

Experimentelle und numerische Untersuchungen des
biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter
Implantate mit unterschiedlicher
Insertionstiefe

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

Yasin Aktas
aus Bonn

2012

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1.Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

2.Gutachter: Prof. Dr. med. Christof Burger

Tag der Mündlichen Prüfung: 15.05.2012

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

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

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie –

Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel

Meinen Eltern, Meryem und Bayram Aktas

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturübersicht	7
1.1	Geschichte der Implantologie.....	7
1.2	Implantologie.....	8
1.3	Sofortbelastung	9
1.4	Biologische und biomechanische Aspekte des Knochens	11
1.4.1	Aufbau des Knochens	11
1.4.2	Implantateinheilung und Osseointegration	12
1.4.3	Biomechanik des Knochens	13
1.5	Die Finite-Elemente-Methode	15
1.6	Literatur Implantate	16
1.6.1	Klinische Studien zur Sofortbelastung.....	17
1.6.2	Biomechanik des Implantates	19
1.6.3	Auswirkung des Längen/Durchmesser-Verhältnisses auf die Spannungs/Verzerrungs-Werte	19
1.6.4	Auswirkung der Gestaltung des Implantathalses und des Gewindedesigns auf die Spannungs/Verzerrungswerte-Werte.....	21
1.6.5	Variation der Insertionstiefe und die Auswirkung auf die Spannungs/Verzerrungs-Werte	23
2	Fragestellung und Ziele	26
3	Material und Methoden	27
3.1	Material	27
3.1.1	Implantate.....	27
3.1.2	Knochenmodell.....	31
3.2	Methode	32

3.2.1	Präparataufbereitung.....	32
3.2.2	Experimentelle Studie	34
3.2.3	Numerische Studie	42
4	Ergebnisse	51
4.1	Ergebnisse des experimentellen Teils	51
4.1.1	Ergebnisse der Ankylos [®] -Implantate	51
4.1.2	Ergebnisse der Straumann [®] -Implantate	55
4.1.3	Gegenüberstellung der Ankylos [®] - und Straumann [®] -Implantate	60
4.2	Ergebnisse der numerischen Analyse.....	62
4.2.1	Ergebnisse Ankylos [®] A11/B11	62
4.2.2	Ergebnisse Straumann [®]	65
4.3	Gegenüberstellung der Ankylos [®] - und Straumann [®] - Implantate.....	67
4.3.1	Ankylos [®] A11/Straumann [®] Plus 12D_3.3.....	67
4.3.2	Ankylos [®] B11/Straumann [®] Plus 12D_4.1.....	69
4.3.3	Vergleich der experimentellen und numerischen Ergebnisse	69
5	Diskussion.....	71
5.1	Diskussion der Methodik	71
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	73
5.2.1	Diskussion der experimentellen Ergebnisse	73
5.2.2	Diskussion der numerischen Ergebnisse	76
5.3	Beurteilung des Vergleiches von experimentellem und numerischem Ansatz....	77
5.4	Schlussfolgerungen.....	78
6	Zusammenfassung	80
7	Literaturverzeichnis.....	82
8	Danksagung.....	92
9	Lebenslauf	93

1 Einleitung und Literaturübersicht

1.1 Geschichte der Implantologie

Der Wunsch, verloren gegangene Zähne zu ersetzen, lässt sich weit in der Geschichte der Menschheit zurückverfolgen. Nach Auswertung von Ausgrabungen wurden bereits im Ägypten vor 4500 Jahren Pharaonen zwecks Vollkommenheit bei der Bestattung mit Holzgebissen ausgestattet. Versuche, verloren gegangene Zähne durch homöo- oder alloplastisches Material zu ersetzen, gehen nach *Marziani* [1955] bis in die präkolumbianische Zeit (vor 1492) zurück. Die große Anzahl von Misserfolgen ließ die „Implantologie“ aber im 19. Jahrhundert vorerst wieder in den Hintergrund treten.

Greenfield [1913] experimentierte mit einem korbähnlichen, käfigartigen Hohlimplantat aus einer Platin-Iridium-Legierung, das als eines der ersten Formen des enossalen Implantates galt. *Strock* [1939] arbeitete zum ersten Mal mit holzschraubenähnlichen Implantaten, die aus Vitallium - einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung-bestanden. Diese setzte er, wie auch *Formiggini* [1958], in frisch extrahierte oder chirurgisch geschaffene Alveolen ein. *Formiggini*, der vielfach auch als Gründervater der modernen Implantologie betitelt wird, verwendete Heliokoidalschrauben aus Tantal. In den folgenden Jahren kamen *Chercheve* [1962] mit seiner Doppelhelixhohlschraube sowie *Scialom* [1962] mit seinen Tantalnadeln hinzu. *Tramonte* [1965] folgte mit seiner selbstschneidenden Implantatschraube.

In etwa zur gleichen Zeit experimentierten *Brånemark et al.* [1969] mit Titan. Durch ihre Beobachtungen mit dem Werkstoff stellten sie fest, dass es zur Ausbildung eines funktionellen und strukturellen Bandes zwischen dem organisierten lebendigen Knochen und dem nicht biologischen Titan kommt. *Brånemark* prägte und definierte den Begriff der Osseointegration. Durch die rasante Weiterentwicklung zwischen 1970 und 1980, die zu einer wissenschaftlich begründeten Implantologie als Therapie geführt hat, wurde sie von der DGZMK 1982 in Deutschland anerkannt.

1.2 Implantologie

Unter Implantologie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde wird das Einbringen von alloplastischem oder xenogenem Material verstanden, um die Voraussetzungen für eine prothetische oder epithetische Versorgung zu schaffen, oder um die Rehabilitation funktionell und ästhetisch zu verbessern sowie um die physiologischen Involutionsprozesse (Resorption, Funktionsreduktion) zu vermindern [Koeck und Wagner, 2005]. Heute sind dentale Implantate ein fester Bestandteil der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Über die Erfolgsraten von über 95 % wurde für einen Nachbeobachtungszeitraum von über 5 Jahren berichtet [Esposito *et al.*, 2007].

Am 23.05.2002 fand in Barcelona ein Konsensustreffen der Zahnärzte statt, um über Erfahrungen der verzögerten und unmittelbaren Sofortbelastung zu diskutieren und eine einheitliche Nomenklatur einzuführen. Folgende Nomenklatur wird allgemein anerkannt:

Einteilung nach Belastungszeitpunkt:

- **Sofortbelastung:** Die Suprakonstruktion wird am Tag der Implantation eingebracht.
- **Verzögerte Sofortbelastung:** Die Suprakonstruktion wird in einem zweiten operativen Eingriff nach Freilegung angebracht. Im Vergleich zu den klassischen Werten von drei beziehungsweise sechs Monaten ist die Einheilzeit verkürzt.
- **Verzögerte Belastung:** Die Suprakonstruktion wird nach Abwarten der klassischen Einheilfrist von drei bzw. sechs Monaten eingegliedert. Hierbei unterscheidet man nochmals zwischen dem modifizierten einzeitigen Vorgehen, der transmukosalen Implantation, und dem klassischen zweizeitigen Vorgehen mit submuköser Einheilung und einem zweiten Eingriff mit Freilegung.

Einteilung nach Implantationszeitpunkt:

- **Sofortimplantation:** Sofortige Implantation nach unmittelbarer Extraktion oder nach Abheilung der Weichteile in die knöchernen, noch nicht ausgeheilte Alveole.
- **Verzögerte Sofortimplantation:** Die knöchernen Ausheilung hat begonnen, ist aber noch nicht abgeschlossen. Die Schleimhaut über der Alveole hingegen ist verschlossen. Implantation ca. 6-8 Wochen nach Extraktion.
- **Verzögerte Implantation (Spätimplantation):** Implantation in die knöchernen ausgeheilte Alveole, in der Regel 3-4 Monate nach Zahnextraktion, zum Teil sogar noch später.

In der Zielsetzung finden sich neben den therapeutischen Überlegungen, wie Verbesserung der Kaufunktion durch Pfeilervermehrung bei herausnehmbaren Arbeiten oder Vermeidung von herausnehmbaren Arbeiten durch festsitzenden Zahnersatz, auch Ansätze im Sinne einer Resorptionsprophylaxe durch Strukturert halt wieder.

1.3 Sofortbelastung

Nach der dritten ITI-Konsensus-Konferenz 2003 lautet die Definition der Sofortbelastung: „Der Zahnersatz wird innerhalb von 48 Stunden eingegliedert und wird in okklusalem Kontakt zum Antagonisten belastet“. Davon klar abzugrenzen ist die Sofortversorgung bei der es ebenfalls innerhalb von 48 Stunden zur Eingliederung des Zahnersatzes kommt, jedoch ohne okklusalem Kontakt.

Das klassische Implantatprotokoll mit einer Einheilzeit von drei Monaten im Unterkiefer und sechs Monaten im Oberkiefer basierte auf rein empirischen Überlegungen von Brånemark, der 1969 Reaktionsphänomene zwischen Titan und Hart- und Weichgewebe untersuchte und 1977 den Terminus der Osseointegration prägte [Brånemark *et al.*, 1969; Brånemark *et al.*, 1977].

Klinische, biologische und mechanische Aspekte, wie Implantatdesign oder Oberflächenmorphologie, blieben unberücksichtigt. Somit waren die Patienten für die Dauer der Implantateinheilung auf provisorische Lösungen angewiesen. Durch die erfolgreiche Entwicklung der Sofortbelastung konnte die gesamte Behandlungsdauer signifikant reduziert werden. Dabei ist die Sofortbelastung keine neue Erfindung, denn schon Ledermann beschrieb 1974 die erfolgreiche Anwendung von vier interforaminal gesetzten Implantaten welche mittels einer Stegkonstruktion verblockt wurden [Ledermann, 1979; Ledermann, 1983; Ledermann, 1986].

Von besonderer Bedeutung für die Sofortbelastung sind: Primärstabilität, Mikrobewegung sowie Knochenqualität und Quantität. Die Primärstabilität ist die Festigkeit eines Implantates unmittelbar nach der Insertion und wird mittels Drehmoments bei der Insertion angegeben. Sie ist abhängig von Form und Länge des Implantates sowie von der Knochenqualität. Es gilt über die Primärstabilität Mikrobewegungen des Implantates zu vermeiden bzw. nur innerhalb eines bestimmten Bereiches zuzulassen. Dieser Bereich liegt zwischen 50 und 150 Mikrometer [Cochran, 2006]. Auslenkungen über 150 Mikrometer können zu fibrösen Einkapselungen anstelle knöcherner Konsolidierung führen [Pilliar, 1986; Szmukler-Moncler *et al.*, 1998]. Daher wird ein Mindesteinbringdrehmoment von mehr als 35 Ncm gefordert, um ein Implantat erfolgreich sofort belasten zu dürfen [Bergkvist *et al.*, 2009; Liddel und Henry, 2007; Rao und Benzi, 2007]

Knochenqualität und -quantität haben ebenfalls einen starken Einfluss auf die Primärstabilität, da der primäre Kontakt zwischen Knochen und Implantat bei dichtem Knochen größer ist als bei Knochen mit niedrigerer Qualität. Dadurch haben Implantate, die in qualitativ hochwertigerem Knochen gesetzt wurden, in den ersten drei bis vier Wochen eine signifikant höhere Stabilität und damit eine höhere Überlebensrate als Implantate, die in Knochen mit niedrigerer Qualität gesetzt wurden [Cochran, 2006].

Die systematische Übersichtsarbeit von *Chiapasco* [2004] zeigte ebenfalls, dass eine Knochenqualität der Klasse eins bis drei nach *Lekholm und Zarb* [1985] ein wichtiger Faktor für den Erfolg von sofortbelasteten Implantaten ist.

1.4 Biologische und biomechanische Aspekte des Knochens

1.4.1 Aufbau des Knochens

Knochen besteht zu 70% aus anorganischen Bestandteilen, genauer den Mineralien Calcium und Phosphat, welche in Form von Apatitkristallen vorliegen. 20% sind organischer Natur. Hauptbestandteil dessen ist Kollagen Typ1. Die restlichen 10% bestehen aus Wasser. Makroskopisch besteht der Knochen aus vier trennbaren Anteilen:

- **Periost** ist die Knochenhaut, welche im Wesentlichen der Regeneration, Innervation und der vaskulären Versorgung dient.
- **Kortikalis** bildet die äußere Schicht des Knochens. Die dichte Struktur ermöglicht es ihr, Druck- und Zugkräfte gut aufzunehmen. Diese Struktur kommt durch die spezielle Architektur der Kompakta zustande. Die konzentrisch geschichtete Hartschicht wird zentral durch einen Hohlraum kanalisiert (Havers-Kanal). So entstehen mehrere Zentimeter lange Knochenröhren, die Osteone.
- **Spongiosa** ist die innere bälkchenartige Struktur des Knochens. Zwischen den Bälkchen befindet sich das Knochenmark. Im Gegensatz zur Kompakta weist die Spongiosa eine geringere Festigkeit auf. Die Spongiosabälkchen sind in Richtung der größten Zug- und Biegebelastungen, die auf den Knochen wirken, angeordnet (Trajektoren).
- Im **Knochenmark** entstehen die verschiedenen Zellen des Blutes.

Aus zahnmedizinischer Sicht ist die Einteilung des Knochens in unterschiedliche Qualitätsstufen von Bedeutung, da die Knochendichte einen primären Einfluss auf die Implantatmodalitäten hat [Misch, 1990; Misch *et al.*, 1999b]. Misch [Misch *et al.*, 1999a; Misch *et al.*, 1999b] unterteilt in vier Gruppen, D1 bis D4:

- D1=dichte Kompaktastruktur,
- D2=poröse Kompaktastruktur,
- D3=grobkörnige Trabekelstruktur und
- D4=feine Trabekelstruktur.

D1-Knochen findet man in der anterioren Mandibula, D2-Knochen in der anterioren und posterioren Mandibula sowie in der anterioren Maxilla. D3-Knochen ist in der anterioren und posterioren Maxilla und in der posterioren Mandibula zu finden. D4-Knochen entspricht der Tuberregion in der posterioren Maxilla.

1.4.2 Implantateinheilung und Osseointegration

Die Implantateinheilung lässt sich in drei wesentliche Stadien untergliedern:

1. Stadium: Wundheilung und Geflechtknochenkallusbildung, Koagelbildung um das Implantat in der Frühphase der knöchernen Konsolidierung, Ausbildungen von Fibrin innerhalb von 7 bis 14 Tagen, welcher als Leitgerüst für das regenerative Gewebe dient.
2. Stadium: Lamelläre Verdichtung, Umbauvorgänge, Differenzierung zu Osteoblasten aus Präosteoblasten mit Anlagerung von Knochen auf der Implantatoberfläche. Beginn der Knochenneubildung durch Sekretion von Osteopontin und Knochen-Sialoprotein durch Anlagerung von Calciumphosphatkomplexen an entsprechende Bindungsstellen der Proteine, welche im weiteren Verlauf kristallisieren.
3. Reifung: Reifung und Anpassung des implantatnahen Knochens. Dieser Prozess kann bis zu einem Jahr andauern.

Der Begriff „Osseointegration“ wurde von Brånemark definiert als „*direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen organisiertem, lebenden Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantates*“ [Brånemark *et al.*, 1985] Zum Erzielen einer Osseointegration bei Sofortbelastung ist eine ausreichende Primärstabilität wichtig, die eine Auslenkung des Implantates über 150 µm verhindert. Bei Bewegungen um 500 µm kommt es nicht zur knöchernen Konsolidierung, sondern zur fibrossären Einheilung [Søballe *et al.*, 1992].

Koagelbildung und Fibrinanheftung an der Implantatoberfläche spielen ebenfalls eine große Rolle. Daher kommt der Oberflächenkonditionierung zur Schaffung einer höheren Retentivität für Fibrin sowie zur Verankerung von Osteoblasten eine große Rolle zu. Je nach Abstand zwischen Implantat und Knochenlager kommt es bei bis zu 0,2 mm zur lamellären Knochenbildung und bei größeren Abständen zur Geflechtknochenbildung. Der Umbau des Geflechtknochens zu lamellärem Knochen dauert zwei Monate mit einer Geschwindigkeit von ca. 1µm pro Tag. Daraus resultieren die ursprünglich postulierten Einheilzeiten von drei bis sechs Monaten, da unter klinischen Bedingungen eine Spaltbreite von ca. 30-50 µm zwischen Implantat und Knochen erreicht werden kann [Reichart *et al.*, 2002].

1.4.3 Biomechanik des Knochens

Neben den Spannungen (eng: *stress*) wird die Größe Verzerrung (eng: *strain*, Bezeichnung für Dehnungen und Scherungen) zur Darstellung der auftretenden Belastungen herangezogen. Diese ist in der Biomechanik ein üblicher Vergleichswert zur Charakterisierung der Knochenbelastung. Die Verzerrung gibt die Längenänderung in Bezug zur Ausgangslänge an. Dabei entspricht 1 *strain* einer Längenänderung von 100 Prozent und 1 µstrain einer Dehnung von 0,0001 Prozent. Üblicherweise werden gemittelte Maße verwendet, die sich aus den *shear strains* und *normal strains* zusammensetzen

1893 stellte *Julius Wolff* das „Gesetz der Transformation der Knochen“ auf, in dem er die Knochenapposition infolge einer Funktionsänderung beschreibt. Es besagt, dass der Knochen sich unter Belastung in seiner Form und Funktion anpasst und bei dauerhafter

Entlastung degeneriert. Bei den weiteren Untersuchungen erkannte *Wolff* eine Ausrichtung der Knochen trabekel in Richtung der mechanischen Kräfte und benannte damit die mechanischen Kräfte als Ursache für die perfekte Architektur von Knochenstrukturen.

Frost entwickelte diese Erkenntnisse weiter und entwickelte seine „Mechanostat-Theorie“. Diese besagt, dass für die Knochenbildung und -erhaltung bestimmte Biegebelastungen notwendig sind. Dadurch kann sich der Knochen auf von außen einwirkende Kräfte und Belastungen in Form, Größe und Ausrichtung anpassen. Voraussetzung dazu ist die Umwandlung eines ausreichend großen mechanischen Reizes in ein zelluläres Signal, wodurch es zur Aktivierung von Osteoblasten und Osteoklasten kommt. Dabei wurde der Begriff des „*Minimal effective Strain*“ (MES) eingeführt, ein Belastungswert, der gerade noch zu einer Zellaktivierung und damit zur Knochenapposition im Sinne des Remodellings führt [Frost, 1960a; Frost, 1960b; Frost, 1987; Frost, 2003].

Der physiologische Bereich, in dem der Knochen auf die durch das Implantat entstehende Belastung reagieren kann, liegt zwischen 300 und 4.000 μ strain. Unter 300 μ strain kann es zur Knochenatrophie kommen, während hyperphysiologische Belastungen über 4.000 μ strain zu fibrösen Umbauprozessen führen [Frost, 1988]. Bei Dehnung des Knochens über 20.000 μ strain kommt es zur Überlastung des periimplantären Knochens und zur Fraktur. Untersucht man anstelle der Dehnung die Spannung auf den Knochen, so wird als Belastungsgrenze ca. 140 MPa angegeben. Bei Spannungen oberhalb dieses Wertes kommt es zur Fraktur, bzw. zum mechanischen Versagen des Knochens [Frost, 1983; Frost, 1990a; Frost, 1990b; Frost, 1994].

Bei physiologischer Belastung der Zähne beträgt die Kaukraft 100 N. In Einzelfällen kann die Kaukraft auf bis zu 500 N ansteigen (Bruxismus) [Mericske-Stern *et al.*, 1996].

1.5 Die Finite-Elemente-Methode

Grundsätzlich existieren zwei unterschiedliche Ansätze, um das Implantatverhalten zu analysieren, numerische und experimentelle Methoden.

Auf der experimentellen Seite wurden bis zum heutigen Zeitpunkt verschiedene Ansätze verfolgt:

- Die Messung der beim Kauen auftretenden Kräfte auf ein Implantat in allen drei Raumrichtungen mittels Piezokristallen [Merz *et al.*, 1997].
- Untersuchungen zu Spannungsverläufen um Implantate mit Hilfe von holographischen Methoden [Soltesz *et al.*, 1980].
- Entwicklung von Dehnungsmessstreifen, um Verschiebungen des Implantates zu messen [Gunne *et al.*, 1997].
- HexMess, ein optomechanischer Messaufbau zur Erfassung der Kraft und Auslenkungscharakteristik [Keilig *et al.*, 2004].
- Experimentelle Versuche u.a. im Tiermodell.

Mit der Entwicklung der Finite-Elemente-Methode (FEM) in den 50er Jahren und der raschen Entwicklung leistungsstarker Rechner tritt die FEM insbesondere in der Phase der Entwicklung von Prototypen immer mehr in den Vordergrund, da hier Tests durchgeführt werden können, bevor teure Prototypen entwickelt werden.

Viele physikalische Phänomene lassen sich durch Differentialgleichungen beschreiben, wie z.B. die Ermittlung von Verformungen und Spannungen unter äußeren Belastungen oder Schwingungen und Wellen. Dies gilt für einfach geformte Körper, bei kompliziert geformten Körpern ist dies nicht möglich. Hier bedient man sich der FEM. Das Prinzip der FEM besteht darin, kompliziert geformte Körper dadurch berechenbar zu machen, in dem man sie in viele einfach geformte Körper unterteilt (Diskretisierung), den finiten Elementen (siehe Abb. 1). Die Anwendung einer FEM nennt man Finite-Elemente-Analyse (FEA), für die neben der Information zur Geometrie und zu den Werkstoffeigenschaften, Informationen über die Randbedingungen (alle Einflüsse der Umgebung auf das Objekt) notwendig sind.

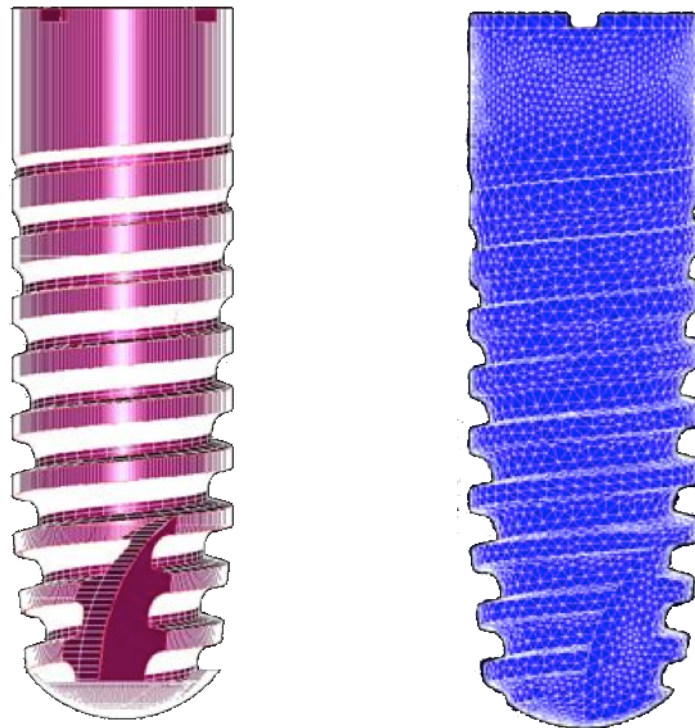


Abbildung 1: Beispiel für die Erzeugung eines FE-Modells. links: Oberflächenmodell eines Ankylos[®]-Implantates; rechts: Erstellen eines vernetzten FE-Modells aus einem Oberflächenmodell.

1.6 Literatur Implantate

Implantate haben nach Zahnverlust die Therapiemöglichkeiten in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde gänzlich verändert. Somit stehen dem Zahnarzt heute bessere Möglichkeiten für die funktionelle Wiederherstellung des Kauorgans zu Verfügung als früher. Während die Implantatformen und Komponenten in den Anfängen auf die Versorgung zahnloser Kiefer abgestimmt waren, mussten mit der Indikationserweiterung der Implantattherapie in teilbezahnten Kiefern ImplantatHersteller Formen und Komponenten auf die neuen spezifischen Situationen abstimmen.

Während *Brånemark* in seinen Osseointegrationskriterien eine belastungsfreie Einheilzeit von 3 bis 6 Monaten forderte [Brånemark, 1990; Brånemark, 2003], liegt der Hauptvorteil der Sofortbelastung in einer signifikant verkürzten Behandlungsdauer, welcher aus sozialer und psychischer Sicht für den Patienten durchaus als eine positive Begleiterscheinung zu bewerten ist [Salama *et al.*, 1995]. In den Anfängen der

Implantologie vertrat man die Ansicht, dass jegliche Belastungen des Implantates in der Einheilphase zu vermeiden sind, da ansonsten eine bindegewebige Einkapselung mit anschließendem Implantatverlust drohe [Larsson *et al.*, 1994]. Jedoch zeigten langjährige Erfahrungen aus der Kieferchirurgie mit Sofortbelastung von Defekt überbrückenden Unterkiefer-Rekonstruktionsplatten, dass eine Sofortbelastung möglich war [Ewers und Joos, 1977; Raveh und Sutter, 1984].

1.6.1 Klinische Studien zur Sofortbelastung

Zu den Pionieren der Sofortbelastung gehört *Ledermann*. Er verfügte über eine 20-jährige Erfahrung mit dem Sofort-Implantat-Steg im zahnlosen Unterkiefer. Er implantierte interforaminal im Unterkiefer vier Implantate, die am Folgetag über eine verblockte Stegversorgung belastet wurden. Zwischen 1975 und 1995 implantierte er insgesamt 1523 sofortbelastete Implantate bei 411 Patienten. Bei einer durchschnittlichen Liegedauer von 7,23 Jahren betrug die Erfolgsquote 92 % [Ledermann, 1979; Ledermann, 1983; Ledermann, 1986].

Babbush et al. [1986] untersuchten die Erfolgsquote der Ledermann-Schraubenimplantate in einer multizentrischen Studie bei 484 Patienten. Zwei bis drei Tage nach Implantation wurden diese mit Dolder-Stegen untereinander verblockt. Die Erfolgsquote lag bei 88 %.

In einer retrospektiven Studie von *Chiapasco et al.* [1997] wurden bei 226 Patienten 904 Implantate untersucht. Wieder wurden vier Implantate interforaminal gesetzt. Vier verschiedene Implantate kamen zum Einsatz: 380 TPS-, 152 ITI-, 208 HA-Ti- und 164 NLS-Schraubenimplantate. Nach Implantation wurden die Implantate mit einem U-förmigen Doldersteg verblockt und mit einer Hybridprothese versehen. Von den 226 Patienten wurden 194 nachuntersucht (776 Implantate), da 32 Patienten nicht mehr erschienen waren. Die Erfolgsrate lag bei 96,9 %. Es wurde keine signifikante Beziehung zwischen dem Implantattyp und der Verlustrate festgestellt. Knochendichte, Implantatlänge und Implantatbreite wurden als wichtige Faktoren für die Osseointegration von sofortbelasteten Implantaten dargestellt.

Schnitman et al. [1990] zeigten, dass auch eine sofortige festsitzende Versorgung sofortbelasteter Schraubenimplantate im Unterkiefer mit einem festsitzenden Provisorium möglich ist, ohne die Osseointegration zu gefährden. Bei 22 Implantaten heilten drei nicht ein. Diese befanden sich in der posterioren Mandibula und hatten eine Länge von 7 mm.

Wöhrle et al. [1992] zeigten die fünf-Jahres-Ergebnisse dieser Untersuchung und konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen den sofort- und den spätbelasteten Implantaten erkennen. Die zehn-Jahres-Studie konnte eine Erfolgsquote von 85,7 % vorweisen [*Schnitman et al.*, 1997].

Salama et al. [1995] untersuchten an zwei Patienten die Sofort- und Spätbelastung. Bei dem ersten Patienten wurden sechs Implantate (IMZ) im Oberkiefer inseriert. Davon wurden drei Implantate durch eine Interimsversorgung sofort belastet und die restlichen drei heilten sechs Monate ein. Nach sechs Monaten erfolgte dann die definitive prothetische Versorgung. Alle sechs Implantate waren erfolgreich osseointegriert. Beim zweiten Patienten wurden vier Implantate im Oberkiefer und drei Implantate im Unterkiefer inseriert. Sofortbelastet wurden zwei im Oberkiefer und drei im Unterkiefer. Im Oberkiefer wurde des Weiteren im Seitenzahnggebiet augmentiert und nach 6-8 Monaten fünf weitere Implantate implantiert. Alle Implantate waren erfolgreich osseointegriert. *Salama* stellte anhand dieser klinischen Erfolge folgende Richtlinien für die Sofortbelastung von Implantaten auf:

- Gute Knochenqualität im Bereich der Implantation.
- Anwendung von Implantaten mit rauen Oberflächen.
- Erhöhung der mechanischen Retention durch eine günstige Implantatform.
- Möglichst bikortikale Fixation der inserierten Implantate zur besseren Stabilisierung.
- Vermeidung oder Reduktion von Extensionen bei der Provisoriengestaltung.
- Okklusionskonzept zur möglichst axialen Belastung

1.6.2 Biomechanik des Implantates

Nach Implantation beobachtet man innerhalb kürzester Zeit einen marginalen kraterförmigen Knochenverlust um die Implantate herum. Als Ursachen dessen werden in der Literatur zwei Hauptgründe angegeben: die plaque-induzierte Periimplantitis, in deren Folge es zur Entzündung des peri-implantären Gewebes mit anschließendem Knochenverlust kommt [Callan *et al.*, 1998] und die okklusale Überbelastung, welche pathologische Spannungs- und Verzerrungswerte mit sich bringt [Brunski, 1999]. Umgekehrt, wenn die Spannungs- und Verzerrungswerte zu niedrig sind und nicht zu einer minimalen funktionellen Belastung führen, kommt es ebenfalls zu einem Knochenverlust [Clelland *et al.*, 1991; Meijer *et al.*, 1992]. In Tierversuchen konnte gezeigt werden, dass es in Abwesenheit von einer Plaque-induzierten Gingivitis dennoch zu einem Knochenverlust kommt, welcher auf eine ungünstige Belastung des Implantates zurückzuführen ist [Stegaroiu *et al.*, 1998]. Einige Autoren konnten unter Zuhilfenahme von FEM-Studien zeigen, dass das höchste Risiko, einen Knochenverlust zu erleiden, im Bereich des Implantathalses besteht [Clelland *et al.*, 1991; Meijer *et al.*, 1992; Stegaroiu *et al.*, 1998].

Im nächsten Abschnitt der Literaturübersicht wird auf die biomechanischen Faktoren und deren Einfluss auf das Implantatüberleben, mit besonderer Berücksichtigung der Auswirkung der einzelnen Komponenten auf die entstehenden Spannungs- und Verzerrungswerte im Implantat und umliegenden Knochen, eingegangen und es werden klinische Grundlagen besprochen. Abschließend werden der Einfluss der Variation der unterschiedlichen Insertionstiefe und deren Einfluss auf den Knochen dargelegt.

1.6.3 Auswirkung des Längen/Durchmesser-Verhältnisses auf die Spannungs/Verzerrungs-Werte

Petrie und Williams [2005] haben in einer FEM-Untersuchung den Einfluss des Implantatdurchmessers, der Länge und der Konizität auf die Spannungs- und Verzerrungswerte im krestalen Knochen untersucht. Dafür generierten sie 16 verschiedene Implantatmodelle, in denen sie die Implantatlänge von 5,75 bis 23,5 mm, den Implantatdurchmesser von 3,5 bis 6,0 mm und die Konizität von 0 bis 14 Grad

variieren. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine Zunahme des Implantatdurchmessers zu einer bis zu 3,5-fachen Abnahme der kristallinen Spannungswerte führt und eine Zunahme der Implantatlänge zu einer bis zu 1,65-fachen Abnahme. Eine Zunahme der Konizität hingegen führte zu einer 1,65-fachen Steigerung der kristallinen Spannungswerte.

Ding et al. [2009] untersuchten den Einfluss von Durchmesser und Länge auf die Spannungsverteilung im Alveolarknochen um sofortbelastete Straumann®-Implantate. In der ersten Gruppe, in der die Auswirkung der Breite evaluiert wurde, wurden Implantate mit einer Länge von 10 mm und einem Durchmesser von 3,3 mm, 4,1 mm und 4,8 mm untersucht. In der zweiten Gruppe, in der die Auswirkung der Länge untersucht wurde, wurden Modelle mit einem Durchmesser von 4,1 mm und Längen von 6, 8, 10, 12 und 14 mm untersucht. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine Längen- und Breitenzunahme sich positiv auf die Spannungs- und Verzerrungswerte auswirkte und es zu einer Reduktion der Spannungs- und Verzerrungswerte im kortikalen Knochen kommt.

Himmlova et al. [2004] kamen zu einem ähnlichen Ergebnis. Sie schlussfolgerten, dass eine Zunahme des Implantatdurchmessers die Spannungswerte stärker vermindert als die Zunahme der Implantatlänge.

Hasan et al. [2011] untersuchten die Spannungs- und Verzerrungswerte sowie die Auslenkung bei durchmesserreduzierten und kurzen Implantaten. Die Auslenkung betreffend konnten sie zeigen, dass je länger und breiter das Implantat ist, desto geringer ist die Auslenkung. Bezüglich der Spannungswerte im kortikalen Knochen konnte gezeigt werden, dass je kürzer das Implantat ist, desto größer die auftretende Spannung. Darüberhinaus war die Spannungsverteilung breiter und bedeckt größere Flächen des kortikalen Knochens. Ähnlich verhielt es sich mit dem Durchmesser: Je schmaler das Implantat, desto größer die Spannung. Bei den Spannungswerten kamen sie zu vergleichbaren Ergebnissen. Betrachtet man die auftretenden Spannungen im Implantat, so verringerte sich die Spannung bei einer Zunahme der Länge bei gleichbleibender Breite. Bei den durchmesserreduzierten Implantaten zeigte sich ein nicht einheitliches Verhalten, aber die Spannungsverteilung nahm eine größere Fläche ein als bei den normalen Implantaten.

1.6.4 Auswirkung der Gestaltung des Implantathalses und des Gewindedesigns auf die Spannungs/Verzerrungswerte-Werte

Hansson [1999] untersuchte in einer dreidimensionalen FEM-Studie den Einfluss von Retentionselementen in Form von Mikrogewinden am Implantathals auf entstehende Scherspannungen und verglich diese mit Implantaten, die eine glatte Halspartie aufwiesen. Die Arbeit ergab, dass ein Mikrogewinde am Implantathals Scherspannungsspitzen deutlich reduzierte. Er schlussfolgerte, dass es aus biomechanischer Sicht sinnvoll erscheint, schraubenförmige Implantate mit einem Mikrogewinde zu versehen.

Lee et al. [2007] verglichen zwei verschiedene Astra-Implantate. Das Tioblast-Implantat mit einem Durchmesser von 4,0 mm, welches am Implantathals nur aufgeraut ist und das Astra-Tech-Implantat, mit einem Durchmesser von 4,5 mm, welches neben derselben Oberflächenrauigkeit zusätzlich ein Feingewinde enthält. Der durchschnittliche Knochenverlust betrug für das Implantat mit Mikrogewinde und rauher Oberfläche 0,12 mm, 0,21 mm und 0,24 mm bei der 1, 2- und 3-jährigen Nachkontrolle, wohingegen das Implantat ohne Feingewinde Knochenverlusten von 0,28 mm, 0,48 mm und 0,51 mm bei der Nachsorge aufwies.

Hämmerle et al. [1996], haben den Einfluss der subkrestalen und epikrestalen Insertion bei einem Implantat mit poliertem Halsbereich untersucht. Auf der Testseite (subkrestale Platzierung) wurde das Implantat mit seiner polierten Oberfläche 1mm unterhalb der Knochenkante und auf der Kontrollseite an seiner polierten Grenze auf Höhe der Knochenkante inseriert. Nach einem Jahr unter Funktion betrug der Knochenverlust in der Testgruppe 2,26 mm, während bei der Kontrollgruppe ein Verlust von 1,02mm zu verzeichnen war. *Hürzeler et al.* [2007] zeigten ebenfalls, dass die Form und Oberflächenbehandlung der Implantathals-Region und die Art der Verbindung zwischen Implantat und Aufbau eine brauchbare Alternative zur Reduktion des initialen Knochenabbaus ist.

Betrachtet man die äußere Form dentaler Implantate, so sieht man deutlich, dass sich die rotationssymmetrischen Implantate durchgesetzt haben. Blatt- oder Diskimplantate finden heute kaum mehr Verwendung. Es werden vier Gewinde-Grundformen unterschieden. Hierzu gehören:

1. V-Thread (V-förmiges Gewinde),
2. Buttress (sägezahnförmiges Gewinde),
3. Reverse Buttress (umgekehrte Sägezahnform) und
4. Squared Thread (Rechteckform).

Das V-Thread Design wird in der Ingenieurstechnik für die Fixierung zweier Metallteile eingesetzt, woher auch die Bezeichnung „Fixture“ stammt [Singley und Mischke 1989]. Das Buttress-Thread ist ursprünglich entwickelt worden, um die Auszugskraft zu erhöhen, während das Square-Thread ideal für Druckbelastungen geschaffen ist [Misch, 2005]. Scherspannungen sind beim V-Thread zehn Mal höher als beim Square Thread [Strong *et al.*, 1998]. Dabei charakterisieren Gewindeabstand, -tiefe und -form die Gewindegeometrie. Die Aufgabe dentaler Implantate ist es, auftretende Kräfte aufzunehmen, abzuleiten und auf das umliegende Gewebe zu verteilen. Hierbei übernimmt die Implantatgeometrie bzw. das Gewindedesign eine wichtige Rolle [Brunski, 1999]. Eine weitere Funktion der Gewinde ist die Oberflächenvergrößerung sowie die Erhöhung der Primärstabilität [Frandsen *et al.*, 1984; Ivanoff *et al.*, 1997].

Eraslan und *Inan* [2010] untersuchten den Einfluss des Gewindedesigns auf die Spannungsverteilung im periimplantären Knochen. Dafür generierten sie mittels FEM-Analyse vier verschiedene Gewindeformen bei zylindrischem Grundgerüst. V-Thread, Buttress, Reverse Buttress und Square-Thread. Die so generierten Modelle wurden mit einer Kraft von 100 N axial belastet. Sie kamen zu folgenden Schlüssen:

1. Die unterschiedlichen Formen hatten keinen Einfluss auf das auftretende Spannungs-Verteilungsmuster im umliegenden Knochengewebe.
2. Die auftretenden Spannungen unterschieden sich in Abhängigkeit von der Gewindeform nicht im Maximalwert. Dieser betrug bei allen Varianten etwa 18 MPa, sie unterschieden sich aber im Verteilungsmuster. Dieses nahm die geringste Fläche im V-Thread ein. Ähnliche Flächenverteilungsmuster waren bei Buttress und Square Thread zu finden. Im Reverse Buttress war die eingenommene Fläche am größten.

3. Die Kortikalis und das an das erste Gewinde angrenzende Knochengewebe sind höheren Spannungswerten ausgesetzt als spongöser Knochen.

Joos et al. [2000] untersuchten ebenfalls den Einfluss der Implantatgeometrie auf die Spannungsverteilung im periimplantären Knochen. Dafür generierten sie FEM-Modelle von Implantaten in Form von Zylindern, Zylindern mit Gewinde, Zylindern mit Stufen, Zylindern mit Stufen und Gewinde sowie eines Doppeldiskimplantats. Die Implantate hatten alle eine Länge von 12 mm und einen Durchmesser von 4 mm. Sie wurden mit einer Kraft von 300 N belastet. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass die Implantatform einen entscheidenden Einfluss auf die Kraffteinleitung in den Knochen besitzt. Während zylinderförmige Implantate mit und ohne Schraubengewinde eine physiologische und homogene Knochenstimulation aufwiesen, zeigten die stufenförmigen Implantate deutliche Schwankungen. Bei den Diskimplantaten kam es im Verlauf von nur 1mm zu Schwankungen zwischen 500 und 2400 μ strain.

Geng et al. [2004] haben den Einfluss verschiedener Gewindeformen bei stufenförmigem Grundkörper untersucht nämlich V-, Thin- und zwei Square-Thread-Formen (0,24 und 0,36 mm). Sie kamen zu dem Ergebnis, dass das V-thread und das 0,35 mm Square-Thread ideale Gewindeformen für stufenförmige Implantate sind.

1.6.5 Variation der Insertionstiefe und die Auswirkung auf die Spannungs/Verzerrungs-Werte

Ein weiterer Ansatz, den initialen Knocheneinbruch um Implantate zu minimieren, ist die Variation der Insertionstiefe. Dies ist ein relativ neuer Ansatz in der Implantatforschung.

Chu et al. [2011] untersuchten den Einfluss der subkrestalen Insertion und den Einfluss der Kortikalisdicke auf den umliegenden Knochen. Die Untersuchungen fanden mittels künstliche Knochenmodelle und FEM-Analysen statt. Im experimentellen Teil wurden drei Modelle erstellt, mit 2 mm Kortikalis und epikrestaler Insertion, 3 mm Kortikalis und epikrestaler Insertion sowie 3 mm Kortikalis mit 1 mm subkrestaler Insertion. Diese Modelle wurden mit speziellen Dehnungsmessstreifen, welche in bukkolingualer Richtung ausgerichtet waren, versehen. Im numerischen Teil wurden 72 FEM-Modelle

generiert, mit Kortikalisdicken von 0,5 bis 4,0 mm sowie mit einer Insertionstiefe von 0,0 bis 1,6 mm.

Der experimentelle Teil ergab, dass die auftretenden Verzerrungen um 48 % geringer waren, wenn der Kortikalisanteil 3 statt 2 mm breit war sowie um 38 % geringer, wenn das Implantat um 1,0 mm subkrestal gesetzt wurde im Vergleich zu dem Modell mit einer 2,0 mm dicken Kortikalisschicht. Der numerische Teil der Arbeit ergab, dass für beide Insertionstiefen eine Zunahme der Kortikalisdicke in einer Reduktion der auftretenden Spannungen resultierte, insbesondere für eine Dickenzunahme bis zu 2,5 mm (Spannungsreduktion um 52 % im Vergleich zu 0,5 mm). Eine weitere Zunahme reduziert die auftretende Spannung nur unwesentlich (5 % von 2,5 auf 4,0 mm). Eine Zunahme der Insertionstiefe ergab ebenfalls eine Reduktion der auftretenden Spannungen, jedoch nur bis zu einem Wert von 0,6 mm. Ein weiterer Vorteil der subkrestalen Insertion ist die Verschiebung der Spannungsspitzen vom Kieferkamm ins Innere des Knochens.

Pontes et al. [2008] untersuchten die klinischen und radiologischen Veränderungen an Implantaten, welche in unterschiedlichen Tiefen inseriert und mit unterschiedlichen Belastungsprotokollen belastet wurden. 36 Implantate wurden in die zahnlosen Kiefer von sechs Mongrel-Hunden gesetzt. In jede Kieferhälfte wurden jeweils drei Implantate in unterschiedlichen Tiefen inseriert, auf Knochenniveau, minus 1 mm oder minus 2 mm. Dabei wurde die eine Seite 120 Tage nach Implantation belastet, während die andere Seite sofort belastet wurde. Sie kamen zu dem Schluss, dass der erste Implantat-Knochenkontakt mehr apikal positioniert war, je apikaler das Implantat gesetzt wurde. Jedoch führte eine apikalere Position weder zu einem erhöhten Knochenverlust noch zu einem erhöhten Verlust der Weichgewebe. Ferner zeigte sich auf der sofortbelasteten Seite, dass der Weichgewebsrand koronaler positioniert war als auf der konventionell belasteten Seite. Sie schlussfolgerten, dass trotz der apikalere Position des ersten Knochen-Implantatkontaktes die periimplantäre Weich- und Hartgewebssituation nicht gefährdet wurde. Darüber hinaus war die Sofortbelastung vorteilhafter bezüglich des Erhalts der Weichgewebssituation.

Qian et al. [2009] haben die Effekte von Implantatdurchmesser, Insertionstiefe und Belastungswinkel der entstehenden Spannungs/Verzerrungs-Werte auf das

Implantat/Knochen-System untersucht. Dafür generierten sie vier FEM-Modelle von jeweils zwei Implantaten mit einer Länge von 13 mm und 3,7 bzw 5,2 mm Durchmesser. Diese wurden jeweils 9 und 10mm tief in den Knochen inseriert. Belastet wurden die Implantate mit 200 N unter einem Belastungswinkel zwischen 0 und 85 Grad. Ergebnis der Arbeit war, dass ein erhöhter Belastungswinkel nicht immer in einem schlechteren Maximalwert endet, was die Spannungs/Verzerrungs-Werte angeht, sondern vielmehr kommt es zu einem schlechteren Verteilungsmuster der auftretenden Spannungen und Verzerrungen. Die Anwendung größerer Durchmesser sowie einer erhöhten Insertionstiefe führte zu einer signifikanten Reduktion der maximalen Spannungs- und Dehnungswerte und verbesserte deren Verteilungsmuster.

Eine weitere Studie, die sich mit der subkrestalen Insertion auseinander gesetzt hat, ist die Studie von *Welander et al.* [2009]. Sie konnten in einer tierexperimentellen Studie sogar zeigen, dass eine Osseointegration über der Implantat/Abutment-Grenze, in Abhängigkeit von der Oberflächenbeschaffenheit der verwendeten Materialien, möglich ist.

Bei der Studie von *Weng et al.* [2008], die den Einfluss des Mikrospaltes auf die Form des periimplantären Knochens untersucht haben und dafür zwei verschiedene Implantatsysteme in epi- und subkrestaler Position inseriert haben, zeigte sich ebenfalls, dass der erste Implantat/Knochen-Kontakt bei den subkrestal gesetzten Implantaten koronaler war als bei den epikrestal gesetzten Implantaten. Auch hier zeigte sich bei Ankylos[®]-Implantaten, dass Knochenapposition über der Implantatschulter möglich ist.

2 Fragestellung und Ziele

In der Implantologie ist es die Regel, Implantate auf Knochenniveau zu inserieren. Hierzu belegen entsprechende Studien die Auswirkungen des epikrestalen Implantats auf die entstehenden Spannungen und Verzerrungen des umliegenden Knochens. Aus ästhetischen Aspekten kommt es gelegentlich vor, dass die Implantate subkrestal gesetzt werden. Hierzu gibt es jedoch keine Informationen auf die daraus resultierenden Spannungs- und Verzerrungswerte auf das umliegende Knochengewebe. Suprakrestale Implantationen sowie dessen Auswirkungen auf das Knochengewebe sind in der Literatur nicht beschrieben. Jedoch werden, trotz Abratens Seitens des Herstellers, gelegentlich suprakrestale Implantationen auf Grund von vertikalem Knochenmangel durchgeführt.

Ziel der Studie war es, unter Zuhilfenahme experimenteller und numerischer Analysen erstmalig eine vergleichende Analyse der Einflüsse von unterschiedlichen Insertionstiefen, Durchmesser und Längen auf die initiale Beweglichkeit und der damit entstehenden Spannungen und Verzerrungen im umliegenden Knochen sofortbelasteter Implantate zu untersuchen. Besonderes Augenmerk lag hierbei auf dem Vergleich von epi-, sub- und suprakrestalen Implantationen.

3 Material und Methoden

Implantate der Firmen Straumann® und Ankylos® wurden in unterschiedlicher vertikaler Position in Rinderrippensegmente implantiert. Anschließend wurden diese in einem optomechanischen Messaufbau zur Erfassung der Kraft/Auslenkungs-Charakteristik mit bis zu 100 N vertikal belastet (experimenteller Teil). Die Knochensegmente mit inseriertem Implantat wurden in einem μ CT gescannt und anschließend mittels eines speziellen Programms aus den Schnittbildern Kortikalis, Spongiosa und Implantat rekonstruiert. Die rekonstruierten Präparate wurden in ein FE-Programmsystem importiert und zu Finite-Elemente-Modellen konvertiert (numerischer Teil). Rechnerisch wurden die Implantate mit dem gleichen Kraftsystem sowie derselben Belastungsrichtung wie experimentell belastet und die Ergebnisse der Rechenmodelle mit den experimentellen Ergebnissen verglichen. Die einzelnen Schritte werden im Folgenden näher erläutert.

3.1 Material

3.1.1 Implantate

Zum Einsatz kamen Implantate der Firma Ankylos® sowie Implantate der Firma Straumann®, welche im Folgenden näher beschrieben werden.

Ankylos®-Implantate

Das von *Moser* und *Nentwig* [1989] entwickelte Ankylos®-System besteht aus geschmiedetem Reintitan Grad 2 nach ISO 5832/II. Es besitzt eine Farb- und Nummernkodierung. Der Durchmesser wird durch die Buchstaben A, B, C und D wiedergegeben und kennzeichnet die unterschiedlichen Größen von 3,5 bis 7,0 mm. Die Zahl im Anschluss an den Buchstaben gibt die Länge des Implantates an (siehe Tab. 1).



Abbildung 2: Ankylos®-Implantat mit seinem wurzelförmigen und schraubenähnlichen Design bestehend aus einer glatten Halspartie und einem aufgerauten progressiven Gewinde.

Typ	Durchmesser [mm]	Länge [mm]	Bezeichnung
A11	3,5	11	Ankylos A11
B11	4,5	11	Ankylos B11

Tabelle 1: Übersicht verwendeter Ankylos®-Implantate die experimentell und numerisch untersucht wurden.

Makrodesign des Ankylos®-Implantats:

Das Ankylos®-Implantat besteht aus einer glatten Halspartie sowie einem rauen, im Pulverstrahlverfahren aufgerauten Gewindeanteil. Die Makrostruktur des Implantates zeigt ein wurzelförmiges, zylindrisches Schraubendesign mit einem progressiven Gewinde, d.h. die Gewindetiefe nimmt nach apikal zu. Dieses Design leitete sich aus den Ergebnissen einer Finite-Elemente-Studie ab [Moser und Nentwig, 1989]. Der polierte zervikale Bereich, welcher die kraftschlüssige Verzahnung mit der Kortikalis

verhindert, sowie das progressive Gewinde sollen die Belastung nach apikal verschieben, um frühe belastungsbedingte Einbrüche im Kortikalisbereich zu reduzieren.

Im Bereich der Implantat Spitze, die kugelförmig ist, befinden sich zwei Ausfräsungen, in denen sich während des Implantationsvorgangs Blut sowie Knochenspäne sammeln können (siehe Abb. 2).

Mikrodesign des Ankylos[®]-Implantats:

Bis zur Schulterpartie ist die Oberfläche glatt poliert, welches die Einsprossung von Knochen trabekeln verhindert. Unterhalb dessen ist die Oberfläche durch ablative Oberflächenbehandlung im Pulverstrahlverfahren konditioniert. Diese Oberflächenbehandlung führt zu einer Oberflächenvergrößerung um das 1,6 fache.

Straumann[®]-Implantate:

Das Straumann[®]-Dental-Implantat-System besteht aus vier Implantatlinien mit verschiedenen Körpern und Halsformen. Sie sind je nach Implantattyp mit den in Tab. 2 gelisteten Spezifikationen erhältlich.

Halsform	Typ	Durchmesser [mm]	Länge [mm]	Bezeichnung
NN	SP	3,3	12	SP12 d3.3 NN
RN	S	4,1	12	S12 d4.1 RN
RN	S	3,3	12	S12 d3.3 RN
RN	S	4,8	10	S10 d4.8 RN
WN	SP	4,8	10	SP10 d4.8 WN

Tabelle 2: Übersicht verwendeter Straumann[®]-Implantate. NN=narrow neck (enger Hals); RN=regular neck (standard Hals); WN=wide neck (weiter Hals); SP=standard plus (Standard Plus, Länge der glatten Hals-Partie = 1,8 mm); S=standard (Standard, Länge der glatten Hals-Partie = 2,8 mm).

Hergestellt werden die Implantate aus reinem Titan (Nuance 4 ISO 5832/2). Nuance 4 ist eine Variante mit erhöhtem Sauerstoff und Eisengehalt.

Makrodesign des Straumann®-Implantats:

Das Straumann®-Standard-Implantat hat eine glatte Halspartie von 2,8 mm. Die Gewindesteigung an den Standard-Implantaten beträgt 1mm für Implantate mit 3,3 mm Durchmesser und 1,25 mm für die anderen. Das Straumann®-Standard-Plus-Implantat besitzt eine kürzere Halspartie von 1,8 mm, ansonsten dieselbe Gewindesteigung wie das Standard-Implantat.

Als Besonderheit ist hier das Standard Plus mit Narrow Neck (NN) zu erwähnen, welches mit einem Schulterdurchmesser von 3,5 mm speziell für enge Interdentalräume geeignet ist. Das Straumann® Tapered Effect-Implantat weist eine zylindrische Form apikal und eine konische Form koronal auf. Die Halspartie ist ebenfalls glatt und 1,8 mm lang. Das selbstschneidende Gewinde hat eine Gewindeganghöhe von 0,8 mm (siehe Abb. 3).

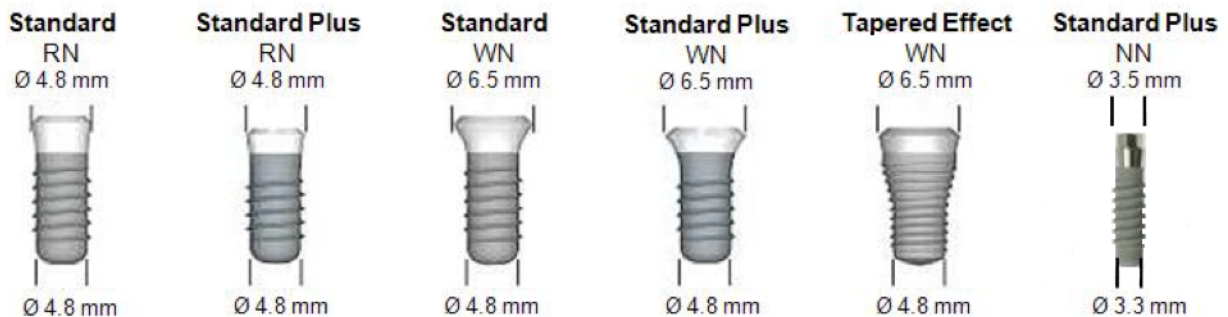


Abbildung 3: Die verschiedenen Formen des Straumann®-Implantates. Mit Ausnahme des Tapered Effect-Implantat unterscheiden sich die restlichen Implantate am Implantathals. Das Standard-Implantat hat eine Halslänge von 2,8 mm während das Standard Plus-Implantat eine Halslänge von 1,8 mm hat. Die Grundform ähnelt der einer Tulpe. Die Halslänge des Tapered Effect beträgt ebenfalls 1,8 mm und die Grundform ist eine Kombination aus einem konischen Halsteil und einer zylindrischen Wurzelregion.

Mikrodesign des Straumann®-Implantats:

Die Straumann®-Implantate werden sandgestrahlt sowie einer Säurebehandlung (SLA= *sand blasted with large grits and acid etched*; grob sandgestrahlt, säuregeätzt) unterzogen und anschließend mit einer Kochsalzlösung gewässert. Je nachdem, ob die Behandlung und Konditionierung in einer Stickstoffatmosphäre und die anschließende Lagerung trocken oder in einer Flüssigkeit vollzogen wird, unterscheidet man die SLA-Oberfläche von der SLActiven-Oberfläche. Dieses besondere Vorgehen hat eine qualitative und quantitative Verbesserung der Hydrophilie der Oberfläche von SLActiven Oberflächen zur Folge und ermöglicht so eine schnellere Osseointegration.

3.1.2 Knochenmodell

Im experimentellen Teil dienten als Knochenmodelle Rippen von Rindern aus biologischer Haltung (siehe Abb. 4). Diese waren in Höhe und Breite ausreichend dimensioniert, sodass genügend Platz zum Implantieren vorlag. Im Unterschied zur Rippe vom Schwein, welche zuerst als Knochenmodell dienen sollte, jedoch nicht genügend Platz in der Vertikalen bot, zeigte sich die Kortikalis des Rindes breiter und die Knochenbälkchen der Spongiosa schwammiger als die Spongiosa des Schweineknochens. Als vorbereitende Maßnahme wurden die Rippen in 3 bis 4 cm breite Segmente gesägt und das Periost entfernt.



Abbildung 4: Für die Implantation zurecht geschnittene Rinderrippe. Insetiert wird ein Straumann[®]-Implantat. Man erkennt deutlich die Grenze zwischen dem Kompakten und dem Spongiösen Anteil.

3.2 Methode

3.2.1 Präparataufbereitung

Die in 3 bis 4 cm breite Segmente gesägten Rinderrippen wurden wie folgt weiter vorbereitet:

Beginnend mit einem Rosenbohrer (siehe Abb. 5) zur Glättung scharfer Knochenkanten wurde eine flache Knochenoberfläche geschaffen. Mit dem Ziel der Tiefen- und Richtungsorientierung wurde eine Pilotbohrung mittels eines Pilotbohrers vollzogen, dieser war im Durchmesser reduziert und ermöglichte durch einen Ausrichtungsstift die Kontrolle vor der tatsächlichen Bohrung. Wenn Tiefe und Richtung stimmten, erfolgte die

Normbohrung auf die endgültige Länge und Breite. Bis zu diesem Zeitpunkt glichen sich beide Implantationssysteme. Beim Ankylos[®]-Implantat-System erfolgte nun eine manuelle konische Erweiterung mittels eines Ausreibers und anschließend wurde das Gewinde mit einem Gewindeschneider vorbereitet. Beim Straumann[®]-Implantat-System benötigte man für die Standard-Implantate mit RN und Standard Plus-Implantate mit NN nur einen Gewindeschneider, beim Standard Plus mit RN musste vor dem Gewindeschneider zur Ausformung des koronaren Anteils ein Gewindebohrer der entsprechenden Größe benutzt werden. Diese Schritte wurden mit einem maschinengetriebenen Handstück mit einer maximalen Drehzahl von 800 U/min und unter ständiger Kühlung mit einer Kochsalz-Lösung durchgeführt.

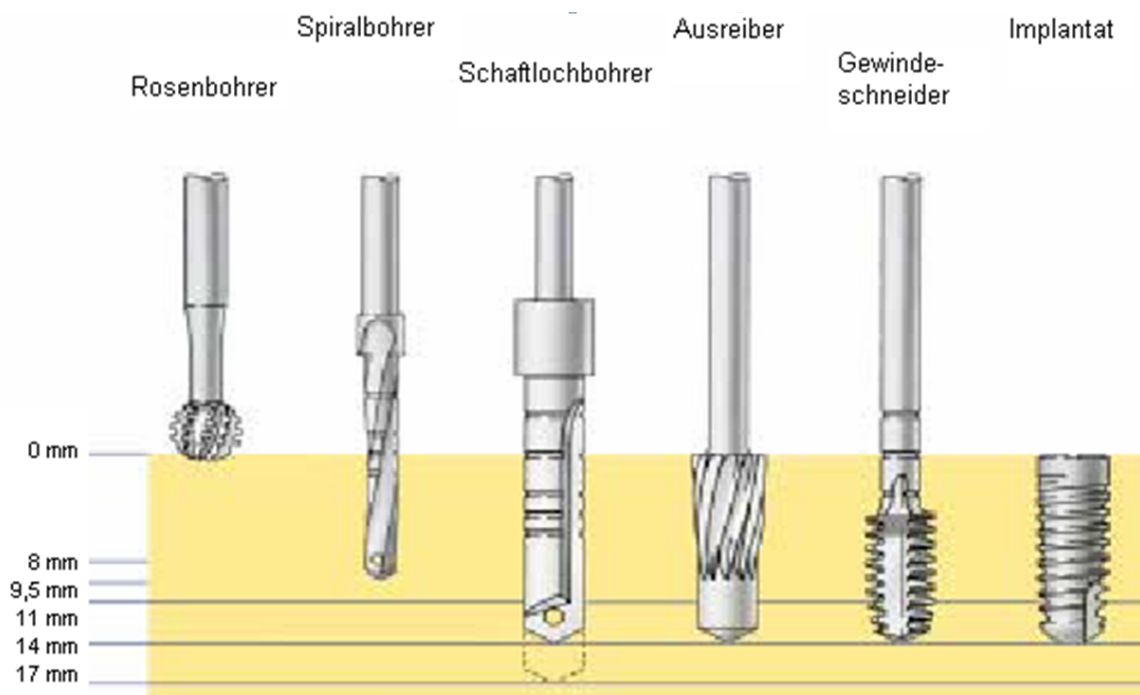


Abbildung 5: Vorgehen bei der Implantationsbohrung am Beispiel des Ankylos[®]-Implantates. Nach Schaffung einer flachen Knochenoberfläche mit dem Rosenbohrer erfolgt eine Richtungs- und Tiefenorientierung mit abschließender Schaftlochbohrung auf die entsprechende Länge und Breite des gewünschten Implantates. Mit dem Ausreiber schafft man sich eine manuelle konische Erweiterung des Bohrloches. Abschließend wird ebenfalls manuell das Gewinde geschnitten.

Implantation:

Die Implantate wurden bezüglich der Bohrung gemäß den Herstellerangaben inseriert. Somit lagen die in Tabelle 3 gelisteten Präparate vor. Um eine Austrocknung der Knochenmodelle zu vermeiden wurden diese mit feuchten Tüchern versehen (Abb. 11)

Typ	epi	sub	Supra
SP12 d3,3 NN	+	+	+
S12 d4,1 RN	-	+	+
S12 d3,3 RN	+	-	-
S10 d4,8 RN	+	-	-
SP10 d4,8 WN	+	-	-
A11	+	+	+
B11	+	+	+

Tabelle 3: Übersicht über die Implantatpositionen der verwendeten Implantate. Dabei steht epi für epikrestal, sub für subkrestal und supra für suprakrestal. Das + zeigt an welche Implantate zum Implantationszeitpunkt vorlagen und –, welche nicht vorhanden waren.

3.2.2 Experimentelle Studie

Aufbau des Hexapod-Mess-Systems (HexMeS):

Für den experimentellen Teil der Arbeit wurde das Hexapod-Mess-System (HexMeS) verwendet [Keilig *et al.* 2004]. Dabei handelt es sich um einen optomechanischen Messaufbau zur Erfassung der Kraft/Auslenkungs-Charakteristik von Körpern in der

dentalen Biomechanik. Der Messaufbau, welcher in den Abbildungen 6 bis 13 dargestellt ist, besteht im Wesentlichen aus drei Komponenten:

- der Belastungseinheit,
- einem optischen, berührungslosen Bewegungsnachweis sowie
- dem Kraft/Drehmoment-Sensor.

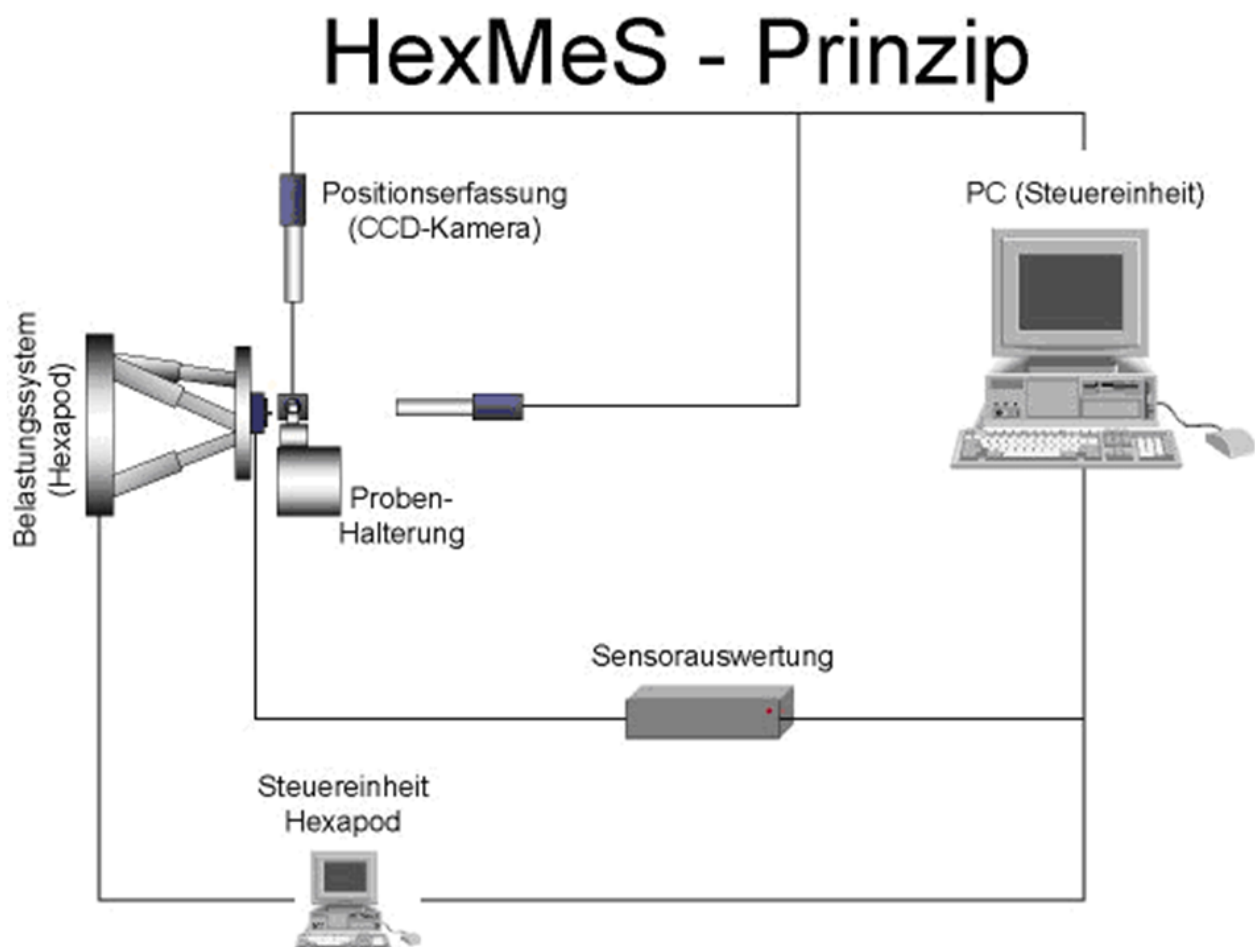


Abbildung 6: Schematische Zeichnung der Komponenten des HexMeS bestehend aus Belastungseinheit, einem optischen berührungslosen Bewegungsnachweis sowie einem Kraft/Drehmoment Sensor.

Bei der Belastungseinheit (Abb. 7) handelte es sich um einen Hexpoden der Firma Physik Instrumente (M-850.50 PI, Karlsruhe). Dieser bietet einen großen

Bewegungsraum, eine hohe Auflösung und eine hohe Wiederholgenauigkeit der Positionierung, welches wiederum eine genaue Dosierung der aufgegebenen Kraftsysteme erlaubte. Bedingt durch die hohe Steifigkeit des Hexapoden war es möglich, auch größere Kräfte auf die Proben zu übertragen. Die technischen Spezifikationen sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

Bewegung	$\emptyset X, \emptyset Y$	$\pm 50 \text{ mm}$
	$\emptyset Z$	$\pm 25 \text{ mm}$
	$\emptyset \theta_x, \emptyset \theta_y$	$\pm 15^\circ$
	$\emptyset \theta_z$	$\pm 30^\circ$
Auflösung	$\delta X, \delta Y$	$1 \mu\text{m}$
	δZ	$0,5 \mu\text{m}$
	$\delta \theta_x, \delta \theta_y, \delta \theta_z$	$5 \mu\text{rad}$
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	$100 \text{ N}/\mu\text{m}$

Tabelle 4: Technische Spezifikationen des Hexapoden [Keilig *et al.* 2004].

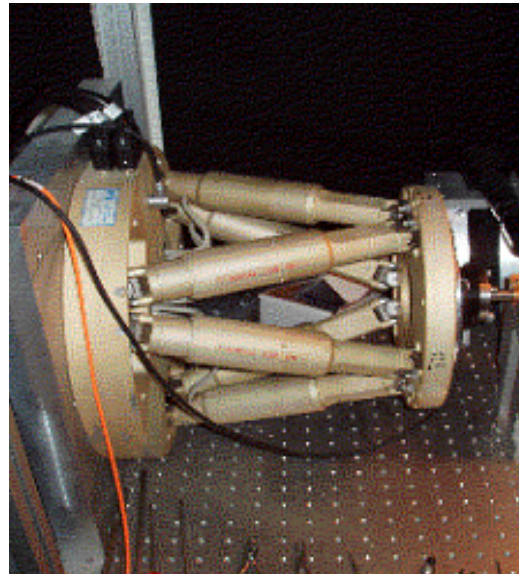


Abbildung 7: Belastungseinheit (Hexapod) der Firma Physik Instrumente. Es ermöglicht eine hohe Wiederholgenauigkeit der Positionierung bei genauester Dosierung der aufgegebenen Kraft.

Das optische System besteht aus zwei Teilen, dem Positionsmarker (Laserwürfel) und den drei CCD-Kameras (CCD=Charge Coupled Device) mit Mikro-Zoomobjektiven (JAI-CV-M1, 1300 x 1030 Pixel, Opto Mikro Zoomobjektiv, 8,8 fach, Stemmer Imaging GmbH, Puchheim). Der aus Aluminium bestehende Laserwürfel wird fest auf dem Objekt befestigt (siehe Abb. 8). Auf drei Seiten hat dieser Würfel eine zentrale Bohrung von jeweils $2\ \mu\text{m}$ (Pinholes). Das Innere des Würfels ist hohl und wird mit einem Laser (35 mW, 658 nm, Laser2000, Wessling) ausgeleuchtet. Durch die zueinander senkrechte Anordnung bilden die drei Pinholes ein starres, orthogonales Koordinatensystem. Die Kameras stehen ebenfalls senkrecht zueinander, so dass jedem Pinhole eine Kamera zugeordnet ist. Die Laserstrahlen werden nun von den entsprechenden Kameras erfasst. So kann das System die Bewegung des Objektes beobachten und dreidimensional rekonstruieren.

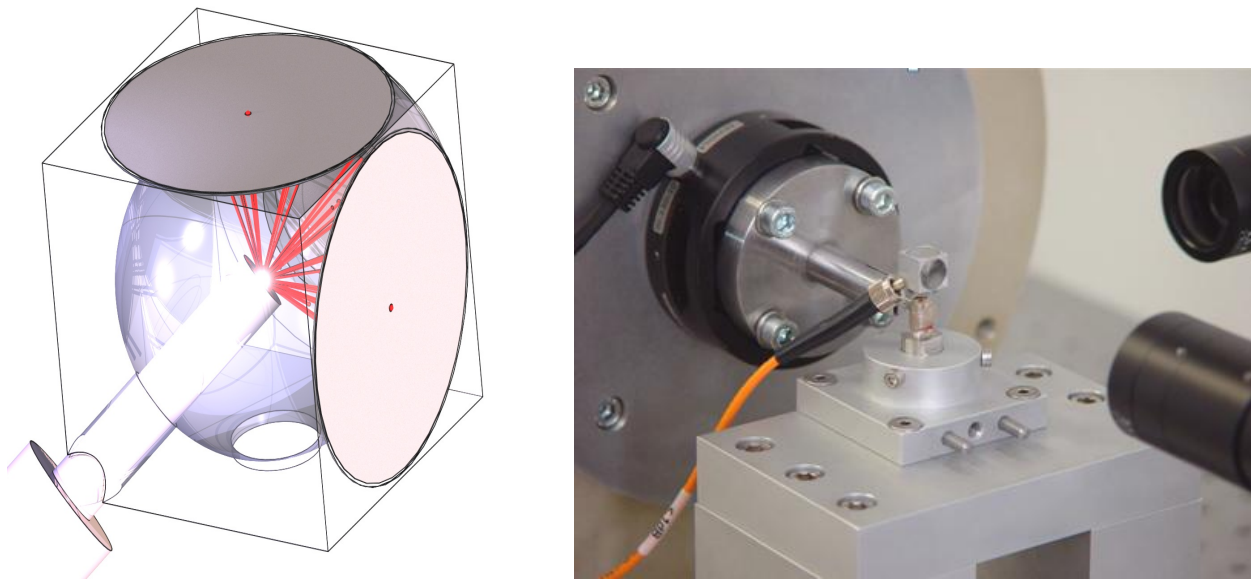


Abbildung 8, links: Laserwürfel, der von innen mit einem Laser ausgestrahlt wird, zusätzlich die Darstellung zweier Pinholes. Rechts: Montierter Laserwürfel auf einer Teleskopkrone.

Zur Krafterfassung diente ein Kraft/Drehmoment-Sensor (Schunk Spann und Greiftechnik GmbH&Co. KG, Lauffen/Neckar), der auf der Montageplatte des Hexapoden angebracht war. Dieser maß entlang der drei Raumachsen jeweils drei Kräfte sowie drei Drehmomente.

Messprinzip und Versuchsdurchführung:

Auf das Implantat der Probe wurde ein Abutment aufgesetzt, auf diesem wiederum ein eigens für die Arbeit konzipierter Kraftarm mit Befestigungsschraube. Auf diesen Aufbau wurde nun ein Probewürfel befestigt. Dieser befand sich in einer Zentrierhilfe, der dem Probenhalter aufmontiert wurde (siehe Abb. 9). Dies diente dem exakten Positionieren des Würfels, so dass der Laserstrahl, der den Würfel verlässt, genau im Mittelpunkt der ihnen zugeordneten Kamera erscheint. Zentrierhilfe und Probenhalter wurden nun miteinander verschraubt. Um die Probe auf dem Probenhalter fixieren zu können, wurde in den Boden des Probenhalters, welcher eine wannenförmige Aussparung aufwies, der Kunststoff Technovit 4004 eingefüllt, so dass die Probe allseits von Technovit umgeben war.

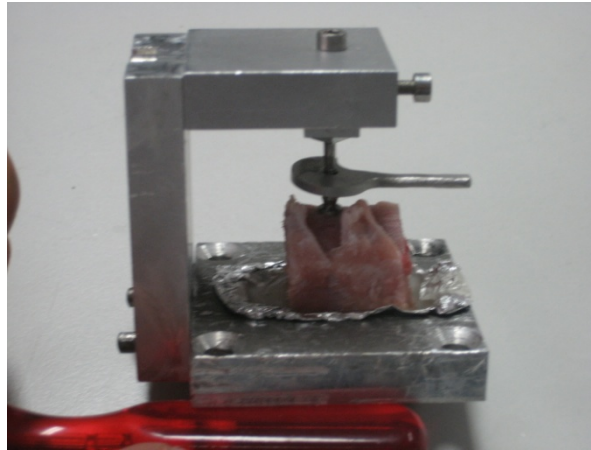


Abbildung 9: Probenhalter mit vorbereiteter Implantatprobe mit Abutment und Kraftarm. Der Kraftarm wurde mit der Belastungseinheit des Hexapoden verbunden.

Anschließend wurde der Probenhalter auf dem Tisch des HexMeS fixiert. Für die Kraftübertragung vom Hexapoden auf die Probe diente ein starrer Hebelarm (siehe Abb. 10). In dieser Position durften zwischen Probenhalter und Sensor keine Spannungen auftreten, ansonsten musste die Position des Probenhalters korrigiert werden, bis die Verbindung spannungsfrei war.

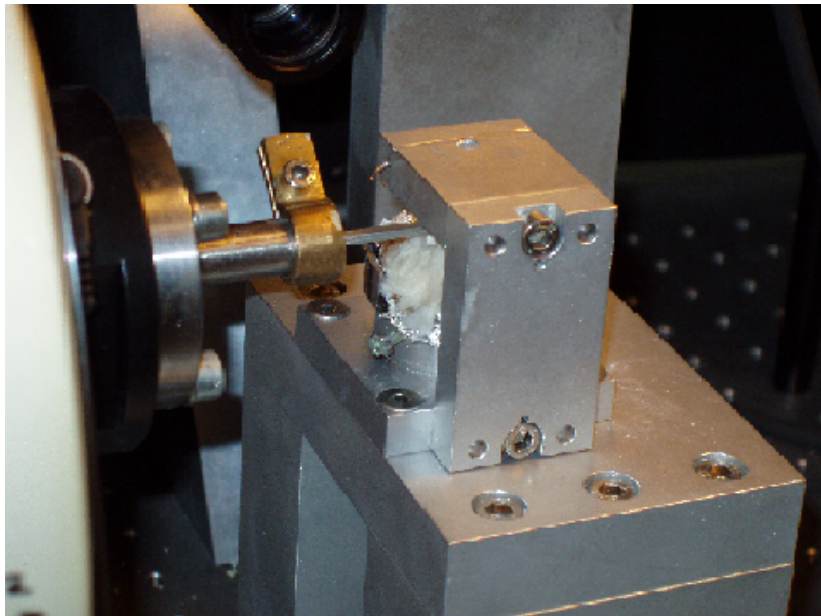


Abbildung 10: Auf dem Tisch des Hexapoden befestigter Probenhalter. Der Kraftarm ist an der Belastungseinheit fixiert.

An dieser Stelle wurde nun die Zentrierhilfe abgenommen, der Probewürfel durch den Laserwürfel ausgetauscht und der Laser montiert (siehe Abb. 11). Abschließend erfolgte die zentrale Ausrichtung des Würfels, so dass jedes Pinhole im Mittelpunkt des Aufnahmebereichs der ihm zugeordneten Kamera erschienen (siehe Abb. 12).

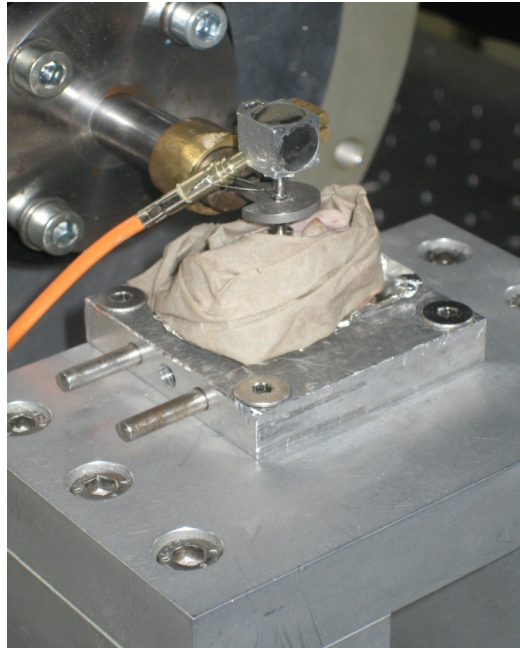


Abbildung 11: Probenhalter mit abgenommener Zentrierhilfe und angeschlossenem Laser, bereit für die Messung.

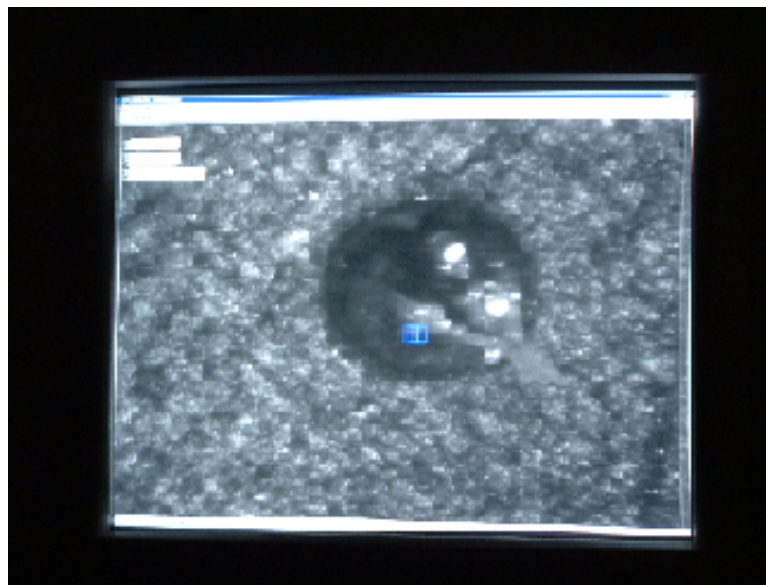


Abbildung 12: Aufnahmebereich von einer der drei Kameras mit Erfassung des Pinholes.

Durch die Angabe einer Messposition sowie eines Bewegungsincrementes konnte eine Reihe von Messpunkten festgelegt werden, die der Hexapod nacheinander anfuhr und jeweils eine Kraft bzw. ein Drehmoment auf die zu untersuchende Probe aufgab. Bei jedem dieser Messpunkte wurden die drei Kamerabilder ausgewertet und die Position des Würfels berechnet. Parallel dazu wurde das am Sensor angreifende Kraftsystem ermittelt. Durch Kombination beider Werte erhielt man die Kraft/Auslenkungs-Charakteristik der eingesetzten Proben.

Messung:

Um auszuschließen, dass der Hebelarm, der für die Kraftübertragung zuständig ist, nicht in der Luft hing, sondern gleichmäßig dem Abutment auflag, wurde der Hexapod um 0,1 mm in axialer Richtung bewegt. Somit war zum einen eine lineare Kraftübertragung möglich und zum anderen konnte das Risiko einer Überbelastung ausgeschlossen werden. Die Bewegung erfolgte in 10 Inkrementen à 0,01 mm. Anschließend wurde als Nullpunkt für die tatsächliche Messung der Punkt ausgewählt bei dem es im Probedurchlauf zu einer linearen Kraftzunahme $F[x]$ gekommen ist. Für die tatsächlichen Messungen wurde der Hexapod zwischen 0,8 und 1,2 mm in 0,02 mm Schritten bewegt, so dass $F[x]$ größer gleich 60 N war.

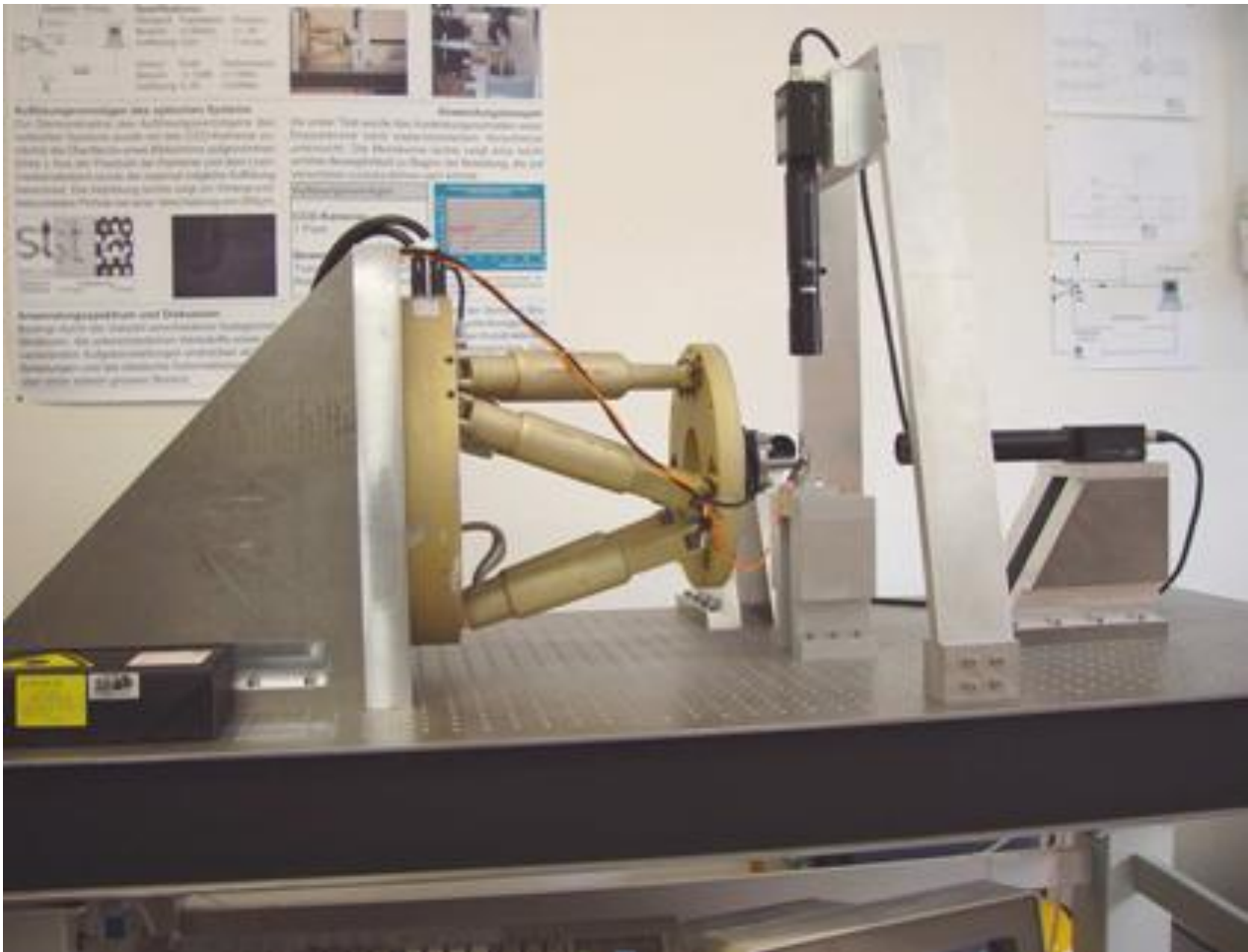


Abbildung 13: HexMeS-Versuchsaufbau. Zu sehen ist die Belastungseinheit mit den drei Kameras zur Positionserfassung sowie der Haltevorrichtung für die Probe.

3.2.3 Numerische Studie

Um die experimentellen Studien durch numerische Analysen zu simulieren, bedarf es gewisser Vorbereitungen auf die im Folgenden näher eingegangen wird. Dieser Teil der Arbeit wurde mit der Unterstützung des Diplomanden Willi Plett (Fachhochschule Remagen, Studiengang Medizintechnik) durchgeführt [Plett, 2008].

Erstellen der μ CT-Bilder:

Mit dem Ziel der Generierung des Finite-Elemente-Modells wurden die Präparate in einem μ CT 40 der Fa. Scanco Medical gescannt (siehe Abb. 14). Dabei wurden je nach

Modell zwischen 800 und 1300 Transversalschnittbilder angefertigt. Das μ CT hat eine nicht isotrope Ortsauflösung in Abhängigkeit von der Objektgröße von 5 bis 50 μm . Diese Schnittbilder dienen anschließend dazu, hieraus mittels eines speziellen Programms dreidimensionale Modelle zu generieren.

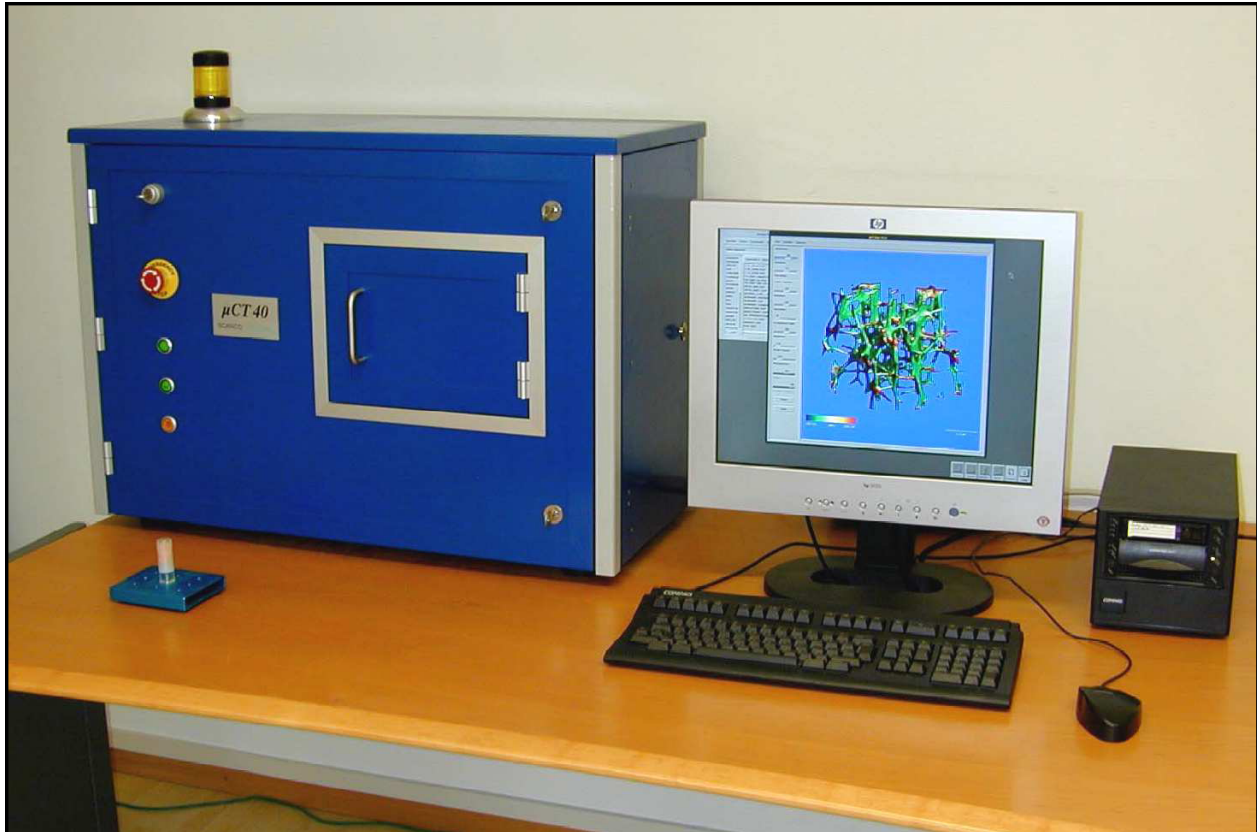


Abbildung 14: μ CT 40 der Fa. Scanco Medical mit einer nicht isotropen Ortsauflösung in Abhängigkeit von der Objektgröße von 5 bis 50 μm .

Rekonstruktion mit Ador3D (Advanced Object Reconstruction in 3D):

Im nächsten Schritt mussten aus den zweidimensionalen Schnittbildern dreidimensionale Oberflächenmodelle aller beteiligten Strukturen erstellt werden. Dies erfolgte mit dem Programm Ador3D. Dieses Programm wurde von Alireza Rahimi im Rahmen seiner Diplomarbeit geschrieben und in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Bonn und des Instituts für Informatik, Universität Bonn als Projekt realisiert [Rahimi et al., 2005]. Vorteil gegenüber anderen Programmen zur Netzerzeugung war die Tatsache, dass das Programm Eingriffsmöglichkeiten von

Seiten des Nutzers ermöglichte, so dass dieser seine Kenntnisse über anatomische Strukturen einfließen lassen konnte. Die präzise Rekonstruktion der Geometrie verwendeter Präparate und Materialien war für die Genauigkeit der anschließenden FE-Simulation von großer Bedeutung. Das Programm war in der Lage, die Konturen der verschiedenen anatomischen Strukturen zu erkennen, welche sich in Form von Änderungen der Grauwerte zu benachbarten Bildregionen darstellen. Durch ein halbautomatisches Verfahren bewerkstelligte Ador3D die Kantenerkennung. Punkte entlang der Konturen wurden seitens des Benutzers markiert und ein Algorithmus fand anhand definierter Kriterien automatisch die günstigste Verbindung bzw. die verlaufende Kante zwischen diesen Punkten (siehe Abb. 15).

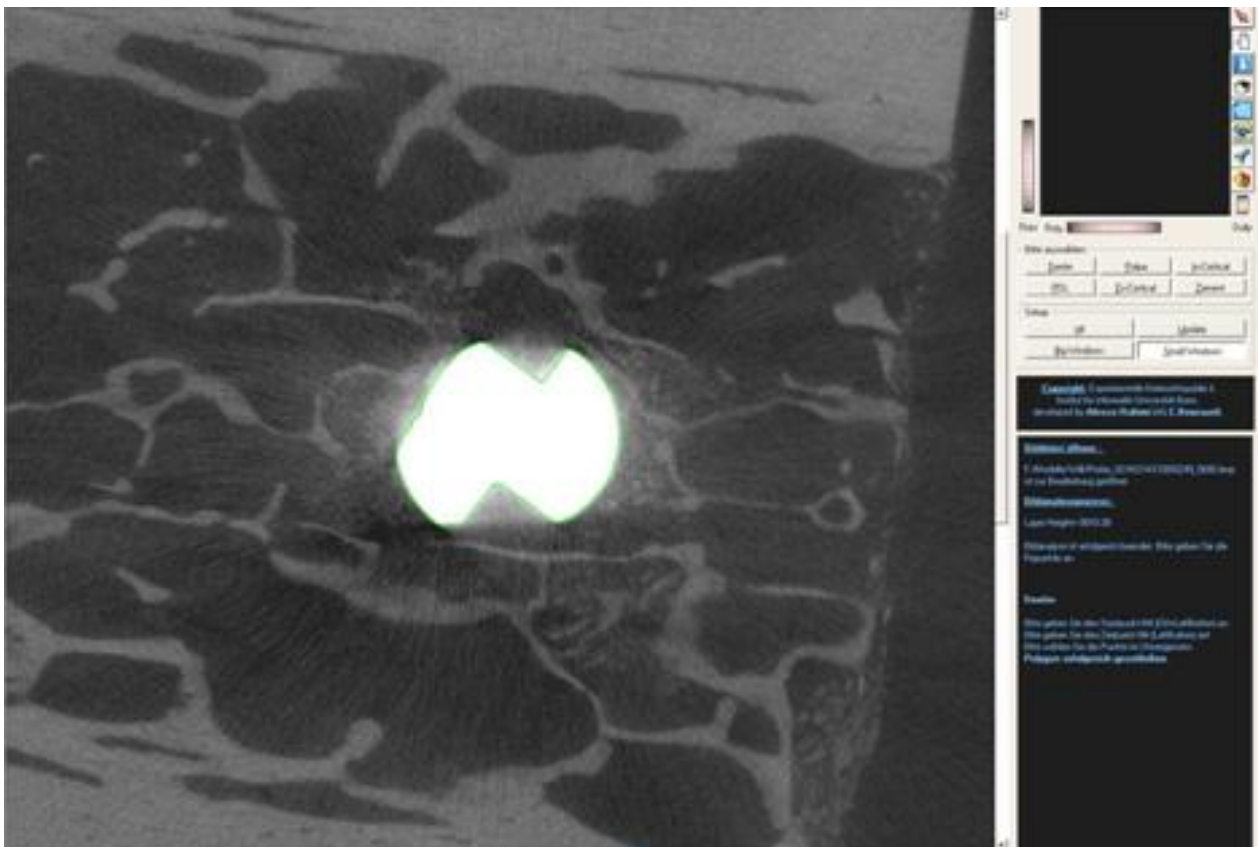


Abbildung 15: Computerunterstützte Umrandung des Implantatschnittbildes mit ADOR3D am Beispiel eines Ankylos[®]-Implantates.

Dieser Algorithmus arbeitet nach dem Prinzip des „Dijkstra Algorithmus“ [Dijkstra, 1959]. Zusätzlich bedient sich das Programm eines LaPlace-Filters, damit werden die Linien, Linienenden und Punkte durch Überlagerung eines Laplace-Hochpassfilters besonders

betont. Somit gestaltete sich die Differenzierung der Abgrenzung des Implantates vom periimplantären Gewebe sowie der Spongiosa von der Kompakta leichter. Nach Extraktion der Konturen wurden die Kanten als Pixelfolge in dem entsprechenden Material einsortiert. Der nächste Schritt bestand darin, die Konturen zu glätten. Aufgabe des Glättungsalgorithmus ist es, Hochfrequenzrauschen zu beseitigen und die Anzahl der Punkte zu reduzieren.

Um im letzten Schritt ein dreidimensionales Oberflächenmodell aus den Polygonen, die bei der Konturextraktion aus den verschiedenen Schnittbildern entstanden sind, zu erzeugen, wurde eine dreidimensionale Netzgenerierung durchgeführt. Dabei wurden die extrahierten Konturen und Materialien aus den zweidimensionalen Schnittbildern vernetzt. Dafür wurden die Polygone von zwei benachbarten Schichten auf eine Ebene projiziert, trianguliert und anschließend wieder in ihre Ausgangsposition auseinandergezogen. So wurden alle Polygone der einzelnen Ebenen miteinander trianguliert, so dass daraus ein zusammenhängendes 3D-Modell erzeugt wurde (siehe Abb. 16). Für die Dreieck-Netz-Generierung im 2D-Raum wurde der „Delauney-Triangulations-Algorithmus“ verwendet. Die erzeugten Oberflächenmodelle wurden nun für die Verwendung in dem FE-Paket MSC.Marc/Mentat exportiert.



Abbildung 16: Oberflächenmodell, das unter Zuhilfenahme des Programms Ador3D generiert wurde. Die Spongiosa ist zum Teil entfernt worden um das Implantat besser sehen zu können. Man sieht deutlich die äußere Kompakta und die innen gelegene Spongiosa.

Finite-Elemente-Methode:

Für die FE-Berechnungen dieser Untersuchung wurde das Finite-Elemente-Softwarepaket Marc/Mentat 2005 benutzt (MSC.Software GmbH, München). Durch den Import der 3D-Oberflächenmodelle in das FE-Paket Marc/Mentat erhält man dreidimensionale Modelle aus Knoten und finiten Elementen. Durch die vorherige Anwendung des „Triangulations-Algorithmus“ wurden die Oberflächen der zu vernetzenden Volumina mit Drei-Knoten-Dreieck-Elementen vernetzt. Durch die Verbindung der einzelnen Dreiecke entstand das FE-Netz. Die von den Dreieck-Elementen eingeschlossenen Oberflächenmodelle (Volumina) wurden anschließend im Programm Marc durch einen automatischen Volumenmesher mit Vier-Knoten-Tetraeder-Elementen ausgefüllt. Im nächsten Schritt wurden die Randbedingungen festgelegt. Unter Randbedingungen eines FE-Modells sind die diversen Lagerungen einer Struktur zu verstehen, denn erst wenn sämtliche Starrkörperverschiebungen eines Systems unterbunden werden, ist der Verschiebungszustand eindeutig bestimmbar. Experimentell wurde dies mittels Technovit als mechanische Lagerung (Auflager), an der die Reaktionskräfte angreifen können, bewerkstelligt. Des Weiteren wurden alle Knoten des Implantatkopfes als kinematische Einheit betrachtet. Die kinematische Kopplung der Knoten am Implantatkopf hat zur Folge, dass die aufgebrachte axiale Belastung eine gleichmäßige Verteilung der Kraft am Implantatkopf hat.

Dem erstellten Netz und den darin enthaltenen Elementen mussten im nächsten Schritt Materialeigenschaften zugewiesen werden. Diese gründen sich auf eigene experimentelle Untersuchungen und früher verwendete Parameter aus der Literatur. Die in Tabelle 5 aufgelisteten Materialparameter wurden für die Rechnung verwendet.

Material	E-Modul N/mm ²	Querkontraktionszahl
Titan (Implantat)	110.000	0,3
Kortikalis	20.000	0,3
Spongiosa	300	0,3

Tabelle 5: Die in den FE-Simulationen verwendeten Materialparameter.

Datenauswertung:

Die Auswertung erfolgte nach einem eigens erstellten Auswerteprotokoll inkl. Auswertesoftware, welche zuvor in der oral medizinischen Technologie der Universität Bonn etabliert wurde. Im Detail wurden aus CT-Schnittbildern (Knochensegmente inkl. Implantat) an Hand spezieller Programme (Ador3D) Kortikalis, Spongiosa und Implantat rekonstruiert. Anschließend erfolgte die Konvertierung der rekonstruierten Oberflächenmodelle zu FE-Modellen anhand des Marc/Mentat-Programms. Die FE-Modelle wurden in einer Simulation dem experimentellen Kraftsystem ausgesetzt. Abschließend konnten die numerischen Ergebnisse mit den experimentellen verglichen werden.

Die Abbildung 17 veranschaulicht, aus welchen Bereichen die Werte für Verschiebung, Spannung und Dehnung abgelesen wurden. Die Abbildungen 18 bis 22 zeigen den Weg von der Modellgenerierung aus den Mikro-CT Daten zu den Simulationsmodellen aus dem Postprozessormodul des FE-Programms auf.

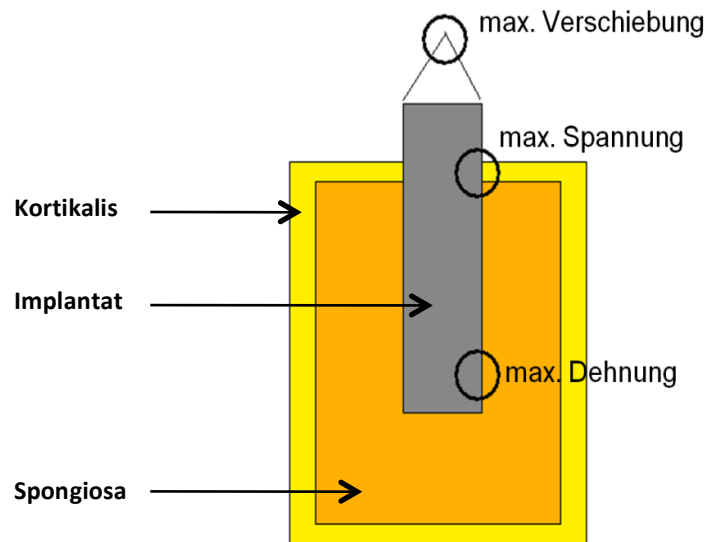


Abbildung 17: Schematische Darstellung der Punkte, an welchen Messwerte bestimmt wurden. Da die Kortikalis dem Verschieben einen größeren Widerstand entgegen setzt entstehen die größten Spannungen am Übergang von der Kortikalis zur Spongiosa. Die Dehnung wird in der Spongiosa ermittelt da sie einen geringeren Elastizitätsmodul aufweist als die Kortikalis.

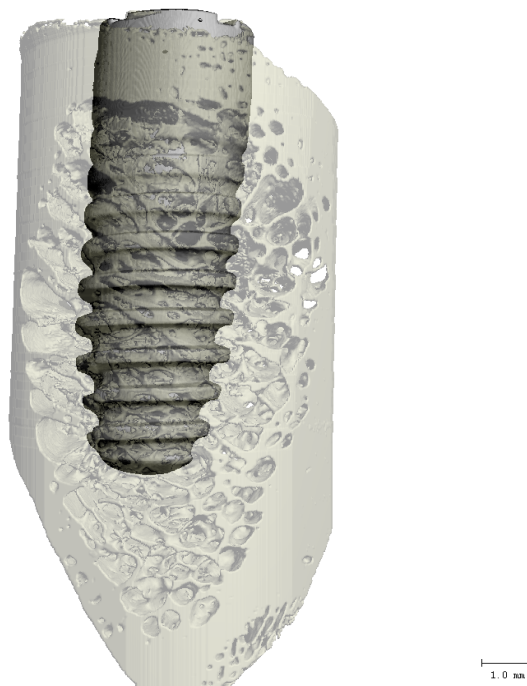


Abbildung 18: CT-Bild des Implantat/Knochenmodells. Dieses verfahren eignet sich sehr gut um die exakte Position des Implantates im Knochen zu analysieren. Das aufliegen der Implantatsspitze an der der unteren Kortikalis kann somit ausgeschlossen werden.

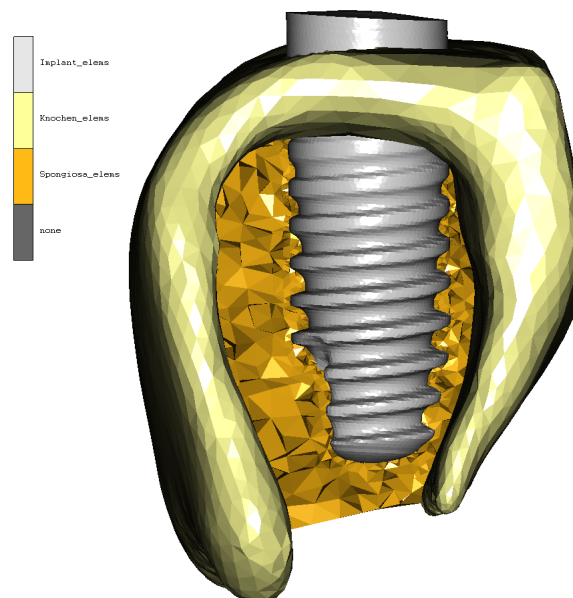


Abbildung 19: FE-Volumenmodell nach Rekonstruktion mit Ador3D. Die Spongiosa ist zum Teil entfernt wurden um das Implantat besser sehen zu können. Man sieht deutlich die äußere Kompakta und die innen gelegene Spongiosa.

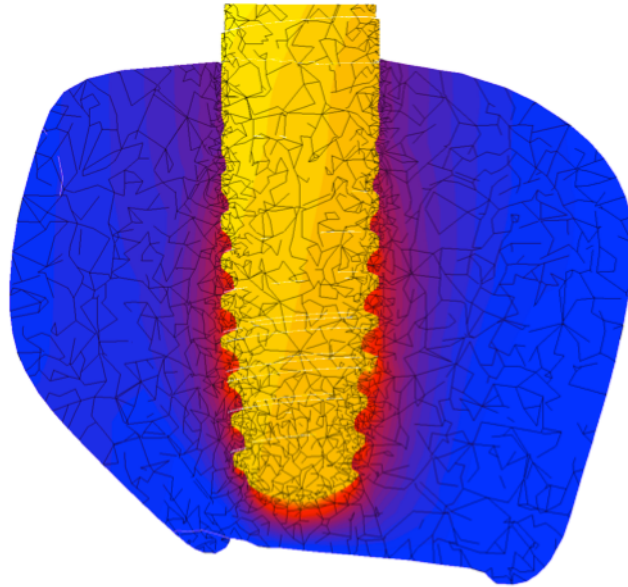


Abbildung 20: Farblich kodierte Darstellung der Auslenkung des Ankylos® A11-Implantates in suprakrestaler Position. Die Farben sind von gelb über rot zu blau ein Maß für die Auslenkung. Dabei steht gelb für die stärkste und blau für die geringste Auslenkung.

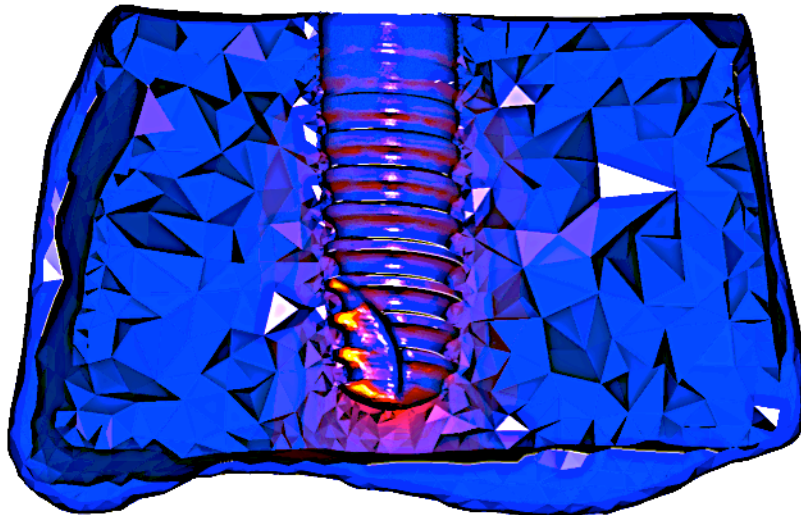


Abbildung 21: Darstellung der Dehnungswerte in der Spongiosa. Dabei erfährt die Spongiosa um die Implantatsspitze die stärkste Dehnung, während die Kortikalis und das Implantat kaum einer Dehnung unterworfen sind.

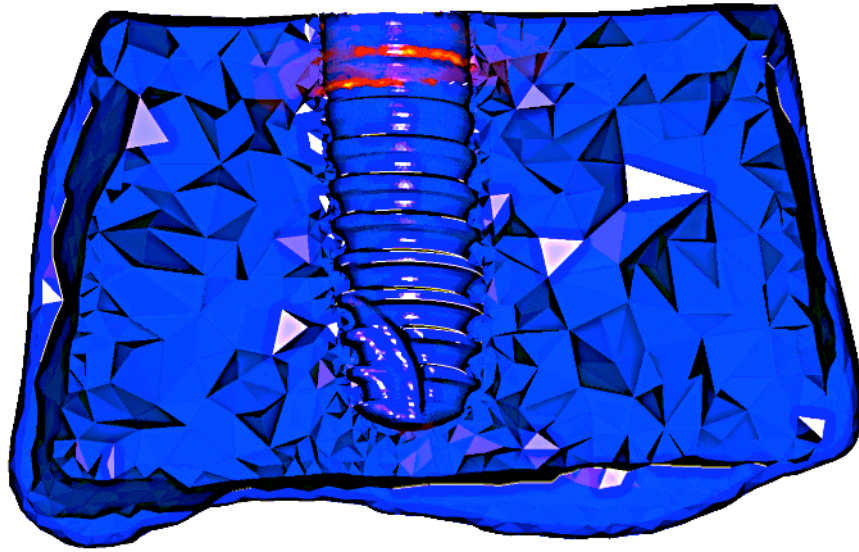


Abbildung 22: Darstellung der Spannungswerte in der Kompakta. Die Spannungen entstehen am Übergang von der Kompakta zur Sponiosa.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse des experimentellen Teils

Ziel der Studie war es, unter Zuhilfenahme experimenteller und numerischer Analysen den Einfluss der unterschiedlichen Insertionstiefe auf die initiale Beweglichkeit sofortbelasteter Implantate zu untersuchen. Zu diesem Zwecke wurden Implantate der Marken Ankylos[®] und Straumann[®] in drei vertikalen Positionen (subkrestal, epikrestal und suprakrestal) implantiert.

Im Rahmen der experimentellen Analyse wurden die in 3.2.1 beschriebenen Modelle für die in Tabelle 3 definierten Positionen untersucht. Nach der Implantation und der richtigen Einstellung im Hexapoden wurde der Hexapod so eingestellt, dass er in 0,01 bzw. 0,02 mm-Schritten bis zu 1,2 mm bewegt wurde. Um die einzelnen Positionen miteinander vergleichen zu können, sind in den nachfolgenden Tabellen 5 bis 9 und Abbildungen 23 bis 35 die Implantatauslenkungen bei einer Belastung von ca. 50 N angezeigt. Den Tabellen kann man die maximale Auslenkung bei ca. 50 N entnehmen. Dieses wurde zusätzlich im Balkendiagramm dargestellt. Das Kraft/Auslenkungs-Diagramm erlaubt eine Aussage über den Verlauf der Auslenkung bei gegebener Kraft.

4.1.1 Ergebnisse der Ankylos[®]-Implantate

Ankylos[®] A11:

Aus dem Balkendiagramm in der Abb. 24 sowie der Tabelle 5 kann man entnehmen, dass bei der finalen Kraft (~50 N) das epikrestal inserierte Implantat die stärkste Auslenkung erfahren hat, gefolgt vom suprakrestal inserierten. Das subkrestal inserierte Implantat wies die geringste Auslenkung auf. Abbildung 23 veranschaulicht, dass das Kraft/Auslenkungs- Verhalten dabei weitestgehend linear war.

Implantat	Ankylos [®] A11		
Insertion	supra	Epi	Sub
Kraft [F]	50,9	49,4	50,6
Verschiebung [μm]	25	25	25

Tabelle 5: Maximale Auslenkung des Implantates bei einer Kraft von 50 N.

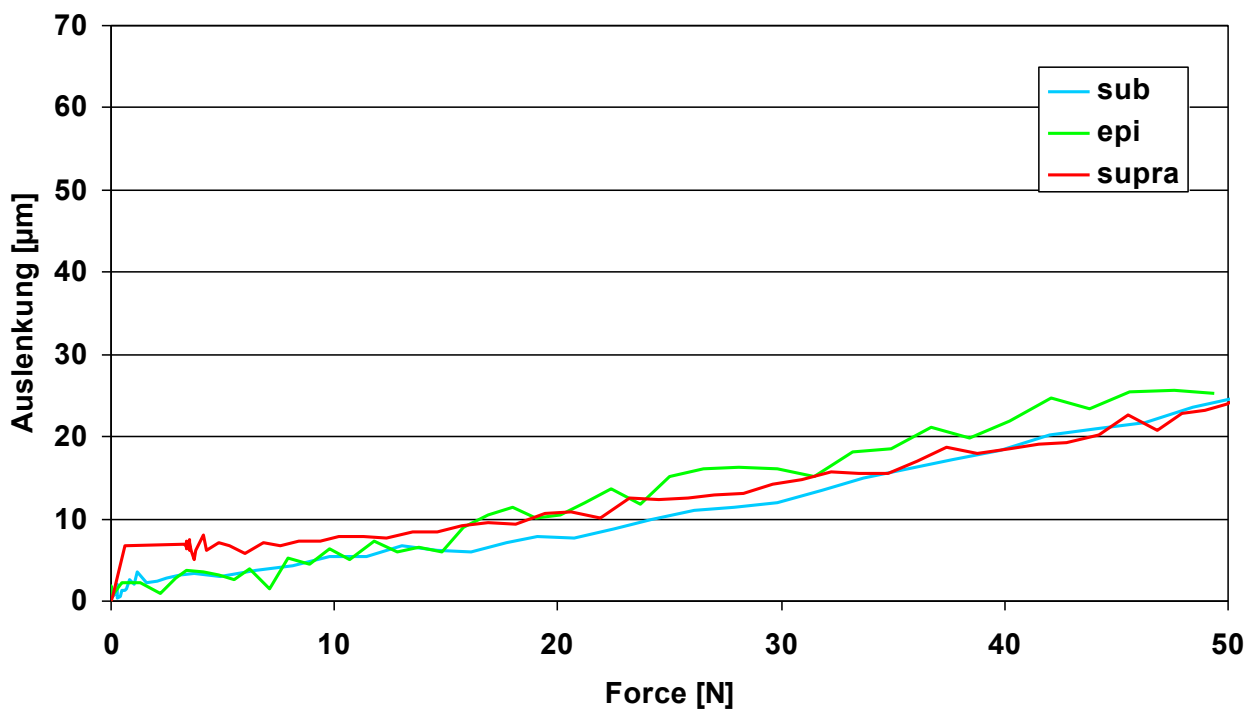


Abbildung 23: Kraft/Auslenkungs-Diagramm der Ankylos[®] A11-Implantate für die drei Implantationstiefen. Man sieht ein nahezu Lineares Kraft/Auslenkungs-Verhalten.

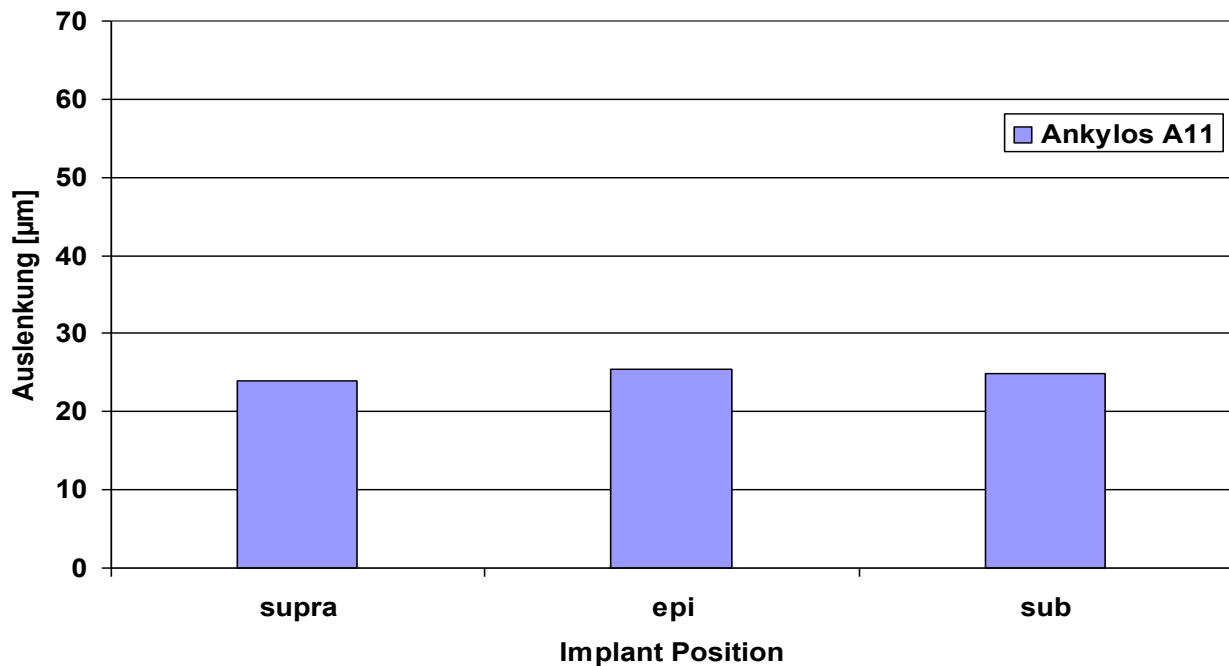


Abb. 24: Maximale Auslenkung des Ankylos[®] A11-Implantates in den unterschiedlichen Positionen. Das Maß der Auslenkung ist in allen drei Positionen ähnlich weit.

Ankylos[®] B11:

Beim Ankylos[®] B11-Implantat veranschaulichen Tab. 6 sowie Abb. 26, dass die größte Auslenkung das suprakrestal inserierte Implantat erfahren hat, gefolgt vom subkrestal inserierten. Am wenigsten hat sich das epikrestal inserierte Implantat bewegt. Auch hier zeigte das Kraft/Auslenkungs-Diagramm in Abb. 25, dass es zu einem linearen Anstieg der Auslenkung kommt.

Implantat	Ankylos [®] B11		
	supra	epi	sub
Insertion			
Kraft [F]	51,2	50,1	50,4
Verschiebung [μm]	49	26	31

Tabelle 6: Maximale Auslenkung des Implantates bei einer Kraft von 50 N.

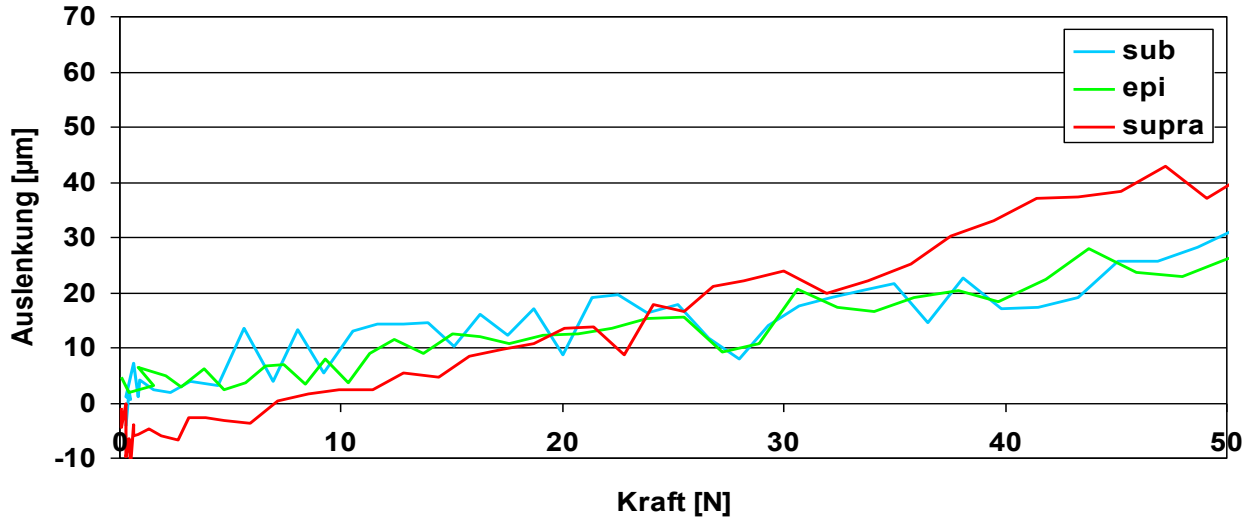


Abbildung 25: Kraft/Auslenkungs- Diagramm der Ankylos[®] B11-Implantate für die drei Implantationstiefen. Ein nahezu Lineares Kraft/Auslenkungs-Verhalten wird deutlich.

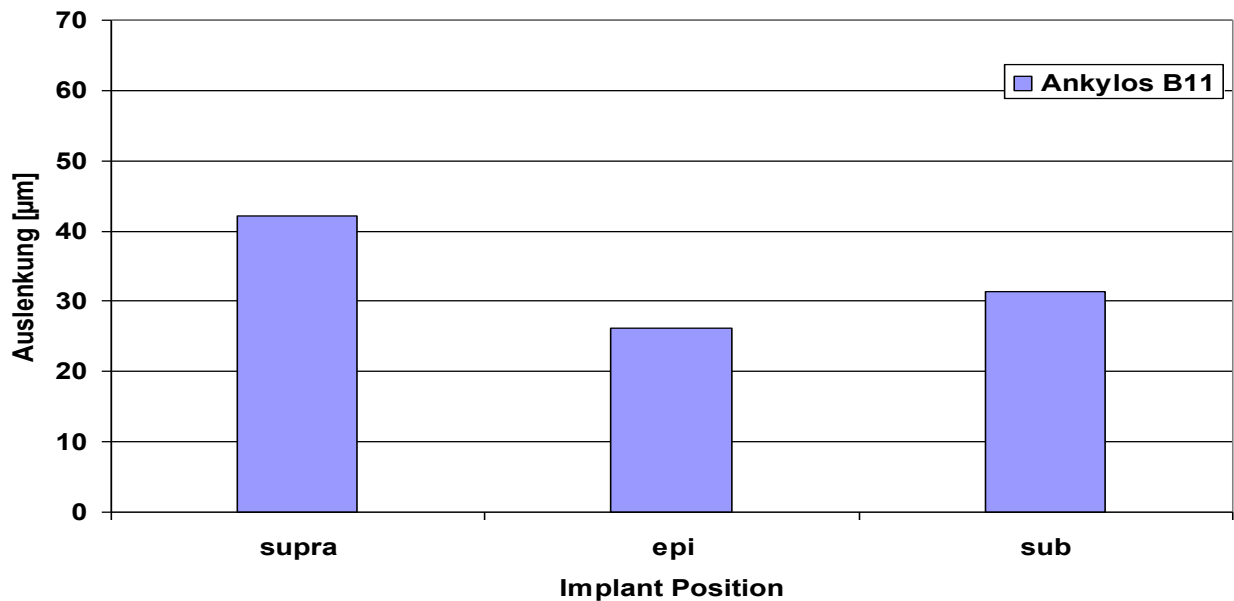


Abb. 26: Maximale Auslenkung der Ankylos[®] B11-Implantate in den unterschiedlichen Positionen. Das suprakrestale Implantat hat sich am weitesten bewegt während das epikrestale Implantat am geringsten ausgelenkt wurde.

4.1.2 Ergebnisse der Straumann®-Implantate

Sp12D_3.3:

Wie in Tab. 7 und Abb. 28 zu erkennen ist, hat sich das epikrestal inserierte Implantat am stärksten bewegt. Das suprakrestal inserierte Implantat hat sich bei der Kraft von ca. 50 N etwas weniger als das epikrestale bewegt. Das subkrestal inserierte hat sich am wenigsten bewegt. Das Kraft/Auslenkungs-Diagramm in Abbildung 27 zeigt auch hier ein nahezu lineares Verhalten.

Implantat	SP12D_3.3		
Insertion	supra	epi	sub
Kraft [F]	49,3	49,8	50,0
Verschiebung [μm]	26	35	20

Tabelle 7: Maximale Auslenkung bei einer Kraft von 50 N.

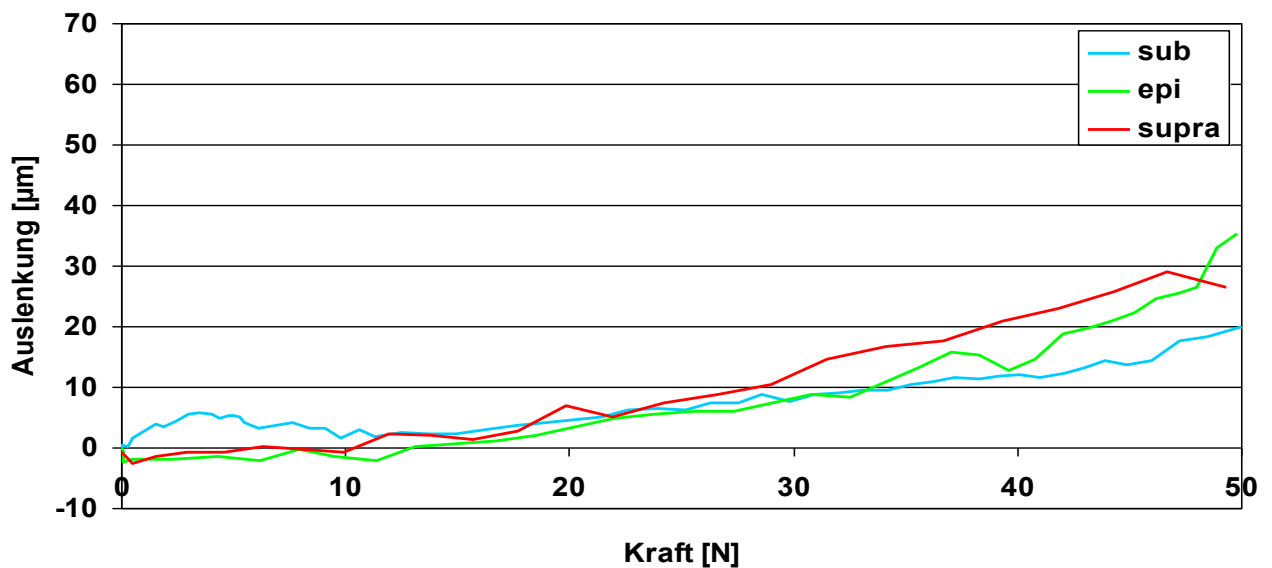


Abbildung 27: Kraft/Auslenkungs-Diagramm der SP12_D3.3-Implantate für die drei Implantationstiefen. Ein nahezu Lineares Kraft/Auslenkungs-Verhalten wird deutlich.

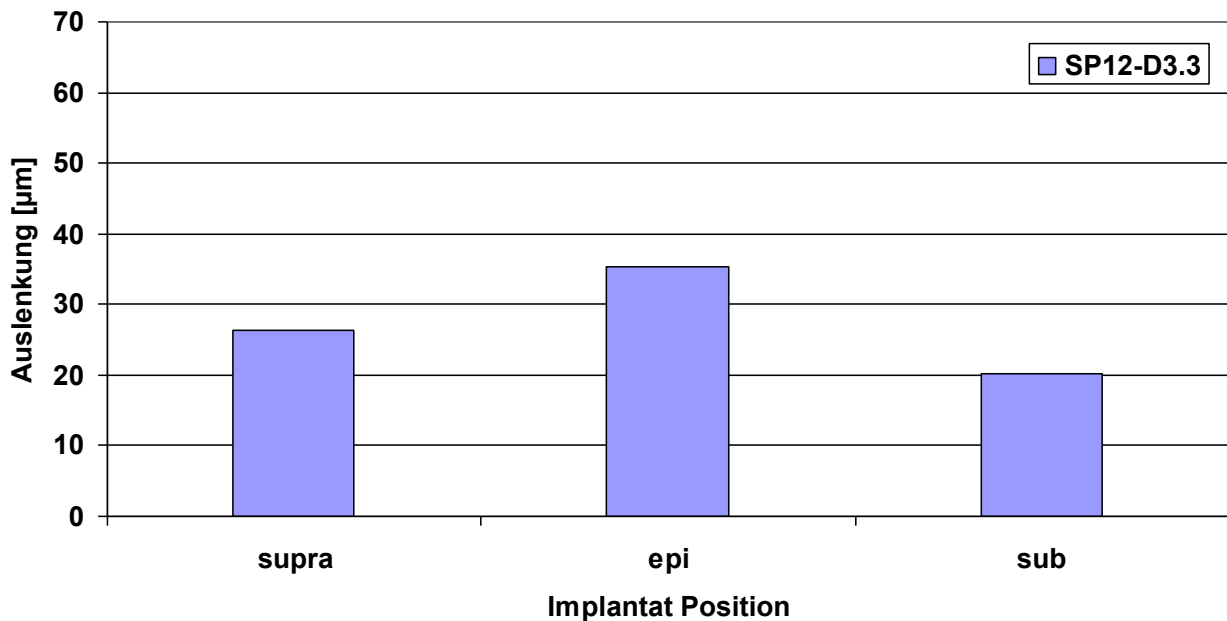


Abbildung 28: Maximale Auslenkung der Straumann® Plus D_3.3-Implantate bei den unterschiedlichen Insertionstiefen. Am stärksten wurde das epikrestal gesetzte Implantat bewegt während das subkrestale die geringste Auslenkung aufweist.

S12D_4.1

Beim S12D_4.1-Implantat wurden die Auslenkungen in zwei statt in drei Positionen gemessen. Dabei hat sich das epikrestal inserierte Implantat, wie in Tab. 8 und Abb. 30 ersichtlich, bei einer Belastung von 50 N um 90 µm bewegt. Das subkrestal gesetzte Implantat konnte jedoch mit nur 42,1 N belastet werden. Dieses Implantat musste zweimal im Hexapoden vermessen werden, weil die erste Messung nicht auszuwerten war. Auch beim zweiten Versuch gab es anfänglich Schwierigkeiten, deswegen sollte dieses Ergebnis kritisch betrachtet werden. Im Kraft/Auslenkungs-Diagramm, Abb. 29, fällt der unregelmäßige Verlauf des subkrestal inserierten Implantates auf.

Implantat	S12D_4,1		
Insertion	supra	epi	sub
Kraft [F]	-	50,3	42,1
Verschiebung [μm]	-	90	24

Tabelle 8: Maximale Auslenkung des 12mm langen und 4,1 mm breiten Straumann®-Implantates bei einer Kraft von 50 N.

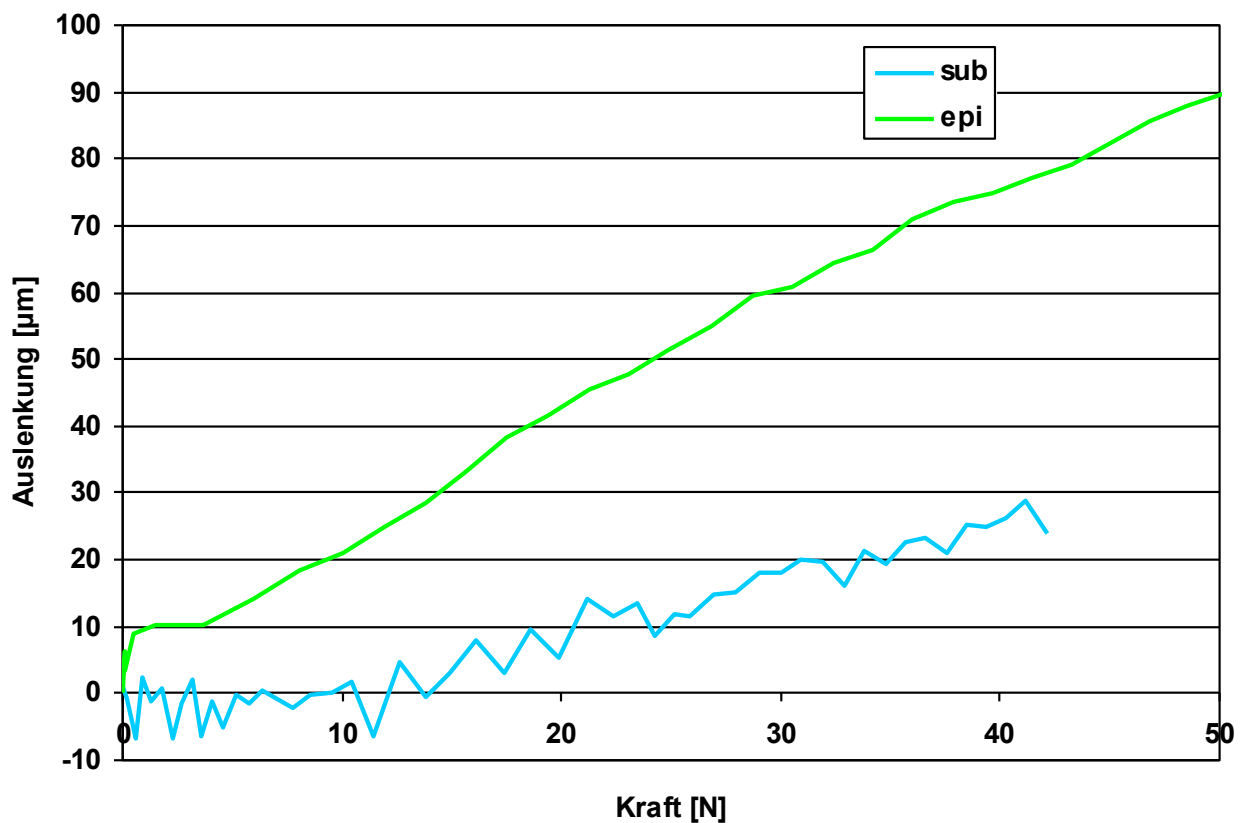


Abbildung 29: Kraft/Auslenkungs-Diagramm der S12_D4.1-Implantate für die zwei Implantationstiefen. Deutlicher Unterschied in der Auslenkungscharakteristik in den beiden Positionen.

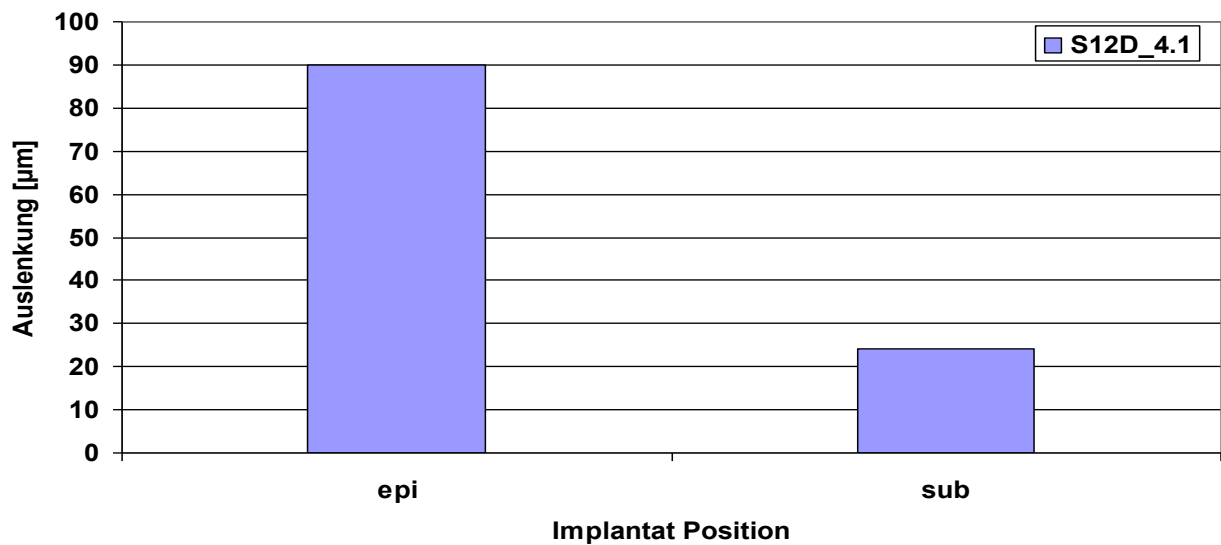


Abbildung 30: Maximale Auslenkung der Straumann® 12D_4.1-Implantate für die zwei Implantationstiefen. Das epikrestale inserierte Implantat hat sich fast viermal soweit bewegt wie das subkrestale.

S10D_4.8, S12D_3.3, SP10D_4.8:

Diese drei Implantate wurden nur in der epikrestalen Position implantiert. Aus der Tabelle 9 und Abbildung 32 ist zu entnehmen, dass sich das S10D_4.8-Implantat am weitesten bewegt hat, gefolgt vom SP10D_4.8. Das S12D_3.3 hat die geringste Auslenkung erfahren. Im Kraft/Auslenkungs-Diagramm ist auch hier der nahezu lineare Verlauf ersichtlich.

Implantat	S10D_4.8	S12D_3.3	SP10D_4.8
Insertion	epi	epi	epi
Kraft [F]	50,1	49,8	51,2
Verschiebung [µm]	50	35	43

Tabelle 9: Maximale Auslenkung der epikrestal inserierten Strauman-Implantate bei ca. 50 N.

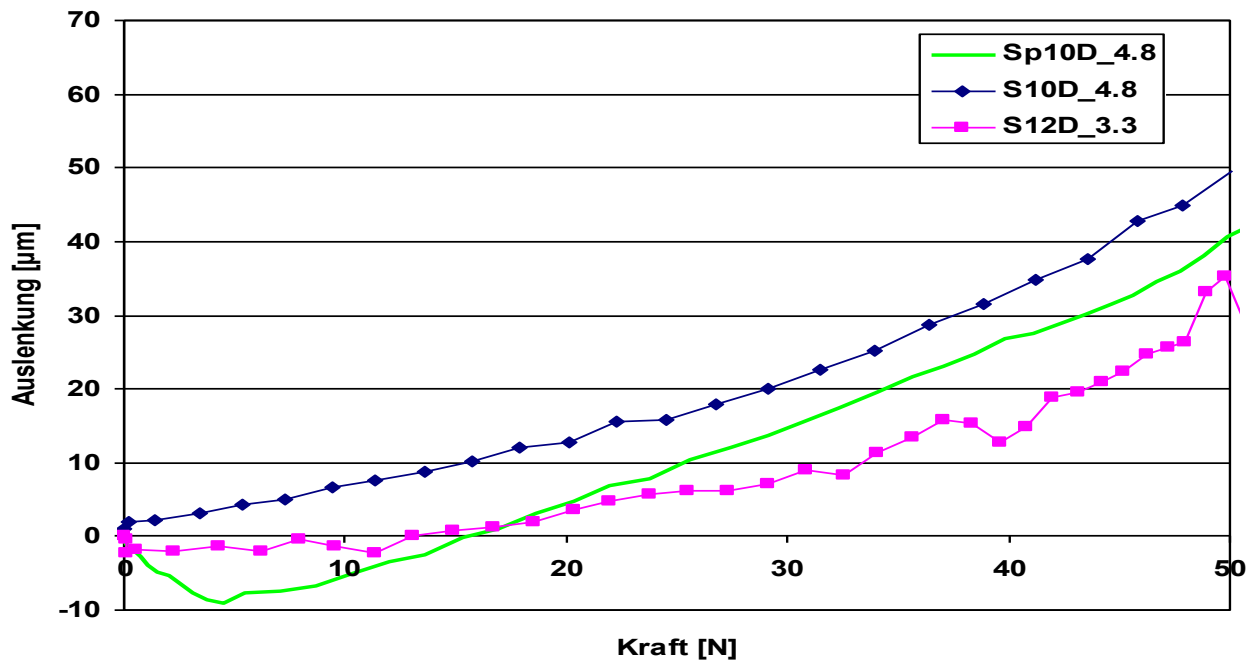


Abbildung 31: Kraft/Auslenkungs-Diagramm der Straumann®-Implantate. Ein nahezu Lineares Kraft/Auslenkungs-Verhalten wird deutlich.

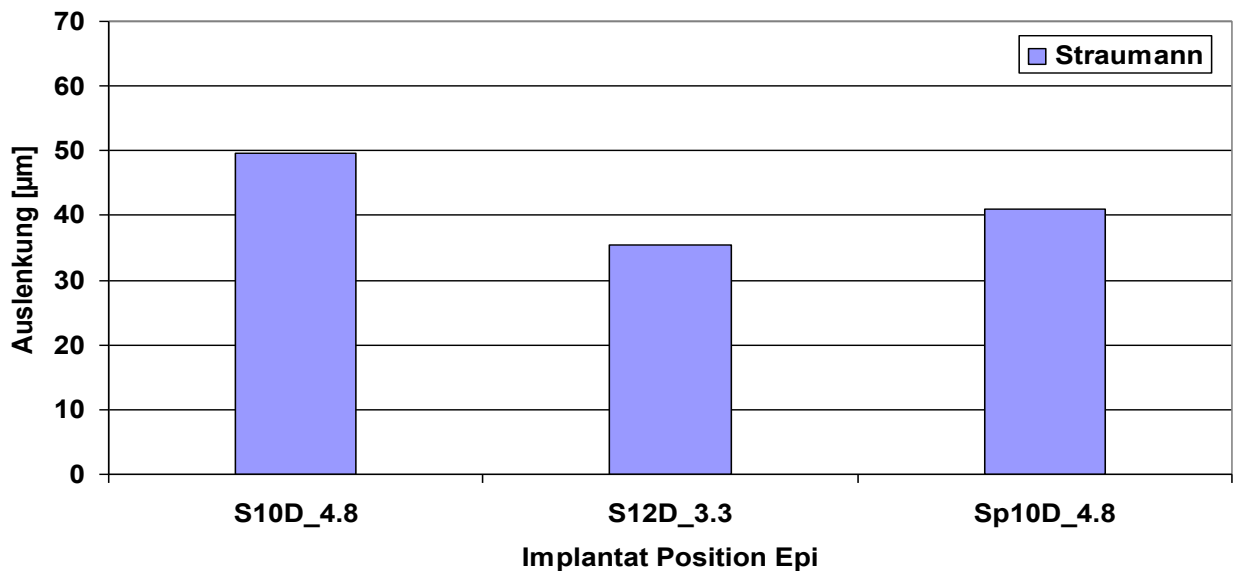


Abbildung 32: Maximale Auslenkung der Implantate bei 50 N. Die geringste Auslenkung ist beim S12D_3.3 Implantat zu verzeichnen.

4.1.3 Gegenüberstellung der Ankylos[®]- und Straumann[®]-Implantate

Betrachtet man die Auslenkung aller epikrestal inserierten Implantate (Abb. 33), so fällt insgesamt auf, dass sich die Straumann[®]-Implantate weiter bewegt haben als die Ankylos[®]-Implantate. Insbesondere hat sich das Straumann[®] 12D_4.1 mit Abstand am weitesten bewegt, gefolgt vom Straumann[®] 10D_4.8. Die drittgrößte Auslenkung ist am Straumann[®]Plus 10D_4.8 zu verzeichnen und an vierter Stelle liegen die Straumann[®] 12D_3.3 sowie Straumann[®]Plus D_3.3. Die Ankylos[®]-Implantate haben sich am wenigsten und mit vergleichbarem Ausmaß bewegt.

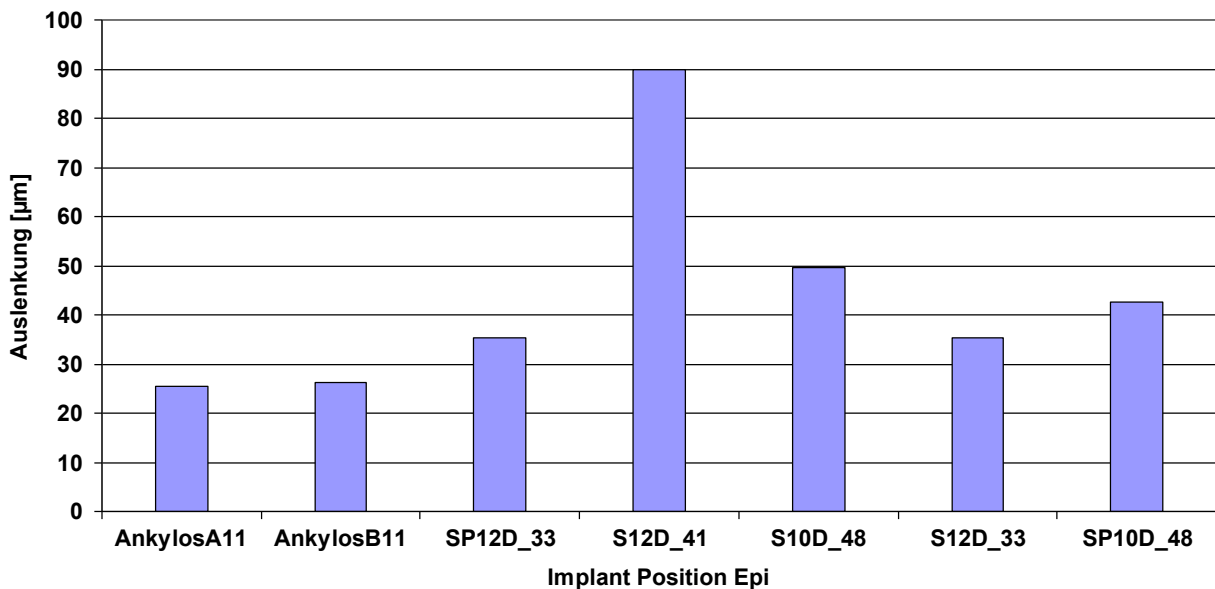


Abbildung 33: Auslenkung aller Implantate bei epikrestaler Insertion.

Bei subkrestaler Insertion hatte die stärkste Auslenkung das Ankylos[®] B11-Implantat (Abb. 34), die geringste Auslenkung zeigte das Straumann[®]Plus D_3.3-Implantat. Die Auslenkungen des Ankylos[®] A11 und Straumann[®] 12D_4.1, welche nahezu gleich sind finden sich zwischen diesen beiden wieder.

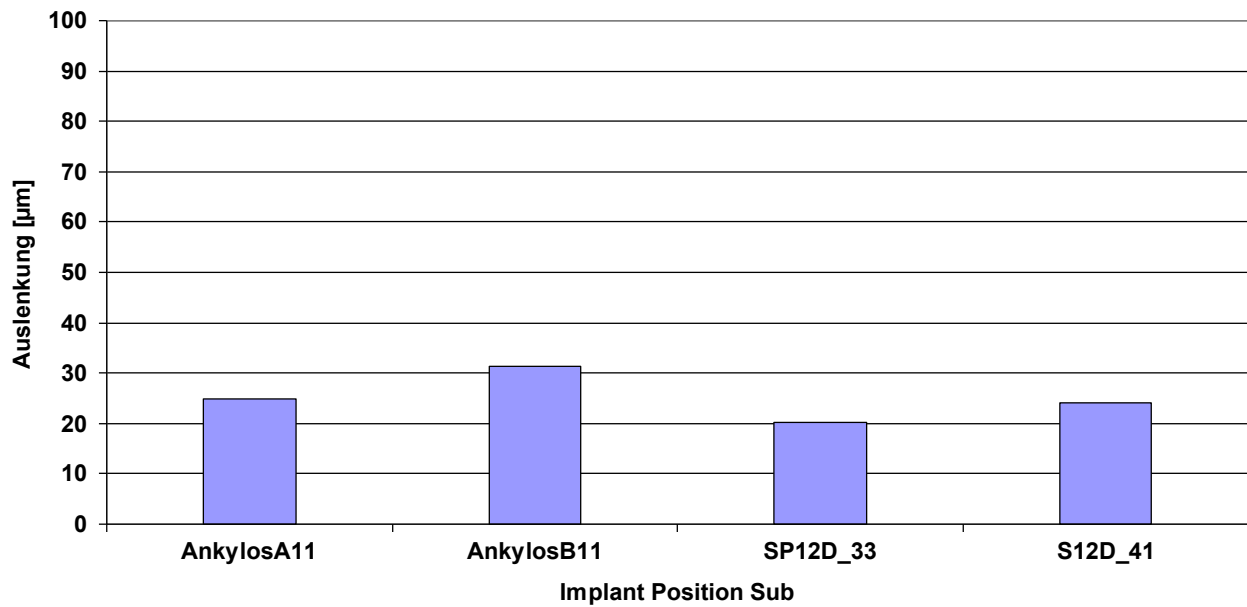


Abbildung 34: Auslenkung aller Implantate bei subkrestaler Insertion.

Betrachtet man hingegen die suprakrestal inserierten Implantate (Abb. 35) so fällt auf, dass hier eine andere Reihenfolge vorliegt. Hier hat das Ankylos[®] B11-Implantat die größte Auslenkung erfahren. Das Ankylos[®] A11- und Straumann[®]Plus 12D_3.3-Implantat haben sich in etwa gleich weit bewegt.

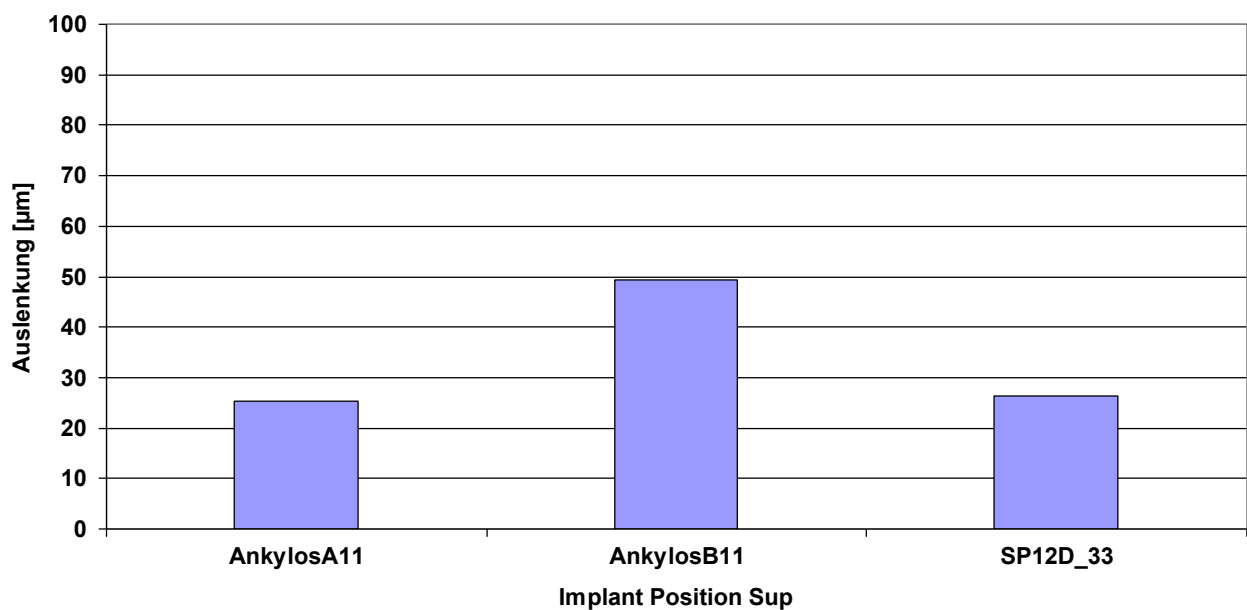


Abbildung 35: Auslenkung aller supracrestal inserierten Implantate.

4.2 Ergebnisse der numerischen Analyse

4.2.1 Ergebnisse Ankylos[®] A11/B11

Die numerische Simulation der Ankylos[®]-Implantate zeigte, dass die Auslenkung am größten bei den subkrestal inserierten Implantaten war (Abb. 36). Dabei ist zu beachten, dass die Kortikalisdicke innerhalb der Proben variierte (Tab. 10 und 11). Die entstehenden Spannungen, gemessen an der Kortikalis/Implantat-Grenze, sind am geringsten. Die Dehnungen in der Spongiosa befinden sich im Mittelfeld. Die suprakrestal inserierten Implantate hatten die geringste Auslenkung und die geringsten Dehnungswerte (Abb. 38), dafür entstanden im Bereich der Kompakta die größten Spannungen (Abb. 37). Die Auslenkungen der epikrestalen Implantate lagen zwischen den beiden anderen Implantaten. Ähnlich verhielt es sich mit den auftretenden Spannungen. Die Dehnungswerte jedoch sind am stärksten.

Implantat	Ankylos [®] A11		
	Supra	epi	Sub
Kortikalisdicke [mm]	1,7 – 2,1	1,3 – 1	1 – 0,9
Verschiebung [µm]	21	23	26
Dehnung [µstrain]	2459	4516	3303
Spannung [MPa]	22	12	10

Tabelle 10: Simulationsergebnisse der unterschiedlich inserierten Ankylos[®] A11-Implantate.

Implantat	Ankylos [®] B11		
Insertion	supra	epi	Sub
Kortikalisdicke [mm]	1,5 – 2	1,5 – 1,6	0,5 – 0,6
Verschiebung [μm]	12	18	19
Dehnung [μstrain]	1771	3718	2705
Spannung [MPa]	17	8	3

Tabelle 11: Simulationsergebnisse der unterschiedlich inserierten Ankylos[®] B11-Implantate

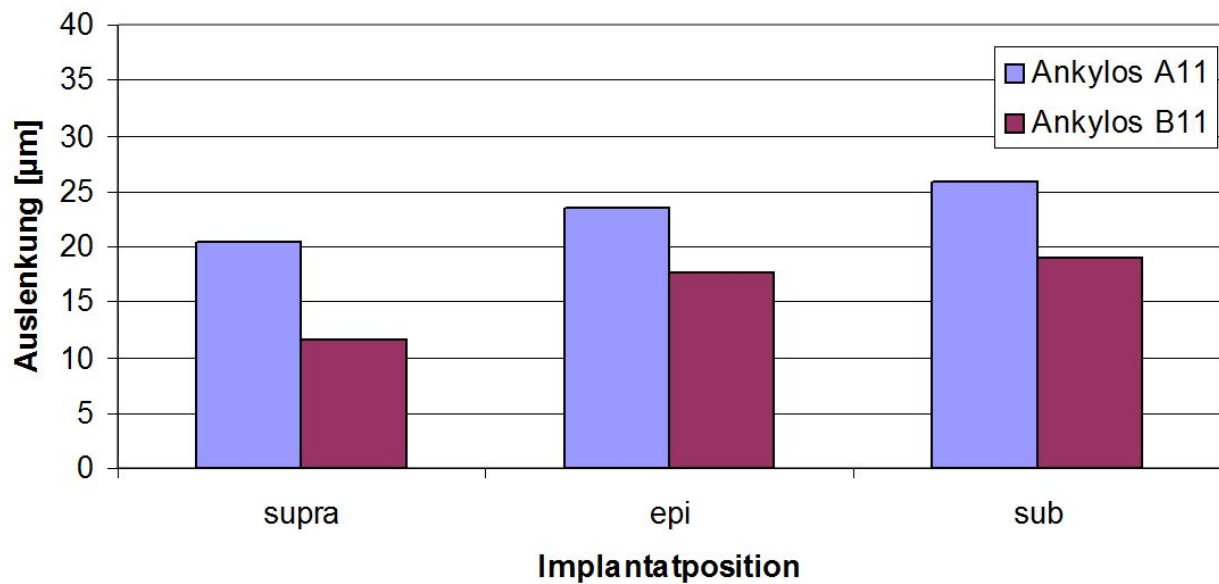


Abbildung 36: Auslenkung der Ankylos[®]-Implantate. Konstanter Anstieg der Verschiebungswerte durch Verringerung der Insertionstiefe.

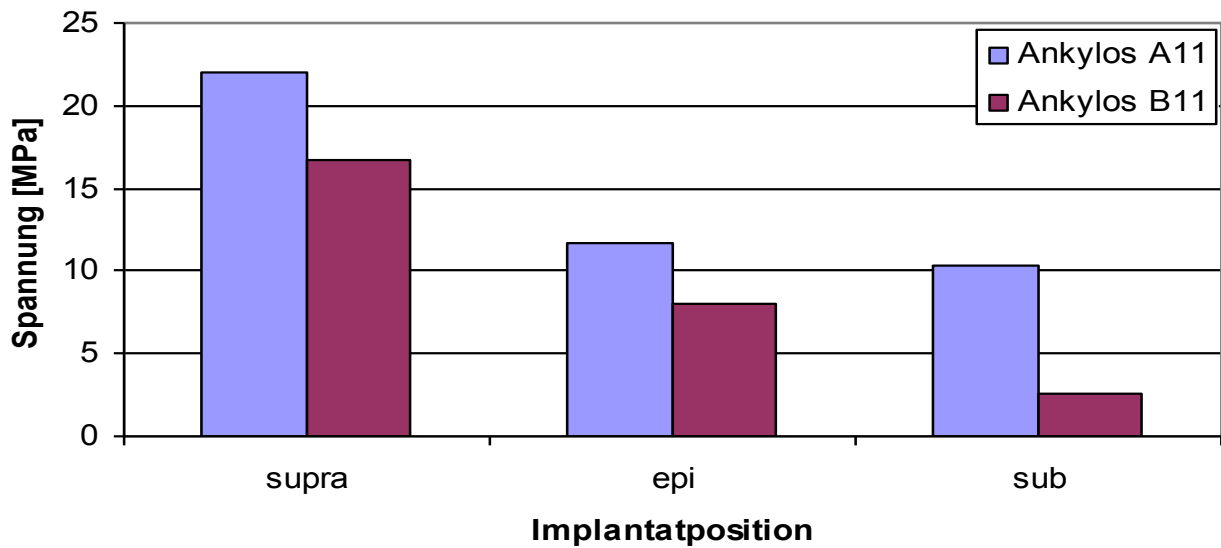


Abbildung 37: Maximal ermittelte Spannung an der Kompakta bei den Ankylos[®] A11- und B11-Implantaten. Durch die tiefere Insertion sanken die Spannungswerte.

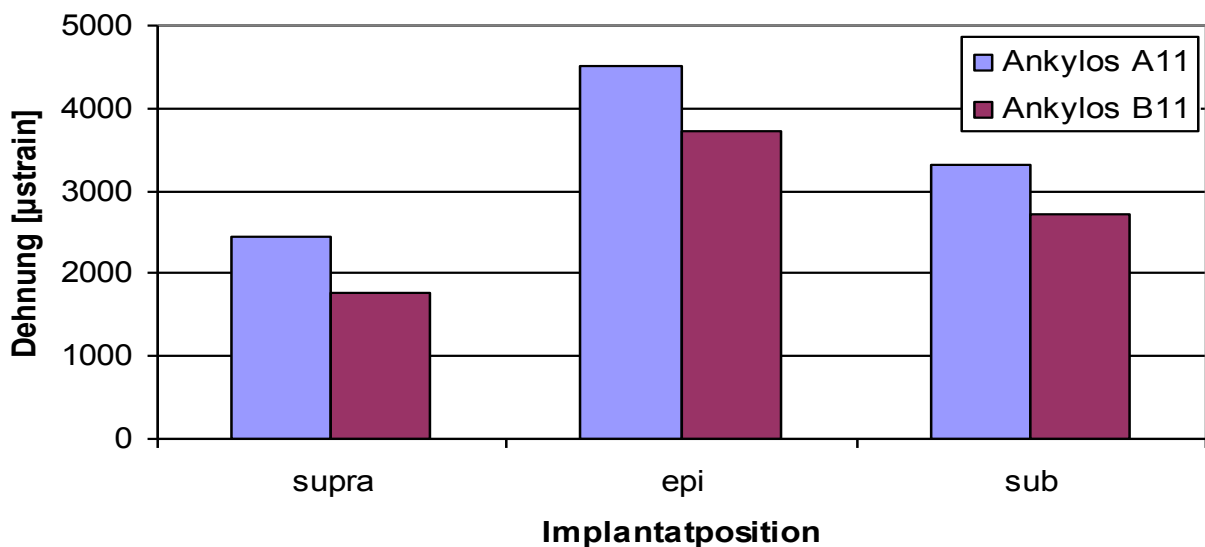


Abbildung 38: Maximal ermittelte Dehnungswerte in der Spongiosa beim Ankylos[®] A11- und B11- Implantat. Anstieg der Dehnungswerte von supra- auf epi-krestal und einer leichteren erniedrigung der Dehnungswerte von epi- auf sub-krestal.

4.2.2 Ergebnisse Straumann®

Tabelle 12 zeigt, dass auch hier Unterschiede in der Kortikalisdicke vorherrschen. Die größte Auslenkung (Abb. 39), die größte Spannung (Abb. 40) und auch die größte Dehnung (Abb. 41) wies das epikrestal inserierte Implantat auf. Das subkrestal inserierte Implantat hatte die geringste Auslenkung sowie die geringste Dehnung. Der Wert für die Spannung liegt zwischen den beiden anderen Implantaten.

Implantat	Straumann® SP12 D3,3 NN		
Insertion	supra	epi	sub
Kortikalisdicke [mm]	2,1	2,0	1,7
Verschiebung [μm]	42	67	40
Dehnung [μstrain]	3381	3996	3231
Spannung [MPa]	19	24	23

Tabelle 12: Simulationsergebnisse des Straumann® Plus 12D_3,3-Implantates.

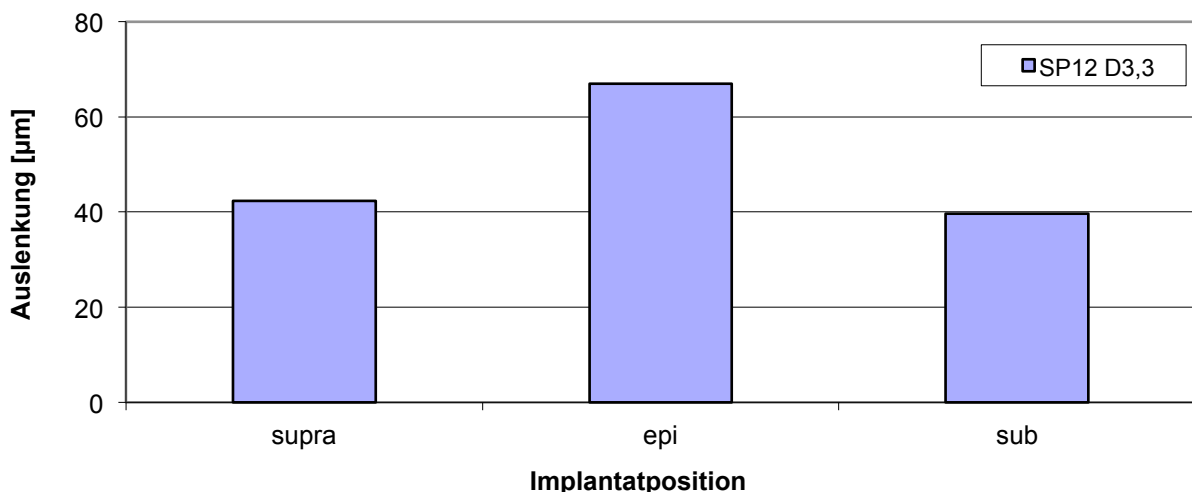


Abbildung 39: Maximale Auslenkung des Straumann® Plus-Implantates mit einer Länge von 12 mm und einem Durchmesser von 3,3 mm in den drei Positionen. Stärkste Auslenkung in der epikrestalen Position bei in etwa gleicher Auslenkung in supra- und epi-krestaler Insertionstiefe.

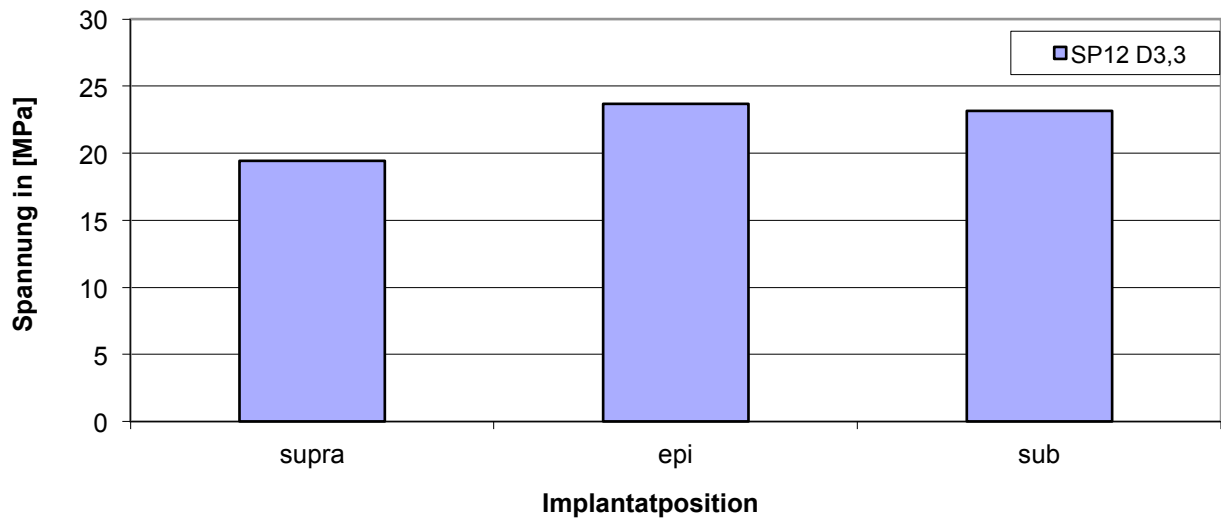


Abbildung 40: Maximale Spannung des Straumann® Plus-Implantates mit einer Länge von 12 mm und einem Durchmesser von 3,3 mm in den drei Positionen. Anstieg der entstehenden Spannungen von supra- über sub- nach epi-krestal..

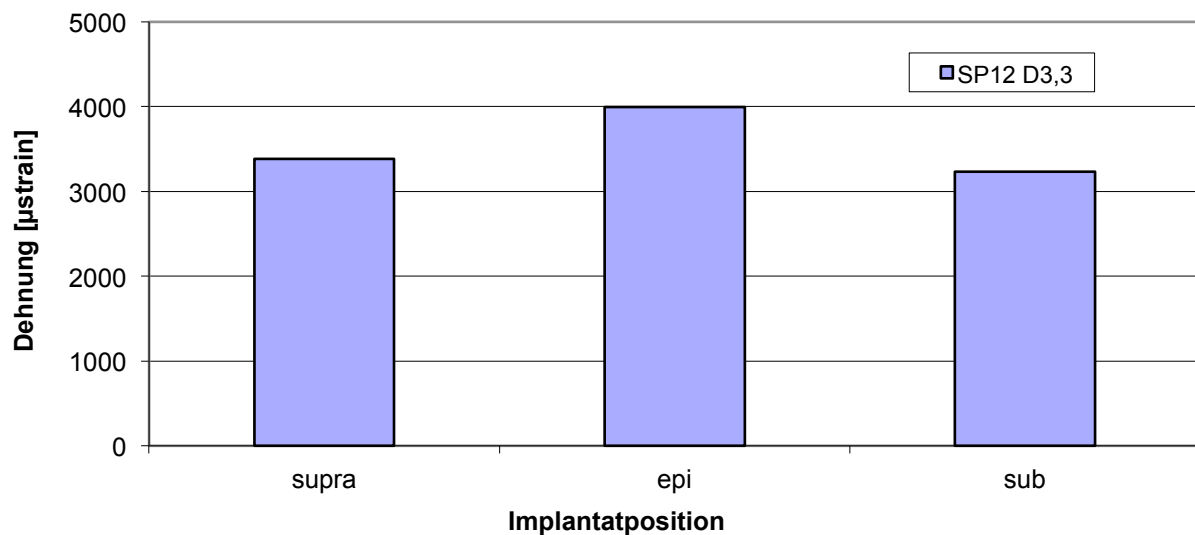


Abbildung 41: Maximale Dehnung des Straumann® Plus-Implantates mit einer Länge von 12 mm und einem Durchmesser von 3,3 mm in den drei Positionen. Stärkste Dehnung in epikrestaler Position bei nahezu gleichen werten für sub- und supra-krestaler Position.

4.3 Gegenüberstellung der Ankylos[®]- und Straumann[®]- Implantate

4.3.1 Ankylos[®] A11/Straumann[®] Plus 12D_3.3

Betrachtet man die in der Abbildung 42 dargestellten Auslenkungen, so fällt auf, dass sich die Ankylos[®]-Implantate insgesamt weniger bewegt haben als die Straumann[®]-Implantate. Die größte Auslenkungsdifferenz besteht bei den epikrestal inserierten Implantaten. Bei Betrachtung der entstandenen Spannungswerte (Abb. 43) sind beim suprakrestal inserierten Ankylos[®]-Implantat geringfügig höhere Spannungswerte zu verzeichnen als beim Straumann[®]-Implantat. Für die beiden anderen Positionen gilt, dass die Spannungswerte bei den Straumann[®]-Implantaten ca. doppelt so hoch sind wie bei den Ankylos[®]-Implantaten. Bei den Dehnungswerten (Abb. 44) liegen die Straumann[®]-Implantate in epi- und subkrestaler Position geringfügig unter den Dehnungswerten der entsprechenden Ankylos[®]-Implantate beim suprakrestalen Implantat verhält es sich genau umgekehrt.

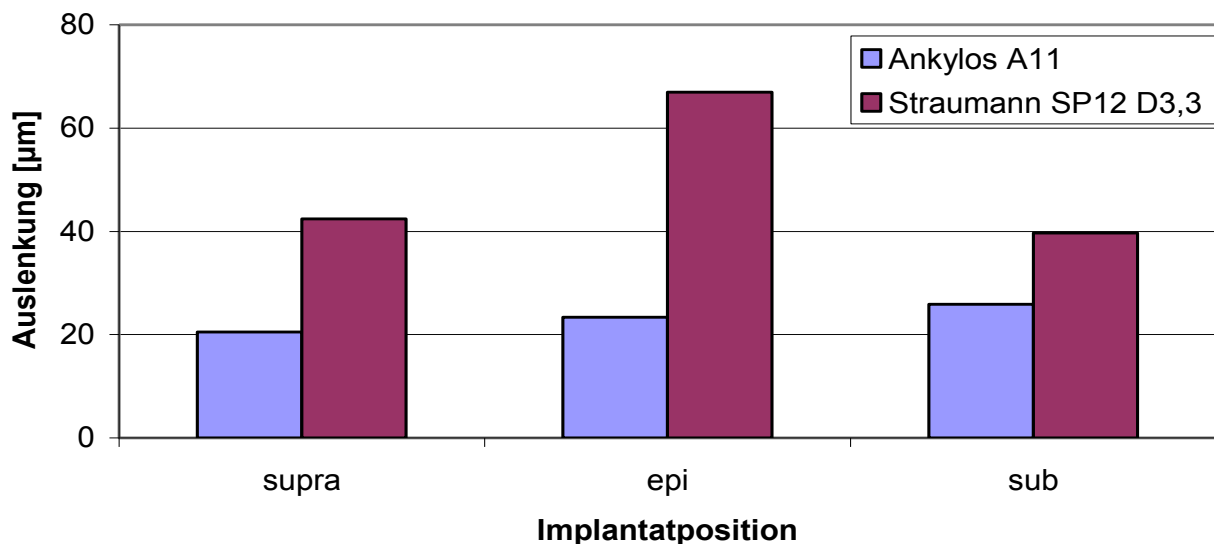


Abbildung 42: Gegenüberstellung der Straumann[®]- und Ankylos[®]-Implantate. Stärkere Auslenkung der Straumann-Implantate in allen Positionen.

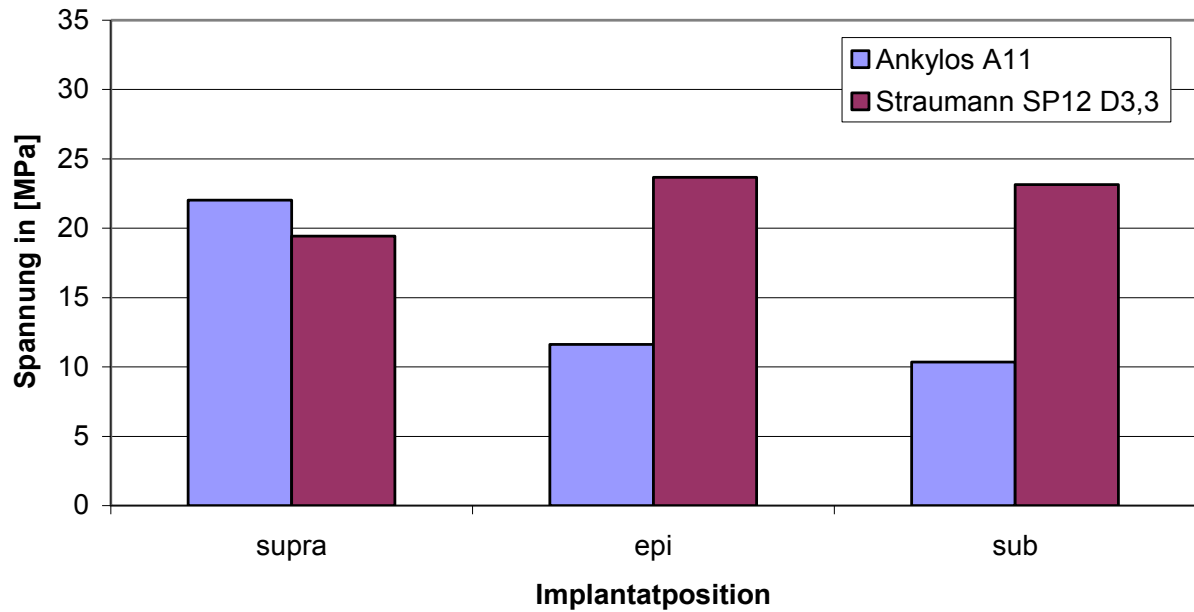


Abbildung 43: Maximal auftretende Spannungen in der Kortikalis. Vergleichende Darstellung des Ankylos[®] A11- und Straumann[®] SP12D3,3-Implantats. Relativ konstant bleibende Werte für die Straumann-Implantate in den drei Positionen.

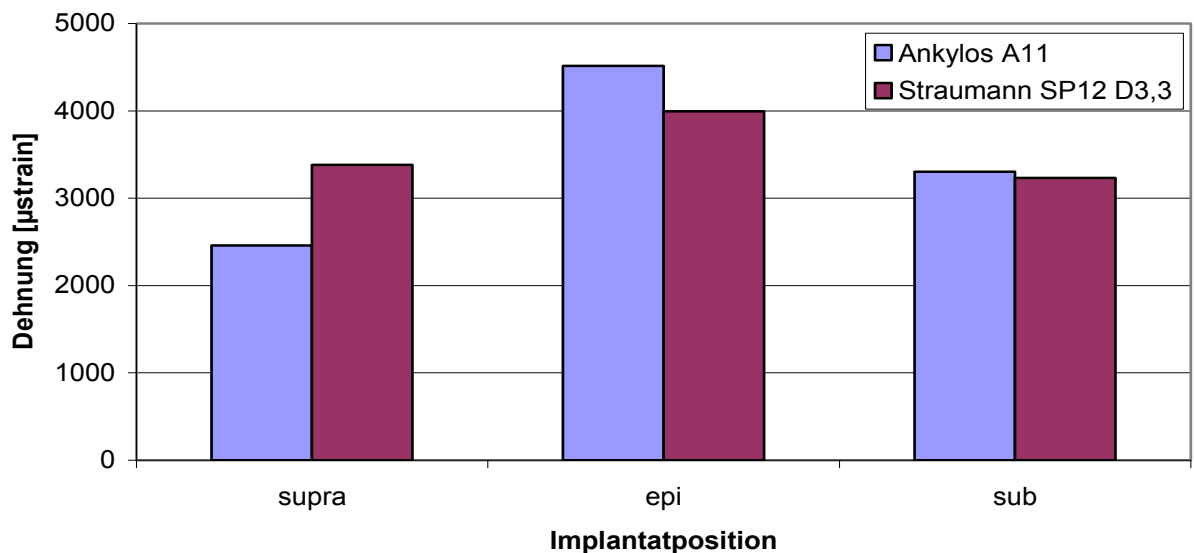


Abbildung 44: Maximale Dehnungswerte in der Spongiosa. Vergleichende Darstellung des Ankylos[®] A11- und Straumann[®] SP12D3,3-Implantats. Ähnlich hohe Dehnungswerte für beide Implantatsysteme.

4.3.2 Ankylos[®] B11/Straumann[®]Plus 12D_4.1

Um die beiden Messungen miteinander vergleichen zu können, fehlte zu dem Zeitpunkt das SP 12D_4.1 Implantat in epikrestaler Position. Ursprünglich sollte dieses Implantat nachinsertiert werden. Es stand uns jedoch zum Zeitpunkt der Implantation nicht zur Verfügung, so dass dieser Vergleich in einer nachfolgenden Doktorarbeit aufgegriffen wird.

4.3.3 Vergleich der experimentellen und numerischen Ergebnisse

Als Positivbeispiel, bezüglich der guten Aussagekraft numerischer Analysen sowie einer guten Vergleichbarkeit mit experimentellen Ergebnissen, sei das Straumann[®]Plus D_3.3-Implantat (Abb. 45) genannt. Dabei haben wir Unterschiede in der Auslenkung von unter 1 μm für die subkrestal inserierten Implantate, über 4 μm für die epikrestalen bis hin zu 11 μm für die suprakrestal inserierten Implantate festgestellt.

Als Negativbeispiel bezüglich der Vergleichbarkeit experimenteller und numerischer Analysen betrachten wir das Ankylos[®] A11-Implantat (Abb. 46). Hier liegen die Unterschiede in der Auslenkung zwischen 25 und 30 μm .

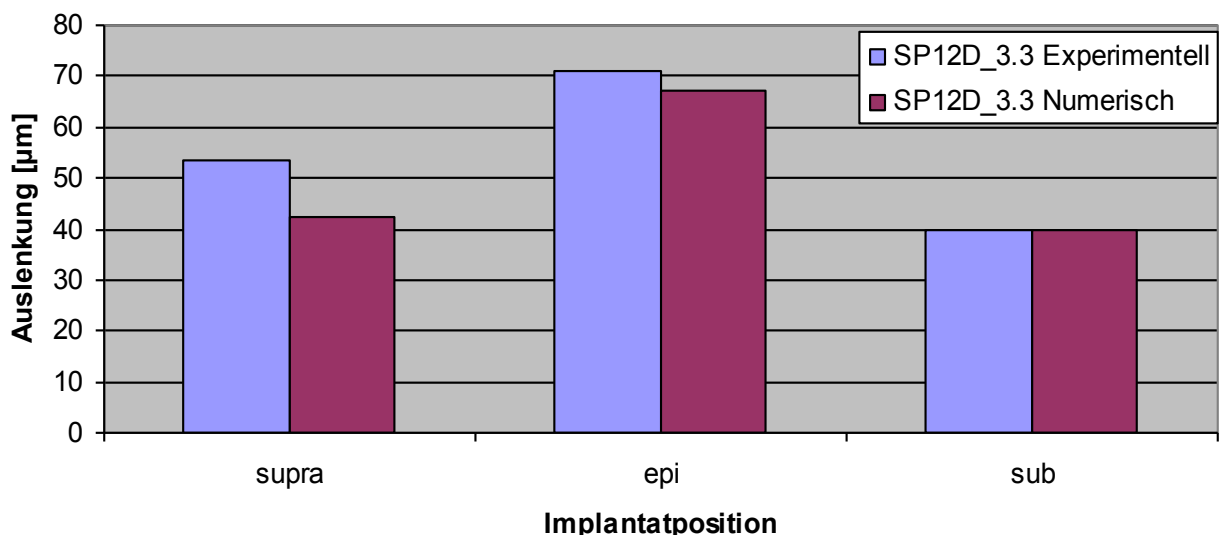


Abbildung 45: Vergleich der experimentell ermittelten Auslenkungen mit den numerisch ermittelten Werten für das Straumann[®]Plus D_3.3 -Implantat. Gute Übereinstimmung beider Verfahren.

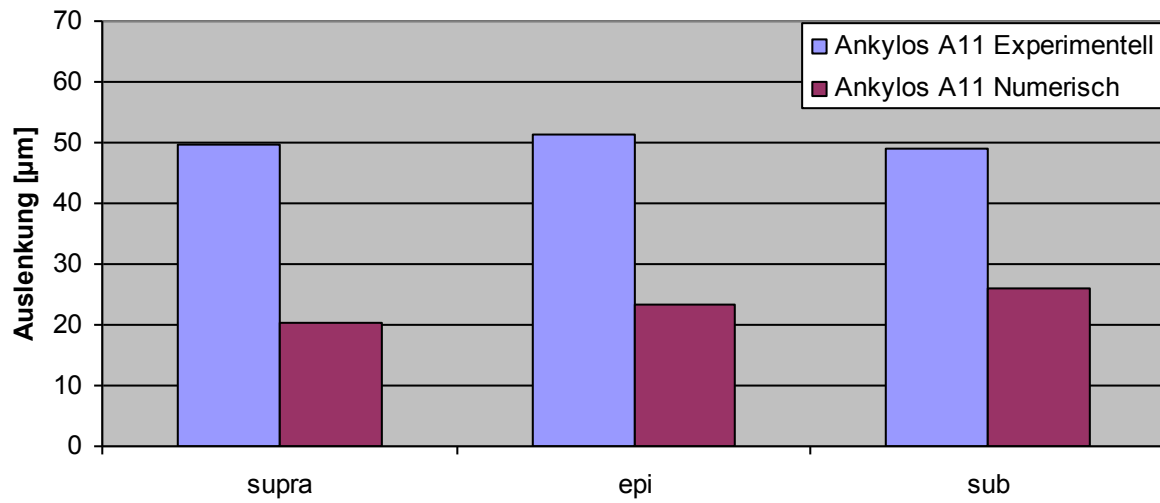


Abbildung 46: Vergleich der experimentell ermittelten Auslenkungen mit den numerisch ermittelten Werten für das Ankylos[®] A11-Implantat. Die numerisch ermittelten Auslenkungen liegen deutlich unter den experimentell ermittelten.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

Als Tiermodell diente in dieser Arbeit die Rinderrippe. Die Rinderrippe zeigt Unterschiede im Vergleich zum Kieferknochen vom Schwein: Die Kompakta ist dicker und die Spongiosa schwammiger. Zudem zeigt sich keine einheitlich dicke Kompakta auf einer Rippe, sondern je nach Entnahmeort variieren diese Werte. Der Einfluss der Dicke der Kompakta auf die Initiale Auslenkung von Implantaten ist bekannt [Chu et al., 2011; Holmes und Loftus, 1997; Kitagawa *et al.*, 2005]. Sie bestimmt maßgeblich das Eindrehmoment, das für die Sofortbelastung notwendig ist, denn für eine erfolgreiche Sofortbelastung ist mindestens ein Eindrehmoment von 30Ncm erforderlich [Schliephake, 2005], andere Autoren fordern sogar ein Eindrehmoment von 60Ncm [Calandriello *et al.*, 2003]. In der Dissertation von Müller [2010] wurden die Implantatauslenkungen bei Eindrehmomenten von 10 N, 20 N und 30 N bei rein spongiöser Insertion gemessen. Sogar bei Eindrehmomenten von über 20 Ncm bis 30 Ncm wurden Mikrobewegungen von über 100 µm beobachtet. Entsprechend wird die unterschiedliche Dicke der Kompakta auch einen Einfluss auf die Beweglichkeit der Implantate in dieser Arbeit haben.

Auf die Rinderrippe musste zurückgegriffen werden, da die Rippen von Schweinen in ihrer vertikalen Ausdehnung nicht ausreichend dimensioniert waren. Als weiterer Kritikpunkt ist das chirurgische Vorgehen der Implantatinsertion zu sehen. Trotz genauer Einhaltung der Herstellerangaben zur Implantatinsertion erfolgt die Implantation frei Hand, so beeinflussen geringste Abweichungen während der Bohrungen die Passung der Implantate. Zudem hätte man zu jedem Implantat das Maximum des erreichten Eindrehmomentes notieren müssen, um die einzelnen Proben einheitlich miteinander vergleichen zu können. Dies hätte zugeführt, dass alle Implantate eine annähernd gleiche Passung im Knochen gehabt hätten und so gleiche Bedingungen für die einzelnen Proben vorgeherrscht hätten. Da die Implantate jedoch nicht für die sub- und suprakrestale Implantation vorgesehen sind, ist die strikte Einhaltung des Bohrprotokolls nicht möglich.

Es ist zu beachten, dass die in 5.2 zu diskutierenden Ergebnisse auf Grund der Fragestellung als vorläufig zu betrachten sind. Im Rahmen dieser Arbeit lag das Augenmerk zunächst auf dem grundlegenden Vergleich unterschiedlicher Implantate in verschiedenen Positionen, um einen Anhaltspunkt für weitere Untersuchungen zu erlangen. Die Messungen wurden auf Grund zeitlicher Restriktion je Implantat nur einmal durchgeführt. Somit muss berücksichtigt werden, dass die vorliegenden Ergebnisse anhand entsprechender Folgeuntersuchungen, vorzugsweise in Triplikaten, verifiziert werden müssen.

Zur genauen Analyse des experimentellen Verhaltens hat sich das anschließende Scannen mit dem μ CT als sehr hilfreich erwiesen, denn wichtige Feinheiten, wie die Dicke der Kortikalis oder die Position des Implantatgewindes, welche einen maßgeblichen Einfluss auf die Ergebnisse haben, konnten so berücksichtigt werden. Außerdem bilden sie die Grundlage für die FEM-Analyse.

Die FEM ist eine akzeptierte und etablierte Methode für biomechanische Untersuchungen, welche schon in den 70er Jahren Einzug in die Zahnmedizin gefunden hat. Anfangs waren die Untersuchungen jedoch aufgrund der geringen Rechnerleistung auf zweidimensionale Betrachtungen mit wenigen Elementen beschränkt. Doch mit der rapiden Entwicklung der letzten Jahre ist es heute möglich, auch kompliziert geformte Körper schnell und exakt zu berechnen. Auch wenn mehrere Studien die Zusammenhänge zwischen Belastung und Reaktion des umliegenden Gewebes darstellten [Chen *et al.*, 1999, Melsen *et al.*, 1996], sehen wiederum andere die FEM nur als eine Annäherung an die tatsächlichen Bedingungen, da die Belastungskriterien nur auf einem hypothetischen Modell beruhen [Cattaneo *et al.*, 2007]. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen ebenfalls eine Diskrepanz zwischen den experimentellen und numerischen Ansätzen, worauf im Weiteren eingegangen werden soll.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Diskussion der experimentellen Ergebnisse

Betrachten wir die Auslenkung der Ankylos[®] A11-Implantate, so fällt auf, dass es keinen signifikanten Unterschied in der Auslenkung der unterschiedlich inserierten Implantate gibt. Dies würde bedeuten, dass es für das Ankylos[®] A11-Implantate keinen Unterschied macht, in welcher Position es inseriert wird. *Tarnow et al.* [1997] stellten die Hypothese auf, dass bei genügender Primärstabilität sofortbelastete Implantate möglich wären, unter der Bedingung dass die durch die Belastung auftretenden Mikrobewegungen den Wert von 100 µm nicht übersteigen. Dies ist bei dem Ankylos[®] A11-Implantat gegeben. Schaut man sich die Dicke der Kortikalis an (Tabelle 10), könnte dies eine mögliche Erklärung für dieses Ergebnis sein, da die Kortikalis einen wichtigen Beitrag zur Primärstabilität leistet, denn in allen drei Fällen steht das Implantat ausreichend in der Kortikalis. Dies ist auf die Dicke der Kortikalis im Rinderrippenmodell zurückzuführen.

Aus der Literatur ist bekannt, dass Implantatinsertionen in kompaktem, dichten Knochen mehr Primärstabilität gewährleisten. So ist auch zu erklären warum, die Mehrzahl der Sofortbelastungsstudien in der Unterkieferfront durchgeführt wurden [Ganeles *et al.*, 2001; Piattelli *et al.*, 1998]. *Engelke et al.* [2005] wiesen in ihrer Arbeit, in der sie die Primärstabilität von Implantaten in Abhängigkeit von der Implantatlager-Struktur untersuchten, auf die Wichtigkeit der Kompaktaschicht im Hinblick auf die Primärstabilität hin. *Chu et al.* [2011] konnten zeigen, dass es zu einer Reduktion der Knochenspannungen und Verzerrungen von 22 bis 49 % kommt, wenn die Dicke der Kortikalis zunimmt.

Ähnliche Ergebnisse liefert uns auch das Ankylos[®] B11-Implantat mit Ausnahme des suprakrestal gesetzten Implantates mit einer Auslenkung von 100µm. Im Kraft/Auslenkungs-Diagramm wird ersichtlich, dass sich das Implantat im letzten Drittel stärker bewegt hat als in den beiden anderen Positionen. Möglicherweise hat sich das Implantat gelöst. In beiden anderen Positionen kam es zu einer ähnlichen Verschiebung, wie beim Ankylos[®] A11-Implantat.

Auch das Straumann® Plus-Implantat mit einem Durchmesser von 3,3 mm und einer Länge von 12 mm liegt mit seiner Auslenkung im Bereich zwischen 40 und 70 µm, also ebenfalls unter den von *Tarnow* geforderten 100 µm.

Vandamme et al. [2007] untersuchten den Effekt der Mikrobewegungen auf die Gewebereaktion in der Umgebung sofortbelasteter Schraubenimplantate. Drei unterschiedliche Belastungsprotokolle wurden untersucht. Die Implantate wurden mit 0 (Kontrollgruppe), 30 und 90 µm über 9 Wochen ausgelenkt. Der Anteil an Knochen war für die Gruppe mit 90 µm größer, verglichen mit der Gruppe ohne Auslenkung. Es wurde ein höherer Anteil an Knochen trabekeln bei der Gruppe mit 30 µm und 90 µm Auslenkung verglichen mit der Kontrollgruppe festgestellt. Die Autoren kommen zu der Schlussfolgerung, dass gut kontrollierte Mikrobewegungen die Knochenbildung am Implantatinterface einer rauen Implantatoberfläche positiv beeinflussen können. Eine verbesserte Knochenreaktion konnte mit zunehmender Mikrobewegung beobachtet werden.

Bei physiologischer Belastung der Zähne beträgt die Kaukraft etwa 100 N. Somit kann man annehmen, dass alle drei Implantate erfolgreich osseointegriert wären. Vorsicht ist bei unphysiologischen Belastungen, wie dem Bruxismus geboten, bei dem es zu Kräften von bis zu 500 N kommen kann [*Mericske-Stern et al.*, 1996].

In der Studie von *Hasan et al.* [2011] wurde mittels FEM berechnet, dass je länger und breiter das Implantat ist, desto kürzer die Auslenkung ausfiel. *Müller et al.* [2010] kamen zu einem ähnlichen Ergebnis, in ihrer Untersuchung konnte bei den 8,5 mm langen Implantaten höhere Mikrobewegungswerte im Vergleich zu den 15 mm langen Implantaten aufgezeichnet werden. So hätte es auch in unserer Untersuchung zu unterschiedlich starken Auslenkungen kommen müssen, da das suprakrestal gesetzte Implantat den geringsten Knochenkontakt hat, in der Regel minus 2 mm im Vergleich zum epikrestal gesetzten Implantat. Auf der anderen Seite hätte es auch sein können, dass es in dieser Position zur geringsten Auslenkung hätte kommen können, da die Wahrscheinlichkeit, dass das Gewinde sich in der Kompakta befindet, größer ist. Dann hätten die ersten Gänge des Gewindes ähnlich eines Mikrogewindes in der Implantathalsregion fungiert. Studien belegen den positiven Effekt des Mikrogewindes auf die Verringerung der initialen Implantatauslenkung [*Hansson* 1999; *Lee et al.* 2007].

Noch deutlicher stellt sich die Situation dar, wenn wir alle epikrestal gesetzten Implantate vergleichen. Zunächst sollten die Straumann-Implantate betrachtet werden. *Petrie und Williams* [2005], kamen zu dem Ergebnis, dass eine Zunahme des Implantatdurchmessers zu einer bis zu 3,5-fachen Abnahme der krestalen Spannungswerte führt und eine Zunahme der Implantatlänge zu einer bis zu 1,65-fachen Abnahme. *Hasan et al.* [2011] schlussfolgerten, dass je länger und breiter das Implantat ist, desto geringer fällt die Auslenkung aus. Demnach ist zu erwarten, dass die Implantate mit einem Durchmesser von 4,8 mm sich am wenigsten hätten bewegen müssen. Mit ca. 70 μm haben sich die Straumann[®]-Implantate S12D_3.3 und SP12D_4.1 am wenigsten bewegt. Ersteres lag darin begründet, dass ein Teil des Gewindes in der Kompakta steckte (Abb. 47). Dies wäre ohne μCT und Generierung der Modelle nicht sichtbar gewesen.

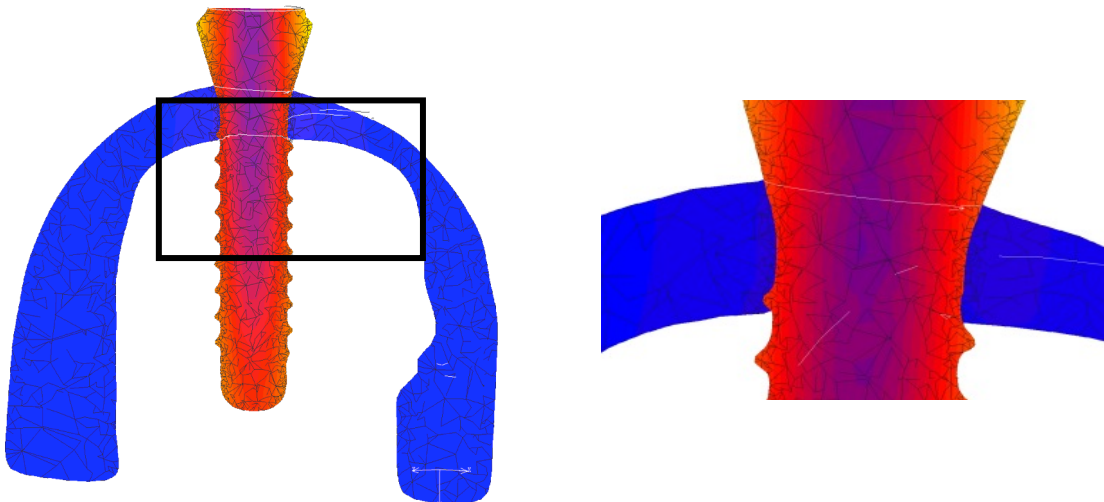


Abbildung 47: Schnittbilder des Straumann[®]-Implantats (S12 D3.3 epi). Zu erkennen ist die Lokalisation des Gewindes in der Kortikalis.

Vergleicht man hingegen die Auslenkung der Ankylos[®]-Implantate in epikrestaler Position mit den Straumann[®]-Implantaten so fällt, auf dass sich die Ankylos[®]-Implantate weniger bewegt haben. Dies ist auf Geometrieunterschiede zurückzuführen. So hat das Ankylos[®]-Implantat eine tiefere Gewindestruktur und somit einen festeren Sitz im Knochengewebe als das Straumann[®]-Implantat. Dies deckt sich mit Studien von *Brunski*

[1999], *Fransson et al.* [1984] und *Ivanoff et al.* [1997], die eine Erhöhung der Primärstabilität in Zusammenhang mit der Gewindegeometrie sahen. Vergleicht man hingegen die subkrestal gesetzten Implantate, so zeigt sich ein leichter Vorteil der Straumann[®]-Implantate, welches auf die tulpenförmige Halsgestaltung zurückzuführen ist, wohingegen das Ankylos[®]-Implantat am Hals geradlinig verläuft.

5.2.2 Diskussion der numerischen Ergebnisse

Beurteilung der Auslenkung:

Für die Ankylos[®] A 11- und B11-Implantate zeigt sich bezüglich der Auslenkung, dass es zu einer Verringerung der Auslenkung von supra- über epi- zu sub-krestal gekommen ist. Ursache dessen ist höchstwahrscheinlich die glatte Halsform des Ankylos[®]-Implantates. Bei suprakrestaler Insertion sind Teile des Gewindes in der Kompakta und somit tragen sie zur Stabilität mit bei. Bei der epikrestalen und subkrestalen Insertion ist dies weniger der Fall, der Unterschied zwischen den beiden liegt am Implantatanteil, welcher mit dem kortikalen Knochen in Verbindung steht. Dieser ist bei epikrestaler Implantation höher als bei subkrestaler. Insgesamt ist die Auslenkung des B11-Implantates geringer als die des A11-Implantats, dies deckt sich mit Ergebnissen aus der Literatur, in der mehrfach der Einfluss der Länge und Breite auf die initiale Auslenkung beschrieben wurde.

Beim Straumann[®] SP12 D3.3NN-Implantat sieht die Reihenfolge anders aus. Die stärkste Auslenkung sieht man beim epikrestal gesetzten Implantat. Wenn man bedenkt, dass die glatte Halspartie 1,8 mm lang ist, überrascht dieses Ergebnis nicht. Die geringste Auslenkung liegt beim subkrestal gesetzten Implantat vor. Dies resultiert aus der Divergenz des Implantatdurchmesser mit 3,3 mm und dem Halsdurchmesser von 3,5 mm. Diese Divergenz verursacht eine zusätzliche Klemmpassung. Beim supra-krestal gesetzten Implantat spielt das Gewinde wie beim Ankylos[®]-Implantat eine Rolle.

Beurteilung von Spannung und Verzerrung:

Durch Variation der Insertionstiefe werden die Spannungen und Verzerrungen im umgebenden Knochen stark beeinflusst. So steigt die Spannung für das Ankylos[®]-Implantat in suprakrestaler Position stark an, während sie in subkrestaler Position stark abfällt. Die Knochendehnung fällt in beiden Fällen geringer aus, beim suprakrestalen sogar stärker als beim subkrestalen. Auffällig ist, dass die Dehnung in epikrestaler Position an bzw. über der Dehngrenze für spongiösen Knochen ist. Dies ist eine mögliche Erklärung für die Ergebnisse von *Weng et al.* [2008]. In ihrer Studie über den Einfluss von Lage und Konfiguration des Mikropaltes auf die Form des periimplantären Knochens stellten sie unter anderem fest, dass beim subkrestal gesetzten Ankylos[®]-Implantat der erste Knochen-Implantat-Kontakt sich koronaler befand als beim epikrestalen. Beim Straumann[®]-Implantat verringern sich die Werte für Dehnung und Spannung für die sub- und suprakrestale Position im Vergleich zur epikrestalen. Auch *Qian et al.* [2009] kamen zu dem Ergebnis, dass eine Zunahme des Durchmessers und eine tiefere Insertion des Implantates eine Verbesserung der Spannungs/Dehnungswerte mit sich bringt.

5.3 Beurteilung des Vergleiches von experimentellem und numerischem Ansatz

Vergleicht man die Ergebnisse, so fällt auf, dass die errechneten Auslenkungen aus der FEM nicht immer mit denen der experimentell bestimmten übereinstimmen. Experimentell haben sich die Ankylos[®] A11-Implantate doppelt so weit bewegt, wie in der FEA. Beim Ankylos[®] B11-Implantat fallen die Unterschiede noch mehr auf, während beim Straumann[®]-Implantat die Werte sehr gut übereinstimmen. Mögliche Erklärungen für dieses Phänomen sind:

1. Die Genauigkeit der Vorbereitung des Implantatbetts sowie die Insertion des Implantates und die damit entstehenden Inkongruenzen können im μ CT nicht dargestellt werden.
2. Inkorrekte Materialparameter für Knochen und Implantat.
3. Unklare Kontaktparameter zwischen Implantat und Knochen.

5.4 Schlussfolgerungen

Folgende Kriterien sind für eine vergleichende Beurteilung der Auswirkungen der unterschiedlichen Insertionstiefen und Implantatsysteme für die Schlussfolgerung berücksichtigt worden:

- Die auftretenden Mikrobewegungen dürfen den Wert von 100 μm nicht übersteigen.
- Die entstehenden Dehnungen sollen innerhalb des physiologischen Dehnungsbereiches, zwischen 300 und 4000 μstrain , liegen.
- Die Belastungsgrenze der Kortikalis, 140 MPa, darf nicht überschritten werden.

Fast alle eingesetzten Implantatsysteme in den unterschiedlichen Insertionstiefen erfüllten diese Kriterien. Da es bei den meisten Implantaten zu kraterförmigen Einbrüchen in der Kortikalis kommt, wurden diejenigen Implantatpositionen und Implantatsysteme für vorteilhafter bewertet, welche eine geringere Spannung in der Kortikalis verursachten und dabei weder die initiale Auslenkung (100 μm) überstiegen sowie dennoch innerhalb des physiologischen Dehnungsbereiches lagen.

Aus den experimentellen Analysen lässt sich ableiten:

- Beide Implantatsysteme sind in den unterschiedlichen Implantatpositionen für die Sofortbelastung geeignet. Lediglich das Straumann[®] S12D_4,1-Implantat weist bei einer Belastung von 50 N eine Auslenkung von 90 μm auf. Bedenkt man, dass bei physiologischer Belastung Kaukräfte von 100 N auftreten, würde dies höchstwahrscheinlich zu einem Verlust des Implantates führen und wäre somit für den Einsatz der Sofortimplantation ungeeignet.
- Die Stärke der Auslenkung ist von der Implantatgeometrie abhängig. Neben der Grundform und dem Gewindedesign spielt die Gestaltung der Implantatthalsregion eine Rolle.
- Eine Zunahme der Kortikalisdicke hat einen größeren Einfluss auf die Verringerung der initialen Implantatauslenkung als die Zunahme des Implantatdurchmessers.

Aus den numerischen Analysen lässt sich ableiten:

- Die subkrestale Insertion beim Ankylos[®]-Implantat ist am vorteilhaftesten, da hier die geringsten Spannungswerte am krestalen Knochen, bei innerhalb des physiologischen Dehnungsbereiches liegenden Werten, auftreten.
- Die epikrestale Insertion ist für das Ankylos[®]-Implantat am unvorteilhaftesten, da hier Dehnungswerte erreicht werden, die an der Grenze (B11) bzw. oberhalb der Dehnungsgrenze (A11) liegen.
- Eine Zunahme des Durchmesser beim Ankylos[®]-Implantat (A11 zu B11) führt zu deutlich geringeren Werten bezüglich der Auslenkung, Dehnung und Spannung.
- Die epikrestale Position beim Straumann[®]-Implantat ist der supra- und subkrestalen Insertionsposition unterlegen.
- Das Ankylos[®]-Implantat ist für die Sofortbelastung geeigneter als das Straumann[®]-Implantat, da die Auslenkung sowie die entstehenden Spannungen in der Simulation geringer ausfallen. Jedoch muss berücksichtigt werden, dass die FE-Methode nur eine numerische Näherungslösung mit einer Fehlerquote von ca. 20 % darstellt.
- Die numerische Analyse eines experimentellen Ansatzes ist sinnvoll, um Ursachen unerwarteter Abweichungen von der Versuchs- bzw. Datenreihe verifizieren zu können.

6 Zusammenfassung

Ziel der Studie war es, unter Zuhilfenahme experimenteller und numerischer Ansätze erstmalig eine vergleichende Analyse der Einflüsse von unterschiedlichen Insertionstiefen, Durchmesser und Längen auf die initiale Beweglichkeit und der damit entstehenden Spannungen und Verzerrungen im umliegenden Knochen sofortbelasteter Implantate zu untersuchen. Insbesondere lag das Augenmerk hierbei auf dem Vergleich von epi-, sub- und suprakrestalen Implantatpositionen.

Hierfür wurden Implantate der Firma Ankylos[®] und Straumann[®] in den Positionen epi-, sub- und suprakrestal in ein Rinderrippensegment 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 und entsprechende Oberflächenmodelle mit dem Programm ADOR3D (Advanced Object Rekonstruktion) generiert. Diese wurden mit Hilfe des FE-Programms MSC.Marc/Mentat 2005 in FE-Volumenmodelle umgewandelt und analysiert.

Im experimentellen Vergleich der unterschiedlichen Insertionstiefen lagen die initialen Auslenkungen zwischen 25 μ m – 50 μ m für die unterschiedlichen Insertionstiefen.

Die größten Spannungen in den FE_Analysen entstanden am Übergang der Kortikalis zur Spongiosa, da die Kortikalis eine größere Dichte aufweist als die Spongiosa und somit der Auslenkung einen größeren Widerstand entgegen bringt. Die größten Dehnungen hingegen entstanden in der Spongiosa, dies resultiert aus dem niedrigerem Elastizitätsmodul der Spongiosa. In den numerischen Analysen hatte die Durchmesserzunahme einen deutlichen Einfluss auf die initiale Auslenkung, Spannung und Dehnung (A11 – B11).

Im Vergleich zwischen Ankylos[®] und Straumann[®] hatte das Ankylos[®]-Implantat geringere Werte für Auslenkung, Spannung und Dehnung. Ursache dessen sind Geometrie-unterschiede. So hat das Ankylos[®]-Implantat ein tieferes, progressiv verlaufendes Gewinde. Die Variation der Insertionstiefe ist ebenfalls von der Grundform

des Implantates abhängig. Beim Ankylos[®]-Implantat verringerten sich mit zunehmender Insertionstiefe die Werte für die entstehenden Spannungen, während sich die Auslenkung verstärkte. Die Dehnungswerte lagen an (B11) bzw. oberhalb (A11) der Grenze des physiologischen Dehnungsbereiches. Bedenkt man, dass es zu initialen Kraterförmigen Knocheneinbrüchen um die Implantate kommt, scheint die subkrestale Insertion von Vorteil zu sein, da sie geringere Spannungswerte liefert. Das Straumann[®]-Implantat liefert bei subkrestaler Insertion höhere Spannungswerte, dies resultiert aus der tulpenförmigen Gestaltung der Implantathalsregion.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass in Abhängigkeit von der Implantatgeometrie es durchaus Sinn macht, die Implantatposition zu variieren. Schaut man sich die Produkterweiterung der beiden Hersteller an, so hat Ankylos[®] mit seinem Tissue-Care-Concept sowie Straumann[®] mit seinem Bone-Level-Implantat dem schon Rechnung getragen. Das Straumann[®]-Bone-Level-Implantat hat zudem keine tulpenförmige Grundform mehr, sondern gleicht mehr der Form des Ankylos[®]-Implantats. Insofern wurden seitens der Hersteller diese wichtigen Hinweise bereits in die Produktweiterentwicklung aufgenommen.

7 Literaturverzeichnis

- Babbush CA, Kent JN, Misiak DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 4: 274-282
- Bergkvist G, Nilner K, Sahlholm S, Karlsson U, Lindh C. Immediate loading of implants in the edentulous maxilla: use of an interim fixed prosthesis followed by a permanent fixed prosthesis: a 32-month prospective radiological and clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 1: 1-10
- Brånemark PI. Osseointegration methods for rehabilitation in mouth, jaw and face regions. *Phillip J* 1990; 6: 275-279
- Brånemark PI. Rehabilitation and osseointegration in clinical reality. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 5: 770-771
- Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Linström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis I. Experimentall studies. *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery* 1969; 3: 81-100
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 1-132
- Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessens Publishing CO., Chicago, IL. 1985; 199-210
- Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999; 99-119
- Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 10-20

- Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent* 1998; 4: 258-266
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 2: 213-225
- Chen J, Esterle M, Roberts WE. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 2: 282-289
- Cherchève R. *Les implants endo-osseux*. Libraire Maloine Paris 1962
- Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res* 1997; 1: 48-57
- Chiapasco M. Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 76-91
- Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *J Periodontol* 2011; 2: 302-310
- Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 4: 391-398
- Cochran DL. The evidence for immediate loading of implants. *J Evid Based Dent Pract* 2006; 2: 155-163
- Dijksra EW. A note on two problems in connexion with graphs. *Numerische Mathematik* Vol 1. 1959

- Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2009; 5: 393-402
- 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
- Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig* 2010; 4: 411-416
- Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 6: 893-904
- Ewers R, Joos U. Temporäre Defektüberbrückung bei Unterkieferresektionen mit Osteosynthesemethoden. *Dtsch Zahnärztl Z* 1977; 32: 332-333
- Frandsen PA, Christoffersen H, Madsen T. Holding power of different screws in the femoral head. A study in human cadaver hips. *Acta Orthop Scand* 1984; 3: 349-351
- Formiggini MS. Method personelle dimplants alloplastiques endo-osseux à spirales métalliques. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 1958; 68: 906-911
- Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res* 1983; 175: 286-292
- Frost HM. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner* 1987; 2: 73-85
- Frost HM. Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tissue Int* 1988; 3: 145-156

- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec* 1990a; 4: 403-413
- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anat Rec* 1990b; 4: 414-422
- Frost HM. The Utah Paradigm of Skeletal Physiology Vol 1. ISMNI 1960a;
- Frost HM. The Utah Paradigm of Skeletal Physiology Vol 2. ISMNI 1960b;
- Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 3: 175-188
- Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003; 2: 1081-1101
- Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 3: 418-426
- Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil* 2004; 3: 233-239
- Greenfield. Geschichte der Zahnärztlichen Implantologie. Zahn- Mund- Kiefer- Heilkunde 2000, Band 3: 127
- Gunne J, Rangert B, Glantz PO, Svensson A. Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 3: 335-341
- Hämmerle CH, Bragger U, Burgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res* 1996; 2: 111-119
- Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999; 5: 394-405

- 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
- Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 1: 20-25
- Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 3: 104-111
- Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 7 Suppl 1: 33-39
- Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; 2: 141-148
- Joos U, Vollmer D, Kleinheinz J. Einfluss der Implantatgeometrie auf die Strainverteilung im periimplantären Knochen. *Mund Kiefer Gesichts Chir* 2000; 4: 143-147
- Jourdan I. Geschichte der Zahnärztlichen Implantologie. *Zahn-, Mund-, Kiefer-Heilkunde* 2000, Band 3: 127
- 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 (Berl)* 2004; 49: 208-215
- 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; 2: 219-224
- Koeck B, Wagner W. Einleitung. In: Wagner, W. HRSG. *Praxis der Zahnheilkunde-Implantologie*. München: Urban & Fischer, 2004; 2-4

- Larsson C, Thomsen P, Lausmaa J, Rodahl M, Kasemo B, Ericson LE. Bone response to surface modified titanium implants: studies on electropolished implants with different oxide thicknesses and morphology. *Biomaterials* 1994; 13: 1062-1074
- Ledermann PD. Kompendium des PS-Schraubenimplantates im zahnlosen Unterkiefer. Werkstoffkundliche, chirurgische, prothetische und parodontale Grundlagen. Quintessenz, Berlin 1986
- Ledermann PD. Stegprothetische Versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe von plasmabeschichteten Titanschraubenimplantaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1979; 34:907-911
- Ledermann PD. Sechsjährige klinische Erfahrung mit dem titanplasma-beschichteten ITI-Schraubenimplantat in der Regio interforominalis des Unterkiefers. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 1983; 1070-1089
- 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; 4: 465-470
- Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence 1985; 199-209
- Liddelw GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *J Prosthet Dent* 2007; 6: 126-37
- Magiolo. Geschichte der Zahnärztlichen Implantologie. *Zahn- Mund- Kiefer- Heilkunde* 2000, Band 3: 127
- Marziani L. Subperiostale Gerüstimplantate zu prothetischen Zwecken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1955; 10: 1115-1129
- Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 1: 96-102

- Melsen B, Olesen M, Oestergaard L, Agerbaek N, Lang K. The relationship between strain values and cellular reaction studied in trabecular bone by means of a finite element analysis. In: Davidovitch Z, Norton LA (eds). *Biological Mechanics of tooth Movements and Craniofacial Adaption*. Boston, MA: Harvard Society for the Advancement of Orthodontics. 1996; 213-221
- Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 4: 387-396
- Merz BR, Sutter F, Lang N. Implant dentistry development and current focus. *Technol Health Care* 1997; 3: 191-197
- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol* 1990; 2: 23-31
- Misch CE. *Dental implant prosthetics*. Mosby, ST Louis 2005; 322-347
- Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *J Oral Implantol* 1999a; 3: 185-197
- Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999b; 6: 700-708
- Moser W, Nentwig GH. Finite-Element-Studien zur Optimierung von Implantat-gewindeformen. *Z Zahnärztl Implantol V* 1989; 29-32
- Müller A. *Untersuchung zur Mikrobewegung von dentalen Implantaten im spongiösen Knochenpräparat des Rindes unter horizontaler Belastung*. Med. Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen 2010
- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; 4: 486-494

- Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *J Periodontol* 1998; 3: 321-327
- Pilliar RM. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction. In: van Steenberghe, D. (ed). *Excerpta Med* 1986; 60-73
- Plett W. Biomechanisches Verhalten sofortbelasteter Implantate in unterschiedlicher Insertionstiefe. Studienarbeit im Studiengang Medizintechnik der Universität Remagen durchgeführt an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2008
- Pontes AE, Ribeiro FS, da Silva VC, Margonar R, Piattelli A, Cirelli JA, Marcantonio E, Jr. Clinical and radiographic changes around dental implants inserted in different levels in relation to the crestal bone, under different restoration protocols, in the dog model. *J Periodontol* 2008; 3: 486-494
- Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 5: 877-886
- Rahimi A, Keilig L, Bendels G, Klein R, Buzug TM, Abdelgader I, Abboud M, Bourauel C. 3D reconstruction of dental specimens from 2D histological images and microCT-scans. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2005; 8: 167-176
- Rao W, Benzi R. Single mandibular first molar implants with flapless guided surgery and immediate function: preliminary clinical and radiographic results of a prospective study. *J Prosthet Dent* 2007; 6 : 3-14
- Raveh J, Sutter F. Defektüberbrückung unter lingualem Zugang und Knochen-transplantatfixation am Unterkiefer mit dem THORP-System. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1984; 94: 134-142
- Reichart PA, Hausamen JE, Becker J. *Curriculum Zahnärztliche Chirurgie* 1/3: Bd. 1: Zahnärztliche Chirurgie. Bd. 2: Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten. Bd. 3: Mund,- Kiefer- und Gesichtschirurgie. Quintessenz Verlags-GmbH 2002; 96-102

- Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995; 4: 344-361
- Schliephake H. Sofortbelastung und Sofortversorgung enossaler Implantate. *Z Zahnärztl Impl* 2005; 142-154
- Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol* 1990; 2: 96-105
- Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 4: 495-503
- Scialom MJ. Immediate needle implants. *Inform Dent* 1962; 44: 1606-1613
- Singley JE, Mischke CR. *Mechanical engineering design*, 5th edn. McGraw-Hill. New York 1989; 155-157
- Søballe K, Hansen ES, Rasmussen H, Jorgensen PH, Bunger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J Orthop Res* 1992; 2: 285-299
- Soltész U, Riedmüller J, Dörre E. Modelluntersuchung zur Spannungsverteilung um Extensionsimplantate in Normal- und Schräglage. *Zahnärztl Prax* 1980; 8: 357-361
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 1: 82-90
- Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a mental support into the alveolus. *Am J Orthod* 1939; 25: 467-472

- Strong JT, Misch CE, Bidez MW, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. 1998; 4
- Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 2: 192-203
- Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. A immediate loading of threaded implants at stage I surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *J Biomed Mater Res* 1997; 12: 319-324
- Tramonte S. A further report on intraosseus implants with improved drive screws. *J Oral Implantol* 1965; 11: 35-37
- Vandamme K, Naert I, Geris L, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J. The effect of micro-motion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit. *Eur J Oral Sci* 2007; 1: 21-29
- Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. Subcrestal placement of two-part implants. *Clin Oral Implants Res* 2009; 3: 226-231
- Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008; 11: 1141-1147
- Wolf J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. *Dtsch med Wochenschr* 1893; 19: 1222-1224
- Wöhrle PS, Schnittman PA, Dasilva JD, Wang NH, Koch GG. Brånemark implants placed into immediate function: 5-year results (abstract). *J Oral Implantol* 1992; 18:382

8 Danksagung

Mein Danke gilt Herrn Prof. Dr. Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie, die guten Arbeitsbedingungen sowie insbesondere für seine Hilfsbereitschaft und seine Geduld.

Dem gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie danke ich für die angenehme Arbeitsatmosphäre.

Meiner Familie, für ihre dauerhafte Unterstützung und Rücksicht. Ohne sie würde ich heute nicht hier stehen können.

Meinem Freund Denis für seine Unterstützung, Geduld und konstruktive Kritik an dieser Arbeit.

9 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Aktas
 Vorname: Yasin
 Geburtsdatum: 23. März 1981
 Geburtsort: Bonn
 Eltern: Bayram Aktas
 Meryem Aktas
 Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

1993 – 2000 Käthe Kollwitz Gymnasium, Wesseling / IGS-Rodenkirchen
 2000 Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Hochschulstudium

2000/2001 Studium der Biochemie an der Ruhr Universität Bochum
 2001/2006 Examen im Studiengang Zahnmedizin an der Rheinischen
 Friedrich Wilhelms Universität Bonn

Berufserfahrung

Seit Dezember 2009 Leiter der Abteilung für Parodontologie und Endodontie der
 Kaiserbergklinik
 seit Mai 2007 Assistenz Zahnärztliche Tätigkeit, Praxis D. Granrath

Sprachen

Muttersprache: Deutsch / Türkisch
 Fremdsprachen: Englisch
 Französisch