

**Numerische und experimentelle Untersuchung des
biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Dentalimplantate bei
verschiedenen Insertionstiefen**

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

Susanne Sterling
aus Leverkusen

2013

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. med. Dr. med. dent. Matthias Wenghoefer

Tag der Mündlichen Prüfung: 24.05.2013

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

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Literaturübersicht	5
1.1 Historischer Überblick über die dentale Implantologie	5
1.2 Implantatsysteme	7
1.2.1 In-situ-Raten.....	8
1.3 Biologische Aspekte des Knochens.....	9
1.3.1 Aufbau des Knochens	9
1.3.2 Knochenentwicklung	13
1.3.3 Knochenarten.....	14
1.3.4 Osseointegration	17
1.3.5 Implantateinheilung	18
1.3.6 Verschiedene Stabilitätsgrade bei der Implantatinsertion	21
1.3.7 Insertionstiefen.....	22
2. Fragestellung.....	23
3. Material und Methode	24
3.1 Verwendete Implantatsysteme.....	24
3.1.1 Astra Tech [®] -Implantatsystem.....	25
3.1.2 Straumann [®] -Implantatsystem	25
3.2 Knochenmodell	26
3.3 Numerische Analyse	27
3.4 Finite-Elemente-Methode.....	27
3.4.1 Entwicklung der Finite-Elemente-Methode	30
3.5 Hexapod-Mess-System.....	30

3.5.1 Messprinzip	35
4. Ergebnisse	38
4.1 Ergebnisse der Finite-Elemente-Simulation	38
4.1.1 Numerische Ergebnisse der Astra Tech [®] -Implantate	38
4.1.2 Numerische Ergebnisse der Straumann [®] -Implantate	41
4.1.3 Gegenüberstellung der Astra [®] - OS 3.5 und OS 4.5-Implantate	43
4.1.4 Gegenüberstellung der Astra [®] - und Straumann [®] -Implantate	45
4.2 Experimentelle Ergebnisse	46
4.2.1 Experimentelle Ergebnisse der Astra Tech [®] -Implantate	46
4.2.2 Experimentelle Ergebnisse der Straumann [®] -Implantate	48
5. Diskussion	49
5.1 Diskussion von Material und Methode	49
5.1.2 Implantatinsertion und Knochenmodell	49
5.1.3 Grenzen der Finite-Elemente-Methode	49
5.2.3 Diskussion der numerischen Ergebnisse	51
5.2.4 Diskussion der experimentellen Ergebnisse	56
5.4 Schlussbetrachtung und klinische Empfehlung	57
6. Zusammenfassung	58
7. Literaturverzeichnis	59
8. Danksagung	73
9. Lebenslauf	73

1. Einleitung und Literaturübersicht

1.1 Historischer Überblick über die dentale Implantologie

Die dentale Implantologie beschäftigt sich mit dem Einbringen künstlicher Zahnwurzeln in den Kieferknochen. Spiekermann definierte sie 1994 als „die Verankerung alloplastischer Materialien im Bereich des Kiefers zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verloren gegangener Kaueinheiten“. Der Ersatz von Zähnen, die durch Parodontitis, profunde kariöse Läsionen oder Traumata verloren gegangen sind und die Kompensation von Nichtanlagen werden durch sie ermöglicht. Prothetische Rehabilitation, aber auch kieferorthopädische Therapiemaßnahmen, basieren auf der dentalen Implantologie. Sie ist heute ein unentbehrlicher Teil des zahnmedizinischen Behandlungsspektrum (Buser und Belser, 1998).

Kulturgeschichtliche Funde belegen, dass schon frühzeitig Versuche unternommen wurden, Zahnverlust durch Elfenbein, Perlmutter oder Tierzähne auszugleichen. Die ältesten Eingriffe gehen auf das sechste bis vierte Jahrhundert v. Chr. zurück. Die Etrusker füllten leere Alveolen mit Tier- oder Menschenzähnen und fixierten sie an noch vorhandenem Restzahnbestand (Zensen, 1994). Nach Spink und Lewis (1972) wird bereits durch Albucasis (936 bis 1013) in der medizinischen Enzyklopädie „Chirurgia“ beschrieben, dass Zähne durch gefeilte Rinderknochen ersetzt wurden. Er soll die Trans- und Replantation zum Ersatz von Zähnen erstmalig empfohlen und als medizinische Therapie beschrieben haben (Arnaudow und Gerlichs, 1972). Lee erwähnt 1970 Funde aus der prä-kolumbianischen Zeit in Honduras. Zeugnisse aus dem alten Ägypten und dem römischen Kulturkreis lassen darauf schließen, dass die Implantologie zu einer der ältesten zahnmedizinischen Disziplinen überhaupt gehört (Zarb, 1985). Watzek und Mailath-Pokorny (2000) sehen allerdings viele der als implantologisch eingestuften Behandlungen eher als Retransplantation oder Transplantation von autogenen, homologen oder heterologen Zähnen. Sie erfüllten eher ästhetische Zwecke als kaufunktionellen Nutzen.

Die ersten Versuche von medizinischer Relevanz gehen zu Beginn des 19. Jahrhunderts auf Jourdan und Magiolo zurück, die in ihrer Schrift „Manual d'art dentaire“ die Versenkung eines konischen Goldrohres in die Alveole beschreiben (Spiekermann et al., 1994). Younger bereitete 1886 eine künstliche Alveole zur Aufnahme eines Spätimplantates auf (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000). Strock erkannte die korrekte Okklusion der Implantatversorgung als eine Voraussetzung für den Langzeiterfolg

und stellte das erste schraubenförmige Implantat vor (Strock, 1939). Ende der 30er Jahre wurden dann nicht oxidierende Metalle wie Chrom, Kobalt und Molybdän zunächst in die Orthopädie und schließlich in die zahnärztliche Implantologie eingeführt.

Das in den 70er Jahren von Linkow entwickelte Blattimplantat zeichnete sich durch größere Extensionsflächen aus. Seine Form begünstigte jedoch die Ausbreitung einer Periimplantitis und ließ es so wieder in den Hintergrund treten. Als Väter der modernen Implantologie gelten heute Formigini (1947), auf den die Heliokoidalschraube aus Tantal zurückgeht, Schulte (1978) und das von ihm entwickelte Tübinger Sofortimplantat sowie der schwedische Anatom Brånemark (Spiekermann et al., 1994). Brånemark betrieb 1969 Grundlagenforschung zur Geweberegeneration am Kaninchenknochen mit glattem, zylindrischem Titan, und entdeckte dabei eher zufällig dessen hohe Akzeptanz im Knochengewebe. Er sorgte durch die Entdeckung und den Nachweis der Osseointegration für den bedeutendsten Fortschritt in der Implantologie. Darunter verstand Brånemark den "lichtmikroskopisch direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem organisierten lebenden Knochen und der Oberfläche eines körperfremden alloplastischen Materials". Schroeder aus Bern erforschte zur selben Zeit die hohe biologische Kompatibilität des additiv aufgerauten Titan. Er konnte den Implantat-Knochen-Verbund durch eine neue Schnitttechnik von nichtentkalktem Knochen und Implantat experimentell nachweisen. Auf ihn geht der Begriff der „funktionellen Ankylose“ zurück (Schroeder, 1976). Den Durchbruch in der klinischen Anwendung erhielt die Implantologie 1982 durch die offizielle Anerkennung der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde als wissenschaftliche Therapie (Spiekermann et al., 1994).

Abbildung 1 zeigt das Makrodesign einer Auswahl gängiger enossal inserierter Implantattypen. Schätzungsweise werden über 2000 verschiedene Implantattypen verwendet (Jokstad et al., 2003), die sich im Hinblick auf Material, Größe, Form und Oberflächeneigenschaften unterscheiden. Heute finden vor allem zweiteilige rotationssymmetrische Titanschrauben Verwendung.



Abb. 1: Auswahl gängiger enossal inserierter Implantate. Von links nach rechts: Astra[®]-Implantat, Brånemark[®]-Schraube, Frialit[®]-2-Stufenschraube, ITI[®]-Vollschraube, IMZ[®]-Schraubenimplantat (nach Weibrich und Al-Nawas, 2001).

1.2 Implantatsysteme

Da die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit an vier Implantattypen der Firmen Astra Tech[®] und Straumann[®] durchgeführt werden, gibt der folgende Abschnitt eine kurze Übersicht über vorhandene Studien an speziell diesen Implantattypen.

Das 1991 entwickelte Astra Tech[®]-Implantatsystem umfasst die Modelle Osseo Speed TX und Osseo Speed TX Profile. Der Implantathals der Astra Tech[®]-Implantate ist mit einem Mikrogewinde versehen und konisch gestaltet. Laut Al-Nawas (2004) führt das Conical Seal Design nach sechswöchiger Einheilungszeit zu einem signifikant höheren marginalen Knochenerhalt (Marginal Bone Level-preservation), verglichen zu Implantaten ohne Mikrogewinde und konischen Design. Emmerich (2002) sah den geringeren Mikrospace bei einem Conical Seal Design als Ursache dafür an. Norton erzielte 1998 in seinen Studien ähnliche Ergebnisse. 2006 beschrieb er zudem den besonders stabilen Knochenerhalt um eine konische Implantatverbindung (Norton, 2006).

Die Implantatoberfläche der Astra Tech[®]-Implantate ist TiO₂ gestrahlt und fluoridmodifiziert. Histologische Analysen weisen im Vergleich zu nicht fluoridmodifizierten Oberflächen eine schnellere und weitflächigere Osseointegration nach (Abrahamsen et al., 2008). In Bezug auf den marginalen Knochenerhalt gibt es in der Literatur

keine Studien, die beweisen, dass modifizierte Oberflächen gegenüber nicht modifizierten den marginalen Knochen besser erhalten (Al-Nawas et al., 2004).

Die Implantatlinie der Firma Straumann[®] besteht aus Titan des Gütegrades IV. Der Gütegrad IV ermöglicht durch einen erhöhten Sauerstoffgehalt hohe Belastbarkeit bei mäßiger Duktilität (Capanni, 2007). Die ehemals Titan-plasmabeschichtete (TPS) Oberfläche des Straumann[®]-Implantatsystems wurde durch die 1998 und 2004 eingeführten „SLA“ und „SLA active“-Oberflächen abgelöst. Die Bezeichnung SLA steht für eine sandgestrahlte und säuregeätzte Implantatoberfläche (sand-blasted, large grit, acid-etched). Diese Modifikation soll osseokonduktiv wirken und eine frühere Osseointegration des Implantates ermöglichen (Buser und von Arx, 2000). Die SLA active-Beschichtung ist zusätzlich ultrahydrophil und soll im initialen Stadium der Wundheilung das Blutkoagulum stabilisieren und die Knochenanlagerung verbessern (Schwarz und Ferrari et al., 2007).

1.2.1 In-situ-Raten

Studien der Johannes-Gutenberg Universität in Mainz zwischen 1994 und 2005 zeigten für 507 inserierte Implantate der Firma Astra Tech[®] eine in-situ-Rate von 89,7 % nach 108 Monaten. Die Verweildauerschätzung nach Kaplan und Meier, in einer Heidelberger Forschungsarbeit, ergab für einen Zeitraum von 5,0 bzw. 8,5 Jahren einen Wert von 98,17 % bzw. 98,06 % (Buchner, 2003). Diese Zahlen stimmen laut Buchner mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen des Astra-Implantatsystems überein. Hieronymus beschrieb 2011 eine Überlebensdauer von 96,5 % bei einer durchschnittlichen Liegedauer von 2,6 Jahren. Eine Studie der Universität Regensburg mit 48 Patienten zeigte bei 191 TPS-beschichteten Implantaten der Firma Straumann[®], von 1995 bis 1999 inseriert, eine Überlebensrate von 94,5 % nach 127,4 Monaten (Haas, 2008). Eine 2012 beendete retrospektive 10-Jahres-Analyse der Universität Bern an 511 Straumann SLA-Tissue-Level-Implantaten bei 303 Patienten, ergab eine Überlebensrate der Implantate von 98,8 % (Buser et al., 2012). Zum Vergleich zeigte eine ältere Langzeit-Verlaufsstudie von Adell mit Brånemark-Implantaten im zahnlosen Kiefer, dass mehr als 95 % der Implantate nach 10 Jahren und über 92 % nach 15 Jahren in Funktion waren (Adell et al., 1981).

1.3 Biologische Aspekte des Knochens

Der Knochen ist keine starre Substanz, sondern ein spezialisiertes Bindegewebe, das zusammen mit dem Knorpelgewebe und der Muskulatur die Stütz- und Skelettfunktion des Körpers erfüllt. Wolff beschrieb bereits 1892 die heute als „Wolffsches Gesetz“ anerkannte Anpassungsfähigkeit des Knochengewebes auf wechselnde mechanische Bedingungen durch An- oder Abbau (Jones, 1994). Das Knochengewebe unterliegt aufgrund der auf ihn einwirkenden Kräfte zeitlebens distinkten Umbauvorgängen (Enlow et al., 1976). Makroskopisch unterscheidet man die zwei Bauformen der substantia compacta oder Kortikalis und der substantia spongiosa oder Spongiosa. Mit Ausnahme der Gelenkflächen ist der Knochen von der Knochenhaut (Periost) überzogen (Schiebler, 2005).

1.3.1 Aufbau des Knochens

Die Kortikalis ist eine dicht gepackte Knochensubstanz, die 80 % der Gesamtknochenmasse ausmacht und das äußere Knochengestüst bildet. Die zentrale Baueinheit der Kortikalis ist das Osteon (Abbildung 2). Darunter versteht man konzentrisch angeordnete Knochenlamellen (Speziallamellen), in deren Zentrum ein kapillarführender Kanal verläuft, der Harvers-Kanal (Weiner et al., 1998). Die Harvers-Gefäße speisen die Blutversorgung der Markhöhle und des Knochens. Harvers-Kanäle sind untereinander über quer verlaufende Volkmann-Kanäle verbunden. Die in den Speziallamellen liegenden Kollagenfasern laufen in Schraubentouren mit wechselnder Drehrichtung und sorgen für eine besondere Biegefestigkeit des Knochens. Reste alter Osteone, die sogenannten Schaltlamellen, liegen zwischen den Osteonen und werden als Zeichen von stetigem Knochenumbau angesehen (Junqueira und Carneiro, 2005). Laut Witt (1995) werden pro Jahr 25 % der Spongiosa und 3 % des kortikalen Knochens erneuert.

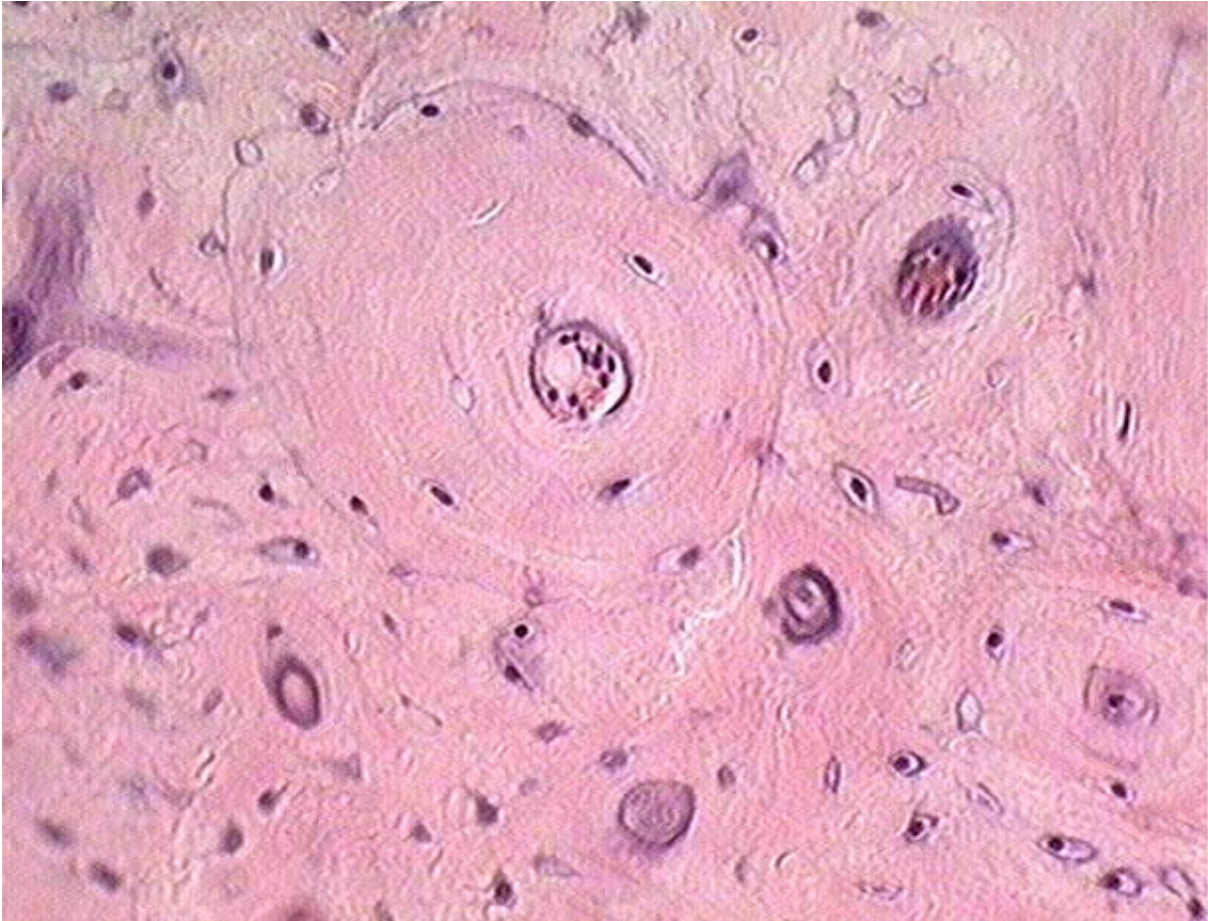


Abb. 2: Histologisches Schnittbild entkalkifizierter Osteone mit zentralem Harvers-Kanal und Blutgefäß (nach Bell und Safiejko-Mroccka, 2006). Die y-förmige Struktur am linken Bildrand zeigt einen angeschnittenen Volkmann-Kanal.

Unter Spongiosa versteht man ein schwammartiges Trabekelsystem im Inneren des Knochens, das aus feinen, verzweigten Knochenbälkchen besteht (Abbildung 3). Diese sind im Vergleich zur Kortikalis weniger regelmäßig ausgebildet und das Netzwerk der spongiösen Knochenbälkchen kann in Abhängigkeit von Lokalisation, Alter und Beanspruchung variieren (Mosekilde, 2000). Die Knochenbälkchen der Spongiosa sind als Kraftlinien (Trajektorien) entsprechend der mechanischen Beanspruchung des Knochens angeordnet (Hees und Sinowatz, 2000). Zwischen ihnen befindet sich das Knochenmark (Remedios, 1999). Die Spongiosa enthält im Vergleich zur Kortikalis bis zu 75 % mehr aktive Zellen. Sie ist metabolisch aktiver und reagiert auf mechanische Stimuli schneller als die Kortikalis.

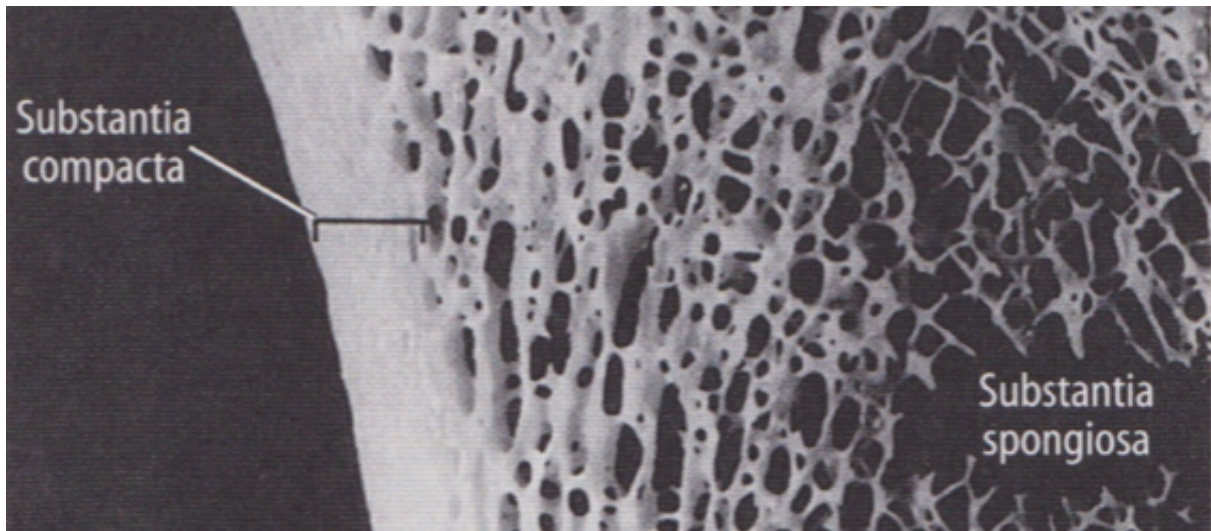


Abb. 3: Aufbau eines Lamellenknochens in Vergrößerung (Junqueira et al., 1998). Man erkennt im linken Bildteil die Kortikalis (substantia compacta) und rechts die schwammartige Struktur der Spongiosa (substantia spongiosa).

Das Knochengewebe, das die Kortikalis und die Trabekel der Spongiosa bildet, besteht aus den Zelltypen der Osteoblasten, Osteozyten, Osteoklasten, Knochenbelegzellen und der mineralisierten extrazellulären Matrix. Osteoblasten entstehen aus mesenchymalen Stammzellen über den Weg der Osteoprogenitorzelle durch die Einwirkung von lokalen Wachstumsfaktoren (Davies, 1998). Besonderen Einfluss auf die osteogene Differenzierung haben dabei die Wachstumsfaktoren Transforming Growth Factor β (TGF- β), Fibroblast Growth Factor α und β (FGF- α , FGF- β) und die Bone Morphogenetic Proteins 2, 3 und 7 (BMPs). Stains und Civitelli (2005) konnten zeigen, dass interzelluläre Informationskanäle (gap junctions) dabei eine bedeutende Funktion übernehmen. Osteoblasten sind die Knochenbildner. Sie synthetisieren die Knochenvorläufersubstanz, das Osteoid, das Kollagen Typ I und nicht-kollagenartige Proteine enthält (Mc Knee und Nanci, 1993). Osteoblasten sterben nach einer durchschnittlichen Lebensdauer von drei Monaten durch programmierten Zelltod (Apoptose) oder differenzieren zu Osteozyten (Christakos et al., 2003). Außerdem wird durch sie die alkalische Phosphatase sezerniert, welche den Knochen auf die Mineralisierung vorbereitet.

Osteozyten sind ruhende, von extrazellulärer Matrix eingemauerte, Osteoblasten. Nach Bonewald (2007) werden diese Zellen entsprechend ihrer Lokalisation und nicht, wie Osteoblasten und Osteoklasten, entsprechend ihrer Funktion definiert. Ihre Bedeutung war lange unklar, heute wird ihnen eine wichtige Funktion für den Erhalt des Knochens und den Knochenumbau zugeschrieben (Noble et al., 2000). Ihre

Plasmafortsätze bilden ein Labyrinth, das die gesamte mineralisierte Matrix durchzieht. Über Gap-junction-Proteine sind sie untereinander und mit den Saumzellen und Osteoblasten verbunden. Sie dienen der Mechanotransduktion und interzellulärer Kommunikation.

Die mehrkernigen Osteoklasten werden den Makrophagen zugeordnet und stammen von hämatopoetischen Vorläuferzellen ab. Osteoklasten resorbieren Knochenmatrix durch Säure und lysosomale Enzyme und bilden dabei Howship-Lakunen. Sie dienen der Calciumspiegel-Regulation und unterliegen hormoneller Steuerung. Sie werden durch Calcitonin aus der Schilddrüse direkt und durch Östrogen indirekt gehemmt, Parathormon und Vitamin D stimulieren sie indirekt über die Osteoblasten. Abbildung 4 gibt eine Übersicht des Zusammenspiels von Osteoblasten und Osteoklasten während des Knochenumbaus. Die Osteoklastendifferenzierung wird durch verschiedene Interleukine, den Tumor-Nekrose-Faktor (TNF), den Granulozyten-Makrophagen Kolonie-stimulierender Faktor (GM-CSF) und den Makrophagen Kolonie-stimulierender Faktor (M-CSF) gesteuert (Manolagas et al., 1995).

Die inaktiven, flachen Knochenbelegzellen werden auch als Lining-Zellen bezeichnet. Sie bilden die Innenseite des Periosts und können zu Osteoblasten differenzieren. Garg (2006) beschrieb ihre stimulierende Wirkung auf den Knochenumbau als Reaktion auf mechanische und chemische Reize. Die Knochenmatrix setzt sich zu 67 bis 70 % seines Trockengewichtes aus anorganischer Matrix, zu 22 bis 23 % aus organischer Matrix und zu 8 % aus Wasser zusammen (Quelch et al., 1983). Der anorganische Teil besteht überwiegend aus Hydroxylapatit-Kristallen und Calciumkarbonat (Robbins und Cotran, 2005). Die organische Matrix wird aus Fibrillen des kollagenen Bindegewebes vom Typ 1 und kleineren Mengen von Proteoglykanen und Glykoproteinen aufgebaut.

Laut Drenckhahn und Kugler (2003) verleiht die spezielle Zusammensetzung der extrazellulären Matrix dem Knochen einerseits eine hohe Druckfestigkeit, die höher als seine Zugfestigkeit ist, und andererseits eine mäßige Elastizität. Geneser konnte 1990 eine Druckfestigkeit von 15 kg/mm^2 und eine Zugfestigkeit von 10 kg/mm^2 nachweisen.

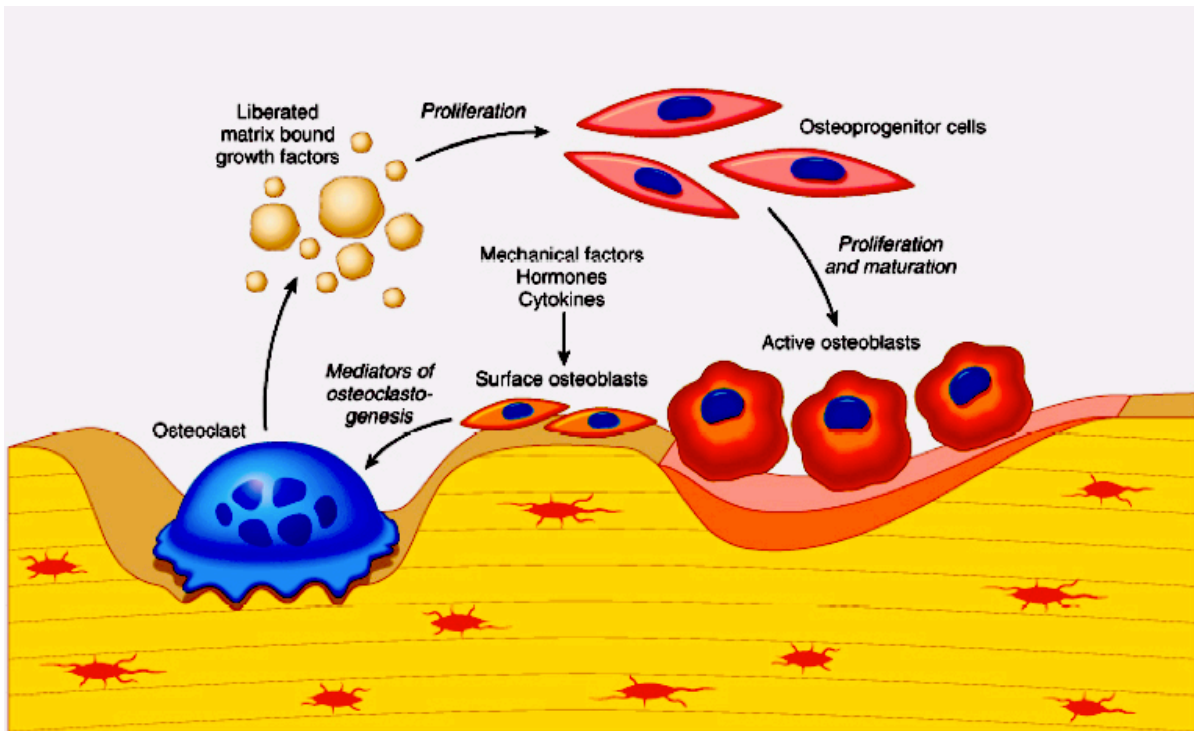


Abb. 4: Zusammenspiel von Osteoblasten und Osteoklasten bei Knochenumbau (Robbins und Cotran, 2005). Man sieht die Stimulation der Osteoklasten durch Osteozyten und den Reifeprozess der aktiven Osteoblasten über den Weg der Osteoprogenitorzelle.

1.3.2 Knochenentwicklung

Bei der Beschreibung der Knochenentwicklung wird zwischen den Begriffen der Osteogenese und Ossifikation unterschieden. Bei der Osteogenese handelt es sich um die Bildung eines Knochens. Unter Ossifikation versteht man die Bildung von Knochengewebe. Man unterscheidet bei der Bildung von Knochengewebe eine direkte (desmale) oder indirekte (chondrale) Ossifikation (Junqueira und Carneiro, 2005).

Bei der desmalen Ossifikation differenzieren Mesenchymzellen direkt zu Osteoblasten. Vom Ossifikationszentrum aus lagern sie Osteoid ab und ein erstes kleines Knochenstück in Form einer knochenspezifischen extrazellulären Matrix entsteht (Eames et al., 2003). Durch appositionelles Wachstum wird weiteres Knochengewebe angelagert (Junqueira und Carneiro, 2005). Isoliert tritt die Ossifikation nur selten auf, z.B. bei der Entstehung von Teilen des Schädelskelettes und der lateralen Clavicula.

Bei der chondralen Ossifikation findet die Knochenneubildung im Schutz einer desmal gebildeten Knochenmanschette statt. Die Mesenchymzellen differenzieren zunächst zu Chondroblasten und es entsteht ein Vorläufermodell aus hyalinem Knorpel

(Primordialskelett). Dieses wird sekundär durch Knochen und Knochenmark ersetzt (Chung, 2004). Die Ossifikation geht hierbei nicht von einem Zentrum aus sondern schreitet sowohl perichondral als auch enchondral fort (Lüllmann-Rauch, 2003). Sie ist exemplarisch für die Bildung langer und kurzer Röhrenknochen.

1.3.3 Knochenarten

Im Verlauf der embryonalen Knochenentwicklung oder im Rahmen der Frakturheilung entsteht zunächst ein unreifer Knochentyp mit geflechtartiger Kollagenmatrix (Geflechtknochen). Er dient als temporäre Struktur, die durch den stabileren Lamellenknochen ersetzt wird (Trostle et al., 1996). In Abhängigkeit von der Belastung wird der Knochen lamellenartig ausgerichtet und durch Bildung von Sekundärosteonen zu Lamellenknochen umgebaut. Dieser zeigt dann die klassische Bauweise aus Kortikalis und Spongiosa. Außer in den Suturen der platten Schädelknochen und den Alveolen der Zähne ist im Skelett eines ausgewachsenen Menschen kein Geflechtknochen vorhanden.

Im Bereich der Zahnheilkunde und Implantologie wird die Einteilung des Knochens nach Dichteabstufungen vorgenommen. Die Knochendichte ist vor allem für die Qualität des Implantatlagers von Bedeutung. Da die Knochendichte nicht direkt ermittelt werden kann, sondern aus den Grauwerten (Hounsfield-Einheiten, HE) von Computertomographischen Aufnahmen berechnet wird, wird die Knochendichte in diesem Zusammenhang häufig in HE angegeben. In der Literatur lässt sich im Hinblick auf die Weiterentwicklung der Implantologie eine Vielzahl von Klassifizierungen der Knochenqualität finden. Die Knochenqualität beschreibt den Anteil kortikalen Knochens und die Dichte der Spongiosa. Sie ist für den Langzeiterfolg einer Implantation von maßgebender Bedeutung. Die drei wichtigsten Klassifikationen sind im folgenden Abschnitt näher erläutert. Lekholm und Zarb unterteilten die Knochenqualität 1985 in vier Klassen. Ihre Einteilung basierte auf der Relation von spongiösen zu kortikalen Knochenbestandteilen und wird heute als Standardklassifikation verwendet (siehe Tabelle 1 und Abbildung 5).

Klasse	Spongiosa	Kompakta
1	wenig	überwiegend homogen
2	engmaschig	breit
3	engmaschig	dünn
4	weitmaschig	dünn

Tab. 1: Klassifikationsschema der Knochenqualität (Lekholm und Zarb 1985). Der Knochen wird anhand der Relation und Beschaffenheit von Spongiosa und Kortikalis in die Klassen 1 bis 4 eingeteilt.

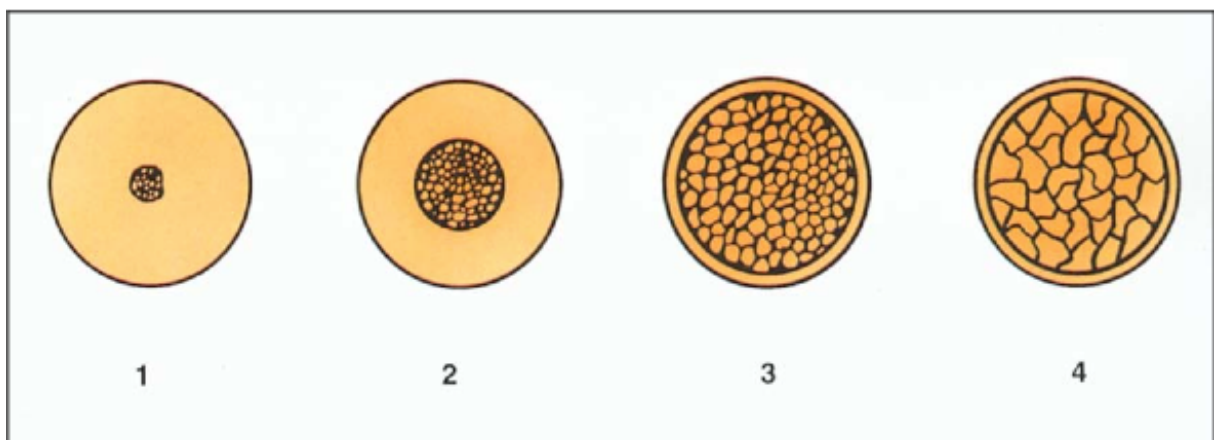


Abb. 5: Klassifikationsschema der Knochenqualität nach Lekholm und Zarb (1985). Abbildung nach Spiekermann (1994).

Durch Misch wurde 1990 eine weitere Klassifizierung vorgestellt. Er unterteilte in vier Qualitätsklassen (D1 bis D4) und ordnete diese topographisch zu (siehe Tabelle 2). Misch beschrieb die Klasse D2 durch eine gute Primärstabilität und Blutversorgung und eine große Implantat-Knochen-Kontaktfläche als günstigste Voraussetzung für die Implantatinsertion.

Knochenqualität	D1	D2	D3	D4
Charakteristikum Kompakta Spongiosa	dicht	dicht porös engmaschig	dünn porös weitmaschig	weitmaschig
Lokalisation	atrophiierte zahnlose UK-Front	OK-Front oral UK	OK fazial UK- Molarenbereich Nach Osteopla- stik von D2	Tuberbereich

Tab. 2: Klassifizierung der Knochenqualität nach Misch (1990).

2003 definierte Engels die Knochenklassen D1 bis D4 anhand von Knochendichtemessungen in Hounsfield-Einheiten (HE) (Vergleich: Luft: -1000 HE, Wasser: 0 HE, Titan: 3071 HE). Seine Einteilung setzt die Knochendichte außerdem in Relation zur Implantateinheilzeit (siehe Tabelle 3).

Knochenqualität	Knochendichte [HE]	Implantateinheilzeit [Monate]
D1	1500	3-4
D2	500	4-5
D3	250	4-6
D4	100	6-9
Luft	-1000	
Wasser	0	
Titan	3071	

Tab. 3: Klassifizierung der Knochenqualität in Hounsfield-Einheiten (HE) und dazu korrelierende Einheilzeiten nach Engels (2003).

Watzek und Mailath-Pokorny (2000) beschrieben Dichteabstufungen des Knochens auf der Grundlage von CT-Aufnahmen als nur bedingt aussagekräftig. Ihrer Meinung nach erschweren massive Überlagerungseffekte die genaue Diagnostik.

1.3.4 Osseointegration

Nach der Implantatinserterion werden drei mögliche Reaktionen des knöchernen Lagers beschrieben:

- Fibroossäre Einheilung

Es handelt sich um eine Einheilung mit bindegewebiger Kontaktzone zwischen Implantat und Knochen. Sie wurde durch den Ansatz Linkows, die Kontaktoberfläche zwischen Implantat und Knochenoberfläche zu vergrößern, und das 1968 entwickelte Blattimplantat, hervorgebracht. Die ersten erfolgreich inserierten Implantate wurden somit ermöglicht (Grafelmann und Brandt, 1970). Von Befürwortern positiv als Pseudodesmodont bezeichnet, führt sie jedoch nach heutigem Kenntnisstand zu einer unphysiologischen Implantatauslenkung. Albrektsson beschrieb es 1999 als wenig differenziertes Narbengewebe, das bereits durch physiologische Krafteinwirkungen überlastet werden könne (Albrektsson, 1999). Sie ist heute umstritten und gilt für einige Autoren als Indikation für die Implantatentfernung (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000).

- Osseointegration

Man versteht darunter den direkten funktionellen und strukturellen Verbund von organisiertem, lebenden Knochengewebe mit der Oberfläche eines belasteten Implantats ohne Weichgewebssnachweis auf lichtmikroskopischem Niveau (Brånemark, 1977). Angelehnt an diese Definition beschrieben Schwarz und Becker die „Inkorporation einer nicht biologischen Komponente in das menschliche Skelett mit der Fähigkeit zur funktionellen endo- und exoprothetischen Belastbarkeit“ (Schwarz, 2007). Die Osseointegration ist heute die Grundvoraussetzung für ein funktionsfähiges Implantat. Entscheidend sind hierbei eine möglichst atraumatische chirurgische Präparation des Implantatbettes und eine funktions- und belastungsfreie Einheilphase von drei bis sechs Monaten. Der direkte Knochen-Implantat-Kontakt wird auch als funktionelle Ankylose bezeichnet (Schroeder et al., 1976).

- Biointegration

Sie stellt eine Sonderform der Osseointegration dar und erfolgt bei der Einheilung bioaktiver Materialien. Zu dieser Materialgruppe gehören beispielsweise Calciumphosphat-Beschichtungen, Glaskeramiken und Hydroxylapatit. Durch osteoinduktive Implantatoberflächen wird der Knochen dazu angeregt, den Mikropalt im Bereich des Implantatlagers zu füllen (Davies, 2003). Badr und El Hadary beschrieben 2007 ein bemerkenswertes Maß an Knochengewebsintegration mit mehr und dichteren Knochen trabekeln bei Hydroxylapatit beschichteten Implantatoberflächen als bei unbeschichteten Oberflächen. Die Mikropaltgröße betrug 0,00-1,32 μm (Vergleich unbeschichtete Oberfläche: $1,29 \pm 0,51 \mu\text{m}$).

1.3.5 Implantateinheilung

Bei der Implantateinheilung handelt es sich um eine Form der primären Wundheilung, ähnlich der Spaltheilung einer Fraktur (Schroeder et al., 1994). Das Knochengewebe hat die Fähigkeit zur organotypischen Regeneration, die Prozesse der Osteogenese werden mit dem Ziel der restitio ad integrum nachvollzogen. Zahnärztliche Implantate bestehen in der Regel aus einem Reintitan-Kern. Durch Ätzung oder Titanplasmabeschichtung wird dessen Oberfläche vergrößert und ermöglicht eine stabile Knochenanlagerung im Sinne einer Osseointegration (Becker et al., 2006). Grundlage einer erfolgreichen Osseointegration ist ein ausreichender Implantat-Knochen-Kontakt (Brånemark et al., 1969; Albrektsson et al., 1983). Der Anteil der Implantatoberfläche, der direkt an den mineralisierten Knochen ohne dazwischen liegendem Bindegewebe angelagert ist, wird dabei berechnet (Trisi et al., 2002). Kasemo (1983) gibt einen Implantat-Knochen-Kontakt von 35 % als ausreichend für den Erfolg eines Implantates an.

Die Implantateinheilung wird in der Literatur durch verschiedene Begriffsdefinitionen beschrieben. Davies (2003) bezeichnete die drei Phasen der Implantateinheilung als Osteokonduktion, de novo-Knochenbildung und als Knochen-Remodelling. Marx und Garg beschrieben 1998 die osseophyllische, osteokonduktive und die osteoadaptive Phase der Implantateinheilung. Durch Albrektsson und Johansson (2001) wurden die Mechanismen in die Osteoinduktion, Osteokonduktion und Osseointegration unterteilt. Osborn und Newesley (1980) postulierten die Kontakt- und Distanzosteogenese um die Beziehung zwischen der Implantatoberfläche und dem Knochengewebe wäh-

rend der Einheilphase darzustellen. Die genannten Begriffe und ihre Zusammenhänge im Ablauf der Implantateinheilung werden im Folgenden erläutert. Die Implantateinheilung kann in drei Stadien unterteilt werden:

- Stadium 1: Wundheilung und Geflechtknochenkallusbildung

Bereits Minuten nach der abgeschlossenen Implantation kommt es zur Bildung eines initialen Hämatoms im periimplantären Gewebe (Brånemark et al., 1985). Von besonderer Bedeutung dabei ist das entstehende Fibrinnetz (Bagambisa et al, 1994). Es bedeckt die Implantatoberfläche und bildet unter dem Einfluss von Blutgerinnungsfaktor 13 Leitschienen für die Zellmigration (exsudative Phase). Die an der Implantatoberfläche adherierenden Thrombozyten sezernieren daraufhin Zytokine und Wachstumsfaktoren, wie TGF- β und PDGF.

Durch das chirurgisch gesetzte Trauma beginnt unter dem Einfluss von Entzündungsmediatoren, wie Prostaglandin E und Interleukinen, eine Fremdkörperreaktion auf nekrotisches Knochenmaterial an der Implantatoberfläche. Sie geht mit der Bildung von Granulationsgewebe und der Aktivierung von Makrophagen und Granulozyten einher (resorptive Phase). Durch diese initialen Resorptionsvorgänge werden Wachstumsfaktoren, wie BMPs, aus der Knochenmatrix freigesetzt. Sie wirken chemotaktisch auf mesenchymale Stammzellen (Lind, 1996), die sich zu Präosteoblasten und Osteoblasten differenzieren. Es lagern sich Oberflächenproteine und Integrine an der Implantatoberfläche an. Albrektsson et al. (2001) beschrieben diesen Prozess der Stimulation und Migration undifferenzierter mesenchymaler Zellen und deren Differenzierung zu knochenkompetenten Zellen als Osteoinduktion. Marx und Garg (1998) bezeichneten den Mechanismus als osseophyllische Phase. Bereits sechs Tage post implantationem wird erstes Osteoid gebildet. Parallel dazu findet ab dem dritten Tag nach Insertion eine periimplantäre Angiogenese statt (Marx und Garg, 1998).

In der zweiten Woche nach der Insertion beginnt die Geflechtknochenbildung ausgehend von intakten endostalen und periostalen ortsständigen Knochenoberflächen (Schenk und Buser, 2000). Sie wird als Distanzosteogenese bezeichnet (Osborn und Newesley, 1980) und birgt, wenn sie isoliert von der Kontaktosteogenese auftritt, die Gefahr der Weichgewebseinscheidung.

Die Knochenneubildung an der Implantatoberfläche bezeichnete Davies (2003) als de novo- Knochenbildung. Osborn und Newesley (1980) beschrieben sie als Kontaktosteogenese. Abbildung 6 zeigt die Anlagerung einer Knochenzelle an die Implantatoberfläche. Das Implantat wird durch ein zentripetales Wachstum des umliegenden Knochens integriert. Nach Davies (2003) verlaufen die Prozesse der Kontakt- und Distanzosteogenese parallel. Puleo et al. (2006) nahmen an, dass das Auftreten der Distanz- oder Kontaktosteogenese von Implantattyp und -oberfläche beeinflusst wird.

- Stadium 2: Lamelläre Verdichtung und Umbauvorgänge

Nach der Phase der Knochenneubildung wird das Implantat durch die Zunahme lamellärer Knochensubstanz stabilisiert und es kommt zu einer Sklerosierung der Umgebung (Strietzel, 2002). Die Kontaktzone zwischen Implantat und Knochen sollte sich in dieser Phase nicht mehr verändern. Diese Umbauvorgänge von periimplantären Geflechtknochen in Lamellenknochen werden auch als Knochen-Remodelling (Davies, 2003) oder osteoadaptive Phase der Osseointegration bezeichnet. Die Knochenneubildung beträgt ca. 1 μm pro Tag (Spiekermann, 1994). Bei einer durchschnittlichen periimplantären Spaltbreite von 30 bis 50 μm ergeben sich unbelastete Einheilphasen von drei bis vier Monaten.

- Stadium 3: Reifung

Nach Neukam (1989) benötigt der implantatnahe Knochen ca. ein Jahr um zu reifen und sich anzupassen. Die Knochenstruktur kann sich verstärken (periimplantäre Sklerosierung) oder bei Überbelastung resorbiert werden (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000). Schenk und Buser (1998) sehen den Knochenumbau als lebenslangen Prozess. Entsprechend der vom Implantat auf den Knochen übertragenden Scher-, Zug- und Druckkräfte kommt es zeitlebens zu einer Anpassung der Knochenstruktur.

Die erfolgreiche Einheilung ist abhängig von der Vaskularisierung des Knochens, der Makro- und Mikrostruktur des Implantates und der Stabilität der Einheilphase. Von Bedeutung hierbei ist, dass ein eingeeiltes Implantat nicht automatisch mit einem belastungsfähigen Implantat gleichzusetzen ist.



Abb. 6: Kolorierte rasterelektronenmikroskopische Aufnahme einer an der Titanoberfläche angehafteten Knochenzelle (Brånemark Osseointegration Center, <http://www.branemark.com/Osseointegration.html>). Zugriffsdatum: 12.01.2012

1.3.6 Verschiedene Stabilitätsgrade bei der Implantatinsertion

Betrachtet man die Verankerung eines Implantates, so kann man drei verschiedene Stabilitätsstufen unterscheiden.

- Primärstabilität beschreibt die mechanische Verankerung durch Presspassung und die Festigkeit direkt nach der Insertion, ohne dass ein Einheilprozess stattgefunden hat. Sie ist die Grundvoraussetzung für eine Sofortbelastung.
- Die Sekundärstabilität wird auch als knöcherner Stabilität bezeichnet und beschreibt das definitive Einwachsen des Implantats im Knochen. Sie wird nach vier bis sechs Monaten erreicht und ist unabdingbare Voraussetzung für den klinischen Erfolg des Implantates. Abbildung 7 zeigt die schematische Darstellung der Primär- und Sekundärstabilität in Abhängigkeit von der Zeit post implantationem.
- Mit Tertiärstabilität oder Gesamtstabilität wird die funktionelle Stabilität des belastungsfähigen Implantates bezeichnet.

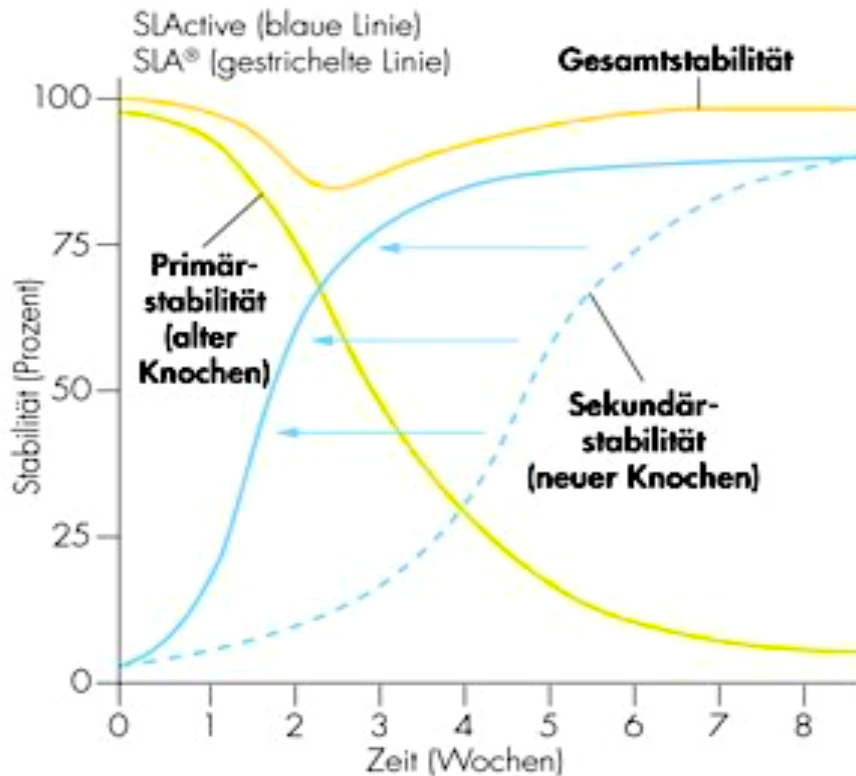


Abb. 7: Dargestellt ist der schematische Verlauf der Primär- und Sekundärstabilität in Abhängigkeit von der Zeit am Beispiel eines SLActive® und SLA®-Implantates der Firma Straumann®. Die grüne Linie zeigt, wie die Primärstabilität im Verlauf des Knochenumbaus abnimmt. Die zunehmende Sekundärstabilität wird durch die blauen Linien gekennzeichnet. Die Gesamtstabilität ist in Orange dargestellt.

1.3.7 Insertionstiefen

In Abhängigkeit von vertikaalem und horizontalem Knochenangebot werden Implantate auf unterschiedlichem, vertikalem Knocheniveau inseriert. Supra,- epi- oder subkrestal. Die epikrestale Insertion stellt dabei zum heutigen Forschungszeitpunkt die am häufigsten gewählte Position dar. Adell et al. befürworteten 1981 die Insertion auf Höhe des krestalen Knocheniveaus. Schroeder (1981) erforschte im gleichen Jahr die Insertion von Implantaten die 3 mm über das krestale Knocheniveau reichten. Im ästhetisch sichtbaren Bereich kann eine subkrestale Insertion indiziert sein. Tarnow et al. (2000) beschrieben jedoch signifikant höhere Knochenverluste durch die tiefere Ausdehnung der biologischen Breite bei subkrestaler Insertion. Die Untersuchungen von Hämmerle an subkrestal inserierten Straumann®-Implantaten zeigten ebenso eine höhere Knochenatrophie (Hämmerle, 1996).

2. Fragestellung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, durch numerische Analysen eine Untersuchung über die Einflüsse unterschiedlicher vertikaler Implantatpositionen, Implantatlängen und Durchmesser auf die initiale Beweglichkeit sofortbelasteter, nicht osseointegrierter Implantate durchzuführen. Die Untersuchung berücksichtigt im Besonderen die Unterschiede bei supra-, epi und subkrestaler Insertion der Implantate. Der Fokus lag hierbei auf den Ergebnissen der numerischen Untersuchungen. Die experimentellen Ergebnisse sollten der Validierung der numerischen Ergebnisse dienen.

3. Material und Methode

Untersucht wurden in Rinderrippen inserierte Implantate der Firmen Astra Tech[®] und Straumann[®]. Im experimentellen Teil wurden die Proben in einem optomechanischen Messaufbau zur Erfassung der Kraft/Auslenkungs-Relation mit verschiedenen Kräften bis maximal 85 N belastet. Die Knochen-Implantat-Segmente wurden in einem μ CT gescannt und die Schnittbilder mit Hilfe des Programms Ador-3D (Advanced Object Reconstruction) (Rahimi et al., 2005) zur bildlichen Rekonstruktion von Implantat, Spongiosa und Kortikalis verwendet. Im numerischen Teil wurden die rekonstruierten Modelle in ein Finite-Elemente (FE)-Programmsystem importiert und FE-Modelle generiert. Die Implantate wurden rechnerisch identisch zum experimentellen Kraftsystem belastet und die numerischen Ergebnisse mit den experimentellen Ergebnissen verglichen. Es folgt eine nähere Erläuterung der einzelnen Versuchsschnitte.

3.1 Verwendete Implantatsysteme

In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt vier verschiedene Implantatsysteme der Hersteller Astra Tech[®] und Straumann[®] untersucht. Die verwendeten Typen sind in Tabelle 4 aufgelistet. Die Eigenschaften der unterschiedlichen Implantatsysteme sind im Folgenden beschrieben.

Typ	Hersteller	Durchmesser [mm]	Länge [mm]	Bezeichnung
OsseoSpeed TX	Astra Tech [®]	4,5	11	OS 4.5 S11
OsseoSpeed TX	Astra Tech [®]	3,5	11	OS 3.5 S11
Standard	Straumann [®]	4,8	10	S10 D4.8
Standard Plus	Straumann [®]	4,1	12	SP12 D4.1

Tab. 4: Übersicht über die verwendeten Implantate der Firmen Astra Tech[®] und Straumann[®].

3.1.1 Astra Tech[®]-Implantatsystem

Untersucht wurden die Modelle Osseo Speed TX, erhältlich in Durchmessern von 3,0 bis 5,0 mm und Längen von 6,0 bis 17,0 mm. Bei der Makrostruktur handelt es sich um ein zylindrisches Schraubenimplantat aus Titan mit Mikrogewinde am Implantathals (siehe Abbildung 8). Das Micro Thread[®] Mikrogewinde soll laut Herstellerangaben Belastungsspitzen verringern und eine optimale Belastungsverteilung gewähren. Die Verbindung zwischen Abutment und Implantat ist für eine bessere Passgenauigkeit konisch gestaltet und mit einem Doppelsechskant versehen (Conical Seal Design[®]). Für den schräg atrophierten Kieferkamm bietet die Firma Astra[®] außerdem das OS TX Profile[®] System an. Die Implantatoberfläche ist TiO₂ gestrahlt und fluo-ridmodifiziert.



Abb. 8: Übersicht der Astra Tech[®]-Implantattypen (nach Dentsply[®] Produkt-katalog, 2013).

3.1.2 Straumann[®]-Implantatsystem

Die verwendeten Implantate der Firma Straumann[®] sind vom Typ Standard und Standard Plus, erhältlich in Durchmessern von 3,0 bis 4,8 mm und Längen von 6,0 bis 16,0 mm. Das 1974 entwickelte Implantatsystem umfasst heute vier Implantatlinien aus Titan, Gütegrad IV. Die Implantatlinien unterscheiden sich durch die Breite der Implantatschulter und die Länge der glatten Halspartie (siehe Abbildung 9). Es wird unterschieden zwischen Regular Neck (RN)-Implantaten mit 4,8 mm Schulterbreite, Narrow Neck (NN)-Implantaten mit einer Schulterbreite von 3,5 mm, bei stark begrenztem Interdentalraum und geringem Knochenangebot, wie z.B. Oberkiefer und Unterkiefer Schneidezähne und Wide Neck (WN)-Implantaten mit 6,5 mm Schulter-

breite. Für die Sofortimplantation wurde das selbstschneidende Tapered Effect (TE)-Implantat entwickelt. Durch seine zylindrische Form im apikalen Bereich und einem mit 0,8 mm enger gestuften Gewinde soll die Primärstabilität verbessert werden (Haas, 2008). 2007 wurde zudem das Straumann® Bone Level-Implantat eingeführt. Es wird bis auf das Knochenniveau inseriert und besitzt das TE-Gewindedesign. Laut Herstellerangaben besitzt es erhöhte vertikale Stabilität und dient dem Erhalt des krestalen Knochens.

Das Straumann® Dental Implant System

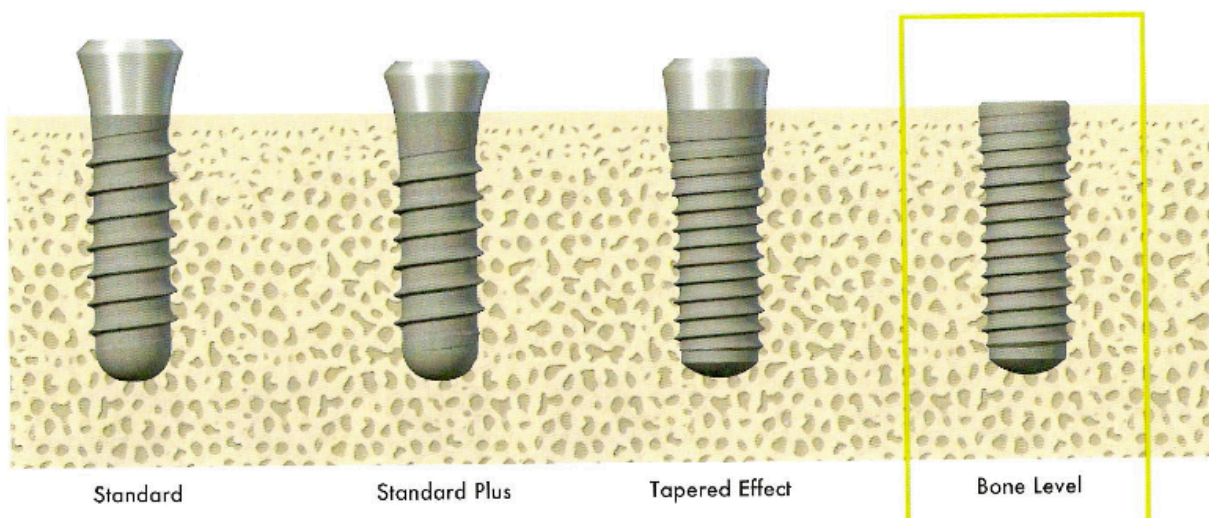


Abb. 9: Übersicht der Straumann®-Implantattypen (nach Straumann® Produktkatalog, 2005).

Die Implantatlängen variieren in 2 mm-Schritten von 6 bis maximal 16 mm. Für die Versorgung von unterschiedlichen horizontalen Knochenangeboten liegen Implantate im Durchmesser von 3,3 mm, 4,1 mm und 4,8 mm vor. In der vorliegenden Arbeit wurden die im täglichen klinischen Gebrauch häufig verwendeten 10 und 12 mm langen Implantate untersucht.

3.2 Knochenmodell

Als Knochenmodell dienten 4 bis 5 cm breite Rinderrippensegmente (siehe Abbildung 10). Unter klinischen Bedingungen wurden die Implantate gemäß Herstellerangaben von Dr. Marcus Abboud in der Poliklinik für Chirurgische Zahn,- Mund- und Kieferheilkunde am Zentrum für Zahn,- Mund- und Kieferheilkunde der Universität Bonn inseriert. Sie wurden bei -20 °C gelagert und vor der Messung aufgetaut. Während der experimentellen Durchführung wurden sie zum Schutz vor Austrocknung mit

Kochsalzlösung befeuchtet. Sie wurden willkürlich mit den Nummern 1 bis 9 bezeichnet.



Abb. 10: Photo einer Knochenprobe mit suprakrestal inseriertem Implantat.

3.3 Numerische Analyse

Als Vorbereitung für die dreidimensionale Rekonstruktion wurden die Proben in einem μ CT (SkyScan 1174, SkyScan, Belgien) gescannt. Danach erfolgte eine Bearbeitung der Schnittbilder mit dem Programm ADOR-3D (Advanced Object Reconstruction, Rahimi et al., 2005). Es dient der halbautomatischen Erstellung von 3D-Modellen und zeichnet sich im Vergleich zu vollautomatischen Generierungsprogrammen durch eine höhere Detailgenauigkeit aus. Es ermöglicht die halbautomatische Erkennung von Strukturen, Modellgenerierung auf der Basis verschiedenster Datenquellen und außerdem interaktive Eingriffmöglichkeiten. Spongiosa, Kortikalis und die Implantatinnen- und außenseiten wurden hiermit als einzelne Strukturen in jedem fünften Schnittbild eines Objektes umrandet. Aus 1000 Schnittbildern ergaben sich 200 Polygone.

3.4 Finite-Elemente-Methode

In dieser Arbeit wurde das biomechanische Verhalten der experimentell untersuchten Proben auch numerisch mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) simuliert. Diese wurde in die dentalen biomechanischen Forschungsarbeiten 1973 durch Farah et.

al. eingeführt und wird heute vielfach zur Analyse von Spannungs- und Verzerrungsverteilungen im Alveolarknochen, Periodontalligament und bei orthodontischer Zahnbewegung verwendet, (z.B.: Heine 2005, Stahl 2008, Pishwa 2010). Götz nutzte die FEM 1998 zur Simulation von Verletzungsmechanismen bei Schädel-Hirn-Traumata. Die FEM ist das am häufigsten eingesetzte Verfahren zur Berechnung komplexer Konstruktionen, z.B. im Maschinenbau und der Luft- und Raumfahrttechnik (Knothe und Wessels, 1999). Für die vorliegenden Untersuchungen wurde das kommerzielle FEM-Programmsystem MSC.Marc/Mentat 2007 eingesetzt. Es wird an der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie sowohl auf einem Dell-Servercluster (insgesamt 32 Prozessoren mit jeweils vier Gigabyte RAM) als auch auf den Arbeitsplatzrechnern betrieben. Trotz der hohen Leistungsfähigkeit des Clusters resultieren daraus Lösungszeiten von drei bis zu zehn Stunden für eine Rechnung.

Die FEM stellt ein mathematisches Diskretisierungsverfahren für Kontinuumsprobleme dar, mit dem unter anderem das mechanische Verhalten von beliebig geformten, festen Körpern mit sehr guter Näherung bestimmt werden kann (Meißner und Maurial, 2000). Die FEM ist ein numerisches Berechnungsverfahren zur Lösung von partiellen Differentialgleichungen (Schwarz, 1984). Eine Vielzahl von physikalischen Vorgängen, wie zum Beispiel thermische Veränderungen, Spannungen und Verformungen, werden durch diesen Ansatz mathematisch modelliert. Da die Lösung solcher Gleichungen sehr umfangreich und bei komplexen Körpern teilweise nicht möglich ist, werden Näherungsverfahren wie die FEM herangezogen. Bathe beschrieb 1986 wie unter Berücksichtigung der Materialparameter und der angreifenden Kräfte, mechanische Spannungen, Deformationen und Verzerrungen einer Gesamtstruktur ermittelt werden können. Laut Wittel (2009) umfasst die FE-Analyse die drei Schritte des Preprocessing, Solving und Postprocessing. Er beschrieb das Preprocessing als Transformation einer realen Konstruktion in ein Berechnungsmodell. Geometrieigenschaften und Materialparameter werden hier definiert und zu einer Modelldatenbank vernetzt. Diese wird durch den Solver in Ergebnisse umgewandelt, in der vorliegenden Arbeit: Verformung und Spannung. Der Postprocessor ermöglicht eine Visualisierung der Ergebnisse.

Die Knochenprobe und das darin inserierte Implantat werden durch Diskretisierung in eine endliche Anzahl analytisch lösbarer Teile zerlegt. Das finite Element wird zu einem Teilbereich mit definierter Knotenanzahl und die einzelnen Elemente werden

über die Knotenpunkte miteinander vernetzt. In der vorliegenden Arbeit wurden dafür sogenannte Tetraeder-Elemente (siehe Abbildung 11) verwendet. Mit größerer Feinheit der Diskretisierung werden die Ergebnisse der Näherungsrechnung genauer, aber auch der Rechenaufwand steigt. Für die Modellherstellung gilt: So fein wie möglich, so grob wie nötig.

Die Qualität der Vernetzung und der resultierenden Simulationsergebnisse hängt entscheidend von der korrekten Wahl des der Modellierung zugrunde liegenden verwendeten Elementtyps ab. Typischerweise werden folgende Elementklassen unterschieden:

a: eindimensionale Linienelemente: Intervall (Stab, Balken)

b: zweidimensionale Flächenelemente: Dreieck, Viereck

c: dreidimensionale Volumenelemente: Tetraeder, Pentaeder, Pyramide und Hexaeder

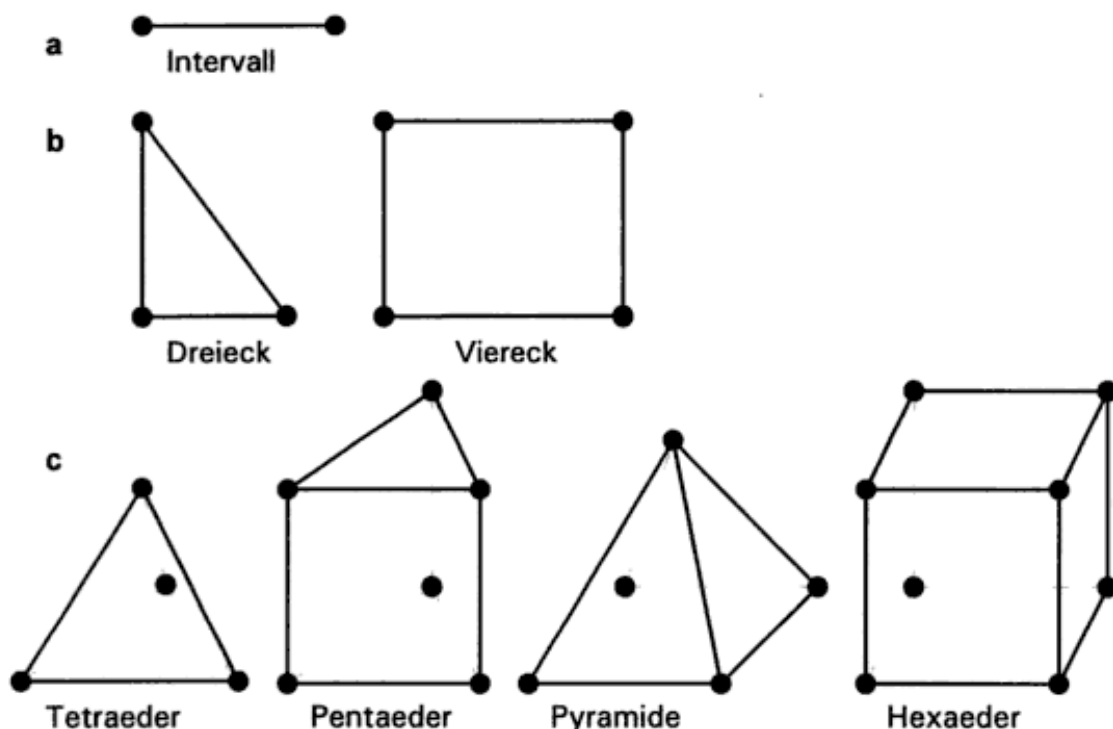


Abb. 11: Auswahl möglicher Elementklassen finiter Elemente (nach Steinbuch, 1998). In der obersten Reihe sind eindimensionale Elemente dargestellt. Die zweite Reihe zeigt zweidimensionale Elemente und in der untersten Reihe sind dreidimensionale Elemente dargestellt.

3.4.1 Entwicklung der Finite-Elemente-Methode

Die Entwicklung wurde maßgeblich in den letzten 50 Jahren vorangetrieben, doch schon 200 v. Chr. beschäftigte sich Archimedes von Syrakus mit Kreisumfangsberechnungen über eine finite Anzahl gerader Elemente. Grundlegend für die heutigen Anwendungen waren die Forschungsarbeiten von Ritz und Courant (Meißner und Maurial, 2000). Das „Ritzsche Verfahren“ von 1909 basierte auf neuen Methoden zur Lösung von Variationsproblemen und beschrieb die theoretischen Grundlagen für die FEM (Gawehn, 2009). Courant erweiterte das Ritzsche Verfahren 1943. Aufgrund der geringen Rechenleistungsfähigkeit zu dieser Zeit konnte sich das Verfahren erst wesentlich später manifestieren (Meißner und Maurial, 2000). Einen entscheidenden Beitrag zur kommerziellen Entwicklung der FEM lieferte Ende der 50er Jahre Argyris. Die erste Verwendung des Terminus „finite element“ führte Clough 1960 ein. Zwischen 1957 und 1970 suchten die Pioniere der FEM, Clough und Wilson, nach einer Methode, die es ihnen ermöglichen sollte, auch mehr als eindimensionale Elemente zu untersuchen. Zusammen mit Turner, Martin und Top führte Clough erste Strukturberechnungen von Flugzeugflügeln bei Boeing durch. Durch die Entwicklung leistungsfähiger Computer konnte die FEM nun auch computergestützt Anwendung finden. Das erste Standardwerk, ein Lehrbuch über die FEM, geht auf Zienkiewicz 1970 zurück (Klein, 1990). In Fahrzeugbau, der Luft- und Raumfahrtindustrie und der Medizintechnik ist die FEM heute der Goldstandard der Festkörpersimulation.

3.5 Hexapod-Mess-System

Die experimentelle Durchführung erfolgte mit dem Hexapod-Mess-System (Hex-MeS). Mit diesem optomechanischen Messaufbau wird die Kraft-Auslenkungscharakteristik von Körpern in der dentalen Biomechanik erfasst. Abbildung 12 zeigt eine Schemazeichnung des Messaufbaus, ein Photo des gesamten Messaufbaus ist in Abbildung 13 zu sehen. Das System wurde im Rahmen einer Dissertation entwickelt (Keilig, 2007) und ist bereits in anderen Studien ausführlich beschrieben (Keilig et al., 2007). Hier soll das System daher nur kurz erläutert werden. Die drei Komponenten des Hexapod-Mess-Systems sind:

- ein optischer, berührungsloser Bewegungsnachweis,
- die Belastungseinheit und
- der Kraft/Drehmoment-Sensor.

HexMeS - Prinzip

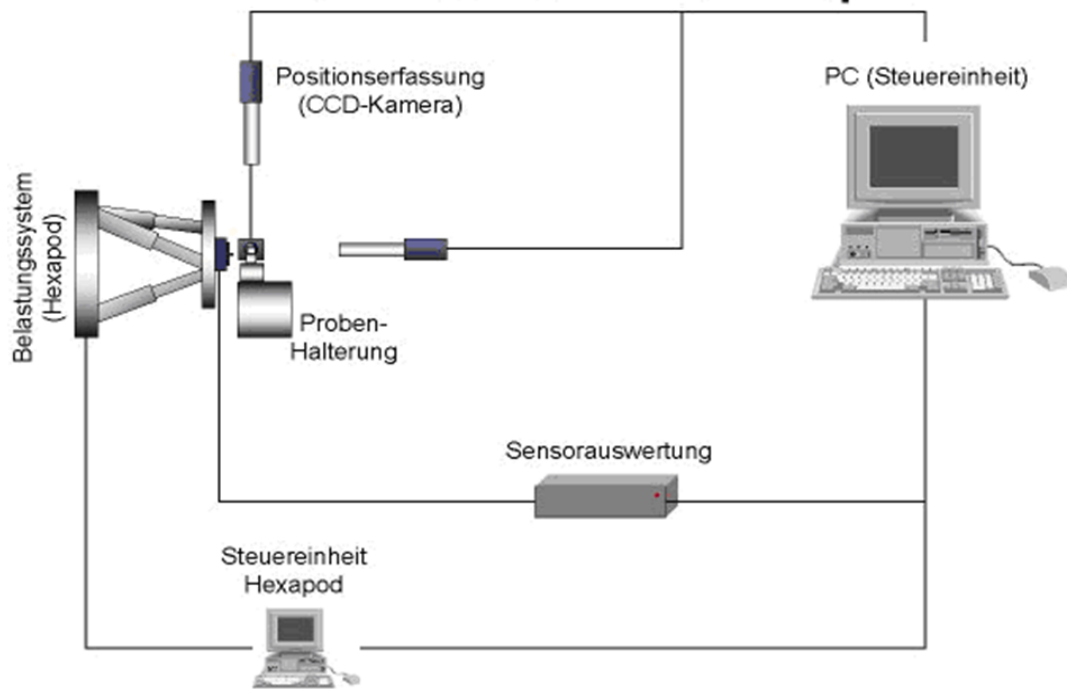


Abb. 12: Schematische Darstellung des Messaufbaus (nach Keilig, 2007). Nähere Erläuterung siehe Abbildung 12.

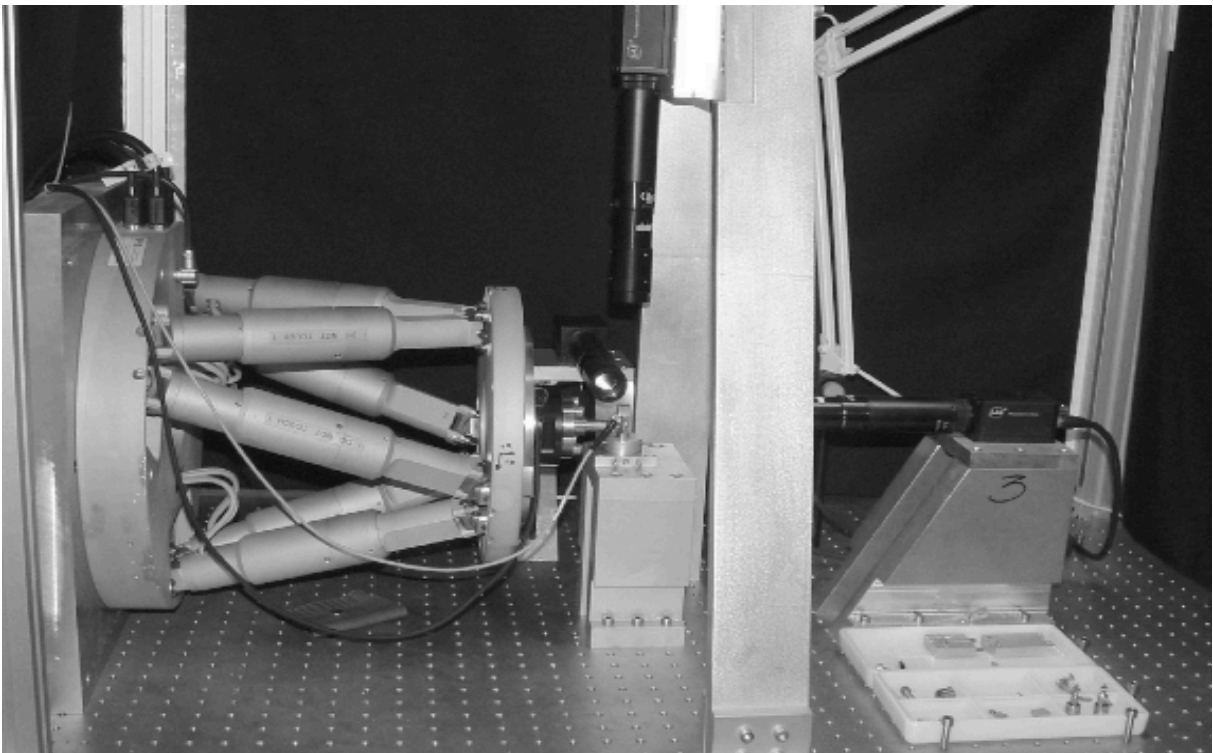


Abb. 13: Photo des Messaufbaus HexMeS. Die Belastungseinheit (Hexapod) mit Kraft-Drehmomentsensor befindet sich links, der Probenhalter in der Mitte, die CCD-Kameras für den optischen Bewegungsnachweis sind rechts zu erkennen (nach Keilig, 2007).

Der Messaufbau ist auf einem schwingungs isolierten Tisch (Honeycomb-Tischplatte auf pneumatischen Rollbalgisolatoren, Physik Instrumente GmbH & Co. KG, Karlsruhe) montiert. Die erfassten Messwerte werden dadurch gegen mechanische Bewegungseinflüsse isoliert. Um das optische System gegenüber Streulicht und Reflektionen abzugrenzen, ist der Aufbau mit einem schwarzen, lichtundurchlässigen Tuch überdacht (Keilig, 2007).

Der optische Bewegungsnachweis erfolgt durch drei CCD-Kameras mit Mikro-Zoomobjektiven (JAI CV-M1, 1300 x 1030 Pixel, mit Opto Mikro-Zoomobjektiv, 8.8-fach, Stemmer Imaging GmbH, Puchheim), welche die Bewegung eines Positionsmarkers (Laserwürfel aus Aluminium, Kantenlänge von 10 mm) erfassen. Sie sind entlang der Koordinatenachsen x, y und z ausgerichtet.

Der Positionsmarker ist ausgehöhlt und an drei Seiten mit Metallblenden versehen. Diese so genannten „Pinholes“ (Melles Griot GmbH, Bensheim) haben mittig eine Öffnung von 2 μm Durchmesser und sind senkrecht zueinander angeordnet. Dadurch bleibt die Referenzebene während der Messung stets starr und orthogonal. Von Innen wird der Aluminiumwürfel von einem Laser mit Faserpigtail (35 mW, 658 nm, Laser2000, Wesseling) beleuchtet (Abbildung 14). Die Kameras sind jeweils auf einen Pinhole und senkrecht zueinander ausgerichtet. Die durch Belastung induzierte Bewegung des Implantates wird durch die Kameraaufzeichnung der beleuchteten Pinholes erfasst. Durch die optischen Eigenschaften der Kameras und die vorgegebene Geometrie des Messaufbaus lässt sich die Verschiebung der Pinholes in den Bildachsen und damit die Bewegung des Implantates aus jedem Kamerabild herleiten.

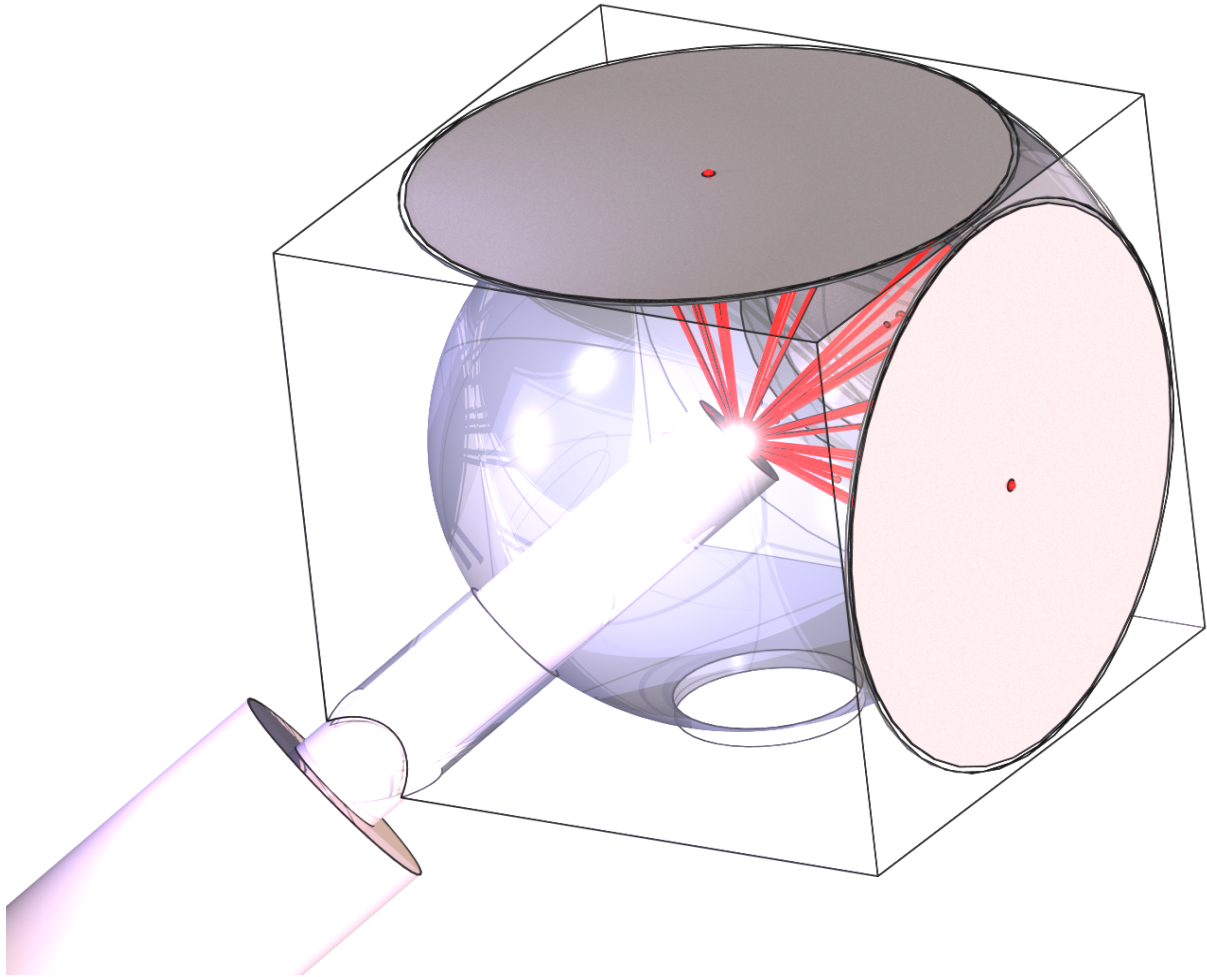


Abb. 14: Schematische Darstellung des Positionsmarkers mit den von einem Laser beleuchteten Pinholes (nach Keilig, 2007).

Bei der Belastungseinheit handelt es sich um einen Hexapod (M-850.50, Fa. Physik Instrumente, Karlsruhe, siehe Abbildung 15). Er zeichnet sich durch große Verstellwege und eine hohe Wiederholgenauigkeit der Positionierung bei gleichzeitig hoher Steifigkeit aus. Auch bei der Übertragung von größeren Kräften auf die Proben kommt es durch die hohe Steifigkeit des Hexapoden nicht zu einer mechanischen Deformation des Belastungssystems. Die angewendeten Kräfte können durch die Positioniergenauigkeit sehr präzise dosiert werden. Außerdem weist er ein hohes Auflösungsvermögen auf.



Abb. 15: Photo eines Hexapoden vom Typ M-850.50, der auch im hier verwendeten Messaufbau eingesetzt wird.

Der Kraft-/Drehmomentsensor (Schunk Spann- und Greiftechnik GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar) ist an der oberen Montageplatte des Hexapoden angebracht. Er registriert die durch den Hexapoden auf das Implantat aufgebrauchten Kraftsysteme. Entlang der drei Raumachsen werden sowohl drei Kräfte als auch drei Drehmomente gemessen. Die technischen Spezifikationen, wie Messbereich und Auflösungsvermögen des Hexapoden sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Bewegung	$\Delta X, \Delta Y$	$\pm 50 \text{ mm}$
	ΔZ	$\pm 25 \text{ mm}$
	$\Delta \Theta_x, \Delta \Theta_y$	$\pm 15^\circ$
	$\Delta \Theta_z$	$\pm 30^\circ$
Auflösung	dX, dY	$1 \mu\text{m}$
	dZ	$0,5 \mu\text{m}$
	$d\Theta_x, d\Theta_y, d\Theta_z$	$5 \mu\text{rad}$
Wiederholgenauigkeit	x, y	$\pm 2 \mu\text{m}$
	z	$\pm 1 \mu\text{m}$
	$\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z$	$\pm 10 \mu\text{rad}$
Steifigkeit	k_x, k_y	$3 \text{ N}/\mu\text{m}$
	k_z	$100 \text{ N}/\mu\text{m}$

Tab. 5: Technische Spezifikationen des Hexapoden (nach Keilig, 2007).

3.5.1 Messprinzip

Ausrichtung des Probekörpers

Die zu untersuchende Probe wurde zunächst ohne Fixierung in einem wannenförmigen Probenhalter positioniert und das Implantat mit einem Abutment versehen. Auf dem Abutment wurde eine Positionierungshilfe in Form eines Probewürfels aufgebracht. Da eine exakte Positionierung für den Messerfolg ausschlaggebend ist, erfolgte die Anbringung mit einer Justierhilfe (Abbildung 16). Diese wurde mit dem Probenhalter verschraubt und fixierte den Probewürfel innerhalb des Erfassungsbereiches des optischen Systems. Die noch unbefestigte Probenbasis in Form des Knochenstücks wurde mittels fließfähigem und kaltpolymerisierendem Kunststoff (Technovit 4004 Kaltpolymerisat, Heraeus Kulzer GmbH, Werheim) eingebettet. Im

ausgehärteten Zustand wurde die Probe durch vier Schrauben an der Basis des Probenhalters im Messsystem befestigt. Die Kraftübertragung von der Belastungseinheit auf die Probe erfolgte durch eine starre, kraft- und drehmomentschlüssige Verbindung in Form eines Belastungsarmes. Die Position des Probenhalters wurde solange korrigiert bis eine spannungsfreie Position zwischen Sensor und Probenhalter erreicht wurde. Der Probewürfel wurde nun durch den Laserwürfel ersetzt. Der Laser wurde mit dem Würfel verbunden und die Pinholes in den Mittelpunkt des Aufnahme-feldes ihrer zugeordneten Kamera positioniert. Sichtbarkeit und Positionierung der Pinholes wurden überprüft und bei einer nicht eindeutigen Lagebeziehung korrigiert.

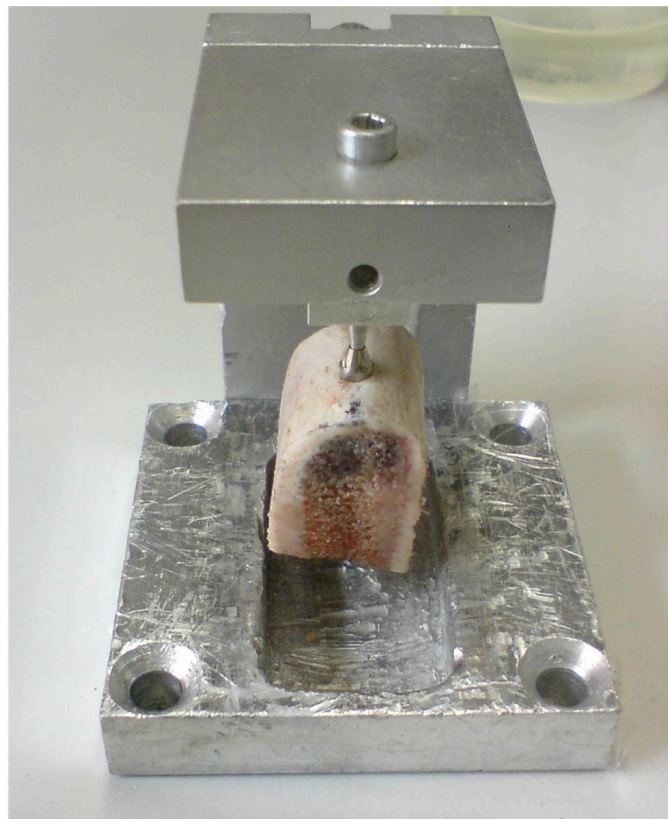


Abb. 16: Probenhalter mit aufgesetzter Justierhilfe. Die Probe ist bereits über das Implantat am Laserwürfel befestigt, jedoch noch nicht mit Kunststoff fixiert.

Durchführung der Messungen

Definierte Messpunkte wurden durch den Hexapoden nacheinander angefahren und die zu untersuchende Probe mit einer Kraft bzw. einem Drehmoment belastet. Die Belastung erfolgte in Richtung der Implantatachse. Die Position der Probe wurde durch eine Auswertung der drei Kamerabilder an jedem angefahrenen Messpunkt berechnet. Parallel dazu ermittelte der Sensor das angreifende Kraftsystem. Die

Kraft/Auslenkunscharakteristik ergibt sich durch Korrelation der gemessenen Kraft mit der berechneten Bewegung.

Die Darstellung von Translation und Rotation erfolgte relativ zu einem globalen Koordinatensystem, das durch die Lage des Laserwürfels in der Justierhilfe definiert wurde. Die drei Komponenten des Versuchsaufbaus (Hexapod, Sensor und CCD-Kameras) haben jeweils verschiedene lokale Koordinatensysteme, die während des Messvorgangs in das globale Koordinatensystem umgerechnet werden müssen. Besonders komplex gestaltet sich die Transformation bei den CCD-Kameras, weil hier zweidimensionale Bilder in das dreidimensionale Koordinatensystem überführt werden müssen.

4. Ergebnisse

Durch numerische und experimentelle Untersuchungen wurde der Einfluss einer unterschiedlichen Insertionstiefe auf die initiale Beweglichkeit sofortbelasteter Dentalimplantate analysiert. Implantate der Firmen Astra Tech[®] und Straumann[®] wurden in drei unterschiedlichen Insertionstiefen inseriert (suprakrestal, epikrestal, subkrestal). Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der numerischen Simulation und der im HexMeS durchgeführten Messungen dargestellt.

4.1 Ergebnisse der Finite-Elemente-Simulation

Für den Vergleich der einzelnen Implantatpositionen sind in den nachfolgenden Abbildungen 17, 19 und 21 die Implantatauslenkungen bis zu einer maximalen Belastung von 300 N dargestellt. Die maximale Auslenkung bei 300 N zeigen die Tabellen 6 bis 8 und die Abbildungen 18, 20 und 22.

4.1.1 Numerische Ergebnisse der Astra Tech[®]-Implantate

Astra[®] OS 4.5 S11

Wie in Tabelle 6, Abbildung 17 und 18 veranschaulicht, ergab die numerische Analyse bei diesem Implantattyp keine Unterschiede in der Auslenkung. Alle drei Proben zeigten bei maximaler Belastung nahezu identische Werte. Abbildung 17 zeigt, dass das Kraft/Auslenkungsverhalten linear ist.

Implantat	Astra [®] OS 4.5 S11		
Insertion	Suprakrestal	Epikrestal	Subkrestal
Auslenkung [µm] bei 300 N	13,2	12,7	12,8

Tab. 6: Maximale Auslenkung des Astra[®] OS 4.5 S11-Implantates bei einer Kraft von 300 N. Die Auslenkung ist für alle drei Proben nahezu identisch.

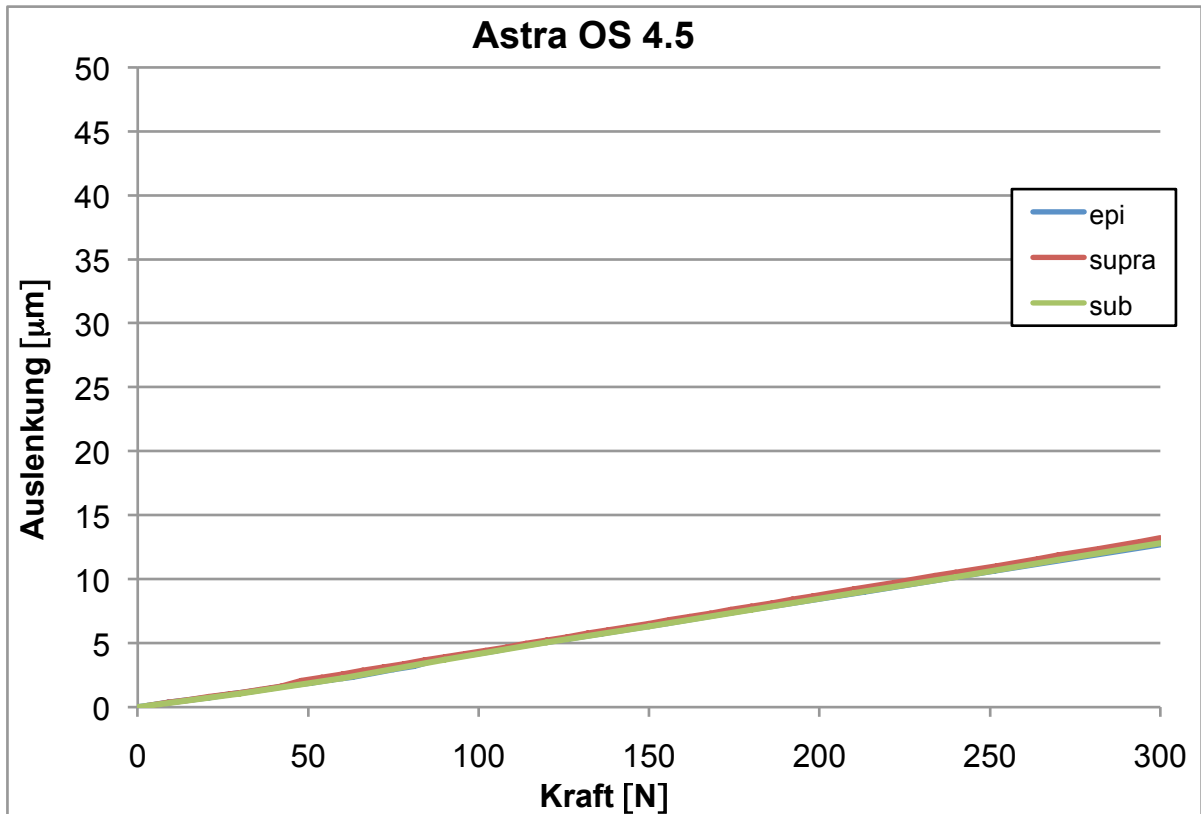


Abb. 17: Kraft/Auslenkungsdiagramm der Astra[®] OS 4.5 S11-Implantate bei drei verschiedenen Insertionstiefen. Das Kraft/Auslenkungsverhalten ist linear. Die drei Kurven sind durch nahezu identische Werte kaum zu unterscheiden.

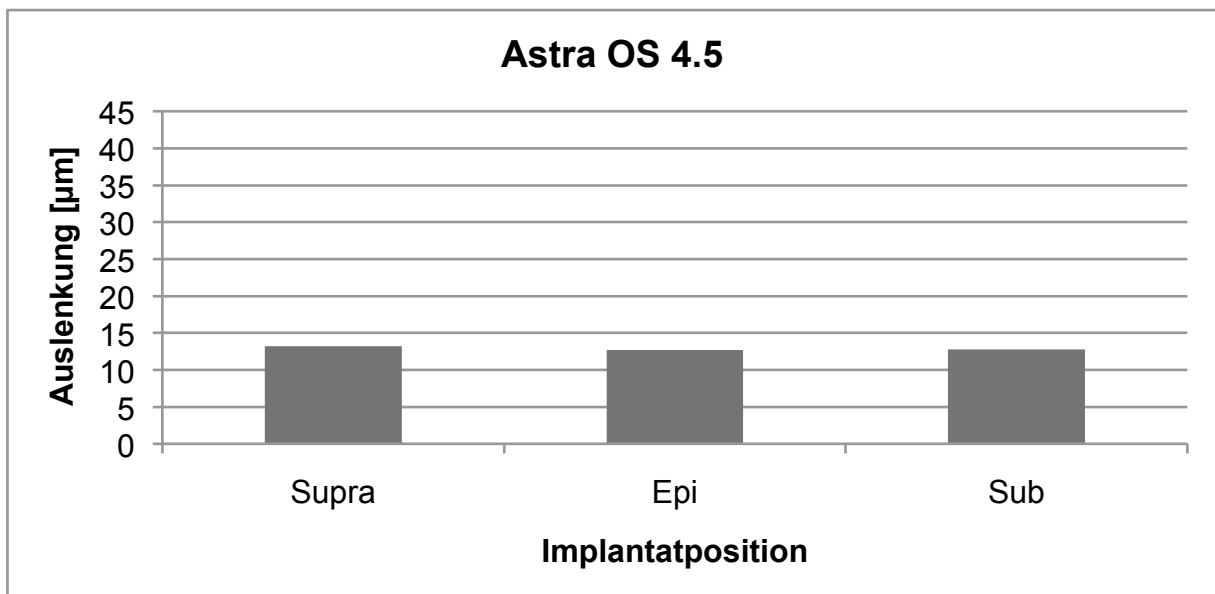


Abb. 18: Maximale Auslenkung des Astra[®] OS 4.5 S11-Implantates bei 300 N. Die Auslenkung war für die drei Insertionstiefen nahezu identisch.

Astra® OS 3.5 S11

Bei diesem Implantattyp zeigte das subkrestal inserierte Implantat die stärkste Auslenkung (siehe Tabelle 7 und Abbildung 20). Das suprakrestale Implantat hat die zweithöchste Auslenkung erfahren. Die geringste Auslenkung ist für das epikrestal inserierte Implantat zu erkennen. Die beiden supra- und epikrestal inserierten Implantate unterschieden sich in ihrer Auslenkung jedoch nur marginal. Abbildung 19 zeigt, dass auch dieser Implantattyp ein nahezu lineares Kraft/Auslenkungsverhalten aufwies.

Implantat	Astra® OS 3.5 S11		
Insertion	Suprakrestal	Epikrestal	Subkrestal
Auslenkung [μm] bei 300 N	15,7	14,2	44

Tab. 7: Maximale Implantatauslenkung des Astra® OS 3.5 S11-Implantates bei einer Kraft von 300 N.

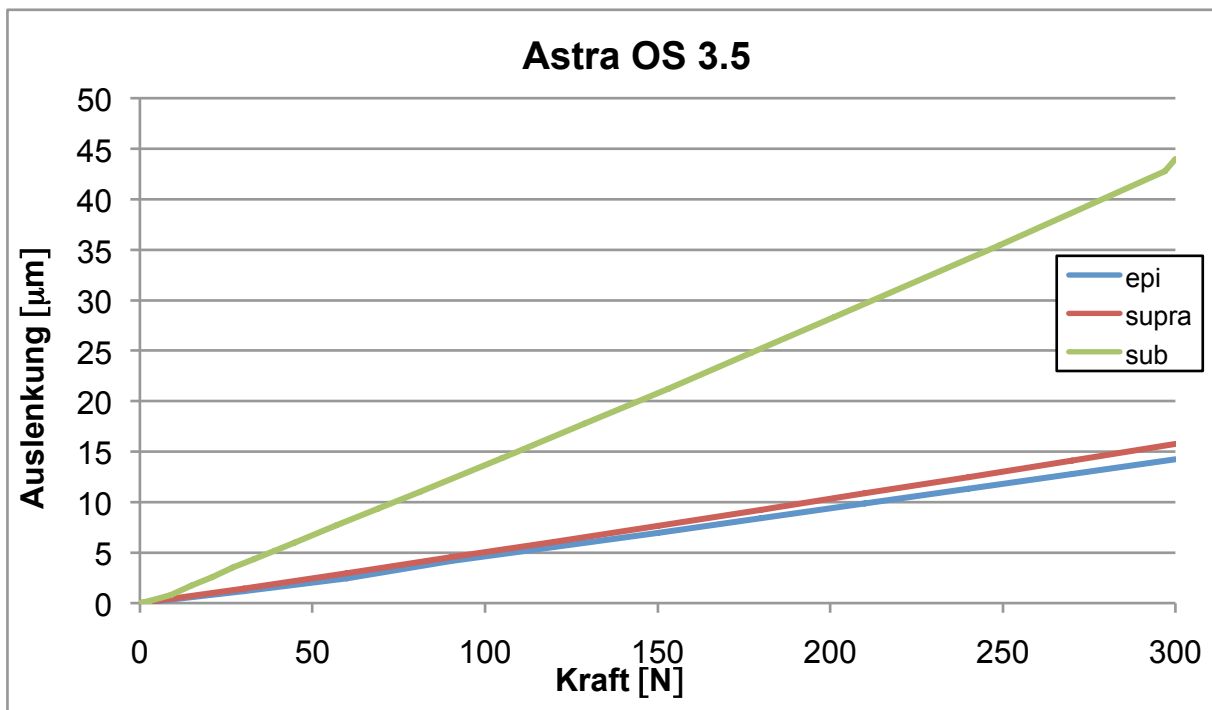


Abb. 19: Kraft/Auslenkungsdiagramm der Astra® OS 3.5 S11-Implantate bei drei verschiedenen Insertionstiefen. Auch bei diesem Implantattyp ist das Kraft/Auslenkungsverhalten nahezu linear.

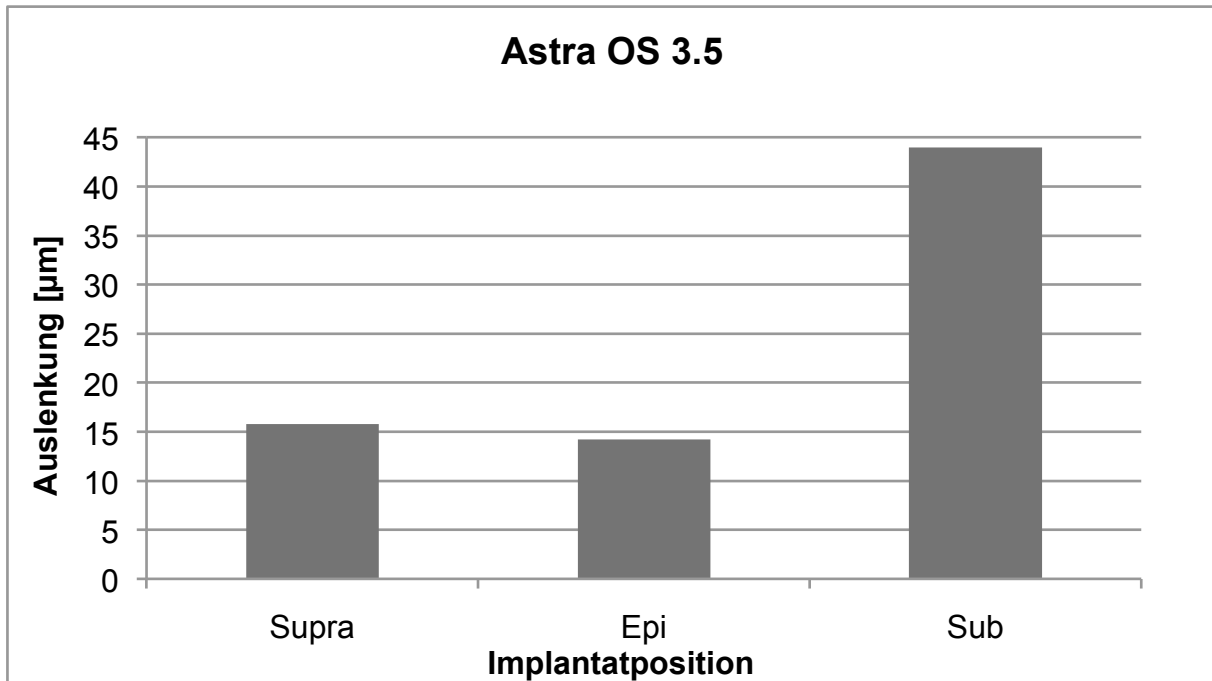


Abb. 20: Maximale Auslenkung des Astra[®] OS 3.5 S11-Implantates bei 300 N. Das subkrestal inserierte Implantat zeigte die größte Auslenkung. Das epikrestale Implantat wurde am geringsten ausgelenkt.

4.1.2 Numerische Ergebnisse der Straumann[®]-Implantate

Bei den zwei suprakrestal inserierten Implantaten zeigte die numerische Analyse eine größere Auslenkung für das S 10 D4.8. Wie Tabelle 8 darstellt, liegt die Auslenkung bei einer Kraft von 300 N für den Implantattyp S10, mit einem Durchmesser von 4,8 mm, bei 25 μm . Es wurde mehr als doppelt so weit ausgelenkt wie der Implantattyp SP12 mit 12,1 μm bei 300 N.

Implantat	Straumann [®] SP12 D4.1	Straumann [®] S10 D4.8
Insertion	Suprakrestal	Suprakrestal
Auslenkung [μm] bei 300 N	12,1	25

Tab. 8: Maximale Implantatauslenkung der untersuchten Straumann[®]-Implantate vom Typ SP12 D4.1 und S10 D4.8 bei einer Kraft von 300 N.

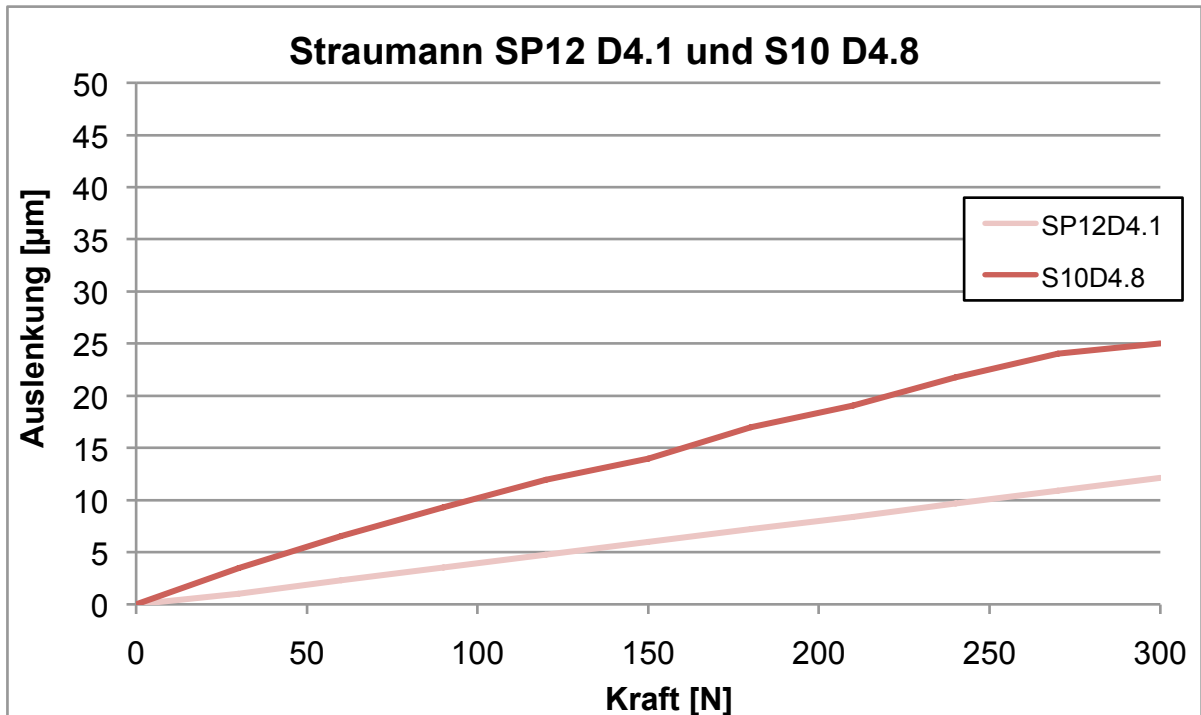


Abb. 21: Kraft/Auslenkungsdiagramm der Straumann®-Implantate. Ein nahezu lineares Kraft/Auslenkungsverhalten wird sichtbar.

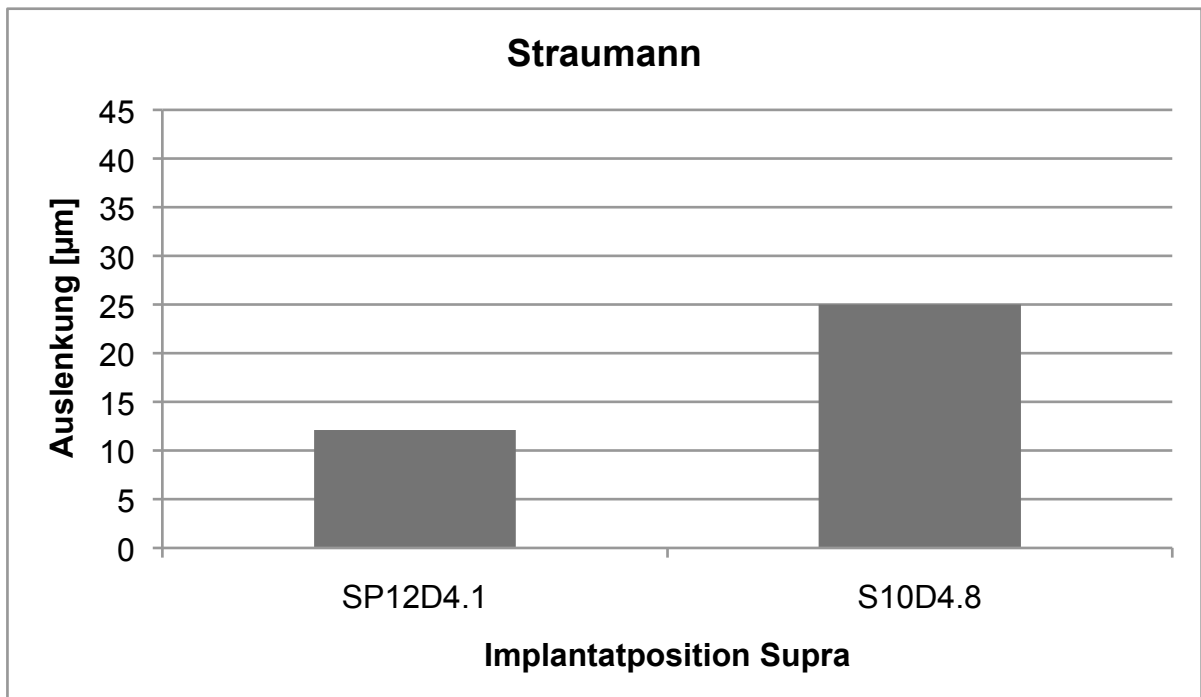


Abb. 22: Maximale Auslenkung der untersuchten Straumann®-Implantate. Die größte Auslenkung hat der Typ S10 D4.8 erfahren.

4.1.3 Gegenüberstellung der Astra[®]-OS 3.5 und OS 4.5-Implantate

In Bezug auf die epikrestal inserierten Implantate fällt auf, dass die Auslenkung bei dieser Insertionstiefe insgesamt am geringsten war. Das Astra[®] OS 3.5 S11-Implantat wies in der epikrestalen Position eine höhere Auslenkung als das Astra[®] OS 4.5 S11-Implantat auf.

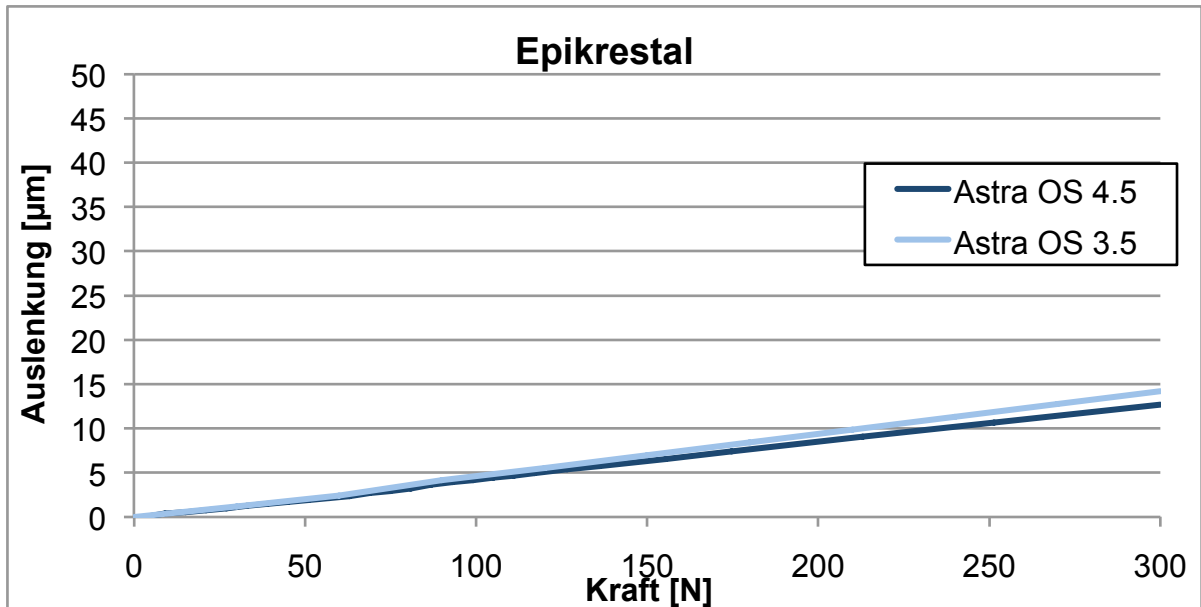


Abb. 23: Kraft/Auslenkungsdiagramm der epikrestal inserierten Astra Tech[®]-Implantate. Das Astra[®] OS 3.5 S11-Implantat wies in der epikrestalen Position eine höhere Auslenkung auf.

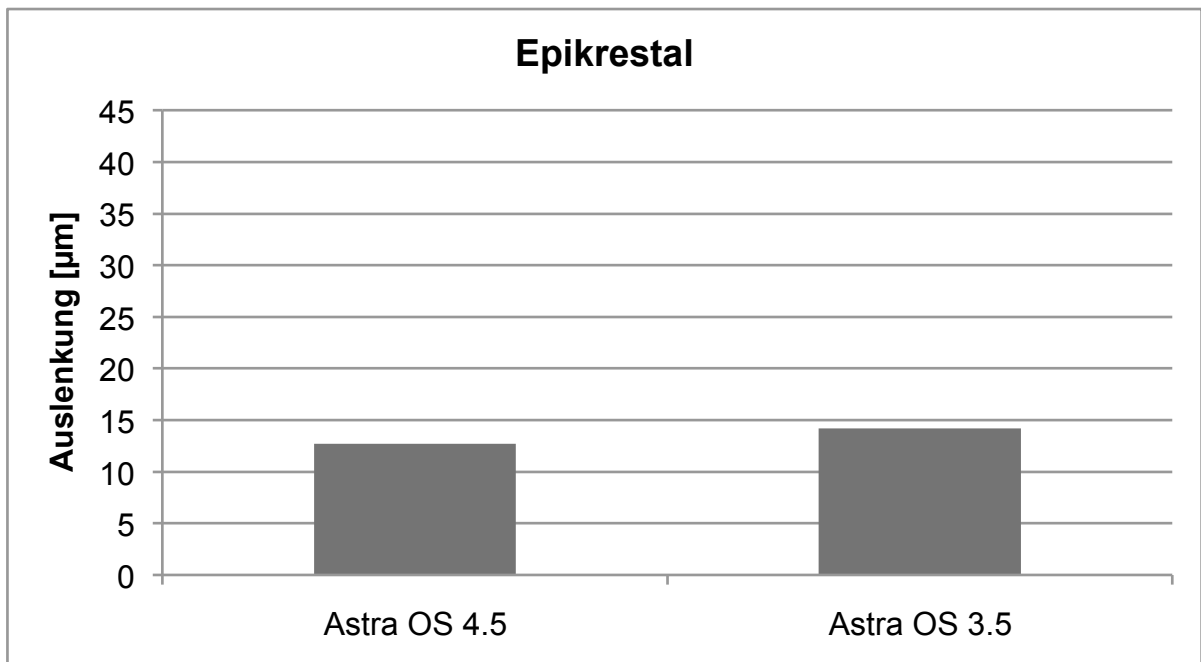


Abb. 24: Maximale Auslenkung der epikrestal inserierten Astra Tech[®]-Implantate. Das Astra[®] OS 3.5 S11 wies eine höhere Auslenkung auf.

Auch bei der subkrestalen Position zeigte sich eine höhere Auslenkung für das Astra® OS 3.5 S11-Implantat. In dieser Position fiel sie jedoch deutlich höher aus.

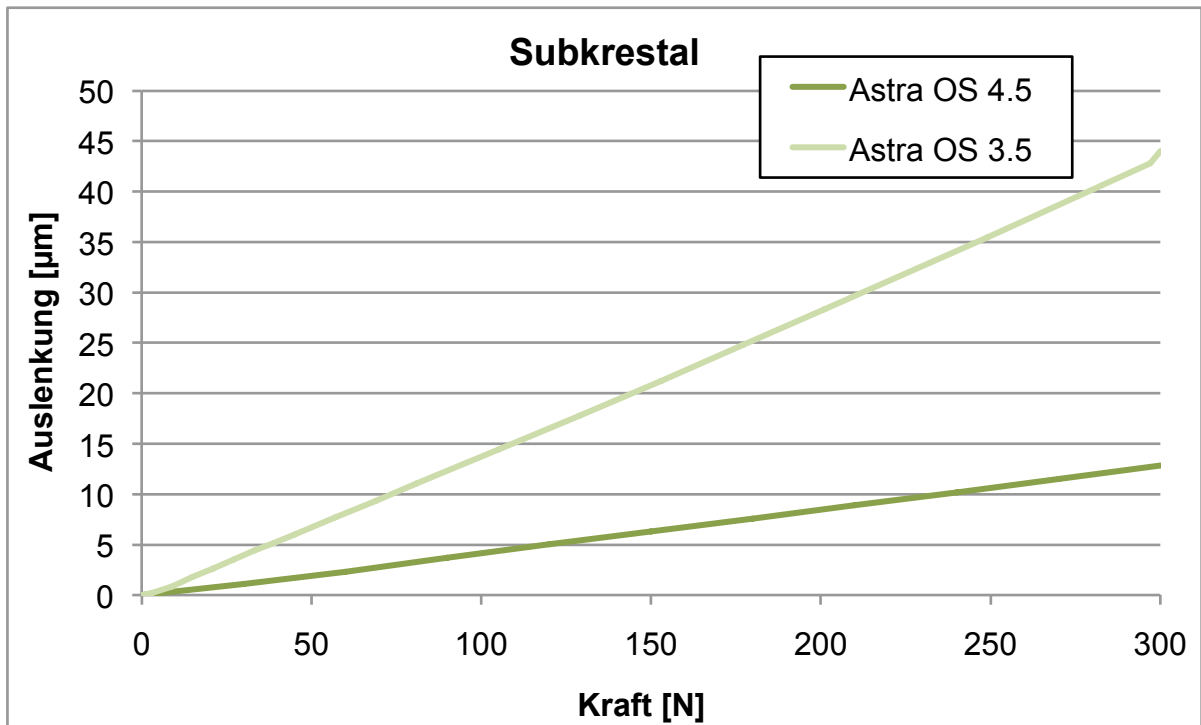


Abb. 25: Kraft/Auslenkungsdiagramm der subkrestal inserierten Astra Tech®-Implantate. Das OS 3.5 S11 hat die stärkere Auslenkung erfahren.

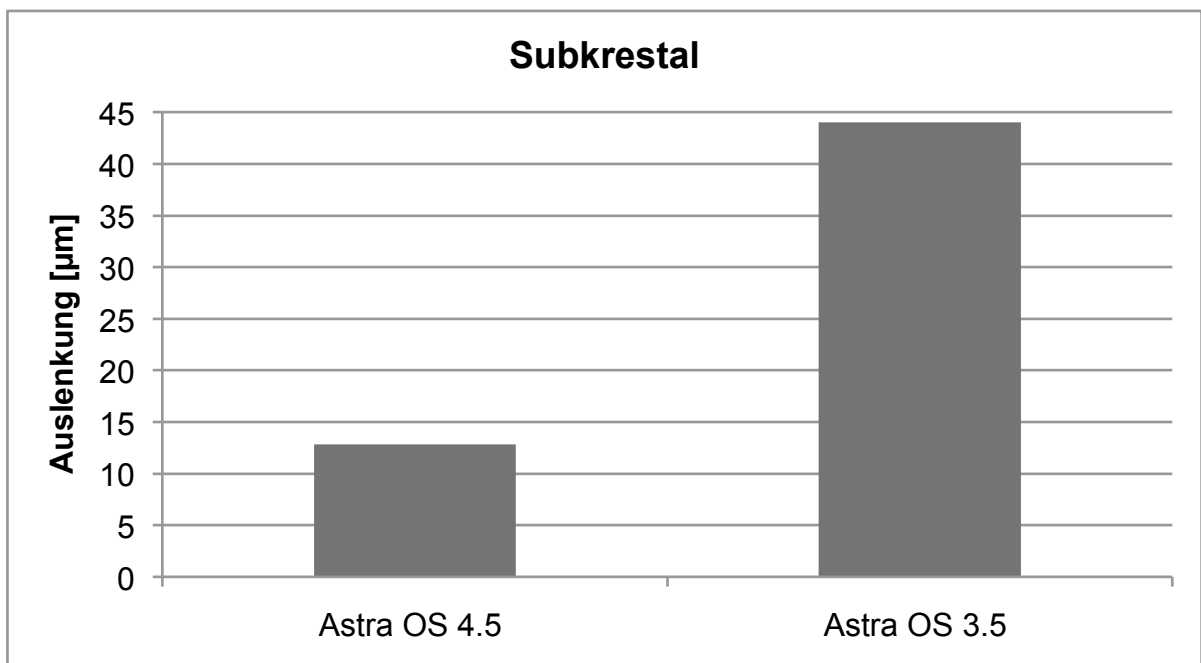


Abb. 26: Maximale Auslenkung der subkrestal inserierten Astra Tech®-Implantate. Auch in der subkrestalen Position hat das Astra® OS 3.5 S11-Implantat eine stärkere Auslenkung erfahren.

4.1.4 Gegenüberstellung der Astra[®]- und Straumann[®]-Implantate

Abbildung 27 zeigt eine Gegenüberstellung aller suprakrestal inserierten Implantate. Betrachtet man die Auslenkung, zeigte das Straumann[®] S10 D4.8 die größte Auslenkung, gefolgt vom Astra[®] OS 3.5. Das Straumann[®] SP 12 D4.1 zeigte die geringste Auslenkung.

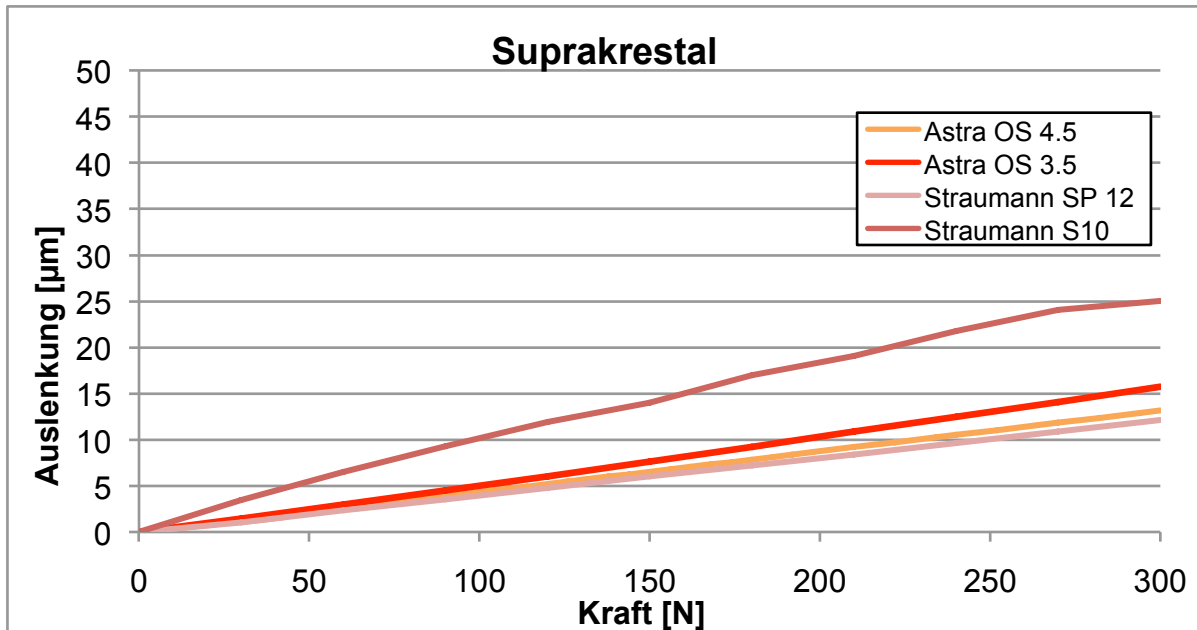


Abb. 27: Kraft/Auslenkungsdiagramm der suprakrestal inserierten Implantate. Das Straumann[®] S10 D4.8 wurde am stärksten ausgelenkt.

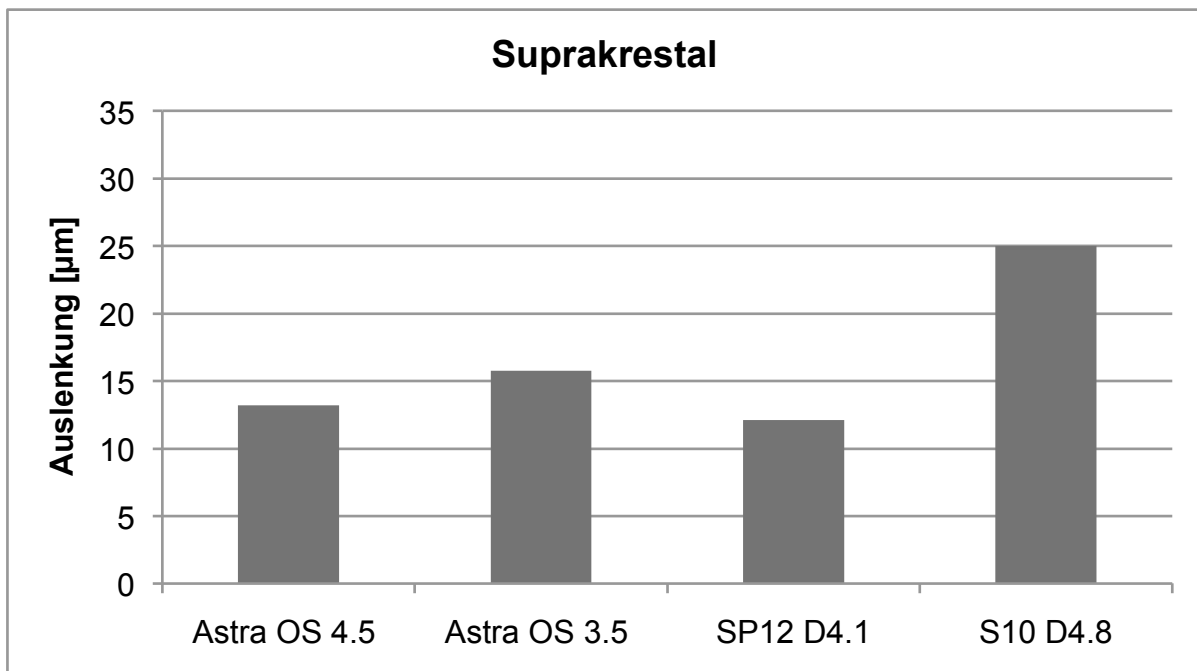


Abb. 28: Maximale Auslenkung aller suprakrestal inserierten Implantate. Das Straumann[®] S10 D4.8 erfuhr die stärkste Auslenkung.

4.2 Experimentelle Ergebnisse

Da sich die experimentellen Ergebnisse als sehr umfangreich darstellen, wird im Folgenden nur eine Auswahl der durchgeführten Experimente vorgestellt.

4.2.1 Experimentelle Ergebnisse der Astra Tech®-Implantate

Astra® OS 4.5 S11

Wie in Abbildung 29 dargestellt, zeigte in der experimentellen Analyse das suprakrestal inserierte Implantat die höhere Auslenkung.

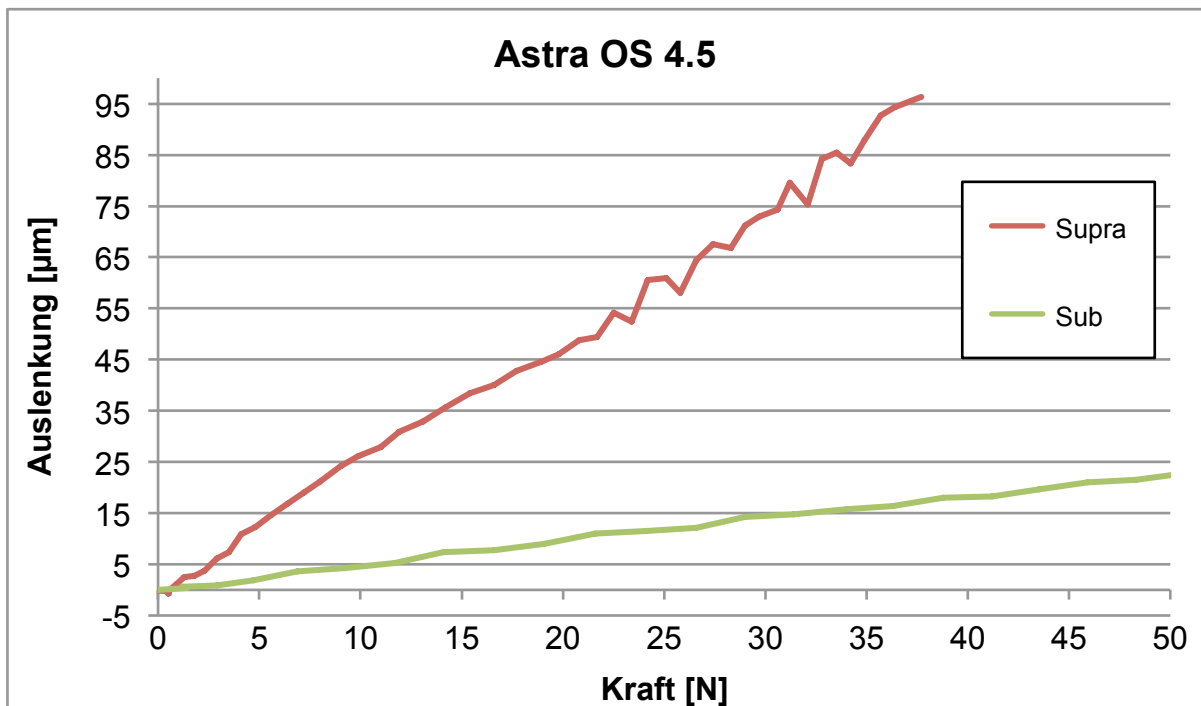


Abb. 29: Kraft/Auslenkungsdiagramm der Astra® OS 4.5 S11-Implantate bei zwei verschiedenen Insertionstiefen. Das suprakrestal inserierte Implantat wurde am stärksten ausgelenkt.

Astra® OS 3.5 S11

Bei diesem Implantattyp konnte nur das epikrestal inserierte Implantat ausreichend belastet werden. Es zeigte eine Auslenkung von 23,0 μm bei 45 N.

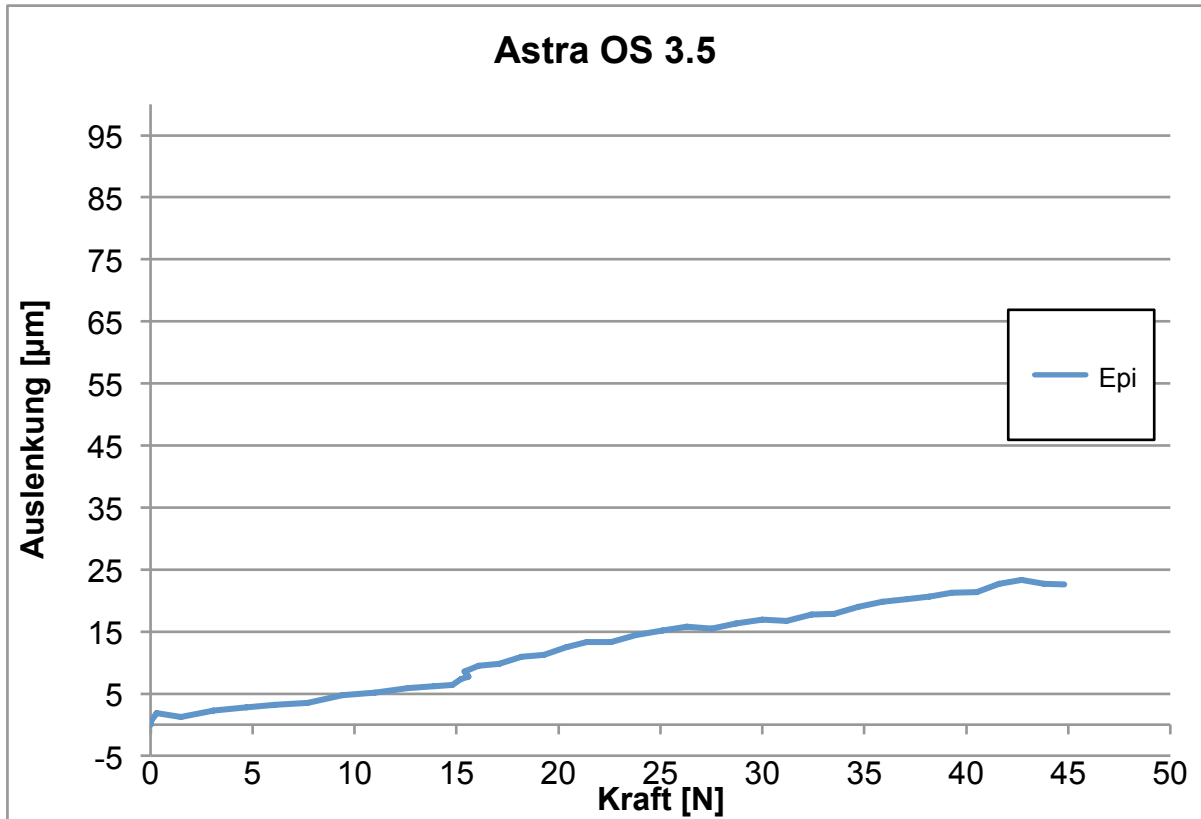


Abb. 30: Kraft/Auslenkungsdiagramm des epikrestal inserierten Astra® OS 3.5 S11-Implantates.

4.2.2 Experimentelle Ergebnisse der Straumann®-Implantate

Wie in Abbildung 31 dargestellt, ist in der experimentellen Analyse die Auslenkung des Implantates vom Typ SP 12 mit 4,1 mm Durchmesser am höchsten. Bei 35 N liegt sie bei 21 μm . Die beiden anderen Kurven zeigen zwei Implantate vom Typ S10 D4.8 in suprakrestaler Position.

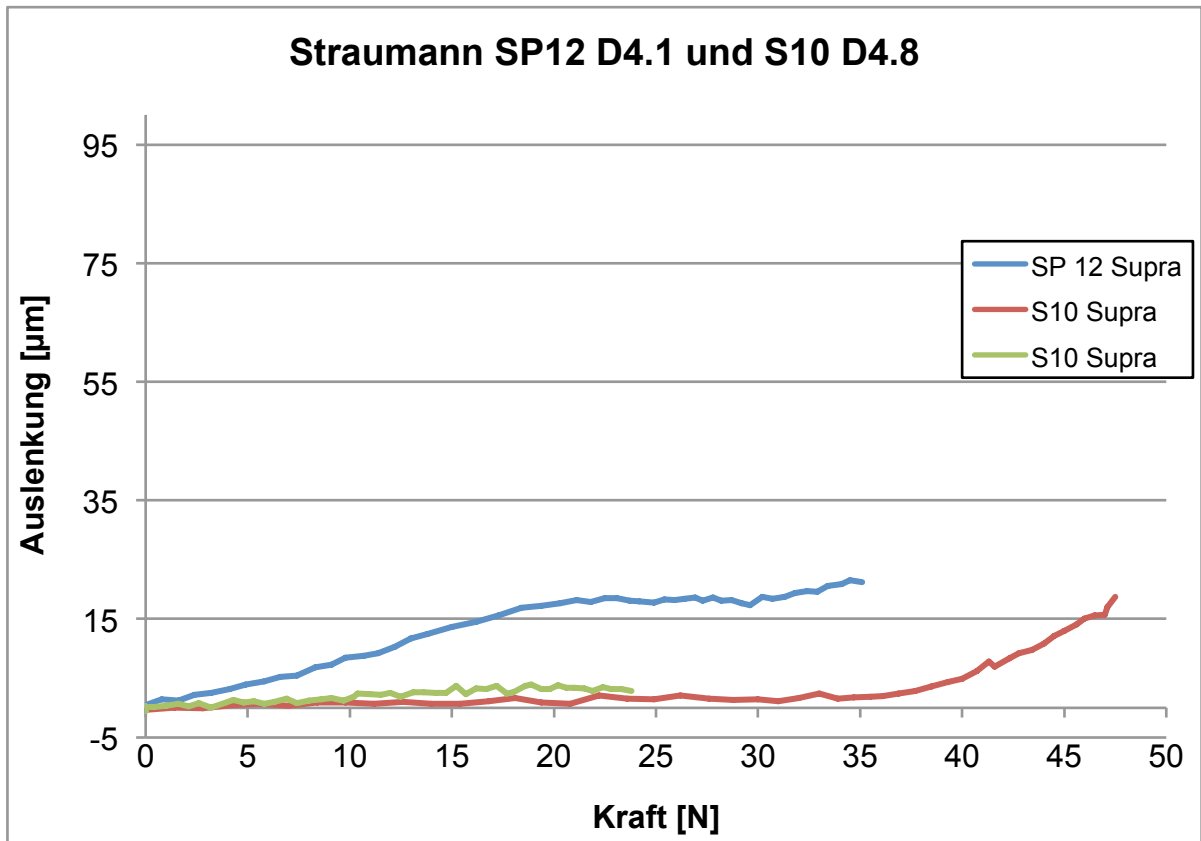


Abb. 31: Kraft/Auslenkungs-Diagramm der Straumann®-Implantate. Das SP 12 D4.1 wurde am stärksten ausgelenkt.

5. Diskussion

Im Folgenden sollen die verwendeten Untersuchungsmethoden kritisch hinterfragt werden. Anschließend folgen Optimierungsvorschläge für weitere Studien und klinische Empfehlungen.

5.1 Diskussion von Material und Methode

5.1.2 Grenzen der Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode bietet eine gute Möglichkeit, komplexe Sachverhalte zu simulieren und das mechanische Verhalten zu bestimmen. Sie bietet in der medizinischen Forschung die Möglichkeit, Untersuchungsparameter zu ermitteln, die in vivo nicht zu erzielen wären. Die FEM bleibt dennoch nur eine Annäherung an die tatsächliche Situation. Die verwendeten Rechenmodelle werden mit zunehmender Genauigkeit der klinischen Situation detaillierter. Die Berechnung wird komplexer und die Rechenzeit steigt. Die Modellherstellung ist von der Erfahrung des Modellierers abhängig und kann Fehler enthalten, die erkannt werden müssen, um die Aussagekraft der Ergebnisse nicht zu beeinträchtigen. Eine geringere Diskrepanz zwischen numerischen und experimentellen Ergebnissen wäre die Zielsetzung für weitere Studien.

Ein wichtiges Augenmerk sollte außerdem auf der Qualität der durchgeführten μ CT-Scans liegen. Fehlerhafte Bilder führen zwangsläufig zu fehlerhaften FE-Modellen der Implantate. Gut zu erkennen ist dies am Beispiel des Astra OS 3.5 S 11 in suprakrestaler Position. Große Teile des spongiösen Knochens mussten aufgrund schlechter Bildqualität nachmodelliert werden. Auch bei der experimentell analysierten Probe 9 (Straumann S10 D4.8 suprakrestal) stieß die Möglichkeit der Modellgenerierung an eine Grenze. Andererseits muss auch erwähnt werden, dass mithilfe der μ CT-Bilder wichtige Details, wie Gewindeposition oder Kortikalisdicke, mit in die Analyse einfließen können. Somit können maßgeblich beeinflussende Faktoren überhaupt erst erkannt werden.

5.1.3 Implantatinsertion und Knochenmodell

Die untersuchten Implantate wurden ohne vorherige röntgenologische Analyse des Implantatbettes inseriert. Im klinischen Alltag stellt die präimplantologische Diagnostik mittels Röntgen- und DVT-Aufnahmen eine wichtige Voraussetzung für den Langzeiterfolg des Implantates dar. Bei den vorliegenden Rinderrippensegmenten

konnte nicht auf die individuelle Knochenstruktur eingegangen werden. Außerdem wurde die Implantation nicht mit einer Positionierungshilfe, sondern frei Hand durchgeführt. Die Herstellerangaben zur Implantatinsertion wurden genau eingehalten, dennoch sind Unterschiede während der Insertion mit Einfluss auf das Implantatbett nicht ganz auszuschließen. Quantius beschrieb 2012, dass die Einhaltung und Anpassung des Bohrprotokolls an die Knochensituation eine Grundvoraussetzung für die Primärstabilität des Implantates darstellt. Nach Albrektsson et al. (1981) zählt neben der Implantatform und dem Zustand des Implantatbettes auch die präzise chirurgische Technik zu den Kriterien, die den Erfolg einer Sofortbelastung beeinflussen können. In der täglichen oralchirurgischen Praxis wird das Bohrprotokoll der Knochenqualität zum Beispiel durch Variation des Kavitätendurchmessers angepasst (Quantius, 2012). Um den manuellen Einfluss bei der Vorbohrung und Insertion zu reduzieren, könnten in Folgeuntersuchungen Bohrschablonen verwendet werden, die an die jeweiligen Bohrer- und Implantatdurchmesser angepasst sind. Da die vorliegende Untersuchung jedoch nicht auf eine Kontrolle des Langzeiterfolges oder der Tertiärstabilität von Dentalimplantaten ausgerichtet ist, sind die vorher genannten Punkte zwar kritisch zu betrachten, aber nicht ausschlaggebend für die Untersuchungsergebnisse.

Hinterfragt werden sollte außerdem, dass keine Angaben über das jeweils verwendete maximale Eindrehmoment notiert worden sind. Nikelis beschrieb 2004, dass ein Eindrehmoment von mehr als 32 Ncm bei einer angestrebten Sofortbelastung den wichtigsten Faktor im Bohrprotokoll darstellt. Diese Angaben wurden von Ottoni (2005) bestätigt. In seinen Untersuchungen ergab sich, dass eine Erhöhung des Eindrehmomentes um 9,8 Ncm das Risiko eines Implantatverlustes um 20% reduzieren kann. Für weitere Untersuchungen wären probenspezifische Angaben zum maximalen Eindrehmoment für eine bessere Vergleichbarkeit sinnvoll.

Des Weiteren ist zu erwähnen, dass die gewonnenen Knochenproben nach der Präparation in unterschiedlichen Zeitabständen der Testung zugeführt wurden. Eine unterschiedlich lange Lagerungszeit und eine ungleiche Anzahl von Messanläufen können die Modellanatomie zusätzlich verändert haben. Durch wiederholtes Auftauen und Einfrieren kann die Bildung von Wasserkristallen zu einer Schädigung der Mikrostruktur des Knochens führen. Durch die Zeitaufwendigkeit der Messungen konnte dies nicht vermieden werden, da eine dauerhaft aufgetaute Lagerung im Probenhal-

ter keine Alternative darstellte. Außerdem ist zu beachten, dass es sich bei den verwendeten Knochenproben um Rinderrippensegmente handelte. Die Wichtigkeit eines geeigneten Tiermodells ist heute erwiesen, jedoch noch nicht gänzlich geklärt. Es sollte eine möglichst große Ähnlichkeit zum menschlichen Äquivalent aufweisen, um übertragbare Ergebnisse zu erhalten (Grünberg, 1992; Held, 1983; van Zutphen et al., 1995). Klaus und Buhr (1969) definierten das Tiermodell als „ein Objekt, das aufgrund einer Struktur- oder Funktionsanalogie zu einem entsprechenden Original für die Lösung einer bestimmten Aufgabe verwendet wird“. Die Vielzahl der verwendeten Tiermodelle in vorliegenden Studien zeigten, dass die Suche nach einem optimalen Modell noch nicht abgeschlossen ist. Seifert beschrieb in seiner Dissertation über den Einfluss der verwendeten Knochenarten bei Untersuchungen von sofortbelasteten Dentalimplantaten, dass häufig Proben von Großtieren verwendet werden. Die anatomischen Strukturen kommen den menschlichen am nächsten und im Gegensatz zu Kleintierknochen müssen die Implantatgrößen nicht angepasst werden (Seifert, 2011).

Problematisch sind die Unterschiede der Kompaktadicke innerhalb der bovinen Probengruppen. Watzek und Mailath-Pokorny (2000) beschrieben, dass die Kortikalis aufgrund ihres zehnmal höheren E-Moduls einer vertikalen Belastung wesentlich höheren Widerstand entgegengesetzt als die Spongiosa. Holmes und Loftus konnten 1997 zeigen, dass sich die Mikrobeweglichkeit eines Dentalimplantates mit zunehmender Kortikalisdicke reduziert. Kitagawa et al. (2005) bewiesen, dass die maximalen Spannungswerte im Bereich des kortikalen Knochens mit zunehmender Kortikalisdicke abnahmen. Einheitliche Kortikalisdicken bei allen Proben wären für weitere Untersuchungen wünschenswert, lassen sich jedoch kaum realisieren.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.3 Diskussion der numerischen Ergebnisse

Vergleicht man die Ergebnisse der untersuchten Astra Tech[®]-Implantate, zeigt sich, dass sich das Implantat mit dem geringeren Durchmesser, unabhängig von der Insertionstiefe, mehr bewegt als das Implantat mit größerem Durchmesser. Das Astra[®] OS 3.5 S11 wurde in den drei untersuchten Insertionstiefen jeweils stärker ausgelenkt als das Astra[®] OS 4.5 S11. Hasan et al. (2011) konnten in ihren Studien mit durchmesserreduzierten und gekürzten Implantaten zeigen, dass die Auslenkung eines Implantates mit zunehmender Länge und zunehmendem Durchmesser ab-

nimmt. Laval (2010) untersuchte 13 mm lange Frialit-2[®]-Implantate mit 3,8 mm, 4,5 mm, 5,5 mm und 6,5 mm Durchmesser in Knochenblöcken mit dicker und dünner Kortikalschicht. Die Implantate mit dem geringsten Durchmesser wiesen in beiden Knochenqualitäten eine geringere Stabilität gegenüber den Implantaten mit größerem Durchmesser auf. Die in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse bestätigen eine geringere Auslenkung bei größerem Implantatdurchmesser für die untersuchten Astra Tech[®]-Implantate.

Die Astra[®] OS 4.5 S11-Implantate zeigten in der Auslenkung keinen signifikanten Unterschied für die untersuchten Insertionstiefen. Die Differenz der Auslenkung ist auf die Probengeometrie zurückzuführen und so minimal, dass sie vernachlässigt werden kann. Ähnliche Ergebnisse erzielten frühere Studien, die an der Stiftungsprofessur für oralmedizinische Technologie durchgeführt wurden. Plett (2008) und Aktas (2011), zeigten in ihren Untersuchungen an Ankylos[®] A11-Implantaten ebenfalls keinen Unterschied in der Auslenkung bei supra-, epi- oder subkrestaler Insertion. Somit wäre die Wahl der Insertionstiefe auch beim Astra[®] OS 4.5 S11-Implantat im Hinblick auf die Auslenkung nicht von Bedeutung. Bei den untersuchten Ankylos[®]-Implantaten wurde das Ergebnis auf die ausreichende Dicke des kortikalen Knochens zurückgeführt. Der Einfluss der Kortikalsdicke auf die initiale Auslenkung wurde bereits erwähnt und dient als Erklärung der vorliegenden Ergebnisse. Alle drei Astra[®] OS 4.5 S11-Implantate zeigten einen ausreichenden Kontakt zur Kortikalis. Abbildung 32 zeigt die gut ausgeprägte Kortikalis der Knochenprobe beim suprakrestal inserierten Astra[®] OS 4.5.

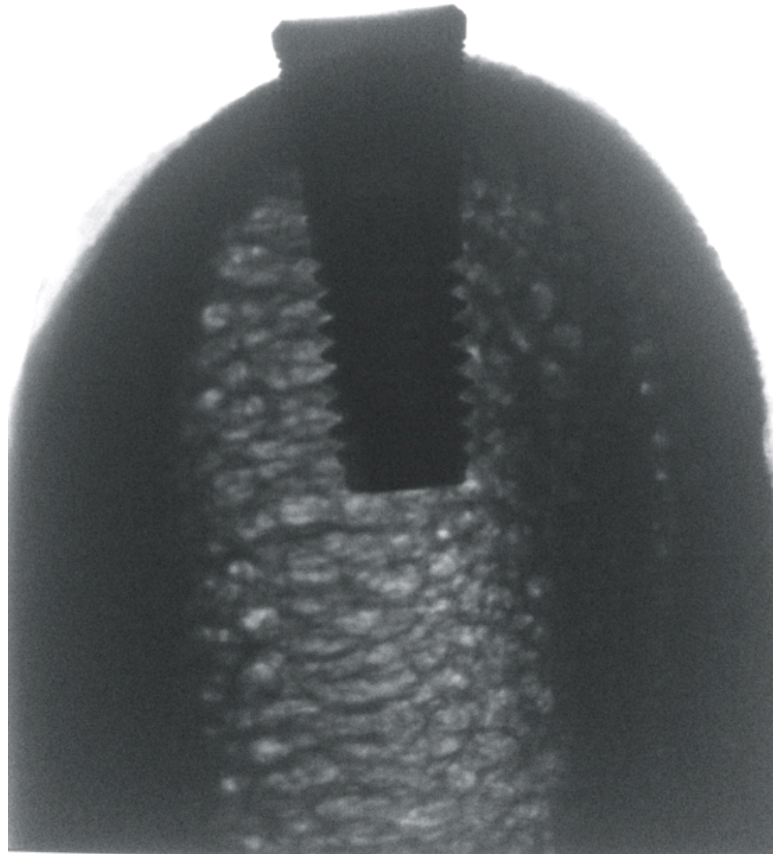


Abb. 32: µCT-Bild des Astra[®] OS 4.5 S11, inseriert in ein bovines Rippenstück. Die starke Verankerung in der Kortikalis wird sichtbar.

Außerdem sind die untersuchten Astra Tech[®]-Implantate mit einem Feingewinde versehen. Lee et al. konnten 2007 in einer Untersuchung an Astra Tech[®]-Implantaten mit 4,5 mm Durchmesser zeigen, dass ein Feingewinde den periimplantären Knochenverlust reduziert. Diese Reduktion ist durch eine geringere Mikrobeweglichkeit zu erklären. Die gemessenen Auslenkungen der Astra[®] OS 4.5 S11-Implantate lagen bei einer Belastung von 300 N zwischen 12,7 µm und 13,2 µm. Die des Astra[®] OS 3.5 S11 zwischen 14,2 µm und 44,0 µm. Um die vorliegenden Ergebnisse einzuordnen, müssen die in der Literatur diskutierten Werte der tolerierten initialen Mikrobeweglichkeit berücksichtigt werden. Friberg et al. (1995) postulierten Mikrobewegungen von bis zu 30 µm als tolerabel. Brunski (1992) beschrieb, dass die initiale Mikrobewegung nicht mehr als 100 µm betragen sollte. Szmukler–Moncler et al. (1998) legten eine Toleranzgrenze für die Knochenregeneration auf Mikrobewegungen von 50 bis 150 µm fest. Tarnow et al. (2000) beschrieben, dass bei ausreichen-

der Primärstabilität eine Sofortbelastung ermöglicht werden kann, solange die initialen Bewegungen unter 100 μm liegen.

Für das Astra[®] OS 3.5 S11-Implantat lassen sich mit Ausnahme des subkrestal inserierten Implantates ähnliche Aussagen treffen. Die beiden epi- und suprakrestal inserierten Implantate unterscheiden sich in ihrer Auslenkung lediglich um 1,5 μm und liegen deutlich unter den in der Literatur angegebenen Maximalwerten. Das subkrestal inserierte Implantat zeigte mit einer Auslenkung von 44 μm eine mehr als doppelt so hohe Auslenkung, wie alle anderen untersuchten Implantate. Betrachtet man das vorliegende FE-Modell (siehe Abbildung 33) dieses Implantates genauer, fällt auf, dass nur eine minimale Verankerung in der Kortikalis besteht. Das Implantat wird nur durch die Spongiosa stabilisiert.

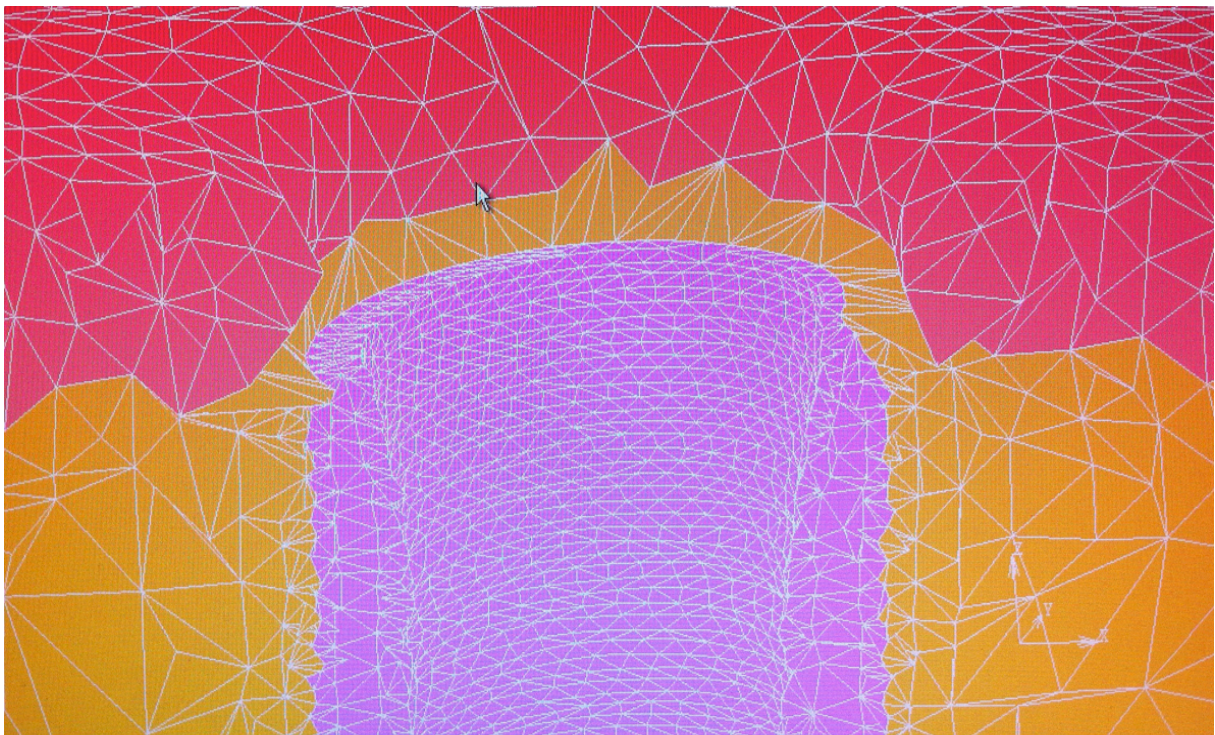


Abb. 33: Ausschnitt des FE-Modells des Astra[®] OS 3.5 S11. Der in violett dargestellte Implantathals steht ausschließlich mit dem in gelb gekennzeichneten spongiösen Knochen in Verbindung. Eine Verbindung zum im oberen Bildteil liegenden kortikalen Knochen besteht nicht.

Diese hohe Beweglichkeit bei einem rein spongiösen Implantatlager deckt sich mit Studien von Brunski (1992) und Seong et al. (2009). Auch hier wiesen Implantate in spongiösem Knochenmaterial signifikant höhere Bewegungen auf. Durch eine Untersuchung der Primärstabilität in Abhängigkeit von der Implantatlagerstruktur konnten Engelke et al. (2005) ebenfalls den starken Einfluss des kortikalen Knochens auf die

Implantatstabilität nachweisen. Dies zeigt auch eine Studie von Lachmann et al. (2006) die postuliert, dass die Primärstabilität von Implantaten hauptsächlich vom Knochentyp abhängig ist. Für die klinische Praxis ist es deshalb von Bedeutung, das Knochenlager durch präimplantologische 3D-Aufnahmen genauestens zu diagnostizieren. Bei zu geringem kortikalen Knochenangebot besteht eine Kontraindikation für subgingival inserierte Implantate.

Die beiden supragingival inserierten Straumann[®]-Implantate zeigten mit einer Auslenkung von 12,1 µm (SP12 D4.1) und 25,0 µm (S10 D4.8) ebenso für die Sofortbelastung unkritische Werte. Auffällig ist, dass sich das Implantat mit größerem Durchmesser stärker bewegt, als das mit geringerem Durchmesser. Nach bereits vorliegenden Untersuchungen wäre ein umgekehrtes Ergebnis zu erwarten. In der Arbeit von Plett und Aktas wurden ebenfalls Straumann[®]-Implantate vom Typ S10 D4.8 untersucht. Hier zeigte der experimentelle Ergebnisteil ebenfalls eine stärkere Auslenkung des S10 D4.8 im Vergleich zum SP10 D3.3. Die Implantate waren epikrestal inseriert. Die Ursache für die geringere Bewegung des Implantates mit kleinerem Durchmesser lag darin, dass ein Teil des Mikrogewindes in der Kompakta verankert war. Diese Aussage kann durch eine Studie von Hermann (2007) untermauert werden, die besagt, dass ein Feingewinde für optimale Kaukraftweiterleitung in das Implantat sorgt und die Auslenkung reduziert. Die größere Auslenkung des S10 D4.8 war in dieser Arbeit dadurch begründet, dass, wie in Abbildung 34 zu erkennen, kaudal des Implantates mehr komprimierbares Material (ca. 4,5 mm) in Form spongiösen Knochens vorhanden war als beim Straumann[®] SP D4.1 (1mm). Die geringere Spongiosadicke unter dem Straumann[®] SP D4.1-Implantat hat zu einer Reduzierung der Auslenkungsfähigkeit geführt. Die Belastung konnte hier nur auf eine geringere Knochenmasse weitergeleitet werden und es wurde weniger Knochenmaterial komprimiert. Durch diese Unterschiede in der Probengeometrie konnte sich das Straumann[®] SP D4.1 nicht stärker bewegen. In einer Knochenprobe mit größerem kaudalen Spongiosaangebot wäre eine stärkere Auslenkung zu erwarten, vor allem, wenn man berücksichtigt, dass es sich bei diesem Implantat um das mit dem kleineren Durchmesser handelt.

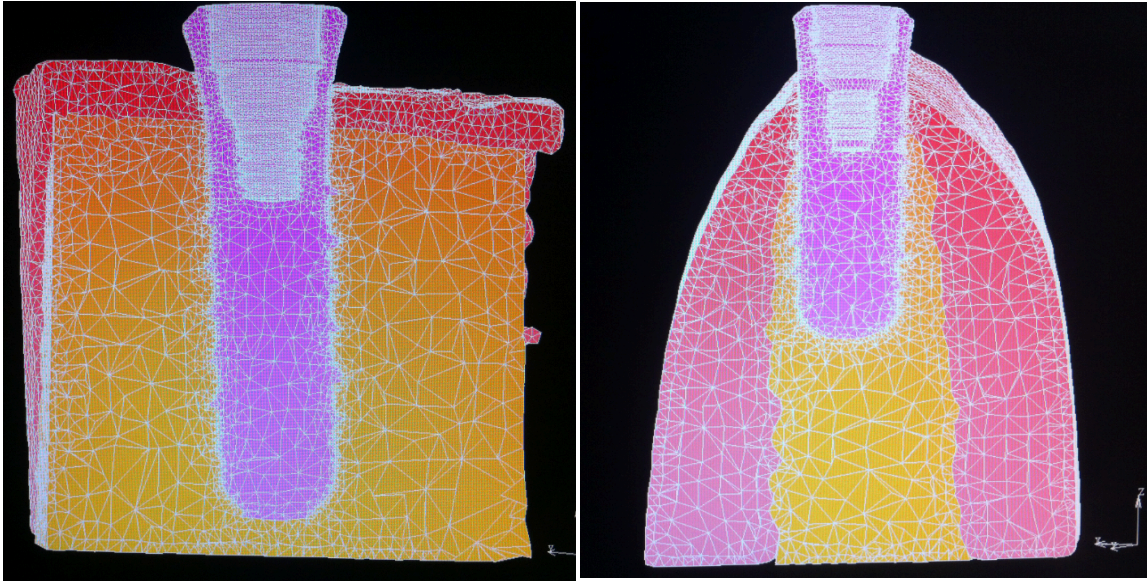


Abb. 34: Links ein Ausschnitt des für das Straumann® SP D4.1 generierten FE-Modells. Im Vergleich zum rechts gezeigten Ausschnitt des S10 D4.8 FE-Modells wird ein geringeres kaudales Knochenangebot deutlich.

5.2.4 Diskussion der experimentellen Ergebnisse

Im Gegensatz zur Simulation zeigen die experimentellen Ergebnisse ein stark nicht-lineares Verhalten. Auf einen direkten Vergleich der Auslenkung bei definierten Kraftwerten wird daher verzichtet. Die experimentellen Ergebnisse sollten kritisch betrachtet werden.

In ihrer Diskussion soll nur exemplarisch auf die Messung des Straumann S10 D4.8 eingegangen werden. Das Kraft/Auslenkungsdiagramm zeigt hier deutlich, dass das Implantat bis zu einer aufgebrauchten Kraft von ca. 36 N keine Änderung in der Auslenkung aufweist. Während die Kraft von 10 auf 30 N ansteigt, bleibt die Auslenkung mit geringen 2 μm konstant. Ab einer Belastung von 36 N erhöht sich die Auslenkung bis auf ein Maximum von 19 μm . Für diesen späten Anstieg der Auslenkung könnte ein initiales Verkanten des Implantates verantwortlich sein. Ab einer aufgebrauchten Kraft von 36 N ist das Implantat nicht mehr in der Kortikalis verankert.

5.4 Schlussbetrachtung und klinische Empfehlung

Folgende Aussagen lassen sich ableiten:

- Die numerischen Analysen zeigen, dass beide Implantatsysteme in den unterschiedlichen Insertionstiefen für eine Sofortbelastung geeignet sind. Obwohl in den numerischen Untersuchungen mit 300 N Kräfte oberhalb der physiologisch auftretenden Kaukräfte verwendet wurden, wiesen die untersuchten Implantate keine größeren Auslenkungen als 44 μm auf. Bei einer Kaukraft von 100 N oder sogar bei Patienten mit Bruxismus, bei denen Kaukräfte bis zu 300 N auftreten können, wäre eine Sofortbelastung der untersuchten Implantate möglich.
- Es wird deutlich, dass die initiale Implantatauslenkung stärker durch die Zunahme der Kortikalisdicke reduziert wird, als durch die Zunahme des Implantatdurchmessers.
- Eine subkrestale Implantatinsertion sollte nur bei ausreichend großem kortikalem Knochenangebot durchgeführt werden.
- Für das Astra Tech[®]-Implantatsystem erwies sich die epikrestale Insertion am günstigsten, da sie die geringsten Auslenkungswerte aufwies.

Pilliar (1991) und Szmukler-Moncler et al. (1998) beschrieben, dass Mikrobewegungen geringer als 50 μm die Einheilung schraubenförmiger Implantate mit rauen Oberflächen nicht negativ beeinflussen. Andere Autoren bewerteten eine Belastung, die Mikrobewegungen unterhalb von 50 μm verursacht, sogar als positiv für die Implantatstabilität (Kawahara et al., 2003; Vandanne et al., 2007; van Eijden et al., 2006; Ottoni et al., 2005). Für die Sofortbelastung wäre demnach eine Stabilität erforderlich, die Mikrobewegungen zwar begrenzt, aber Auslenkungen von maximal 50 μm zulässt. Die in dieser Arbeit untersuchten Implantate würden diese Anforderungen erfüllen.

6. Zusammenfassung

Ziel der Studie war es, durch numerische und experimentelle Untersuchungen eine vergleichende Analyse der Einflüsse von unterschiedlichen Insertionstiefen, Durchmessern und Längen auf die initiale Beweglichkeit sofortbelasteter Implantate durchzuführen. Das Augenmerk wurde hierbei besonders auf den Vergleich von epi-, sub- und suprakrestalen Implantatpositionen gelegt.

Implantate der Firmen Astra Tech[®] und Straumann[®] wurden in den Positionen epi-, sub- und suprakrestal in ein bovines Rippensegment implantiert. Im experimentellen Teil dieser Arbeit wurden die Implantate in einen optomechanischen Messaufbau zur Erfassung der Kraft/Auslenkungs-Charakteristik von Körpern (HexMeS) eingesetzt und belastet. Für die numerische Analyse wurden Schnittbilder von diesen Modellen mit einem μ CT erstellt. Mit dem Programm ADOR3D wurden entsprechende Oberflächenmodelle generiert. Diese wurden mit Hilfe des FE-Programmes MSC Marc/Mentat 2007 in FE-Volumenmodelle umgewandelt und analysiert.

Im numerischen Vergleich der unterschiedlichen Insertionstiefen lagen die initialen Auslenkungen zwischen 11,5 μ m und 44,0 μ m. Alle untersuchten Implantate sind für eine Sofortbelastung geeignet und erfüllen die in der Literatur dafür vorgegebenen Kriterien. Die Stärke der initialen Auslenkung wird weniger durch die Stärke des Implantatdurchmessers als die Dicke des kortikalen Knochens bestimmt. Für das Astra Tech[®]-Implantatsystem zeigte sich die epikrestale Insertion für eine Sofortbelastung am günstigsten.

Abschließend lässt sich sagen, dass eine Anpassung der Insertionstiefe an das patientenindividuelle Knochenangebot für den Erfolg einer Sofortbelastung obligat ist. Insbesondere eine subkrestale Implantatinsertion sollte nur bei ausreichendem kortikalen Knochenangebot durchgeführt werden.

7. Literaturverzeichnis

Abdelgader I. Inaugural-Dissertation: Numerical and experimental investigation of different types of miniimplants used for orthodontic anchorage. Medizinische Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2006

Abrahamsson I, Albouy JP, Berglundh T. Healing at fluoride-modified implants placed in wide marginal defects: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 153-159

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

Adell R. Surgical procedures. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. London, Chicago: Quintessenz Verlags-GmbH, 1985: 211-232

Aktas Y. Inaugural-Dissertation: Experimentelle und numerische Untersuchungen des biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Implantate mit unterschiedlicher Insertionstiefe. Medizinische Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2012

Al-Nawas B, Kämmerer PW, Morbach T, Ladwein C, Wegener J, Wagner W. Ten-year retrospective follow-up study of the TiOblast dental implant. *Clin Impl Dent Rel Res* 2012; 12: 127-134

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

Albrektsson T. Osseointegration: Historischer Hintergrund und moderne Konzepte. In: Lindhe J, Karring T, Lang N, Hrsg. *Klinische Parodontologie und Implantologie*. Berlin, Chicago, London: Quintessenz Verlags-GmbH, 1999: 851-861

Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001; 10: 96-101

Arnaudow M, Garlichs UA. Endo-osseous implantation method of artificial tooth roots. *ZWR* 1972; 81: 313-318

Badr NA, El Hadary AA. Hydroxyapatite-Electroplated cp-Titanium Implant and its bone integration potentiality: An in vivo study. *Impl Dentistry* 2007; 16: 297-308

Bagambisa FB, Kappert HF, Schilli W. Cellular and molecular biological events at the implant interface. *J Craniomaxillofac Surg* 1994; 22: 7-12

Bathe KH. *Finite Elemente Methoden*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1986

Becker J, Kirsch A, Schwarz F, Chatzinikolaidou M, Rothamel D, Lekovic V, Jennisen HP. Bone apposition to titanium implants biocoated with recombinant human bone morphogenetic protein-2 (rhBMP-2). A pilot study in dogs. *Clin Oral Invest* 2006; 10: 217-224

Bell PB, Safiejko-Mroczka B. University of Oklahoma, Department of Zoology. Internet: <https://casweb.ou.edu/pbell/histology/captions/bone/decal.dense.osteon.40.html> (Zugriffsdatum 12.01.2013)

Berg M, van Kreveld M, Overmars M, Schwarzkopf O. *Computational Geometry. Algorithms and Applications*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2000: 59-101

Bonewald LF. Osteocytes as dynamic, multifunctional cells. *Ann NY Acad Sci* 2007; 1116: 281-290

Bougharriou MA. Studienarbeit: Netzglättung für Echtzeitanwendungen. Institut für Betriebs- und Dialogssysteme der Universität Karlsruhe, 2007

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410

Brånemark PI. Einführung in die Osseointegration In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Hrsg. *Gewebeintegrierter Zahnersatz. Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde*. Berlin: Quintessenz Verlag, 1985

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone dental implant interface. *Clin Mater* 1992; 10: 153-201

Buch RS, Weibrich G, Wagner W. Criteria of success in implantology. *Mund Kiefer-Gesichtschir* 2003; 7: 42-46

Buchner V. Inaugural-Dissertation: Statistische Analyse enossaler Astra Tech® Implantate mit Hilfe des DGImpDat-Programms. Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, 2003

Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: A histometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25: 889-902

Buser D, Belser UC. Fortschritte und aktuelle Trends in der oralen Implantologie. *Schweiz Monatschr Zahnmed* 1998; 108: 327-342

Buser D, Nydegger T, Hirt H, Cochran D, Nolte L. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 611-619

Buser D, Nydegger T, Oxland T, Schenk RK, Hirt HP, Cochran DL, Snétivy D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1999; 45: 75-83

Buser D, von Arx T. Basic surgical principles with ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 59-68

Buser D, Janner S, Wittnerben J, Brägger U, Ramseier A, Salvi G. 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospektive Study in 303 Partially Edentulous Patients. *J Implant Dent* 2012; 14: 839-857

Capanni F. Inaugural-Dissertation: Montierbares, telemetrisches Mess- und Informations-System für multidirektionale winkelstabile Osteosynthesesysteme -ARGUS-. Medizinische Fakultät der Universität zu Lübeck, 2007

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, KU Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Oral Rehab* 2002; 29: 565-574

Chung UI. Essential role of hypertrophic chondrocytes in endochondral bone development. *Endocr J* 2004; 51: 19-24

Christakos S, Dhawan P, Liu Y, Peng X, Porta A. New insights into the mechanisms of vitamin D action. *J Cell Biochem* 2003; 88: 695-705

Christakos S, Prince R. Estrogen, vitamin D, and calcium transport. *J Bone Miner Res.* 2003; 18: 1737-1739

Clough RW. Original Formulation of the Finite Element Method. *Finite Elements in analysis and Design* 1991; 7: 89-101

Clough RW, Wilson EL. Early Finite Element Research at Berkeley. Fifth U.S. National Conference on Computational Mechanics, 1999

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003; 67: 932-949

Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 391-401

Deger Y. Die Methode der finiten Elemente: Grundlagen und Einsatz in der Praxis. Renningen-Malmsheim: Expert-Verlag, 2001: 1-19

Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Implantologie in der Zahnheilkunde. Stellungnahmen 1998. Internet: <http://www.dgzmk.de> (Zugriffsdatum 12.12.2011)

Dijkstra EW. A note on two problems in connexions with graphs. *Num Math* 1959; 1: 269-270

Drenckhahn D, Kugler P. Knochengewebe. In: Benninghoff B und Drenckhahn D, Hrsg. Anatomie Band 1. München, Jena: Urban & Fischer, 2003: 133-148

Drossel A, Hirschbach H. Bachelor Thesis: Ein 3D-Glättungsalgorithmus für die Zahnrekonstruktion. Fachhochschule Darmstadt, 2005

Eames BF, de la Fuente L, Helms JA. Molecular ontogeny of the skeleton. *Birth Defects Res C Embryo Today* 2003; 69: 93-101

Emmerich D. Inaugural-Dissertation: Biologie und Pathologie der Weich- und Hartgewebe um Titanimplantate: Eine histologische, histometrische und histomorphometrische Studie am Menschen. Medizinische Fakultät der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, 2002

Engelke W, Sennhenn-Kirchner S, Schubert C, Jacobs H. Untersuchung zur Primärstabilität von Implantaten in Abhängigkeit von der Implantatlagerstruktur. *Z Zahnärztl Impl* 2005; 21: 82-87

Engels H. Handbuch zum BDIZ/EDI Implantat-Register. Backnang: Jahrbuch-Verlag, 2001

Enlow DH, Bianco HJ, Eklund S. The remodeling of the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1976; 36: 685-693

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

Formigini MS. Protesi dentaria a Metzzoo di infibulazione diretta endoalveolare. *Riv ital Stomatol.* 1947; 2: 193

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res* 1995b; 6: 213-219

Gawehn W. Finite Elemente Methode. FEM-Grundlagen zur Statik und Dynamik. Norderstedt: Books on demand, 2009: 1-5

Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The Effects of Implant Length and Diameter Prior to and After Osseointegration: A 2-D Finite Element Analysis. *J Oral Implantol* 2007; 33: 243-256

Götz C. Inaugural-Dissertaion: Entwicklung eines Finite-Elemente-Modells des menschlichen Schädels zur Simulation von Stößen. Medizinische Fakultät der Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 2008

Grafelmann HL, Brandt HH. Erfahrungen mit enossalen Extensionsimplantaten nach Linkow. *Quint.* 1970; 21: 4

Grafelmann HL. Statistische Auswertung von 3341 Blattimplantaten. *Orale Implantol.* 1985; 12: 23

Grünberg W. Der Tierversuch als Methode der biomedizinischen Forschung. In: Kronberger L, Hrsg. Experimentelle Chirurgie. Stuttgart: Enke, 1992

Haas M. Inaugural-Dissertation: 10 Jahre klinische Erfahrung mit dem Straumann Schraubenimplantat. Medizinische Fakultät der Universität Regensburg, 2008

Hämmerle CH. 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

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

Hees H, Sinowatz F. Histologie-Kurzlehrbuch der Zytologie und mikroskopischen Anatomie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2000: 133-137

Heine AK. Dissertation: Individuelle dreidimensionale Simulation von Weichteilveränderungen im Gesichtsbereich – eine Finite-Elemente-Studie. Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, 2005

Heinrich B. Dissertation: Entwicklung und Anwendung der Helikoidal-Tantal-Schraube. Medizinische Fakultät der Universität Hamburg, 1974

Held JR. Appropriate animal models. In: Sechzer JA, Hrsg. The role of animals in biomedical research. Annals of the New York Academy of Sciences 1983; 406: 13-19

Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors Influencing the Preservation of the Periimplant Marginal Bone. Implant Dentistry 2007; 16: 165-175

Hieronimus JB. Inaugural-Dissertation: Klinische und prothetische Untersuchungen am Astra[®]-Implantat mit OsseoSpeed[™] Oberfläche: Erfolgswahrscheinlichkeit und Patientenzufriedenheit. Eine retrospektive Studie nach 54 Monaten. Medizinische Fakultät der Universität Regensburg, 2011

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997; 23: 104-111

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implant using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998; 24: 80-88

de Hoog FR, Knight JH, Stokes AN. An improved method for numerical inversion of Laplace transforms. *SIAM J Sci Stat Comput* 1982; 3: 357-366

Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003; 53: 409-443

Jones DB, Leivseth G, Sawada Y, Van der Sloten J, Bingmann D. Application of homogenous, defined strain to cell cultures. In: El Haj AJ, Lyall F, eds. *Society for Experimental Biology Seminar Series 54: Biomechanics and Cells*. Cambridge: Cambridge University press, 1994: 197-219

Junqueira LCU, Carneiro J. Histologie. In: Gratzl M, Hrsg. *Histologie*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2005: 91-103

Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J. Prosthet. Dent* 1983; 49: 832-837

Keilig L, Bourauel C, Gruner M, Hültenschmidt R, Bayer S, Utz KH, Stark H. Design and testing of a novel measuring system for use in dental biomechanics--principles and examples of measurements with the hexapod measuring system. *Biomed Tech* 2004; 7-8: 208-215

Keilig L. Dissertation: Experimentelle und numerische Untersuchungen zum Verschleiß von Halteelementen in der zahnärztlichen Prothetik. Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2007

Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J* 2005; 24: 219-224

Klaus G, Buhr M, Hrsg. *Philosophisches Wörterbuch*. Leipzig: VEB Bibliographisches Institut, 1969

Klein B. FEM. Grundlagen und Anwendungen der Finite-Element Methode in Maschinen- und Fahrzeugbau. Wiesbaden: Vieweg & Teubner Verlag/Springer Fachmedien, 1990: 2-5

Knothe K, Wessels H. Finite Elemente: Eine Einführung für Ingenieure. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1992: 3-19

Lachmann S, Laval JY, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. Clin Oral Implants Res 2006; 17: 80-84

Laval JY. Inaugural-Dissertation: Periimplantärer Knochenabbau in-vitro Reliabilität der instrumentellen Bestimmung mittels Klopf-Dämpfungsverfahren und Resonanzfrequenzanalyse sowie Einfluss der Implantatgeometrie und der Knochenqualität auf das Messverhalten. Medizinische Fakultät der Universität Tübingen, 2010

Lee TC. History of Dental Implants. In: Cranin AN, Hrsg. Oral Implantology. Springfield: Charles C. Thomas Publisher, 1970

Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. Clin Oral Implants Res 2007; 18: 465-470

Lekholm U, Zarb GA. Patientenselektion und Aufklärung der Patienten. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Hrsg. Gewebeintegrierter Zahnersatz Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenz Verlag, 1985

Lind M. Growth factors: possible new clinical tools. A review. Acta Orthop Scand 1996; 67: 407-417

Linkow LI. The blade vent-a new dimension in endosseous implantology. Dent Concepts 1968; 11: 3-12

Lüllmann-Rauch R. Histologie. Stuttgart: Thieme Verlag, 2003: 122-134

Marx RE, Garg AK. Bone structure, metabolism, and physiology: its impact on dental implantology. Implant Dent 1998; 7: 267-276

Mc Knee MD, Nanci A. Ultrastructural, cytochemical and immunohistochemical studies on bone and its interfaces. *Cell Material* 1993; 3: 219-243

Meinken A. Finite Elemente in der Praxis: Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von Marc Mentat. Renningen-Malmsheim: Expert Verlag, 2001

Meißner UF, Maurial A. Die Methode der finiten Elemente: Eine Einführung in die Grundlagen. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 2000: 2-42

Misch CE. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading *Int J oral Implantol* 1990; 6: 23-31

Mosekilde L. Age-related changes in bone mass, structure, and strength-effects of loading. *Z Rheumatol Suppl* 2000; 59: 1-9

Moser W, Nentwig HG. Finite-Element-Studien zur Optimierung von Implantatgewindeformen. *Z Zahnärztl Implantol* 1989; 5: 29-32

Neukam FW, Scheller H, Günay H. Experimentelle und klinische Untersuchung zur Auflagerungsplastik in Kombination mit enossalen Implantaten. *Z Zahnärztl Implantol* 1989; 5: 235

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

Noble BS, Reeve J. Osteocyte function, osteocyte death and bone fracture resistance. *Mol Cell Endocrinol* 2000; 159: 7-13

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 777-784

Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 91-99

Osborn JF, Newesley H. Dynamics aspects of the implant - bone interface. In Heimke G, Hrsg. *Dental Implants - Materials and Systems*. München: Carl Hanser Verlag, 1980: 111-123

Otoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 769-776

Pilliar RM. Quantitative evaluation of the effect of movement at a porous coated implant-bone interface. Davies EJ, ed. *The bone-biomaterial interface*. Toronto: University of Toronto Press 1991: 380-387

Pishwa L. Dissertation: Analyse des atrophierten Unterkiefers und dessen implantologische Rehabilitation mittels Finite-Elemente-Methode. Medizinische Fakultät der Universität Berlin, 2010

Plenk H, Zitter H. Materialkundliche Überlegungen. In: Watzek G, Hrsg. *Enossale Implantate in der oralen Chirurgie*. Berlin: Quintessenz, 1993: 63

Plett W. Studienarbeit. Biomechanisches Verhalten sofortbelasteter Implantate in unterschiedlicher Insertionstiefe. Universität Remagen durchgeführt an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2008

Quantius B. Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers. *Implantologie* 2012; 20: 33-42

Quelch KJ, Melick RA, Bingham PJ, Mercuri SM. Chemical composition of human bone. *Arch Oral Biol* 1983; 28: 665-674

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 425-431

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 micro CT-scans. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2005; 8: 167-176

Remedios A. Bone and bone healing. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1999; 29: 1029-1044

Robbins SL, Cotran RS. *Pathologic Basis of Disease*. Philadelphia: Saunders; 2005

Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000; 17: 22-35

Schiebler TH. *Anatomie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 2005: 49-56

Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. Schweiz Mschr Zahnheilk 1976; 86: 713-727

Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F. Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper. Schweiz Mschr Zahnheilk 1978; 88: 1051-1058

Schroeder A, Van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. J Maxillofac Surg 1981; 9: 15-25

Schroeder A. Die Reaktion von Mukosa und Knochen auf Titanplasma bzw. Titanoxide (Rutil). Z Zahnärztl Implantol 1984; 1: 25-27

Schroeder A, Buser D. Gewebsreaktionen. In: Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G, Hrsg. Orale Implantologie. Stuttgart: Thieme Verlag, 1994, 2. Auflage: 83-115

Schulte W, Kleineikenscheidt H. Das Tübinger Sofortimplantat in der klinischen Prüfung. Dtsch Zahnärztl Z 1978; 33: 348-359

Schwarz F, Ferrari D. Effects of Surface Hydrophilicity and Microtopography on Early Stages of Soft and Hard Tissue Integration at Non-Submerged Titanium Implants: An Immunohistochemical Study in Dogs. J Periodontol 2007; 78: 2171-2184

Schwarz F. Periimplantäre Entzündungen. Berlin: Quintessenz Verlag, 2007

Schwarz HR. Methode der finiten Elemente. Stuttgart: Teubner Verlag, 1984

Seifert T. Inaugural-Dissertation. Primärstabilität dentaler Implantate - Einfluss von Art und Durchmesser der Implantate sowie Art der für die Untersuchung benutzten Knochenmaterialien. Medizinische Fakultät der Universität Berlin, 2011

Seong Wj, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, KO CC. Correlations between physical properties of jawbone and dental implant stability. J Prosthet Dent 2009; 101: 306-318

Smith ES, Spink MS, Lewis GL. Some sources and procedures for editing a Medieval Arabic surgical tract. Hist Sci 1976; 14: 245-264

Spiekermann H. Implantologie. In: Rateitschak KH, Wolf HF, Hrsg. Farbatlant der Zahnmedizin Bd. 10. Stuttgart: Thieme Verlag, 1994

Spink MS, Lewis GL. *Albucasis on surgery and instruments: a definite edition of the Arabic text with English translation and commentary*. Los Angeles: Wellcome Institute of the history of medicine, 1973

Stahl E. *Inaugural-Dissertation: Numerische Untersuchungen zum biomechanischen Verhalten verschiedener orthodontischer Ankerimplantate*. Medizinische Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2008

Stains JP, Civitelli R. Cell-cell interactions in regulating osteogenesis and osteoblast function *Birth Defects. Res C Embryo Today* 2005; 75: 72-80

Steinbuch R. *Finite Elemente - Ein Einstieg*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1998: 5-45

Strietzel F. Einheilung der Implantate-Grundlagen der Osseointegration. In: Reichart P, Hausamen JE, Becker J, Neukam FW, Schliephake H, Schmelzeisen R, Hrsg. *Curriculum Chirurgie Band I (zahnärztliche Chirurgie)*. Berlin: Quintessenz Verlag, 2002: 414-416

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

Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubrulle JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 43: 192-203

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000; 71: 546-549

Trisi P, Lazzara R, Rao W, Rebaudi A. Knochen-Implantat-Kontakt und Knochenqualität-Bewertung des erwarteten und tatsächlich vorhandenen Knochenkontakts bei maschinenbearbeiteten und Osseotite-Implantatoberflächen. *Int J Par Rest Zahneilkd* 2002; 22: 535-545

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

van Eijden TM, van der Helm PN, van Ruijven LJ, Mulder L. Structural and mechanical properties of mandibular condylar bone. *J Dent Res* 2006; 85: 33-37

van Zutphen LFM, Baumans V, Beynen AC. Grundlagen der Versuchstierkunde. Stuttgart, Jena, New York: Fischer, 1995

Wagner W, Al Nawas B. Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde Implantologie. München: Urban & Fischer, 2004: 77-92

Watzek G, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahnärztliche Chirurgie Band 3. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2000: 127-144

Weibrich G, Buch RS, Wegener J, Wagner W. Five-year prospective follow-up report of the Astra tech standard dental implant in clinical treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 557-562

Weibrich G, Al-Nawas B. Erfolgsaussichten Implantologischer Maßnahmen. Internet: <http://www.onkologie.hautklinik-mainz.de/Prothetik/Weibrich/Images/Artikel/zm2001.pdf> (Zugriffsdatum 15.01.2012)

Weiner S, Wagner HD. The material bone: Structure mechanical function relations. *Ann Rev Mat Sci* 1998; 28: 271-298

Wittel FK. Studienarbeit: Eine kurze Einführung in die FEM, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich, 2009

Witt K. Knochen und Knorpel. In: Bühling KJ, Lepenies J, Witt K, Hrsg. Intensivkurs: Allgemeine und spezielle Pathologie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1995: 374-385

Zarb GA. Introduction to osseointegration in clinical dentistry. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 824

Zarb GA. Der Zahnverlust und seine Folgen In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Hrsg. Gewebeintegrierter Zahnersatz – Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. Berlin, Chicago: Quintessenz Verlag, 1985

Zensen M. Lückenschluß durch Zahnverpflanzung seit dem 18. Jahrhundert: Zur Geschichte der Implantologie in der Zahnheilkunde zwischen 1930 und 1960. Forschungsstelle des Inst. für Geschichte der Medizin der Universität zu Köln, 1994

Zienkiewicz OC, Taylor RL, Nithiarasu P. The Finite Element Method. Oxford: Elsevier Butterworth-Heineman, 2000

8. Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Professor Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel für die freundliche Überlassung des Themas, seine hilfreiche Betreuung und konstruktiven Verbesserungsvorschläge.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Ludger Keilig, ohne den die Entstehung dieser Arbeit nicht gelungen wäre. Vor allem für seine Geduld, mir die Finite-Elemente-Methode näherzubringen, möchte ich mich herzlich bedanken.

Bei Frau Dr.rer.nat. Dipl.-Ing. Susanne Reimann und Frau CTA Anna Weber möchte ich mich für die Bereitstellung der μ CT-Bilder bedanken.

Dem gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie, vor allem Frau Dr. rer. nat. Istabrak Hasan, danke ich für stetige Hilfsbereitschaft und die angenehme Arbeitsatmosphäre.

Meinen Eltern, Sabine, meinen lieben Freunden und Christian möchte ich für ihre unermüdliche Unterstützung und Ermutigung während des Studiums und der Promotion danken.