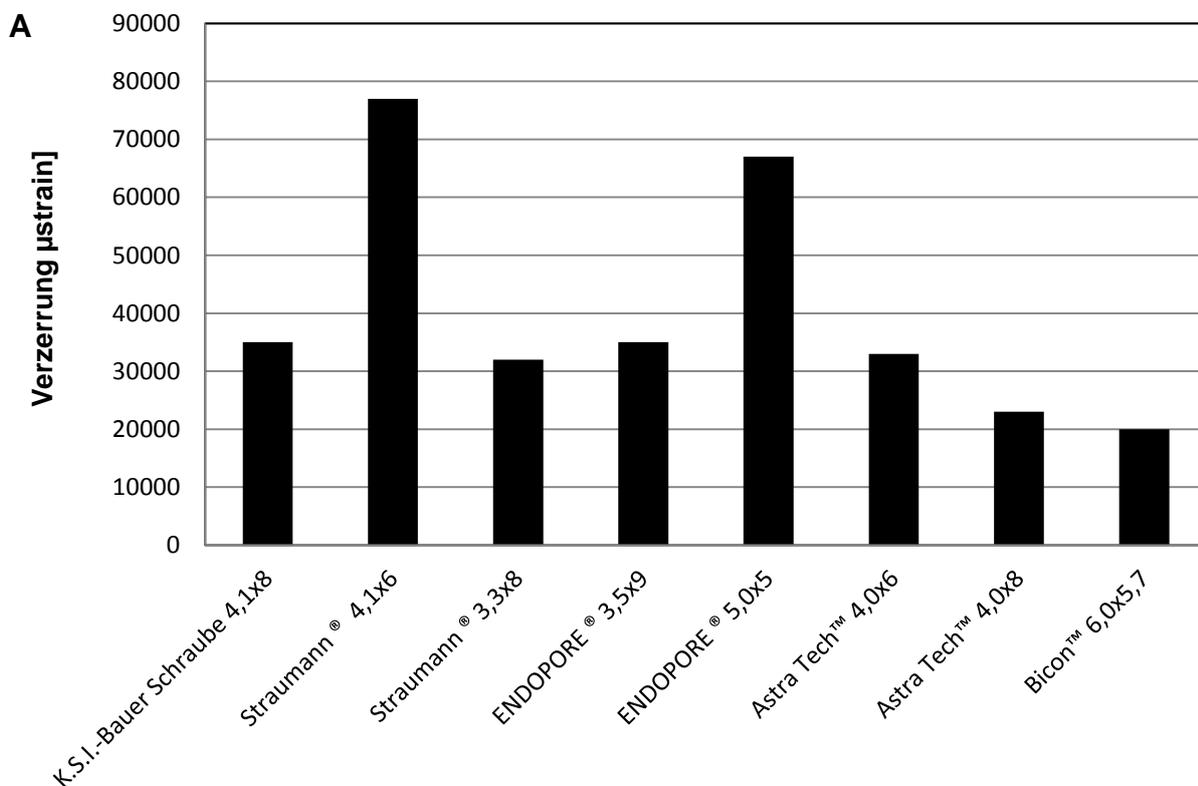


Abb. 22A: Graphische Darstellung der Maximalverzerungswerte der Spongiosa um die kommerziellen Kurzimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse.

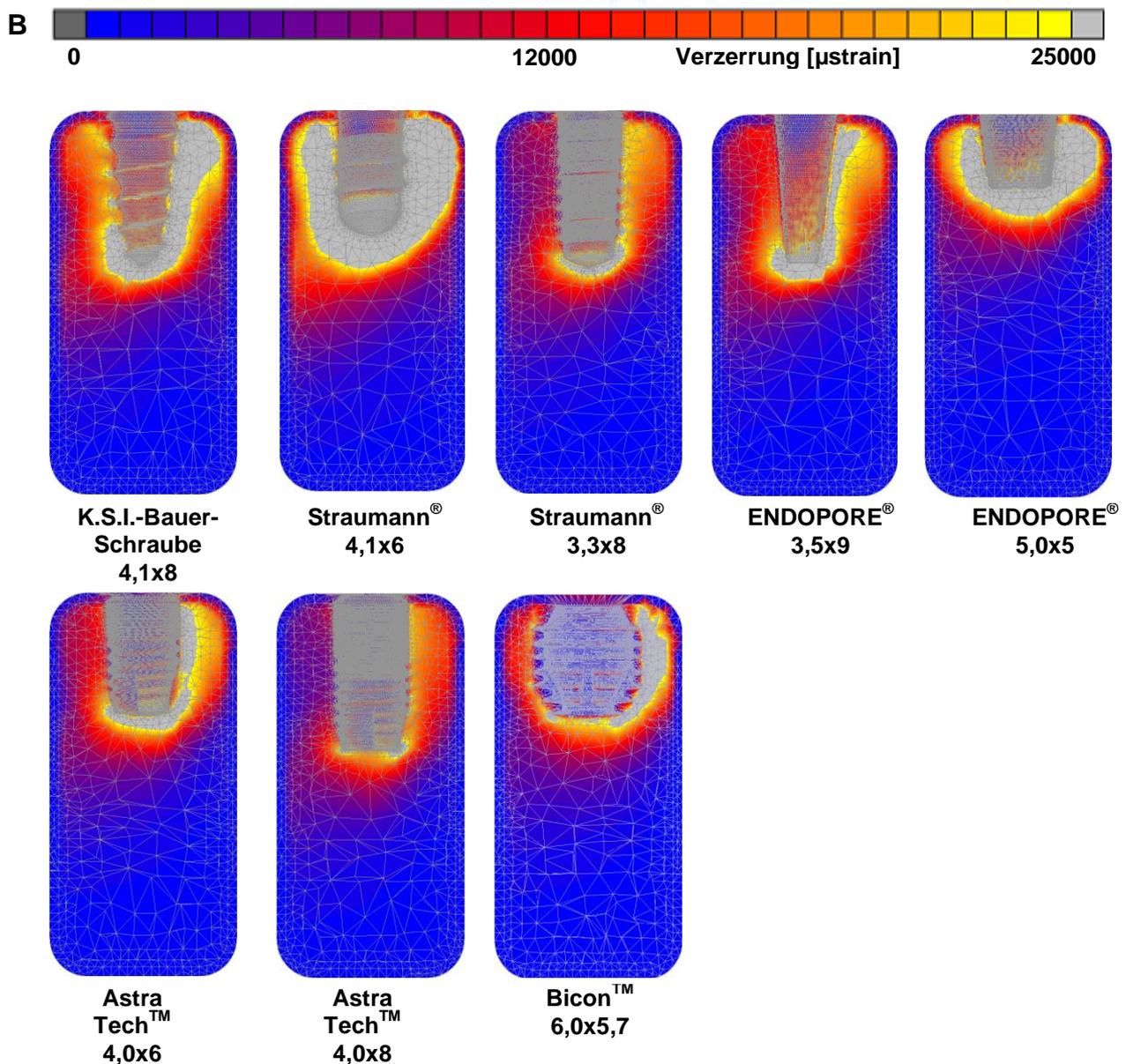


Abb. 22B: Farbliche Darstellung der Verteilung der Verzerrung der Spongiosa um die kommerziellen Kurzimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse.

4.2.4.2 Vergleichsgruppe 3: Kommerzielle Miniimplantate

Die höchsten Verzerrungswerte in der Spongiosa (12000 bis 13000 µstrain) wurden rund um Bicortical®-Implantaten und KSI-Bauer-Schraube (3,0x15 mm) registriert. Die anderen Geometrien zeigten niedrigere Belastungswerte, die im vergleichbaren Bereich lagen (4000 bis 6000 µstrain, Abbildung 23A).

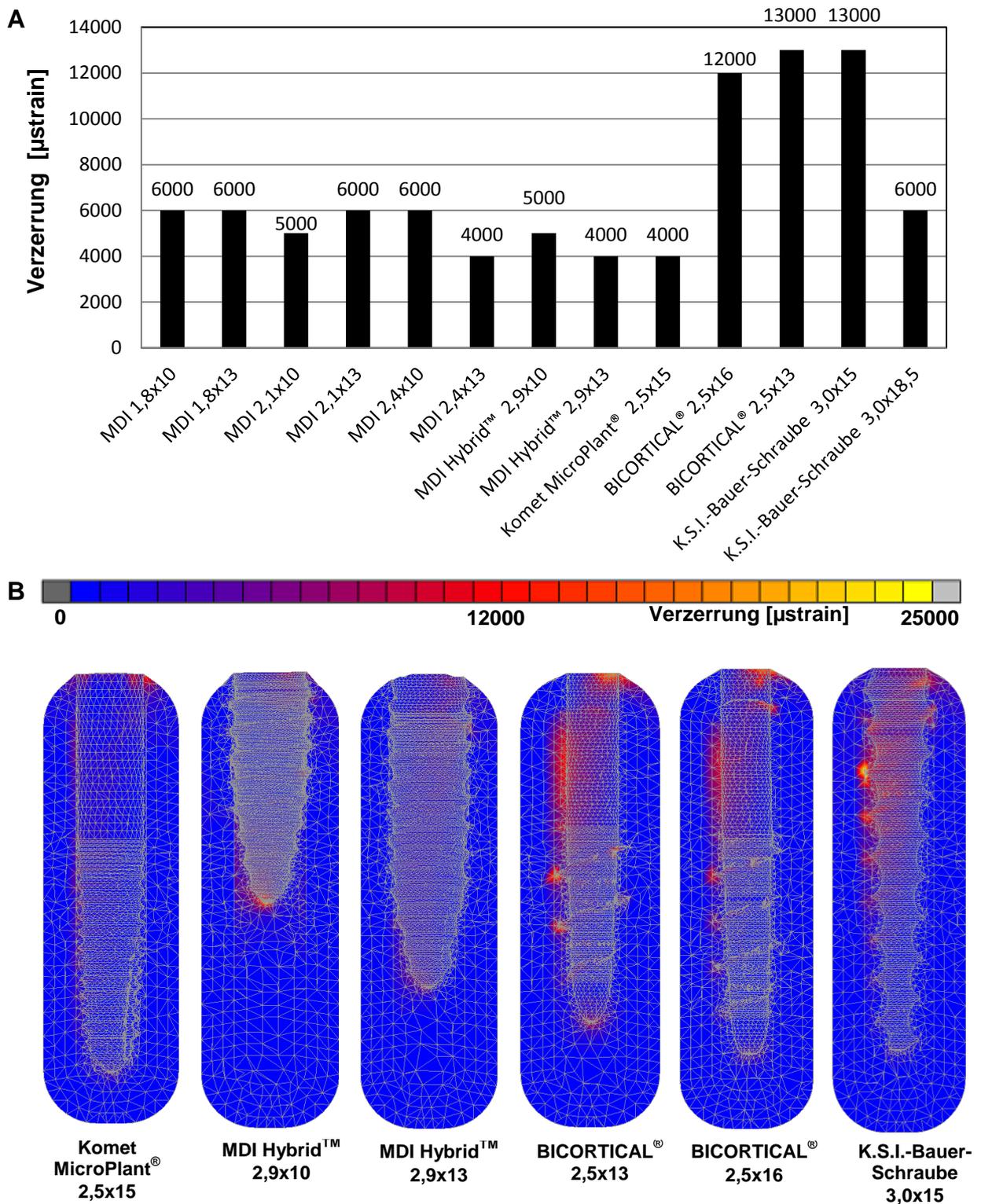


Abb. 23: A: Graphische Darstellung der Maximalverzerrungswerte innerhalb der Spongiosa um die kommerziellen Miniimplantate bei Belastung mit 300 N in 30 ° zur Implantatachse. B: Farbliche Darstellung der Verteilung der Verzerrung in der Spongiosa um die Miniimplantate mit den höchsten und den niedrigsten Verzerrungswerten.

5. Diskussion

Neben den herkömmlichen Implantaten gibt es die sogenannten Kurz- und Miniimplantate, die für bestimmte klinische Situationen entwickelt wurden. Auch bei diesen Implantaten sind zahlreiche unterschiedliche Geometrien und Oberflächengestaltungen auf dem Markt erhältlich.

Kurzimplantate bieten mehrere Vorteile gegenüber längeren Standardimplantaten. Die Verwendung von Kurzimplantaten im Seitenzahnbereich reduziert die Notwendigkeit von Knochenaufbauverfahren vor oder in Verbindung mit der Implantation in der Ober- und Unterkiefermolarenregion. Kurzimplantate reduzieren die chirurgischen Komplikationen, vor allem das Risiko einer Nasennebenhöhlenperforation während der Operation. Aufgrund der verringerten Länge der Bohrer und Implantate ist das Risiko einer Überhitzung des Knochens während der osteotomischen Aufbereitung des Implantatbettes auch reduziert. Im Fall der apikalen Wurzelnähe können Kurzimplantate die einzig mögliche Wahl sein. Aus Patientensicht reduzieren Kurzimplantate die Behandlungszeit, das Unwohlsein während und nach der Implantation sowie die Gesamtkosten zu Transplantatverfahren. All diese Faktoren machen Kurzimplantate zu einer sehr attraktiven restaurativen Option.

Die Miniimplantate stellen ebenfalls in vielen Fällen eine sinnvolle Ergänzung zu Implantaten mit konventionellem Durchmesser dar. Die Hauptindikation von Miniimplantaten ist, wenn kein ausreichendes horizontales Knochenangebot für Standardimplantate vorhanden, die Knochenqualität aber gut ist. Diese klinische Situation wird im Unterkiefer-Fronzahnbereich widergegeben. Durch Einsatz von Miniimplantaten bleiben oft aufwendige augmentative Maßnahmen oder Bone-Splitting erspart, und dadurch das Operationsrisiko gesenkt wird.

Der Zweck dieser Studie war es, ausgewählte Dimensionen von Kurz- und Miniimplantate unter Zuhilfenahme der Finite-Elemente-Methode numerisch zu untersuchen und deren biomechanisches Verhalten mit dem der herkömmlichen Standard-Implantaten zu vergleichen, um zu bestimmen, ob Grenzabmaße für Länge und Durchmesser der Implantate eine Voraussetzung für den Implantaterfolg darstellen.

5.1 Grenzen der Finite-Elemente-Methode

Die FEM ermöglicht eine Vorhersage über das Verhalten sowohl mechanischer als auch biologischer Strukturen in bestimmten Situationen und bietet in den meisten Fällen eine gute Ergänzung zu klinisch messbaren Untersuchungen. Eine der Einschränkungen der vorliegenden Studie war es, dass es nicht möglich war, die Untersuchung in Vivo durchführen zu können. Daher entfällt hier die klinische Untersuchung und das biomechanische Verhalten der Implantate und des periimplantären Knochens wurden ausschließlich durch die FE-Simulation numerisch untersucht. Aus technischen Gründen ist es bei einer FE-Untersuchung nicht immer möglich, eine klinische bzw. anatomische Situation genau umzusetzen. Auch bei der Wahl der Materialparameter müssen oft vereinfachte Werte gewählt werden.

Es wurden also zwei idealisierte vereinfachte Knochensegmente als Implantatbett erstellt, um die Differenzierung zwischen der vorderen und hinteren Kieferkammregion zu verdeutlichen. Dabei wurde die Kortikalisdicke und Spongiosaqualität für die jeweilige Alveolarkammregion berücksichtigt und jedem Knochensegment die geeigneten Elastizitätsmoduln zugeordnet. Genaue Modellierungen und Parametereinstellungen der idealisierten Segmente sind notwendig, denn bereits kleine Fehler beeinträchtigen die Qualität der Ergebnisse. Eine weitere typische Einschränkung einer FE-Untersuchung ist, dass es sich bei den Ergebnissen stets um eine numerische Näherungslösung handelt. Daher dürfen die vorgestellten Ergebnisse nicht als exakt angesehen und mit den Ergebnissen einer klinischen Messung gleichgesetzt werden.

In der vorliegenden Studie wurden durch die FE-Methode die Spannungs- und Dehnungsverteilungen in den Implantaten und den periimplantären Knochen, Implantat Belastungen und Implantatmikrobewegungen untersucht.

5.2 Einordnung der Ergebnisse anhand der Literatur

Die wesentliche Voraussetzung für den Erfolg jeder Implantation ist eine erfolgreiche Osseointegration. Diese wurde von vielen Studien sowohl bei Kurz- als auch bei Miniimplantaten belegt. Mehrere Langzeitstudien berichteten von vergleichbaren Überlebensra-

ten wie bei Standardimplantaten. Da die Osseointegration entscheidend von den mechanischen Belastungsgrößen abhängt, sollen diese vor dem Hintergrund der Literatur betrachtet werden.

5.2.1 Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der Kurzimplantate

Beurteilung der Implantatauslenkung:

In der vorliegenden Studie zeigten die Kurzimplantat-Prototypen eine deutlich höhere Auslenkung als die entsprechenden Standardimplantate. Dies bedeutet, dass die Längenzunahme in diesem Fall einen positiven Einfluss auf Implantat-Mikrobewegungen und somit auf die Primärstabilität hat.

Bei der Untersuchung der kommerziellen hatten Kurzimplantate ohne oder mit einem sehr flachen Schraubendesign eine deutlich höher Auslenkung (z.B. ENDOPORE® 5,0x9 mm; 1213 µm; Straumann® 4,1x6 mm; 1240 µm), als Kurzimplantate mit ausgeprägter schraubenförmiger Oberflächengestaltung (z.B. K.S.I.-Bauer-Schraube 4,1x8 mm; 420 µm und Bicon™ 6,0x7 mm; 559 µm). Dies bedeutet, dass nicht nur die Länge und Durchmesser eine bei Kurzimplantaten-Primärstabilität eine Rolle spielen, sondern auch die Gewindegestaltung. Eine weitere Erklärung der hohen Auslenkungswerte bei Kurzimplantaten ist die schlechte Knochenqualität der Oberkiefer Molarenregion, das Haupteinsatzgebiet von Kurzimplantaten. Dort ist die kortikalisdicke (0,5 mm) dünn und die Spongiosa weitmaschig und weniger steif (E-Modul: 300 MPa). Das Implantat ist hauptsächlich an der dünnen Kortikalisschicht befestigt, während der Rest der Implantatlänge in der spongiosa ragt, die sich aufgrund ihrer niedrigen Dichte leicht dehnt und somit der Auslenkungen keinen großen Widerstand entgegen bringt. Durch die große Kontaktfläche zur Spongiosa ist der Verformungsbereich groß, was zur erhöhten Auslenkungen der Implantaten und somit zur erhöhten Dehnungen in der Spongiosa führt.

Es wurde in Studien von Hagi et al. (2004) und Telleman et al. (2011) festgestellt, dass die Oberflächengeometrie des Implantates die wichtigste Rolle bei dem Erfolg eines Kurzimplantates spielt. In dieser Studie waren die untersuchten Kurzimplantate mit der Länge unter 7 mm definiert. Implantate mit Gewinde zeigten höhere Misserfolgsraten bei

kürzeren als längeren Geometrien. Eine gesinterte poröse Implantatoberfläche soll die Osseointegration bei Kurzimplantaten verbessern.

Weiterhin konnten verschiedene Forscher, die mit der FEM-Methode gearbeitet haben, belegen, dass horizontale und vertikale okklusale Kräfte, die auf die Implantate übertragen werden, in erster Linie im krestalen Knochen, aber nicht entlang der gesamten Implantat-Knochen Kontaktfläche verteilt sind. Diese Erkenntnisse brachten die Gruppe von Lum zur Schlussfolgerung, dass kurze Implantate sich genauso bewähren können, wie längere Implantate (Holmes und Loftus, 1997; Lum, 1991; Matsushita et al., 1990). Nicht nur die Länge des Implantates, sondern auch der Implantatdurchmesser sollte als wichtig angesehen werden. Es wurde in Studien angedeutet, dass die Erhöhung der Implantatdurchmesser die Längenreduzierung kompensieren kann. Himmlova et al. (2004) zeigten beispielsweise, dass eine Erhöhung des Implantatdurchmessers die Belastung um das Implantathals verringert (Himmlova et al., 2004).

Beurteilung der Spannung und Dehnung des periimplantären Knochens:

Kurzimplantate zeigten höhere Belastungswerte und weniger homogene Verteilungen als lange Implantate. Jedoch legen die Größe der Spannungen der Kortikalis und die Dehnung der Spongiosa deutlich über den maximalen physiologischen Werte, die von Frost (2003) definiert worden sind (100 MPa und 3000 μ strain für die Kortikalis und Spongiosa im Oberkiefer-Seitenzahnbereich). Folglich zeigten die vorgestellten Ergebnisse von bestimmten ausgewählten Fällen, wie Straumann[®] 4,1x6 mm und ENDOPORE[®] 5,0x5 mm, eine hohe Gefahr einer Überlastung des Knochens. Die Spannungswerte in der Kortikalis (bis 429 MPa, viermal höher als der physiologische Wert von 100 MPa) und die Verzerrungen der Spongiosa (bis 77000 μ strain) waren um diese Implantate extrem hoch im Vergleich zu den anderen Kurzimplantaten.

Dennoch, obwohl mehrere Studien in der Literatur gezeigt haben, dass Kurzimplantate Risikofaktoren aufweisen, die zu höheren Ausfallraten im Vergleich zur Standardimplantaten führen (Lazzara et al., 1996; Scurria et al., 1998; Winkler et al., 2000), belegten mehrere andere aktuelle Studien durch langfristige Untersuchungen, dass Kurzimplantate sich gut bewähren und dass die Überlebensraten bei bis zu 96 Prozent im Oberkiefer (Renouard und Nisand, 2005) und von 88 bis 100 Prozent im Unterkiefer liegen (Stellingsma et al., 2004). Es wurde auch gezeigt, dass das Kronen-Implantat-Verhältnis

(lange Krone, kurzes Implantat) keinen Hauptrisikofaktor bei günstiger Krafrichtung und Lastverteilung darstellt. Tawil et al. (2006) untersuchten den periimplantären Knochenverlust um kurze Implantate (10 mm) und stellten fest, dass diese eine langfristige tragfähige Lösung in den Kieferregionen mit reduzierter Knochenhöhe sind. Gentile et al. (2005) konnten bei ihren Untersuchungen von Bicon-Implantaten mit den Längen 5,7 mm und 8 mm berichten, dass keine Unterschiede zwischen den Kurzimplantat-Überlebensraten im Vergleich zu Implantaten mit größerer Länge festzustellen waren.

Beurteilung der Implantatspannung:

Die Kurzimplantate zeigten bei der Belastung von 300 N günstige Spannungswerte im Halsbereich, was das Risiko einer Implantatfraktur minimiert. Die maximalen Spannungen der Kurzimplantate waren im Implantathalsbereich auf Kortikalishöhe lokalisiert.

5.2.2 Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der Miniimplantate

Shatkin et al. (2007) untersuchten im Rahmen ihrer fünfjährigen retrospektiven Studie 2514 Miniimplantate, die hauptsächlich zur Stabilisierung von herausnehmbaren Prothesen dienten, und konnten von einer Gesamtüberlebensrate von 94,2 % berichten, vorausgesetzt, sie werden nach dem vom Hersteller empfohlenen Protokoll angewendet und von geschulten Zahnärzten bzw. Implantologen inseriert. Entscheidend für den Erfolg der MDIs ist eine hohe Primärstabilität, die eine erfolgreiche Osseointegration ermöglicht. Diese wird von der Knochenqualität, dem Implantatdesign und der Operationstechnik beeinflusst (Ertugrul und Pipko, 2006).

Einige Autoren (Dilek et al., 2007) empfehlen eine Vorbohrung mit einer Tiefe von nur ein Drittel der Länge des geplanten Miniimplantates, um während der Implantatinsertion eine Kompression und Kondensation des Knochens zu erzeugen, die zu einer verbesserten Primärstabilität des MDIs beiträgt. Der offensichtliche Grund ist die dicke Kortikalis und die dichtere Spongiosa des Unterkiefers, die eine gute Primärstabilität der implantierten MDIs ermöglicht. Die Studie von Balkin et al. (2001), in der sie histologische Untersuchungen durchführten, zeigte, dass die Qualität der Osseointegration der MDIs mit der Osseointegrationsqualität der größeren Durchmesser verglichen werden kann.

Beurteilung der Auslenkung der Implantate:

Ertugrul und Pipko haben in ihrer Studie aus dem Jahr 2006 gezeigt, dass Implantate mit den konventionellen Durchmessern stabiler sind als Miniimplantate. Die Implantatauslenkungen in der vorliegenden Studie haben diese Beobachtungen bestätigt. Im ersten Teil der Untersuchungen zeigten die Miniimplantate-Prototypen einen hohen Auslenkungswert von 223 μm , während Implantate mit größeren Durchmessern und gleicher Länge deutlich geringere Auslenkungswerte zwischen 55 und 120 μm aufwiesen.

Im zweiten Teil der Untersuchungen zeigten die kommerziellen Miniimplantate Auslenkungswerte zwischen 200 und 800 μm . Der extrem hohe Wert von 800 μm wurde beim dem längsten Implantat (K.S.I-Bauer-Schraube, 18,5 mm) beobachtet, was auch im Zusammenhang mit dem extrem schmalen Implantatkopfteil zu sehen ist.

Beurteilung der Spannung und Dehnung des periimplantären Knochens:

Sohrabi et al. (2012) haben in einer aktuellen Studie aus dem Jahr 2012 gezeigt, dass die Überlebensrate von Miniimplantaten mit der von Standardimplantaten vergleichbar ist. Andernfalls haben ältere Studien gezeigt, dass Miniimplantate eine höhere Verlustrate aufweisen können als Standardimplantate (Winkler et al., 2000).

Es hat sich in der vorliegenden Studie gezeigt, dass die Spannungen in der Kortikalis um die untersuchten Miniimplantat-Prototypen deutlich höher (192-205 MPa) waren, als um die entsprechenden Standardimplantate (57-109 MPa). Auch die Verzerrungswerte der Spongiosa waren relativ höher (19000-24000 μstrain) als um Standardimplantate mit breiteren Durchmessern (3000-11000 μstrain).

Bei den kommerziellen Miniimplantaten zeigte sich, dass die Spannungen in der Kortikalis die Grenzspannung für den Knochen (100 MPa) überschritten haben. Bei manchen Miniimplantaten war die Kortikalis sogar mit bis zu 266 MPa (BICORTICAL 2,5x13 mm) überlastet wird, was mit lokalen Knochenschädigungen verbunden wird. Die Verzerrung der Spongiosa war dagegen bei allen kommerziellen Miniimplantaten unter dem physiologischen Wert, was mit verschiedenen Faktoren im Zusammenhang stehen kann, wie z.B. Implantatgeometrie, Oberflächengestaltung, Gewindedesign und die gute Knochenqualität der Unterkiefer-Frontzahnregion (das Haupteinsatzgebiet der Miniimplantate).

Diese beobachtete höhere Belastung der Kortikalis könnte eine der Erklärungen der teilweise erhöhten Verlustrate von Miniimplantaten sein. Aber auch die atypischen Implantatpositionen, die extreme Divergenz der Implantatachse, Infektion, Implantatabstoßung und schlechter Prothesensitz können weitere Gründe für höhere Verlustraten der MDIs sein (Scortecci et al., 2001).

Beurteilung der Implantatspannung:

Normalerweise werden Implantate aus Titan Grade 4 oder 5 hergestellt. Die Fließspannung für diese Legierungen wird mit rund 550 MPa (Grade 4) und 900 MPa (Grade 5) angegeben. Die Ermüdungsgrenze liegt bei Titan Grade 4 bei 425 MPa und bei Grade 5 bei 510 MPa. Diese Ermüdungsgrenzen werden in bestimmten Fällen, wie bei unkontrolliertem Beißen, überschritten, was das Risiko eines Belastungsbruches im Falle von Implantaten mit reduzierten Durchmessern erhöht. Bei reduzierten Kaukräften könnten die meisten Miniimplantate unter dieser Grenze liegen.

Die Belastung innerhalb der Miniimplantate war deutlich höher als bei Implantaten mit größerem Durchmesser. Die maximale Belastung von bis 1150 MPa war am zervikalen Drittel bzw. an der dünnsten Stelle des Implantathalses lokalisiert. Auch in den Studien von Barros et al. (2011) und Ertugrul und Pipko (2006) wurde auf eine größere Fraktur- gefahr der Miniimplantate hingewiesen. Andere Studien haben aber gezeigt, dass die Frakturen kein häufiges Problem bei Miniimplantaten darstellen (Elsyad et al., 2011; Jofre et al., 2010).

5.3 Schlussbetrachtung und klinische Empfehlungen

Durch Reduktion von Implantatlänge oder -durchmesser werden die Spannungen und Verzerrungen im Periimplantären Knochen sowie die Spannungen im Implantat selbst stark beeinflusst. Bei der Analyse der in dieser Arbeit durchgeführten Simulationen wurde deutlich, dass Kurz- und Miniimplantate zwar signifikante klinische Vorteile haben, aber von der biomechanischen Sicht eine höhere Belastung im periimplantären Knochen im Vergleich zu Standardimplantaten verursachen. Außerdem haben die Ergebnisse dieser Studie gezeigt, dass höhere Auslenkungen und die daraus resultierende Überlas-

tung des periimplantären Knochens nicht nur durch die Reduktion von Implantatlängen bzw. -durchmessern verursacht werden, sondern auch von den Implantatgeometrien sowie den Gewindegestaltungen beeinflusst wird. Darüber hinaus zeigen die vorliegenden Ergebnisse, dass ein erhöhtes Risiko für Überlastung und Bruch der Miniimplantate besteht, vor allem, wenn sie aus Titan Grade 4 bestehen. Folglich wird eine erhöhte Anzahl von Implantaten empfohlen, wenn Kurz- oder Miniimplantate eingesetzt werden müssen. Eine detaillierte Analyse der verschiedenen biomechanischen klinischen Situationen wurde durchgeführt, um die notwendige Anzahl der Implantate in diesen klinischen Situationen zu bestimmen. Wenn ein Kurzimplantat zum Einsatz kommen soll, dann muss dies ein gut ausgeprägtes tiefes Gewindedesign aufweisen, sonst ist die Auslenkung des Implantates zu hoch, was eine Osseointegration in der Einheilphase verhindern und zum Implantatverlust führen kann.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, unter Zuhilfenahme der FE-Methode den Einfluss der Reduktion von Implantatdurchmesser bzw. -länge auf die Primärstabilität bzw. Auslenkung der Implantate und der damit entstehenden Spannungen und Verzerrungen im periimplantären Knochen im belasteten Zustand zu untersuchen.

Diese Arbeit lässt sich in zwei Untersuchungsschritte unterteilen. Im ersten Teil wurde eine vergleichende Analyse zwischen Kurz- bzw. Minimplantat-Prototypen und entsprechenden konventionellen Implantaten der Firma Deutaurum durchgeführt (Systematische Untersuchung) und im zweiten Teil wurden ausgesuchte kommerzielle Kurz- und Miniimplantate untersucht und jeweils untereinander verglichen.

Es wurden für die Untersuchungen zunächst idealisierte FE-Knochenmodelle erstellt, die das klinische Haupteinsatzgebiet von Kurz- bzw. Miniimplantaten widerspiegeln. Während die Geometrien von Implantat-Prototypen aus der, von der Firma Deutaurum vorgelegten CAD/CAM-Daten erstellt und anschließend in das FE-Programm MSC.Marc/Mentat 2007 importiert wurden, mussten die kommerziellen Implantate zunächst mit dem μ CT gescannt werden. Die erstellten Schnittbilder der Implantate wurden in ADOR-3D zur Oberflächenmodellen generiert, die anschließend in FE-Programm MSC.Marc/Mentat importiert wurden, wo sie numerisch untersucht wurden.

In den ersten Vergleichsanalysen lagen die Auslenkungen, die Spannungen in der Kortikalis sowie die Verzerrung der Spongiosa sowohl bei den Kurz- als auch bei Miniimplantat-Prototypen deutlich höher als bei den entsprechenden konventionellen Implantaten, was eine erhöhte Belastung des periimplantären Knochens bedeutet.

Im zweiten Teil der Untersuchung hatten die kommerziellen Kurzimplantate ohne oder mit einem sehr flachen Schraubendesign eine deutlich höhere Auslenkung als Kurzimplantate mit ausgeprägtem schraubendesign. Die kommerziellen Miniimplantate hatten höhere Auslenkungswerte bis 799 μ m. Dieser extrem hohe Wert wurde beim dem längsten Implantat (K.S.I-Bauer-Schraube, 18,5 mm) beobachtet.

Der periimplantäre Knochen war sowohl bei Kurz- als auch bei Miniimplantaten im großen Ausmaß überlastet. Die Spannung in der Kortikalis war bei manchen Kurzimplantaten sogar um das Vierfache (390 MPa bei Straumann[®] 4,1x6 mm und 429 MPa bei ENDOPORE[®] 5,0x5 mm) und bei manchen Miniimplantaten um das Zweifache (218

MPa bei MDI 1,8x10 und 266 MPa BICORTICAL[®] 2,5x13 mm) erhöht. Überlastung der periimplantären Knochen in diesem Ausmaß ist sicherlich mit lokalen Knochenschädigungen verbunden. Die Verzerrungswerte der Spongiosa waren dagegen um fast alle Miniimplantate unterhalb der physiologischen Dehnungsgrenzen, was auf der hohen Knochendichte der Unterkiefer-Frontzahnregion, das Haupteinsatzgebiet von Miniimplantaten, zurückzuführen ist. Die meisten Miniimplantate haben hohe Spannungswerte in der engsten Stelle des Implantathalsbereiches gezeigt, was dort zur erhöhten Bruchgefahr führt. Am höchsten war die Spannung bei den schmalsten Implantaten (1150 MPa bei MDI 1,8 und 1100 MPa bei 2,1 mm) und am niedrigsten bei MDI 2,4x13 (443 MPa). Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass in Abhängigkeit der Implantatdurchmesser, Implantatgeometrie und Gewindegestaltung, es durchaus Sinn macht, Kurz- bzw. Miniimplantate bei unzureichendem Knochenangebot und Gefahr der Verletzung wichtiger anatomischer Strukturen zu nehmen. Allerdings müssen Kurzimplantaten über gut ausgeprägtes tiefes Gewinde verfügen, um höhere Auslenkungen und somit Überlastungen des periimplantären Knochen zu vermeiden. Bei Miniimplantaten können höhere Auslenkungen durch die Insertion in Kieferregionen mit hoher Knochendichte (Unterkiefer-Frontzahnregion) vermieden werden. Da bei den Miniimplantaten ein erhöhtes Frakturrisiko besteht, sollten sie keinen großen Belastungen ausgesetzt werden.

7. Literaturverzeichnis

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416

Adell R, Lekholm U, Brånemark PI. Das chirurgische Vorgehen. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Hrsg. *Gewebeintegrierter Zahnersatz*. Berlin: Quintessenz, 1985: 207-228

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 15: 39-52

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11-25

Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 553-559

Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andía I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008; 79: 42-48

Assis SL, Rogero SO, Antunes RA, Padilha AF, Costa I. A comparative study of the in vitro corrosion behavior and cytotoxicity of a superferritic stainless steel, a Ti-13Nb-13Zr alloy, and an austenitic stainless steel in Hank's solution. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 73: 109-116

Balkin BE, Stefflik DE, Naval F. Mini-dental implant insertion with the auto-advance technique for ongoing applications. *J Oral Implantol* 2001; 27: 32-37

Barros SE, Janson G, Chiqueto K, Garib DG, Janson M. Effect of mini-implant diameter on fracture risk and self-drilling efficacy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 181-192

Berry A. Lead roots of teeth for implantation. *J Dent Sci* 1888; 8: 549-553

- Bidra AS. Consequences of insufficient treatment planning for flapless implant surgery for a mandibular overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 286-291
- Bidra AS, Almas K. Mini implants for definitive prosthodontic treatment: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 156-164
- Bourauel C, Reimann S, Rahimi A, Keilig L. Anwendung numerischer Methoden in der Zahnheilkunde - Computersimulation kieferorthopädischer, implantologischer und prothetischer Behandlungsaufgaben Teil 1. *Digit Dent News* 2007: 14-18
- Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 142-146
- Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Linström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery* 1969; 3: 81-100
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977: 1-132
- Brånemark PI. Einführung in die Osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T, Hrsg. *Gewebeintegrierter Zahnersatz*. Berlin: Quintessenz, 1985: 11-76
- Brauner H. Titan als Dentalwerkstoff – Eine Standortbestimmung. *Quintessenz Zahntech* 1992; 18: 221-239
- Brunski J. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dental Implantology/Update* 4, 1993: 77-81
- Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999: 99-119
- Brinkmann A, Brinkmann E. *Geschichte der zahnärztlichen Implantologie in Deutschland*. Oldenburg: Anke, 1995
- Bundeszahnärztekammer, Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (Hrsg). *Das Dental Vademecum (DDV) 8*. Köln: Dt. Zahnärzte Verlag DÄV, 2004: 959-969
- Burstein AH, Wright TM. *Biomechanik in der Orthopädie und Traumatologie*. Stuttgart: Thieme, 1997

- Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent* 1998; 4: 258-266
- Cannizzaro G, Leone M, Esposito, M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 87-95
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005; 84: 428-433
- Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17: 232-236
- Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. 1. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991; 20: 75-82
- Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Cin Oral Impl Res* 1997; 8: 48-57
- Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 4: 391-398
- Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-to-gingival junction around unloaded and loaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997; 68: 186-198
- Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 109-113
- Cochran DL. The evidence for immediate loading of implants. *J Evid Based Dent Pract* 2006; 2: 155-163
- Collaert B, De Bruyn H. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1254-1260

- Cox JF, Zarb GA. The Longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: A 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2: 91-100
- Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, De Kanter RJ. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent* 2000; 28: 209-217
- Dalstra M, Melsen B. Load transfer of miniscrew for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 2004; 1: 53-62
- Davarpanah M, Martinez H, Celletti R, Alcoforado G, Tecucianu JF, Etienne D. Osseointegrated implant: 3-year prospective multicenter evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001; 3: 111-118
- Degidi M, Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J of periodontology* 2003; 74: 225-241
- Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 99-107
- Dilek OC, Tezulas E, Dincel M. A mini dental implant-supported obturator application in a patient with partial maxillectomy due to tumour: case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 6-10
- Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2009; 5: 393-402
- Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Coomann M, Vandersloten J, Puers R, Naert I. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol* 2006; 51: 1-9
- Elsyad MA, Gebreel AA, Fouad MM, Elshoukoui AH. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture: A 3-year prospective study. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 827-834
- Engels H. Handbuch zum BDIZ/EDI Implantat-Register. Berlin: Basic.dent, 2003

English CE, Bohle GC. Diagnostic, Procedural, and Clinical Issues with the Sendax Mini Dental Implants. *Compendium* 2003; 24: 3-25

Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 893-904

Esposito M, Grusovin MG, Kwan S, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: bone augmentation techniques for dental implant treatment, *Cochrane Database Syst Rev*. 2008

Ertugrul HZ, Pipko DJ. Measuring mobility of 2 dental implant fixtures of different configurations: an in vitro study. *Implant Dent* 2006; 15: 290-297

Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axissymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6: 511-520

Feldman S, Boitel N, Weng D, Kohles SS, Stach RM. Fiveyear survival distributions of short-length (10mm or less) machined surfaced and Osseotite implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6: 16-23

Formiggini MS. Method personnelle d'implants alloplastiques endo-osseux à spirales métalliques. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 1958; 68: 906-911

Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 142-146

Frost HM. Bone's mechanostat. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003; 275: 1081-1101

Gatti C, Chiapasco M. Immediate loading of Branemark implants: a 24-month follow-up of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by Conical transmucosal and standard MK II implants. *Clin Impl Dent Relat Res* 4 2002: 190-199

Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6x5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 930-937

- Gibney JW. Minimally invasive implant surgery. *J Oral Implantol* 2001; 27: 73-76
- Goené RJ., Bianchesi C., Hüerzeler M., Del Lupo R., Testori T., Davarpanah M., Jalbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent* 2005; 14: 274-280
- Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 538-545
- Griffitts TM, Collins CP, Collins PC. Mini dental implants: an adjunct for retention, stability, and comfort for the edentulous patient. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100: 81-84
- Hagi D, Deporter DA, Pilliar RM, Arenovich T. A targeted review of study outcomes with short (F7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol* 2004; 75: 798-804
- Hallab NJ, Vermes C, Messina C, Roebuck KA, Glant TT, Jacobs JJ. Concentration- and composition-dependent effects of metal ions on human MG-63 osteoblasts. *J Biomed Mater Res* 2002; 60: 420-433
- Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl)* 2011; 6: 341-350
- Hasan I, Heinemann F, Reimann S, Keilig L, Bourauel C. Finite element investigation of implant-supported fixed partial prosthesis in the premaxilla in immediately loaded and osseointegrated states. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2010; 55: 341-350
- Hämmerle CHF, Brägger U, Bürgin W, Lang, N. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 111-119
- Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 20-25
- Hoffmann-Axthelm W. *Die Geschichte der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. Berlin: Quintessenz, 1995: 293-295

- Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23: 104-111
- Holst S, Geiselhoeringer H, Wichmann M, Holst AI. The effect of provisional restoration type on micromovement of implants. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 173-182
- Ibanez JC, Jalbout ZN. Immediate loading of osseointegrated implants: two-year results. *Implant Dent* 2002; 11:128-136
- Jofré J, Conrady Y, Carrasco C. Survival of splinted mini-implants after contamination with stainless steel. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 351-356
- Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res* 1995; 29: 943-950
- Koeck B, Wagner W, Indikation, Kontraindikation und Differentialdiagnose In: Koeck B., Wagner W. *Praxis der Zahnheilkunde Implantologie*, Bd.13. München-Jena: Urban und Fischer, 2004: 2-4
- Larsson C, Thomsen P, Lausmaa J, Kasemo B, Ericson LE. Bone response to surface modified titanium implants: studies on electropolished implants with different oxide thickness and morphology. *Biomaterials* 1994; 15: 1062-1074
- Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a fiveyear period. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 73-83
- Ledermann PD. Über 20-jährige Erfahrung mit der sofortigen funktionellen Belastung von Implantatstegen in der Regio interforaminalis. *Z Zahnärztl Implantol* 1996; 12: 123-136
- Lee J, Frias V, Lee K, Wright R. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 377-381
- Lekholm U, Zarb GA. Patientenselektion und Aufklärung der Patienten. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Hrsg. *Gewebeintegrierter Zahnersatz*. Berlin: Quintessenz, 1985: 195-205
- Lentrodts J. Einführung und Standortbestimmung zur Implantologie. In: Franke J, Hrsg. *Der heutige Stand der Implantologie – Ein Symposium*. München: Hanser, 1980: 11-14

Linkow LI. Blattimplantologie. Zahnärztl Prax 1975; 16: 356-359

Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wegscheider WA. In-patient comparison of immediately loaded and nonloaded implants within 6 months. Clin Oral Implants Res 2003; 14: 273-279

Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J Oral Implantol 1991; 17: 126-131

Maló P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Branemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. Clin Implant Dent Relat Res 2003; 5: 37-46

Maló P, Rangert B, Dvarsater L. Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. Clin Implant Dent Relat Res 2000; 2: 138-146

Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Twodimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990; 16: 6-11

Meinken A. Finite Elemente in der Praxis: Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von MARC/MENTAT. Renningen-Malmsheim: expert, 2001

Mericske-Stern R. Overdentures with roots or implants for elderly patients: a comparison. J Prosthet Dent 1994; 72: 543-550

Misch CE, Judy KWM, Classification of partially edentulous arches for implant dentistry, The international journal of oral implantology 1987; 4: 7-13

Misch CE, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. Clin Implant Dent Relat Res 2003; 5: 17-28

Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A multicenter retrospective 6- year case series study. J Periodontol. 2006; 77: 1340-1347

Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Becker G, Hazen R, Misch CM. A Bone Quality-Based Implant System: First Year of Prosthetic Loading. *J Oral Implantol* 1999; 25: 185-197

Müller K. Die Quintessenz der oralen Implantologie. Berlin: Quintessenz, 1980; 15-20

Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 150-157

Neukam FW, Wichmann M, Wiltfang J. Zahnärztliche Implantologie unter schwierigen Umständen. Stuttgart - New York: Georg Thieme, 2007: 126-127

Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006: 21

Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 116-123

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; 4: 486-494

Pruin EH. Erfahrungen mit der enossalen Implantologie. In: Franke J, Hrsg. Der heutige Stand der Implantologie-Ein Symposium. München: Hanser, 1980: 89-110

Rahimi A, Keilig L, Bendels G, Klein R, Buzug TM, Abdelgader I, Abboud M, Bourauel C. 3D reconstruction of dental specimens from 2D histological images and microCT-scans. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2005; 8: 167-176

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7: 104-110

Rocci A, Martignoni M, Burgos PM, Gottlow J, Sennerby L. Histology of retrieved immediately and early loaded oxidized implants: light microscopic observations after 5 to 9 months of loading in the posterior mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5: 88-98

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 69-76

Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995; 4: 344-361

Scortecci GM, Bert M, Leclercq P. *Implants and Restorative Dentistry*, London: Martin Dunitz, Ltd., Complications, prevention, correction and maintenance 2001: 432-433

Scurria MS, Morgan V, Guckes AD, Li S, Koch G. Prognostic variables associated with implant failure. A retrospective effectiveness study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 400-406

Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer BD, Oppenheimer AJ. Mini dental implants for long-term fixed and removable prosthetics: a retrospective analysis of 2514 implants placed over a five-year period. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28: 92-99

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants: immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 319-324

Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie*. Stuttgart - New York: Georg Thieme, 1992

Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics and Rest Dent* 2003; 23: 313-323

Small SA, Zinner ID, Panno FV, Sharpiro HJ, Stein JI. Augmenting the maxillary sinus for implants: report of 27 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 523-528

Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig* 2000; 4: 13-20

Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter plants? A literature review. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 515-525

Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C. Hydroxylapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75: 270-278

Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jäger A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop* 2009; 70: 115-127

Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; 15: 240-248

Streckbein P, Wiederhold S, Wilbrand JF, Streckbein R, Schaaf H. Mini-Implantate sind im Kommen – eine Alternative zur Augmentation. *Dent Implantol* 2009; 13: 420-425

Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a mental support into the alveolus. *Am J Orthod* 1939; 25: 467-472

Strunz V. Enossale Implantationsmaterialien in der Mund- und Kieferchirurgie. München: Hanser, 1985

Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 95: 200-207

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 275-282

Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 894-901

Teixeira ER, Wadamoto M, Akagawa Y, Kimoto T. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: a five-year survival study. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 166-171

Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol* 2011; 38: 667-676

Tetsch P. Enossale Implantationen in der Zahnheilkunde – Ein Atlas und Lehrbuch. München: Hanser, 1991: 92-104, 111-158

- Thoma DS, Jones AA, Dard M, Grize L, Obrecht M, Cochran DL. Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol* 2011; 82: 1453-1461
- Thompson GJ, Puleo DA. Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro. *Biomaterials* 1996; 17: 1949-1954
- Tramonte S. A further report on intraosseus implants with improved drive screws. *J Oral Implantol* 1965; 11: 35-37
- Vandamme K, Naert I, Geris L, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J. The effect of micro-motion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit. *Eur J Oral Sci* 2007; 1: 21-29
- Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 588 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 272-281
- Watzek G, Weber R, Bernhart T, et al. Treatment of patients with extreme maxillary atrophy using sinus floor augmentation and implants: preliminary results *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27: 428-434
- Watzek G, Blahout R. Historischer Rückblick. In: Watzek G, Hrsg. *Enossale Implantate in der oralen Chirurgie*. Berlin: Quintessenz, 1993: 17-28
- Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 2000; 5: 22-31
- Wöhrle PS, Schnittman PA, Dasilva JD, Wang NH, Koch GG. Brånemark implants placed into immediate function: 5 -year results (abstract). *J Oral Implantol* 1992; 18: 382
- Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald, 1892

8. Danksagung

Ich möchte mich hiermit bei allen bedanken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel, Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie am Universitätsklinikum Bonn, für die Überlassung des interessanten Themas und die umfangreiche wissenschaftliche Betreuung. Sein Engagement trug im Wesentlichen zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Frau Dr. rer. nat. Istabrak Hasan, wissenschaftliche Mitarbeiterin der Abteilung für Oralmedizinische Technologie, danke ich sehr herzlich für ihre kompetente, intensive und umfangreiche Betreuung dieser Arbeit. Ich danke Ihr für Ihre Geduld und stetige Hilfsbereitschaft bei all meinen Fragestellungen.

Frau Dr. rer. nat. S. Reimann danke ich für die Teilnahme an der Korrektur dieser Arbeit. Herrn Dr. rer. nat. L. Keilig gilt mein Dank für die Unterstützung bei der computertechnischen Umsetzung dieser Arbeit.

Dem gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie danke ich für ihre Hilfsbereitschaft und die stets angenehme Arbeitsatmosphäre.

Mein herzlichster Dank gilt meinen lieben Eltern und meinem Mann, die mir das Studium ermöglicht und mich jederzeit nach Kräften unterstützt haben. Für den Rückhalt sowie die Ermutigungen im Studium danke ich ihnen von ganzen Herzen.