

Numerische Simulation der Knochenbelastung um orthodontische Mini-Implantate

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

vorgelegt von
Simone Billen
aus
Bonn

2009

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr.rer.nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel

2. Gutachter: PD Dr. Lossdörfer

Tag der Mündlichen Prüfung: 8. April 2009

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
- Stiftungsprofessur für oralmedizinische Technologie -
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn unter
http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	5
2	Literaturübersicht	7
2.1	Verankerungsproblematik in der kieferorthopädischen Behandlung	7
2.1.1	Standardimplantate im Zahnbogen	9
2.1.2	Kurze maxilläre Implantate.....	10
2.1.3	Mini-Implantate.....	11
2.2	Frühere Studien zu Mini-Implantaten	12
3	Biologische und biomechanische Aspekte des Knochens	14
3.1	Aufbau des Knochens	14
3.2	Mechanische Parameter des Knochens.....	15
3.3	Knochenumbauvorgänge	17
4	Fragestellung und Zielsetzung	19
5	Material und Methode	20
5.1	Modellgenerierung.....	20
5.2	Die Finite-Elemente-Methode.....	21
5.3	Das Modell	22
6	Ergebnisse	25
6.1	Ergebnisse der Standardrechnungen.....	25
6.2	Ergebnisse der Parametervariationen	29
6.2.1	Längenvariation.....	29
6.2.2	Durchmesservariation	32
6.3	Ergebnisse der bi- und monokortikalen Verankerung.....	32
6.4	Ergebnisse der unterschiedlichen Verankerungsformen	35
6.5	Ergebnisse der Anisotropierechnungen	38
6.6	Ergebnisse der Drehmomentrechnungen.....	39

7 Diskussion.....	40
7.1 Diskussion von Material und Methode.....	40
7.2 Diskussion der Ergebnisse.....	41
8 Schlussfolgerungen	43
9 Zusammenfassung	44
10 Literaturverzeichnis.....	45

Einleitung

Die Verankerungskontrolle ist wesentlich für eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung. Jeder Zahn besitzt sowohl ein gewisses Verankerungspotential als auch die Neigung, sich bei Kraftapplikation zu bewegen. Wenn Zähne zur Verankerung verwendet werden, kann eine unerwünschte Mobilität der Verankerungseinheit zu einer Verlängerung der Behandlungszeit und zu einem nicht vorhersehbaren, eventuell unzureichenden Behandlungsergebnis führen.

Um die Verankerungsqualität von Zähnen zu steigern, bedienen Kieferorthopäden sich verschiedener intraoraler Apparaturen und extraoraler Hilfsmittel oder versuchen, durch Kraftsysteme die Zahnwurzeln im Knochen zu verankern. Implantate in direktem Knochenkontakt besitzen kein Periodontalligament, dadurch sind sie zur absoluten Verankerung einsetzbar, da Implantate sich durch kieferorthopädische Kräfte nicht bewegen lassen. Die Größe konventioneller Dentalimplantate schränkt jedoch die Einsatzmöglichkeit auf dem Gebiet der Orthodontie ein.

In Fällen, in denen die verbleibende Dentition nicht genügend Stabilität bieten kann, sind enossale orale Implantate als Verankerung von orthodontischen Kräften vorgeschlagen worden [Wehrbein et al., 1996]. Beispielhaft sind zwei Typen von Mini-Implantaten in Abb. 1 und Abb. 2 dargestellt. Bei diesen Implantaten ist aus anatomischer Sicht der geringe Durchmesser, die niedrigen Kosten, das einfache Operationsverfahren und eine oftmals unproblematische Verheilung vorteilhaft [Miyawaki et al., 2003].

In dieser Studie wurde die Designanalyse eines Implantatprototyps durchgeführt. Entwickelt wurde das Ankerimplantat von Axel Bumann, Dept. of Craniofacial Science, USC, Los Angeles, USA. Mittels Finite-Elemente-Modellen unterschiedlicher Implantatgeometrien wurden vergleichend die biomechanischen Auswirkungen der Designvarianten auf den Knochen untersucht. Das Design und der Gebrauch jedes belasteten Implantates sollte die Spannungen im unterstützenden Knochen unter dem Schwellenwert für Mikroverletzungen halten [Frost, 1994].



Abb. 1: Stabilisierung der Verankerung durch ein maxilläres Implantat



Abb. 2: Klinischer Einsatz eines tomas[®]-Pins

Seit 2004 werden die untersuchten Implantate unter dem Namen tomas[®]-Pins (temporary orthodontic anchorage system) von der Firma Dentaurog J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim vertrieben. Die Implantate wurden speziell zur enossalen Insertion in Ober- und Unterkiefer entwickelt und besitzen ein selbstschneidendes Gewinde (s. Abb. 3).



Abb. 3: Implantatprototypen

1 Literaturübersicht

In diesem Kapitel wird eine Einführung in die Möglichkeiten der skelettalen Verankerung mittels Implantaten gegeben. Dabei sollen ein Überblick über bisherige Studien und Untersuchungen zu diesem Arbeitsgebiet vermittelt und die klinischen Grundlagen besprochen werden.

1.1 Verankerungsproblematik in der kieferorthopädischen Behandlung

Der Begriff der Verankerung wurde von *Angle* in die Kieferorthopädie eingeführt. In seinem Buch „Treatment of malocclusion of teeth“ beschrieb er 1907: „Nach den wohlbekannten Gesetzen der Physik halten sich Wirkung und Gegenwirkung das Gleichgewicht und sind einander entgegengesetzt; daraus folgt, dass der Widerstand der Verankerung größer als der des zu bewegenden Zahnes sein muss. Die idealste Verankerung wäre natürlich eine unbewegliche Basis“. Von *Proffit* ist die Verankerung definiert als der Widerstand gegen ungewollte Zahnbewegung [1993].

In Übereinstimmung mit Newtons drittem Gesetz der Bewegung hat jede Aktion eine gleiche und eine entgegengerichtete Reaktion. Jede orthodontische Zahnbewegung setzt eine detaillierte Analyse der individuellen Verankerungssituation voraus, um nach biomechanischen Überlegungen ein statisches Gleichgewicht der aktiven und reaktiven Kräfte zu erzielen [Diedrich, 1993]. Maßgeblich für eine solche Verankerungsplanung ist, neben zusätzlichen mechanischen Verankerungshilfen, die biologische Verankerungsqualität der Zähne. Traditionelle Methoden zur Kontrolle des Widerstands schließen die gezielte Positionsveränderung der Ankerzähne, eine Platzkontrolle mittels Reihenextraktion, intraorale Transpalatinalbügel oder Lingualbügel und - extraoral unterstützend - den Einsatz von Headgear oder Gesichtsmasken ein.

Diedrich [1993] stellte fest, dass die geringe Compliance resultierend in einem diskontinuierlichem Tragen des Headgears, problematisch ist. Er sah darin die Gefahr eines desmodontalen Traumas an den Ankerzähnen hervorgerufen durch einen Jiggling-Effekt. Weitere Nachteile des Headgears sind eine oft unerwünschte Beein-

flussung des Oberkieferkomplexes, ein wenig definiertes Kraftsystem und die Verletzungsgefahr bei unsachgemäßer Handhabung der Apparatur. Verankerungsverlust bei den gebräuchlichen intraoralen Hilfsmitteln kann zu einer Mesialwanderung der Zähne der Verankerungseinheit führen und die Malokklusion noch verstärken [McSherry, 2000]. *Roberts et al.* [1984] sahen eine unzureichende Verankerung als eine der größten Beschränkungen in der kieferorthopädischen Behandlung.

Alternativen in Fällen von unzureichender desmodontaler Verankerung oder unerwünschten extraoralen Verankerungshilfen bietet die skelettale, intraorale Verankerung in Form von Implantaten. Sowohl Tierstudien als auch klinische Studien zeigten, dass Implantate bei Anwendung kieferorthopädischer Kräfte positionsstabil bleiben [Roberts et al., 1984; Higuchi und Slack, 1991]. Damit können orthodontische Behandlungskonzepte verbessert, erweitert und Angles Verankerungsideal verwirklicht werden.

Skelettale Verankerungssysteme kann man ihrem Ursprung entsprechend in zwei Gruppen einteilen [Melsen, 2005]. Die eine Gruppe bilden die osseointegrierten Implantate, die retromolaren Implantate wie sie *Roberts et al.* [1990] beschrieben hat und die von *Wehrbein* und *Merz* [1998] eingeführten Gaumenimplantate. Sie werden mit den Zähnen einer Verankerungseinheit verbunden und tragen so indirekt zur Verankerung bei.

Aus chirurgischen Minischrauben entwickelte sich die zweite Gruppe von Verankerungssystemen. 1983 inserierten *Creekmore* und *Eklund* solch eine Schraube unterhalb der Nasenhöhle, um Frontzähne zu intrudieren. Ausschließlich für den kieferorthopädischen Gebrauch wurde allerdings erst 1997 ein Mini-Implantat von *Kanomi* entworfen. Diese zwei Implantattypen wurden zur direkten Verankerung genutzt. *Costa et al.* beschrieben 1998 eine Schraubenart mit einem Spezialkopf, ähnlich einem Bracket, welches sowohl für direkte als auch indirekte Verankerung genutzt werden konnte. Im Gegensatz zu osseointegrierten Implantaten besitzen die Implantate in dieser zweiten Gruppe einen geringeren Durchmesser, haben eine glatte Oberfläche und sind unmittelbar belastbar.

1.1.1 Standardimplantate im Zahnbogen

Über die Behandlung von zahnlosen Patienten mit Titanimplantaten als Brückenpfeiler hat die Gruppe um Brånemark eine klinische Studie über 15 Jahre vorgelegt [Adell et al., 1981]. Ihre Studie zeigte, dass durch sorgfältige Kontrolle ein dauerhaft fester Verbund zwischen vitalem Knochen und Implantatoberfläche erhalten werden kann. Offensichtlich unterhält ein ständiger Umbau, angeregt durch funktionelle Belastung im Zusammenhang mit Kaukräften, den festen Verbund an der Implantat-Knochengrenzfläche.

Mit den Erkenntnissen Brånemarks über die Osseointegration von Titanimplantaten untersuchten *Roberts et al.* [1984] die Auswirkungen orthopädischer Kräfte auf Titanimplantate bei Hasen und konnten nachweisen, dass bei orthodontisch belasteten Titanimplantaten ein fester knöcherner Verbund aufgebaut wird. Auch nach der Belastung mit 1 N durch eine Zugfeder verblieben 19 von 20 untersuchten Implantaten stabil im Knochen verankert. Sie erkannten das skelettale Verankerungspotential von Implantaten für die Kieferorthopädie.

Turley et al. [1988] kamen nach Versuchen mit Hunden zu dem Schluss, dass die Stabilität und das Verankerungspotential von Titanimplantaten von deren Größe und Geometrie abhängig sein könnten. Nach einer dreijährigen Behandlungsperiode kamen auch *Higuchi und Slack* [1991] zu dem Ergebnis, dass intraorale rigide Verankerung im Gleichgewicht der Kräfte möglich ist.

1993 führten *Wehrbein und Diedrich* eine Studie an Jagdhunden durch, um zu untersuchen, ob osseointegrierte Titanimplantate (Brånemark) die klinische Stabilität trotz einer konstanten Belastung mit einer Kraft von 2 N beibehalten. Sie zeigten, dass osseointegrierte Titanimplantate auch über lange Belastungsphasen (Kraftapplikationsdauer: 26 Wochen) positionsstabil blieben. Zusätzlich beobachteten sie eine durch diese Kraft induzierte marginale Knochenapposition um die Implantate, die eine Stabilisierung des Implantates bewirkten. Diese Remodellations- und Umbauvorgänge sahen sie als vorteilhaft für die spätere prothetische Nutzung des Implantates an.

Shapiro und *Kokich* [1988] sowie *Van Roekel* [1989] zeigten, dass Standardimplantate nach kieferorthopädischem Behandlungsabschluss zur prothetischen Versorgung genutzt werden können, beispielsweise als Brückenpfeiler.

1.1.2 Kurze maxilläre Implantate

Als Erster untersuchten *Triaca et al.* [1992] kurze Implantate (bis zu 6 mm), die sie in den anterioren Gaumen setzten. Er sah diese Region mit der schmalen Sutur als vorteilhaft für ein einzeitiges Operationsverfahren mit zügiger orthodontischer Belastung an, weil sie von kompaktem Knochen umgeben ist.

1995 beschrieben *Block* und *Hoffmann* ein Hydroxylapatit (HA) beschichtetes Plättchen (Onplant, Nobel Biocare, Göteborg, Schweden), welches subperiostal auf den palatinalen Knochen gelagert wurde. Da das Onplant auf den Knochen aufgelagert und nicht eingelagert wurde, konnte es bei im Wachstum befindlichen Patienten angewendet werden, ohne die skelettale Entwicklung zu beeinflussen. Die Auflagerung auf den Knochen ließ zudem eine Positionierung unabhängig vom Knochenangebot zu. So konnte das Plättchen, den mechanischen Anforderungen entsprechend, kompromisslos in die Region der ersten Molaren gesetzt werden. Histologische Untersuchungen zeigten einen direkten Kontakt zwischen Knochen und der HA-Beschichtung des Onplants. Nach einer Biointegrationsphase von zehn Wochen konnten in Tierversuchen Transpalatinalbögen am Onplant befestigt werden. Zur Entfernung wurde in einer zweiten Operation mit einem Meissel das Onplant deintegriert.

Wehrbein et al. stellten 1996 das Orthosystem (Institut Straumann AG, Waldenburg Switzerland) vor. Hierbei handelt es sich um kurze maxilläre Implantate in Schraubenform. Die Schraube hat eine Versenktiefe von 4 oder 6 mm bei einem Durchmesser von 3,3 mm. Eine Schraube mit dieser Dimension traumatisiert das Weichgewebe in nur geringem Umfang. Der Implantationsbereich lag im anterioren Gaumen in der median-sagittalen Ebene. Nach dreimonatiger Einheilungs- und anschließender Kraftapplikationsphase waren Implantat sowie die unterstützten Zähne nach zwölf Monaten noch positionsstabil. In vielen Studien konnte der Erfolg des Implantats bei

der Molarenretraktion und der Stabilisation von Ankerzähnen im Oberkiefer gezeigt werden [Wehrbein und Merz, 1998; Wehrbein et al., 1999].

1.1.3 Mini-Implantate

Nach einer Begriffsbestimmung auf dem *Moyers Symposium 2004* [Carano and Melsen, 2005] werden unter der Bezeichnung Mini-Implantate Gaumenimplantate, Minischrauben, Mikroschrauben und die regelrechten Mini-Implantate zusammengefasst. Ihnen gemein ist, dass sie für skelettale Verankerung stehen, sich in der Größe von normalen Dentalimplantaten unterscheiden und nach Behandlungsabschluss wieder entfernt werden. Davon abgesehen unterscheiden sich die Implantate hinsichtlich der Osseointegration. Einige Implantate osseointegrieren, andere haben eine glatte Oberfläche [Melsen and Verna, 2004].

Minischrauben zur orthodontischen Verankerung setzte *Kanomi* 1997 erstmalig ein. Sie entsprachen seiner Forderung nach Implantaten, die klein genug waren, um auch im apikalen Knochen positioniert werden zu können. Minischrauben konnten sowohl in den Oberkiefer- wie auch Unterkieferknochen gesetzt werden. Die geringe Größe ließ neue Implantationsorte möglich erscheinen, besonders die inter- und paradikulären Räume. Bei diesem Implantattyp handelte es sich um Mini-Knochen-Schrauben (Durchmesser: 1,2 mm; Länge: 6 mm) zur Fixierung von Platten bei plastischer Rekonstruktion. Die Schrauben wurden ohne Weichgewebspräparation direkt durch die Schleimhaut in den Knochen gesetzt. Durch die Einfachheit des operativen Verfahrens waren die Implantate minimalinvasiv und zeigten sowohl eine schnelle Verheilung als auch eine unkomplizierte Entfernung nach Behandlungsabschluss.

Vorteilhaft für Minischrauben-Systeme ist die Möglichkeit der Sofortbelastung, was die Behandlungsdauer verkürzt [Costa et al., 1998]. Da die Retention dieser Schrauben mechanisch ist und eine Osseointegration mit dem Knochen nicht stattfindet, können die Schrauben mit einem Schraubendreher leicht wieder entfernt werden.

Als eine Komplikation bei der Anwendung von Minischrauben ist die Lockerung und der Verlust der Schraube zu nennen. Die Stabilität ist insbesondere durch eine Drehmomentbelastung gefährdet [Costa et al., 1998]. Dennoch konnte in Studien von

Melsen und *Costa* [2000], *Ohmae* et al. [2001] und *Deguchi* et al. [2003] die Eignung von Mini-Implantaten zum Zwecke der Verankerung aufgezeigt werden.

1.2 Frühere Studien zu Mini-Implantaten

In den letzten Jahren ist eine Fülle an Veröffentlichungen zum Thema orthodontische Implantate erschienen. Mehrheitlich sind dies klinische Fallbeschreibungen neben einigen wenigen experimentellen Untersuchungen und Finite-Elemente-Studien.

Experimentelle Versuche führten *Melsen* und *Costa* [2000] an Rhesusaffen durch. In ihrer Arbeit untersuchten sie die Einheilung orthodontischer Ankerimplantate in Abhängigkeit vom Knochentyp, der Art der Belastung und der Beobachtungsdauer. 18 Aarhus Screws® wurden in die Crista infrazygomica und die Symphysenregion gesetzt und sofort mit 0,25 N und 0,5 N über Sentalloy-Zugfedern für einen Zeitraum von 1-6 Monaten belastet. Der Grad der Osseointegration, 10 bis 60%, war zeitabhängig, jedoch unabhängig vom Knochentyp und der Kraftgröße. Ziel einer Studie von *Melsen* und *Lang* [2001] war die histomorphometrische Analyse der Gewebereaktion um Implantate, die einem genau definierten Kräftemuster ausgesetzt waren. Die Resultate wurden korreliert mit der lokalen Belastung der Gewebe. In einer weiteren Untersuchung konnten *Melsen* und *Garbo* [2004] feststellen, dass durch Kräfte von 50 cN die mechanische Stabilität erhöht wird, da aufgrund des positiven Umsatzes eine Verdichtung des Knochens in unmittelbarer Umgebung der Schraube stattfindet.

Ohmae et al. [2001] untersuchten das Verankerungspotential von Titan-Miniimplantaten zur Intrusion von dritten Prämolaren bei Beaglehunden. Die Implantate blieben stabil im Verlauf der Untersuchung und konnten nach Abschluss leicht mit einem Schraubendreher entfernt werden.

Deguchi et al. [2003] quantifizierten die histomorphometrische Eigenschaft des Knochen-Implantat-Kontaktes um die Verankerungsqualität von Titanschrauben zu analysieren und eine angemessene Einheilungsphase zu etablieren. Die Ergebnisse der Studie lassen auf das Erfordernis einer nur kurzen Einheilungsphase von unter 3 Wochen schließen. *Wilmes* et al. [2005] testeten die Primärstabilität von

tomas[®]-Pins (Dentaurum, Pforzheim, Deutschland) und Dual-Top[™] System (Jeil Medical, Seoul, Korea) und wiesen auf die Präparation des Implantationsgebietes, die Knochenqualität und das Implantatdesign als verantwortliche Hauptfaktoren für die Implantatstabilität hin. *Abdelgader* [2006] verglich die biomechanischen Eigenschaften von fünf unterschiedlichen Mini-Implantat-Fabrikaten. Eine geringe Abweichung in der Knochenbelastung wurde auf die unterschiedlichen Schraubenformen zurückgeführt. Aus biomechanischen Gesichtspunkten sah Abdelgader alle Schraubensysteme als geeignet für die Verankerung im Rahmen orthodontischer Zahnbewegung an. Ein einwandfreies Operationsverfahren wurde als eine Voraussetzung für die spätere Implantatstabilität gesehen.

Kanomi [1997], *Costa et al.* [1998], *Gray und Smith* [2000], *Lee et al.* [2001], *Park et al.* [2001] sowie *Park und Kwon* [2004] diskutierten mögliche Implantationsgebiete von Minischrauben, sahen diese aber als eine alternative Art der Verankerung bei Sofortbelastung. *Freudenthaler et al.* [2001] setzte in acht Fällen mit einer kritischen Verankerungssituation bikortikale Titanschrauben als Verankerungseinheit bei der Protrusion von Unterkiefermolaren. Für eine erfolgreiche Zahnbewegung günstig erschien die Tatsache, dass sich die Linien der orthodontischen Kraft durch das Widerstandszentrum der Molaren ziehen. *Fritz et al.* [2004] führten mit dem Miniimplantat Dual Top[™] in einer Patientenstudie verschiedene Bewegungen an Molaren durch. Aus der geringen Größe der Implantate leiteten sie eine höhere Flexibilität in den Anwendungsbereichen ab.

2 Biologische und biomechanische Aspekte des Knochens

Um die biomechanischen Vorgänge im Knochen bei Belastung transparent zu machen, werden im folgenden Abschnitt die biologische Struktur und die sich daraus ergebenden biomechanischen Eigenschaften des Knochens thematisiert. Insbesondere wird das Verhalten unter Belastung erklärt und eine Theorie zum Knochenumbau vorgestellt.

2.1 Aufbau des Knochens

Knochen ist ein lebendes Material, das wächst, sich wandelt und sich unter dem Einfluss verschiedener Faktoren funktionell anpassen kann. Dadurch unterscheidet sich Knochen von anderen technischen Werkstoffen [van Oosterwyck, 2000]. Dabei ist Knochen nicht homogen, seine physikalischen Eigenschaften variieren zwischen Spezies, Alter, Geschlecht, dem Knochentyp und sogar in Bezug auf die Lokalisation der Knochenprobe [Katz, 1995]. Die anisotropischen, heterogenen und viscoelastischen Materialeigenschaften von Knochen lassen sich unter anderem auf seine Struktur zurückführen.

Knochen ist ein Hartgewebe, welches sich aus zwei unterschiedlichen Gewebestrukturen zusammensetzt, kortikalem und spongiösem Knochen. Der kortikale Knochen stellt das äußere Gerüst aus lamellären Platten. Den Innenraum füllt spongiöser Knochen mit seiner schwammartig, porösen Struktur aus verkalktem Gewebe. Knochengewebe besteht aus Wasser, einer organischen Matrix und Mineralien. Der unterschiedliche Aufbau von kortikalem und spongiösem Knochen führt zu entscheidenden Unterschieden in dessen mechanischen Eigenschaften [Bourauel, 1998].

Man unterscheidet vier Typen von Knochenzellen: Osteoblasten, Osteozyten, endostale Saumzellen und Osteoklasten [Junqueira et al., 1987; Lian und Stein 1999]. Osteoblasten synthetisieren die organischen Komponenten der Knochenmatrix: Typ 1 Kollagen, Glycoproteine und Proteoglycane. Osteoblasten sitzen dem neugebildeten Osteoid auf. Aktive Osteoblasten können auch vollständig von Osteoid umschlossen werden, in diesem Falle differenziert die Zelle zu einer Osteozyte. Die

Plasmamembran bildet zelluläre Ausläufer, diese Ausläufer einzelner Zellen stehen über kleine Kanäle miteinander in Verbindung. Osteozyten spielen eine wichtige Rolle bei dem Knochenhalt.

Osteoblasten, die auf ruhenden Knochenoberflächen liegen, werden als endostale Saumzellen bezeichnet. Die einzellige Schicht soll die Knochenoberfläche vor Extrazellulärflüssigkeit schützen. Wahrscheinlich sind endostale Saumzellen auch an der Regulation der Knochenresorption beteiligt. Diese an der Oberfläche liegenden Knochenzellen stehen ebenfalls über kleine Kanäle mit den Osteozyten im Knocheninneren in Kontakt. Sie sind über gap junction-Proteine metabolisch sowie elektrisch gekoppelt. Auf diesem Wege können die Knochenzellen, die auf physiologische Signale reagieren, kommunizieren und ihre Aktivität regulieren. Zu solchen physiologischen Signalen gehört die mechanische Belastung, die auf den Knochen einwirkt.

Osteoklasten sind vielkernige Zellen, die Knochenmatrix resorbieren. Sie liegen in sogenannten *Howshipschen* Lakunen. Mineralisierter Knochen wird durch Säure und enzymatische Aktivität abgebaut.

2.2 Mechanische Parameter des Knochens

Schon 1892 machte *Wolff* die Aussage, dass sich die Knochenarchitektur durch funktionelle mechanische Belastung verändern kann. In seinem „Gesetz der Transformation der Knochen“ beschreibt *Wolff* den Prozess der Knochenadaptation infolge von Funktionsänderung. Die Forschungsarbeit der letzten Jahre zeigte jedoch, dass diese Aussage der Knochenbiologie nicht gerecht wird. Der mechanisch induzierte Knochenumbau lässt sich nicht losgelöst von anderen bestimmenden Faktoren betrachten.

Für die Knochenumbauaktivität macht man einen Zellkomplex aus Osteoklasten und Osteoblasten verantwortlich. Knochenumbau tritt vor allem beim Wachstum auf, wobei sich Knochenform und Größe ändern. Schlüsselsignale geben bei diesen Prozessen Hormone und Wachstumsfaktoren ab. Aber auch reifer Knochen wird durch eine veränderte mechanische Belastung oder die geänderten Materialparameter zum Umbau stimuliert [Natali et al., 2003]. Knochendicke, Materialverteilung und Anord-

nung der Osteone stehen in direkter Abhängigkeit zur mechanischen Belastung [Schnittler und Drenckhahn, 1994]. Auf einen Körper in Ruhe wirken drei äußere Lasten im Gleichgewicht: Vertikalkräfte, Horizontalkräfte und Drehmomente. Diese Lasten lassen sich auf ein Koordinatensystem bezogen in x, y und z zerlegen. Die Integrität und Materialeigenschaften eines Körpers sind durch innere atomare und intermolekulare Kräfte gegeben. Diese Kräfte lassen sich ebenfalls in x-, y- und z-Richtung anordnen.

Von außen einwirkende Kräfte rufen im Inneren Gegenkräfte hervor, die in einem Gleichgewicht stehen. Innere Kräfte auf eine Fläche bezogen ergeben Spannungen. In Abhängigkeit von der Krafrichtung entstehen Normalspannung, die senkrecht zur Querschnittsfläche als Druck- oder Zugspannung wirken. Parallel zur Querschnittsfläche wirkende Kräfte rufen Scherspannungen hervor. Spannungen sind Größen, die sich zur Beschreibung einer Knochenbeanspruchung eignen [Frost, 1994]. Deren Einheit lautet Microstrain ($\mu\epsilon$). Strain ist die relative Verlängerung einer Zelle, berechnet aus dem Verhältnis zwischen der initialen Zelllänge und der elongierten Länge. Ein strain steht für die Verlängerung von 100 % [Meyer et al., 2001]. Eine Komprimierung von 1500 $\mu\epsilon$ entspricht somit einer Verkürzung von 0,15%, oder von 100% zu 99,85% der Originallänge. Ein Zug von 25000 $\mu\epsilon$, der Knochenbruchgrenze, gleicht einer Dehnung von 2,5%, also von 100% auf 102,5% der Originallänge. Der mechanische Zustand eines Körpers wird auch durch die Scherung beschrieben. Sie ist das dimensionslose Maß der Änderung der äußeren Geometrie eines Körpers unter einer Last. Die Winkeländerung γ in Bezug auf einen rechten Winkel stellt die Scherung dar.

Eine weitere Materialeigenschaft, ein Maß für die Widerstandsfähigkeit gegenüber äußerer Belastung, ist die Längenänderung unter Belastung. Die Dehnung ($D=E*\Delta l/l$) als Quotient zwischen Längenänderung Δl und Ausgangslänge l führt zu einer reversiblen oder irreversiblen Verformung. In Spannungs/Dehnungs-Diagrammen trägt man die Dehnung gegen die im Material entstehende Spannung auf. Der hierzu benötigte Proportionalitätsfaktor E (Elastizitätsmodul) macht eine Aussage über die Widerstandsfähigkeit von Materialien.

Mit der Kenntnis von Materialeigenschaften und der Art der Belastung lassen sich belastungsabhängige Spannungsentwicklungen berechnen. Die mathematische Grundlage dazu bietet die sogenannte Finite-Elemente-Methode (FEM). Die Berechnung der Spannung und Verzerrung im Knochen kann eine Grundlage zur Analyse von Effizienz oder Verlässlichkeit auf die Form und die Dimension von Implantaten bieten [Natali und Pavan, 2003].

2.3 Knochenumbauvorgänge

1963-64 folgerte *Frost*, dass die strukturelle Anpassung des Knochens an mechanische Belastung eine Reaktion auf eine Vielzahl einzelner Spannungen sei. Es stellte sich heraus, dass die Größe entscheidender ist als die Frequenz.

Kleine „Pakete“, die von *Frost* BMUs (Basic Multicellular Units) genannt wurden, führen den Knochenumbau durch oder sind am Knochenerhalt beteiligt. Eine verringerte mechanische Belastung und akute Nichtbeanspruchung führt zu einem Verlust von Knochen am Knochenmark. Die Folge normaler mechanischer Beanspruchung ist der Erhalt der Knochenstruktur. Eine Überbeanspruchung schaltet einen Modellierungsprozess ein, der kortikalen und spongiösen Knochen in seiner Struktur stärkt. Spannungsspitzen reduzieren sich dadurch unter den Schwellenwert. Dieser Adaptationsmechanismus auf gesteigerte Beanspruchung des Knochens findet sich auch unter den Ergebnissen von *Jee et al.* [1990] und *Burr et al.* [1989]. Infolge einer erhöhten mechanischen Spannung kann es zur Neubildung von Geflechtknochen kommen, wenn die Spannungen einen Mindestwert überschreiten [Burr et al., 1989; 1990].

1983 definierte *Frost* das minimale Spannungsniveau (MES, minimum effective strain), welches überstiegen werden muss, um Knochenadaptation auszulösen. Bleiben Spannungsspitzen unter einem Wert von $50 \mu\epsilon$, ist die Deaktivierung von Knochenmodellation am größten. Größere Spannungen dämpfen diesen Zustand und erhalten den vorhandenen Knochen wiederum. Spannungen im Bereich von über $1500 \mu\epsilon$ regen eine Umstrukturierung zu lamellärem Knochenaufbau an. Werte von über $3000 \mu\epsilon$ schalten diesen Mechanismus ab. Gleichzeitig werden Umbauprozesse im Gewebeknochen aktiviert, um schneller eine Stärkung der Knochenstruktur zu

erreichen. Spannungen von dieser Größenordnung rufen Mikroverletzungen des Knochens hervor.

Ein Reparaturmechanismus ersetzt den geschädigten Knochen durch neuen Knochen. Im Bereich von 2000-4000 $\mu\epsilon$ ist das Aufkommen von mechanischen Ermüdungserscheinungen um ein Hundertfaches erhöht und der Reparaturmechanismus wird überlastet. Eine Anhäufung von Mikroschäden kann zu Knochendefekten führen und zum Beispiel die Ursache für einen Implantatverlust sein. Auch von *Burr et al.* wurde 1983 der Schwellenwert von 3000 $\mu\epsilon$ für das Auftreten von Ermüdungsrissen angegeben. Für *Huja et al.* [1999] stellte die hohe Remodellierungsrate infolge Implantierung den Versuch dar, die durch Ermüdungserscheinungen hervorgerufenen Mikroschäden zu begrenzen.

2001 sahen *Melsen* und *Lang* in einer Studie zur Analyse der Gewebereaktion um Implantate die signifikante Beziehung zwischen Spannungswerten und der Zellaktivität an der Oberfläche von Trabekelknochen. Bei ihren Untersuchungen fanden sie am häufigsten in den Bereichen Neubildungen von Alveolarknochen, in denen die Spannungen zwischen 3400-6600 $\mu\epsilon$ lagen. Hohe Spannungswerte von über 6700 $\mu\epsilon$ führten zu einer negativen Bilanz zwischen Knochenapposition und -resorption.

3 Fragestellung und Zielsetzung

Die Finite-Elemente-Methode ist ein Instrument, mit dessen Hilfe sich das mechanische Verhalten biologischen Gewebes simulieren und vorhersagen lässt.

In dieser Studie wurden die biomechanischen Auswirkungen auf den Kieferknochen durch orthodontische Kraftsysteme bei skelettaler Verankerung untersucht. Diese Studie begleitete die Entwicklung eines neuen Implantates. Mittels numerischer Modelle orthodontischer Mini-Implantate wurden die Belastungen von Implantat und Knochen bei einer simulierten Molarenbewegung im Unterkiefer untersucht. Ziel dieser Studie war es, durch Parametervariation eine Implantatgeometrie zu finden, bei der die in den umliegenden Knochen weitergeleiteten orthodontischen Kräfte in einem physiologischen Rahmen liegen, der gewebeerhaltend ist.

Dabei sollten folgende Fragen genauer betrachtet werden:

1. Wie groß sind die mittels FEM ermittelten Spannungs- und Verzerrungsverteilungen? Treten Spannungsspitzen in den Implantaten auf? Wird mit Maximalwerten die Dehngrenze der Titanlegierung erreicht?
2. Hat die Modellierung der Implantatgeometrie signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse?
3. Wie wirkt sich eine Längenänderung oder Durchmesservariation auf die Spannungs- und Verzerrungsverteilung aus?
4. Ist eine mono- oder bikortikale Verankerung der Implantate im Knochen von Bedeutung?
5. Welchen Einfluss haben die verschiedenen Verankerungsformen auf die Knochenbelastung?

4 Material und Methode

In dieser Studie wurde die Stabilität von Mini-Implantaten zur orthodontischen Verankerung und die Belastung des umliegenden Knochens durch unterschiedliche Kraftsysteme untersucht. In diesem Kapitel wird die Vorgehensweise und die numerische Methode zur Bestimmung der Spannungs- und Verzerrungsverteilung im Implantat und Kieferknochen erläutert.

4.1 Modellgenerierung

In einer von *Haase* 1996 entwickelten Software (CAGOG, Computer-Aided Generator for Orthodontic Geometries) werden nach dem CAD-Entwurf (Computer Aided Design) die Implantatgeometrien rekonstruiert [Vollmer et al., 2000].

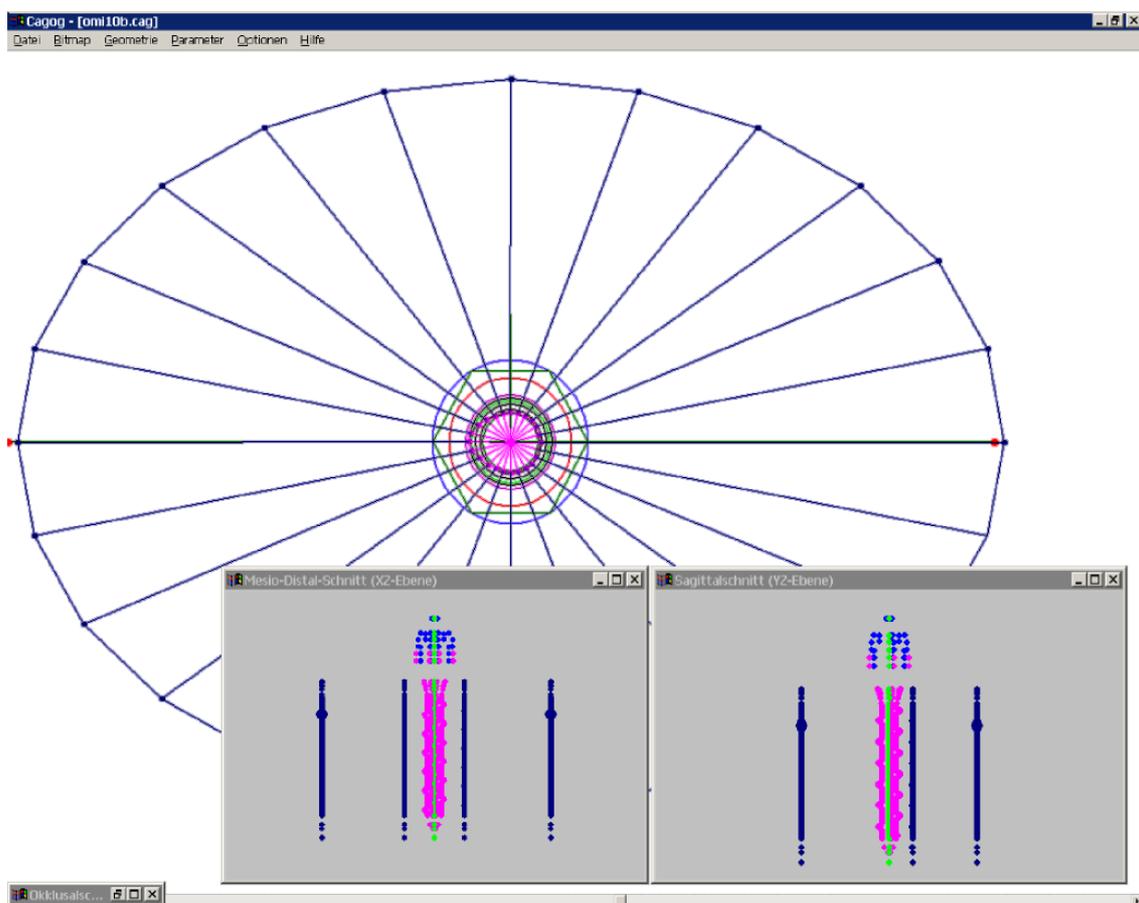


Abb. 4: Halbautomatische Netzgenerierung

Hierbei bildet eine Schnittebene bestehend aus konzentrischen Kreisen ein Template (vgl. Abb. 4). Zugehörige Polygonzüge können an die zu formenden Strukturen angepasst werden. Nach einer rechnerischen Verknüpfung entsteht aus aufeinanderfolgenden Schnitten eine dreidimensionale Rekonstruktion der Geometrie. Korrespondierende Eckpunkte in aufeinanderfolgenden Schnittebenen bilden ein Volumenelement, das somit in den dreidimensionalen Koordinaten der Knotenpunkte definiert ist. Die Volumenelemente dieses Netzes werden von CAGOG mit entsprechenden Materialparametern verknüpft und als FE-Netz in einer Datei abgespeichert. Diese Dateien werden nun in das Finite-Elemente-Programm COSMOS/M2.6 (Structural Research and Analysis Corporation, Los Angeles, California) eingelesen. Nach Belastung der Modelle mit unterschiedlichen Kraftsystemen berechnet COSMOS/M die Ergebnisse, die in Form von Kraft/Auslenkungs-Diagrammen dargestellt werden.

4.2 Die Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode wurde 1973 in die dentale, biomechanische Forschungsarbeit eingeführt [Farah et al., 1973]. Seitdem findet die Methode in umfassender Weise Anwendung bei der Analyse von Spannungs- und Verzerrungsverteilungen im Periodontalligament und dem alveolären Knochen bei orthodontischer Zahnbewegung.

Die FE-Methode ist ein numerisches Lösungsverfahren. In der FE-Methode wird ein Gegenstand in Teile zerlegt, begrenzt in der Anzahl. Diese Volumenelemente sind durch bestimmte Knotenpunkte definiert und verknüpft. Je nach Anzahl der Knoten entstehen verschieden dimensionierte Elementtypen wie Stab, Dreieck, Tetraeder, Quadrat oder auch gekrümmte Elemente (vgl. Abb. 5).

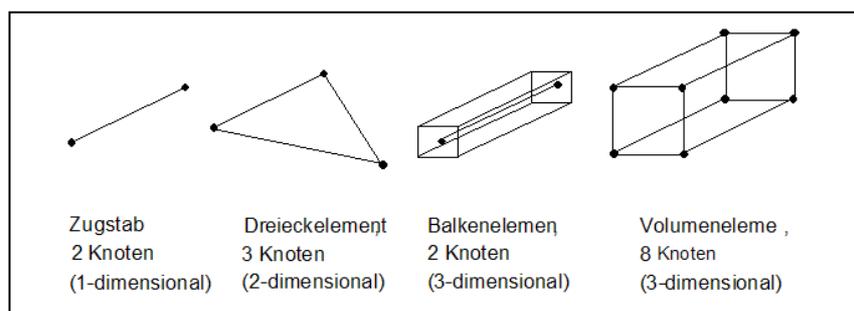


Abb. 5: Elementtypen für die Diskretisierung eines FE-Modells

Alle Berechnungsgrößen können auf Werte in diesen Knotenpunkten zurückgeführt werden. Anhand von Gleichungssystemen werden Knotenverschiebungen mit äußeren Kräften verknüpft. Diese Differentialgleichungen, die das mechanische Verhalten des Körpers beschreiben, sind eindeutig lösbar. Nach Zugrundelegen von Materialparametern und äußerer Last sind die Spannung und Verzerrung in jedem beliebigen Punkt sowie die Deformation der Gesamtstruktur bestimmbar.

4.3 Das Modell

Der Prototyp des Implantats setzt sich aus einem Schraubenkopf, dem Hals und dem Schraubengewinde zusammen (vgl. Abb. 6). Die Implantate besitzen eine zylindrische Form und bestehen aus Titan Grade 5 nach ASTM (American Society for Testing Materials), das aufgrund seiner hohen Biokompatibilität in der Implantologie angewendet wird. Titan bildet in Gegenwart von Wasser und Luft eine passivierende Deckschicht aus Titanoxid, das für das träge biologische Reaktionsverhalten verantwortlich gemacht wird. Durch den engen Kontakt zwischen Knochengewebe und Implantatoberfläche kommt es in Folge dessen zur Osseointegration des Implantats. Durch die spezielle Oberflächenbehandlung des Pins wird dessen Osseointegration verzögert. Dadurch erzielt man ein leichteres Entfernen nach der Behandlungszeit.

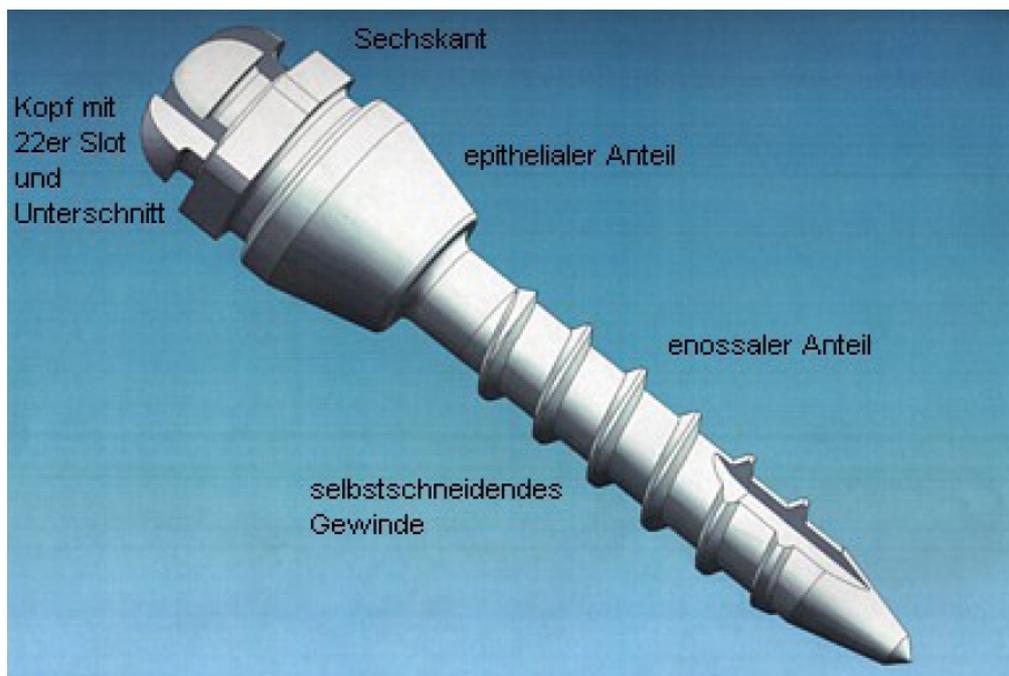


Abb. 6: Aufbau des tomas®-Pins

Finite-Elemente-Modelle der Implantate mit den Längen 6, 8, 10 und 12 mm wurden nach dem CAD-Entwurf des Implantats generiert. Die Implantatdurchmesser reichten von 0,8 bis zu 1,2 mm. Die Modelle wurden neben der detaillierten Form auch mit einem idealisierten Schraubenkörper in Form horizontaler Scheiben erstellt und sind in Abbildung 7 dargestellt.

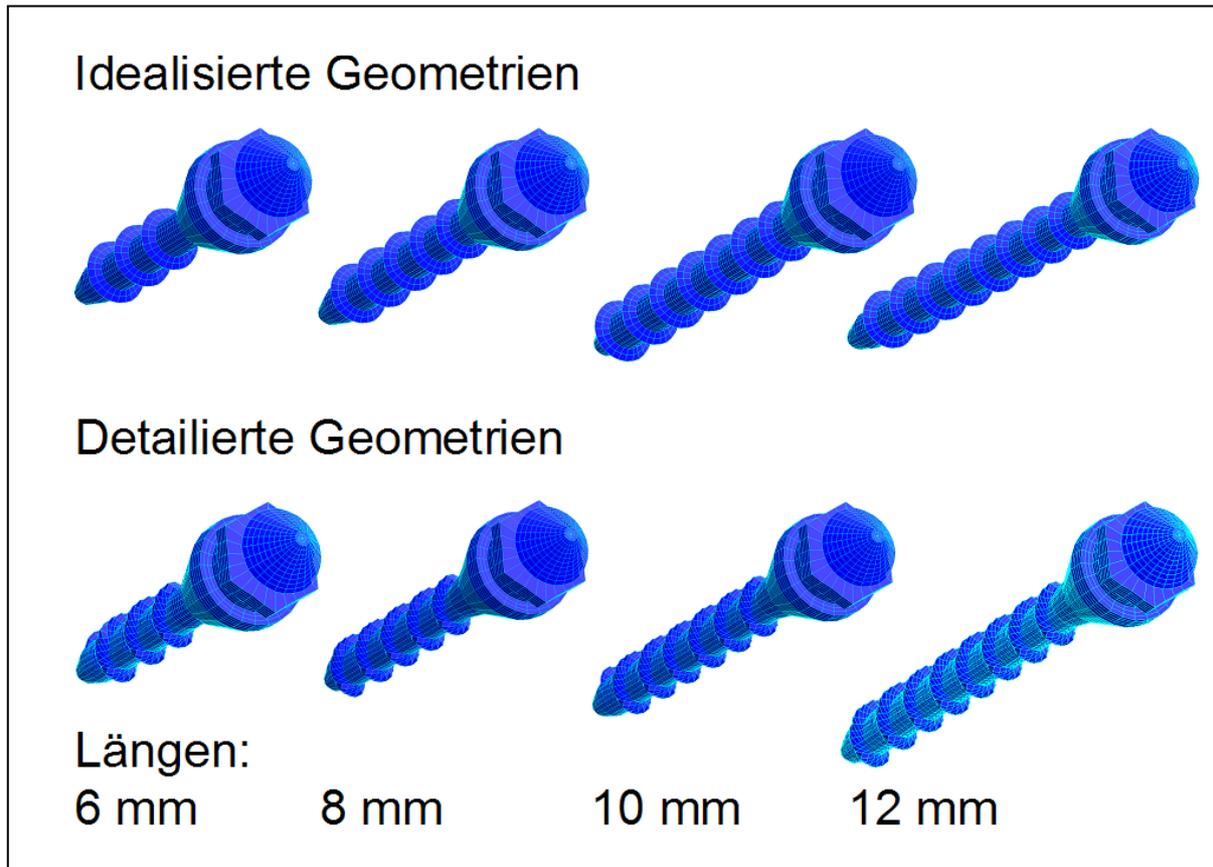


Abb. 7: Finite Elementemodelle in idealisierter und detaillierter Längenvariation

Der Implantatwerkstoff war eine Titan-Aluminium-6-Vanadium-4 Knetlegierung. Die Tabelle 1 gibt einen Überblick über die mechanischen Eigenschaften.

Tab. 1: Mechanische Eigenschaften des Implantatwerkstoffs

Mechanische Eigenschaften	
Zugfestigkeit	860 MPa
Dehngrenze	780 MPa
Bruchdehnung	10%
Elastizitätsmodul	100 GPa

Linear-elastische isotrope Materialparameter wurden für alle verwendeten Materialien angenommen. Die Elastizitätsmoduln für Spongiosa und Kortikalis entsprachen denen früherer Untersuchungen [Bourauel, 1998] und sind in Tabelle 2 aufgelistet. Die Knochengometrien waren so gewählt, dass die Implantate marginal und apikal von einer Kortikalisschicht (1 mm) begrenzt werden.

Tab. 2: Elastizitätsmoduln

Knochengewebe	E-Modul
Spongiosa	1 GPa
Kortikalis	15 GPa

Im Anschluss an die Standardrechnungen wurden auch Rechnungen mit nur einer marginalen Kortikalisschicht und variierende Elastizitätsmoduln der Kortikalis durchgeführt. Hiermit sollte der Einfluss bikortikaler Verankerung untersucht und in einem gewissen Grad das Anisotropieverhalten des Knochens simuliert werden. Bei Anisotropie sind die mechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit zur Messrichtung unterschiedlich [Currey, 2003]. Die Festigkeit humaner Kortikalis schwankt mit der Belastungsrichtung. Auf die Belastung der Knochenverbindung und die periimplantären Spannungen hat Anisotropie geringe aber signifikante Einflüsse [O'Mahony et al., 2001].

Von Bedeutung für die entstehende Deformation bei Kraffteinwirkung ist neben den E-Moduln auch die Querkontraktionszahl der Materialien. Sie beschreibt den Materialwiderstand senkrecht zur Kraftlinie und bestimmt die Möglichkeit der Stauchung und Streckung eines Körpers. Für alle Komponenten bei den Rechnungen wurde ein Wert von 0,3 an [Abé et al., 1996] angenommen.

Die Kraftsysteme setzten sich aus einer horizontal angreifenden Kraft von 5 N und einem Drehmoment zusammen. Abhängig von der zu simulierenden Art der Verankerung lag das Drehmoment zwischen 5 und 25 Nmm. Die Spannungswerte wurden nach der von Mises-Standardformel berechnet, beruhend auf den Spannungen entlang der drei Achsen (Messwerte in MPa).

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Standardrechnungen

Mittels FEM wurden Spannungs- und Verzerrungsfelder berechnet. Zwei Parameter wurden evaluiert:

1. äquivalente Dehnung ($\mu\epsilon$) und
2. von Mises-Spannung (MPa)

Bei der von Mises-Spannung handelt es sich um eine skalare Größe, die sich aus den Hauptspannungswerten an einem Punkt ergibt. Dieses Fließkriterium macht einen mehrachsigen Spannungszustand hinsichtlich des Fließens mit einem einachsigen Spannungszustand vergleichbar. Von Mises-Spannungen sind immer positiv. Einige Ergebnisse der numerischen Studie werden in Grafiken vergleichend dargestellt.

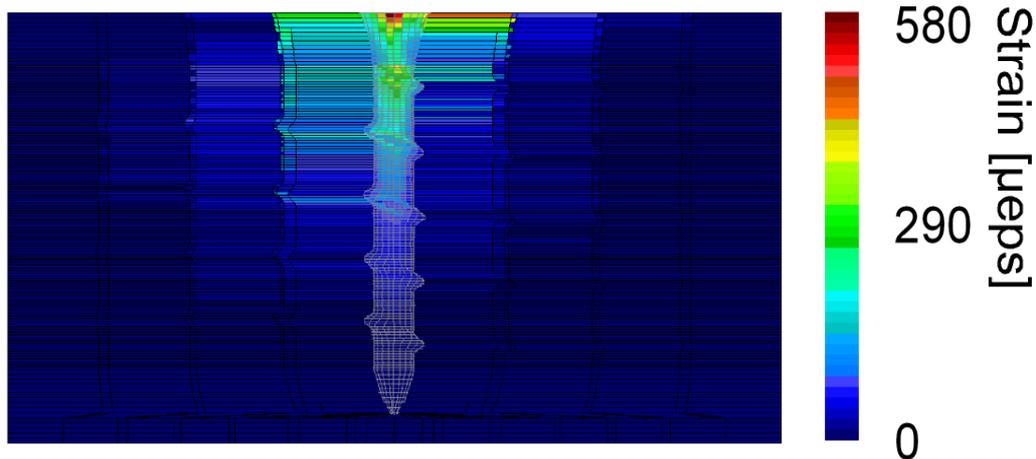


Abb. 8: Verzerrungsverteilung um einen tomas[®]-Pin mit detaillierter Darstellung der Geometrie

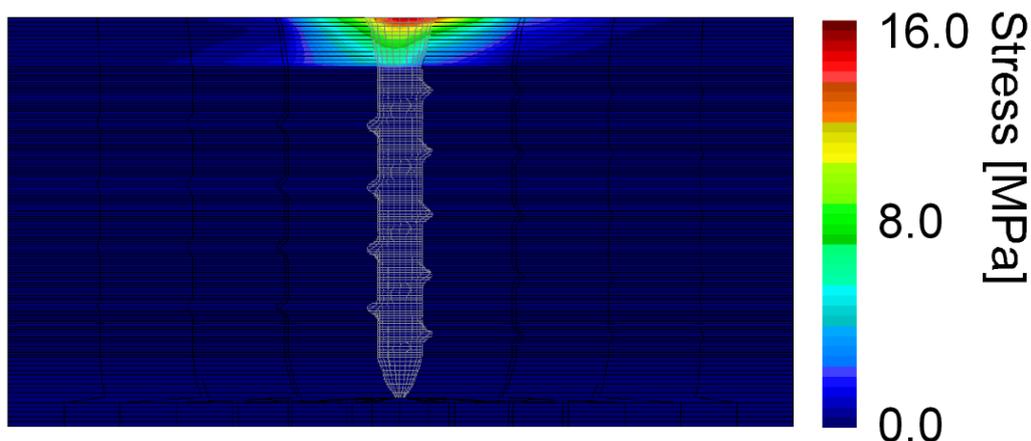


Abb. 9: Spannungsverteilung um einen tomas[®]-Pin mit detaillierter Darstellung der Geometrie

Die Abbildung 8 zeigt die Verzerrungsverteilung bei direkter Verankerung unter Belastung mit einer Kraft von 5 N und einem Drehmoment von 25 Nmm. Das Implantat mit dem Durchmesser von 1 mm und einer Länge von 8 mm ist mit einer detaillierten Geometrie dargestellt. Der sagittale Querschnitt durch den Alveolarknochen macht deutlich, dass der zervikale Anteil des Knochens die meiste Last trägt. Die maximal auftretenden Verzerrungen liegen im kortikalen Knochen im Bereich von $580 \mu\epsilon$ und bei $380 \mu\epsilon$ in der Spongiosa. Entlang des Implantates fallen die Verzerrungen gleichmäßig ab. In der Apexregion liegen die Verzerrungen bei Werten um $20 \mu\epsilon$.

Die Abbildung 9 stellt die Spannungsverteilung um ein Implantat in einer Belastungssituation bei direkter Verankerung dar. Die maximale Spannung ist auf die vestibuläre Kortikalis und den zervikalen Anteil des Implantates konzentriert. Es treten keine Spannungsspitzen in den Gewindegängen auf.

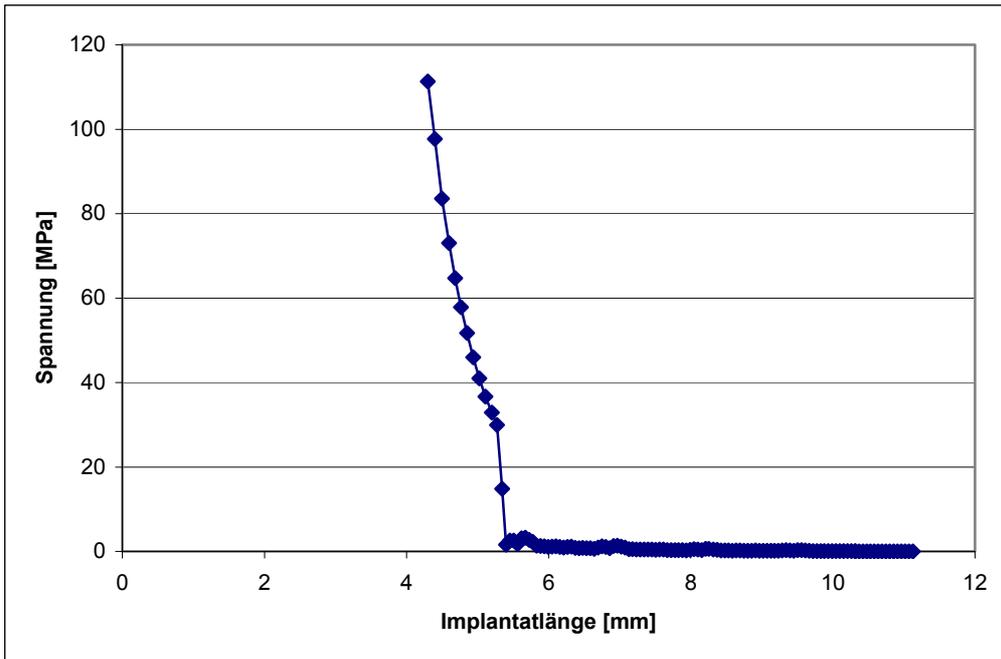


Abb. 10: Spannungsverlauf über die Implantatlänge

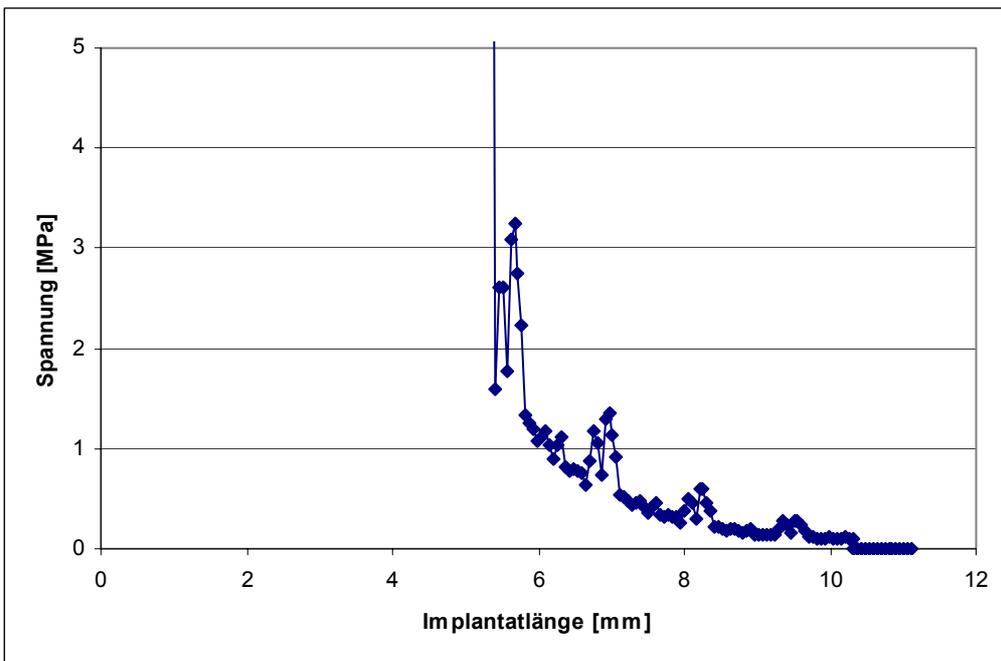


Abb. 11: Spannungsabfall entlang der Implantatachse

Die Abbildungen 10 und 11 stellen den Spannungsabfall entlang der Implantatachse dar. Durch einen niedrigeren Maximalwert auf der Y-Achse in Abbildung 11 im Vergleich zur Abbildung 10 werden die Werte klarer aufgefächert und verdeutlichen so die Ergebnisse. Die Spannungen werden nach der Standardformel von Mises bestimmt, basierend auf den Spannungen längs der drei Achsen. Die Spannung fällt gleichmäßig vom Implantathals zur Implantatspitze von ca. 16 MPa auf 0 MPa ab.

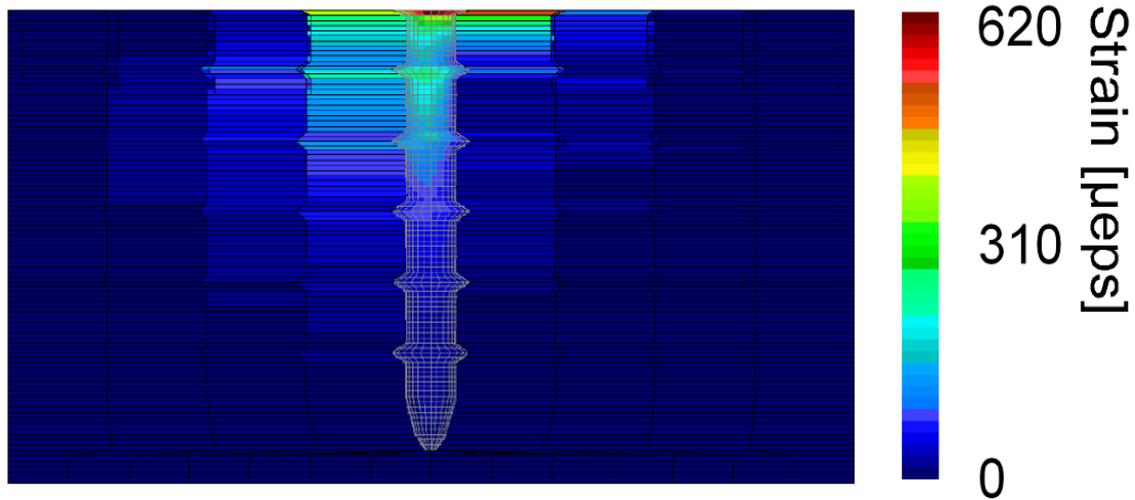


Abb. 12: Verzerrungsverteilung bei idealisierter, vereinfachter Geometrie

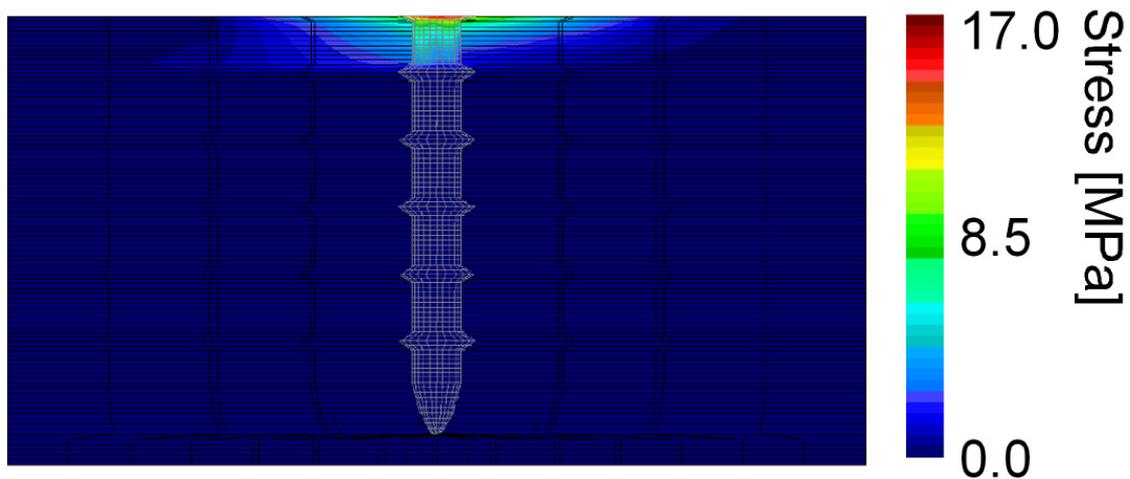


Abb. 13: Spannungsverteilung bei idealisierter Geometrie

Bei vergleichenden Rechnungen von Implantatmodellen (8 mm Länge, 1 mm Durchmesser) mit einer detaillierten Geometrie, d. h. mit Gewindegängen in Schraubenform und einer idealisierten Geometrie (siehe Abb. 12 und 13), bei der die Gewindegänge vereinfacht in Form von horizontalen Scheiben angeordnet sind, weisen die Ergebnisse der idealisierten Modelle lediglich eine Abweichung von 10% auf (vgl. auch Abb. 14 bis 17). Die Abweichungen sind daher zu vernachlässigen.

5.2 Ergebnisse der Parametervariationen

Um eine ideale Implantatgeometrie zu finden, wurden die Rechnungen zur Spannungs- und Verzerrungsverteilung mit geänderten Parametern durchgeführt. Die folgenden Darstellungen zeigen die Abhängigkeit der Knochenbelastungen von diesen Parametern.

5.2.1 Längenvariation

In Abbildung 14 sind die maximal auftretenden Belastungen im Längenvergleich der Implantate aufgezeigt. Die Modelle der Implantate haben ein detailliertes Schraubengewinde und einen Durchmesser von 1 mm. Die Implantatlängen variieren zwischen 6 und 12 mm. Die Simulation zeigt keine deutliche Änderung der maximalen Verzerrung. Das kürzeste Implantat (6 mm) weist die größte Verzerrung auf. Mit zunehmender Länge fällt die maximale Verzerrung von 640 $\mu\epsilon$ auf 560 $\mu\epsilon$ ab. Die Reduktion der Knochenbelastung mit der Längenzunahme der Implantate setzt sich durch die Knochenschichten fort.

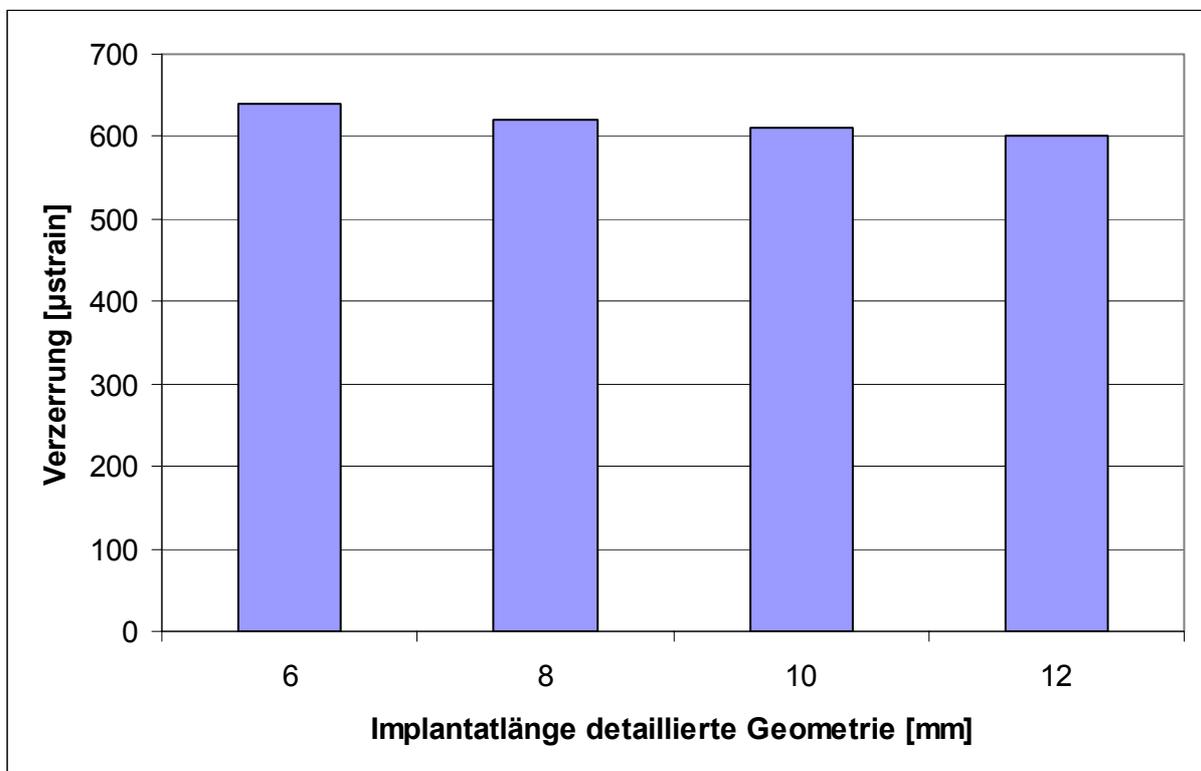


Abb. 14: Maximal auftretende Belastungen im Längenvergleich der Implantate

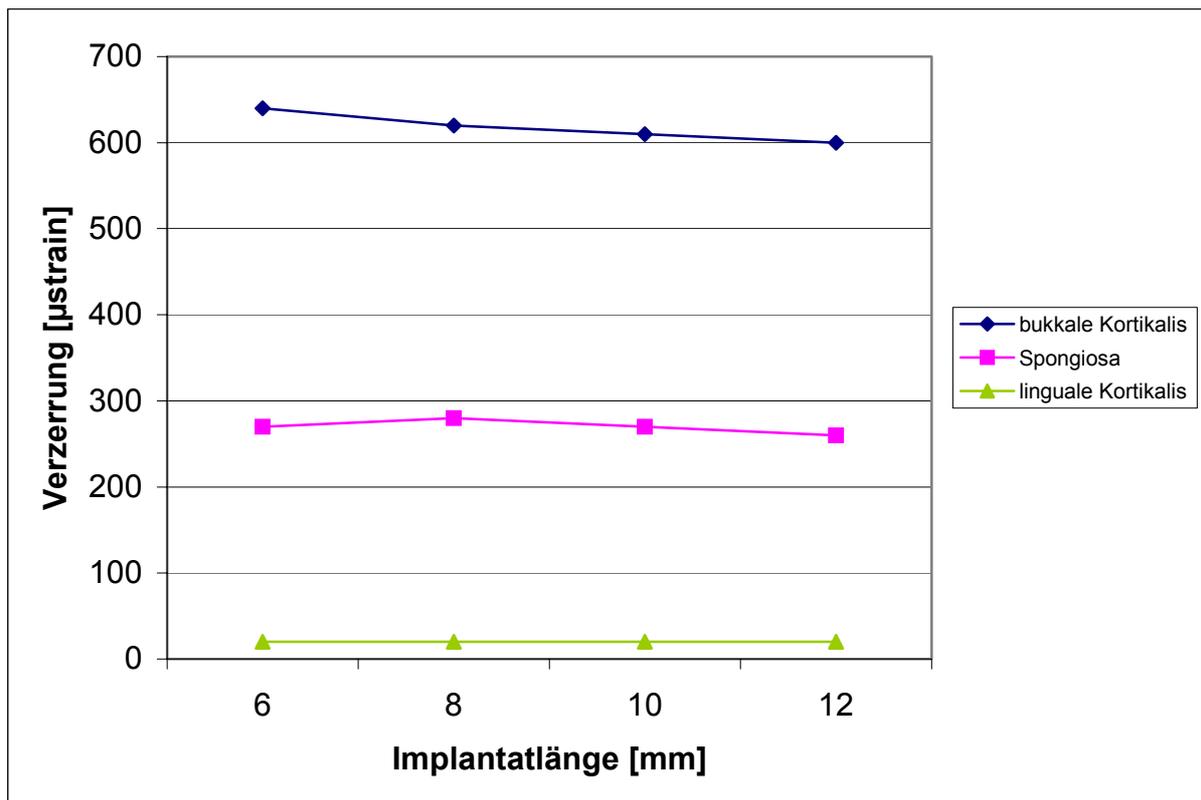


Abb. 15: Abhängigkeit der Verzerrung von der Länge des Implantats in den 3 Knochenschichten

Die Abbildung 15 zeigt die Verzerrungsverteilungen um das Implantat in den drei Knochenschichten. Die maximale Verzerrung tritt in der bukkalen Kortikalis auf. Die Messwerte in der Spongiosa liegen im Vergleich dazu auf nur halbem Niveau. Für die Verzerrung im lingualen Knochen fallen die Werte auf nahezu Null ab.

In den Abbildungen 16 und 17 sieht man ebenfalls einen Längenvergleich, jedoch mit Implantaten, die eine vereinfachte Geometrie aufweisen. Die Ergebnisse weichen nicht wesentlich ab von den Ergebnissen der Rechnungen mit detaillierter Geometrie. Maximal unterscheiden sich die Werte um 30 µε.

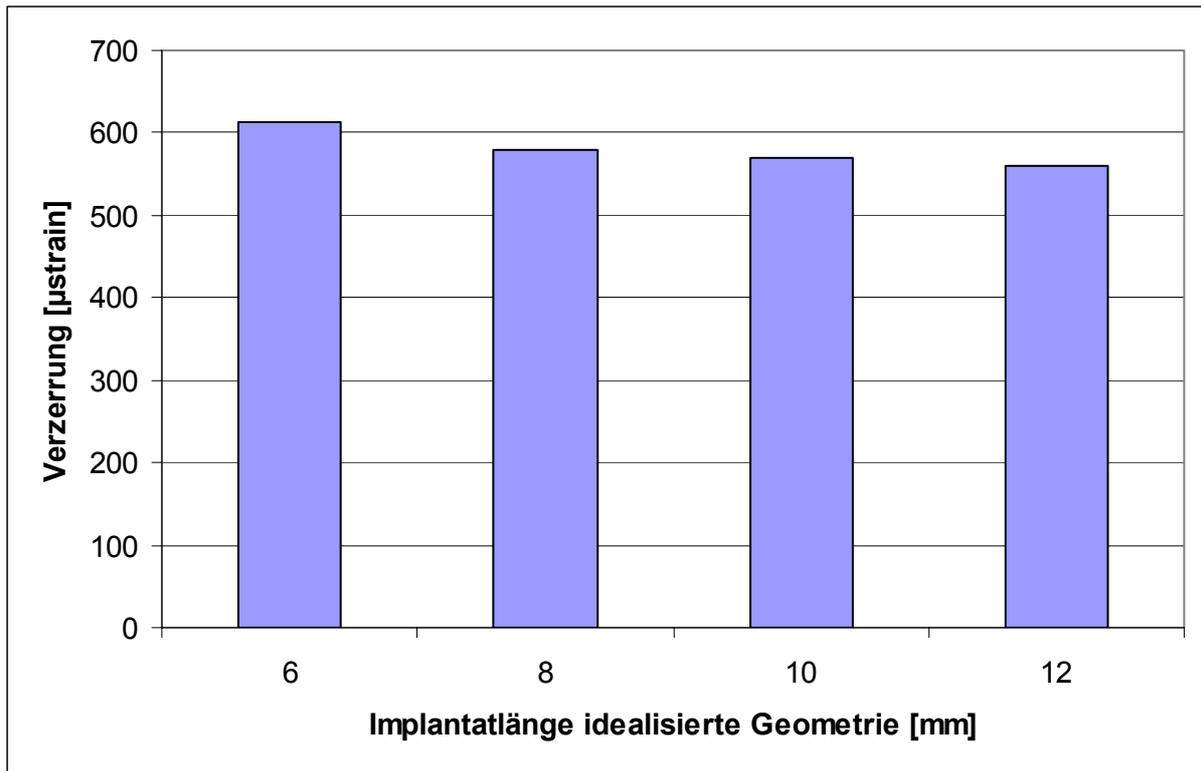


Abb. 16: Maximal auftretende Belastungen im Längenvergleich bei vereinfachter Geometrie

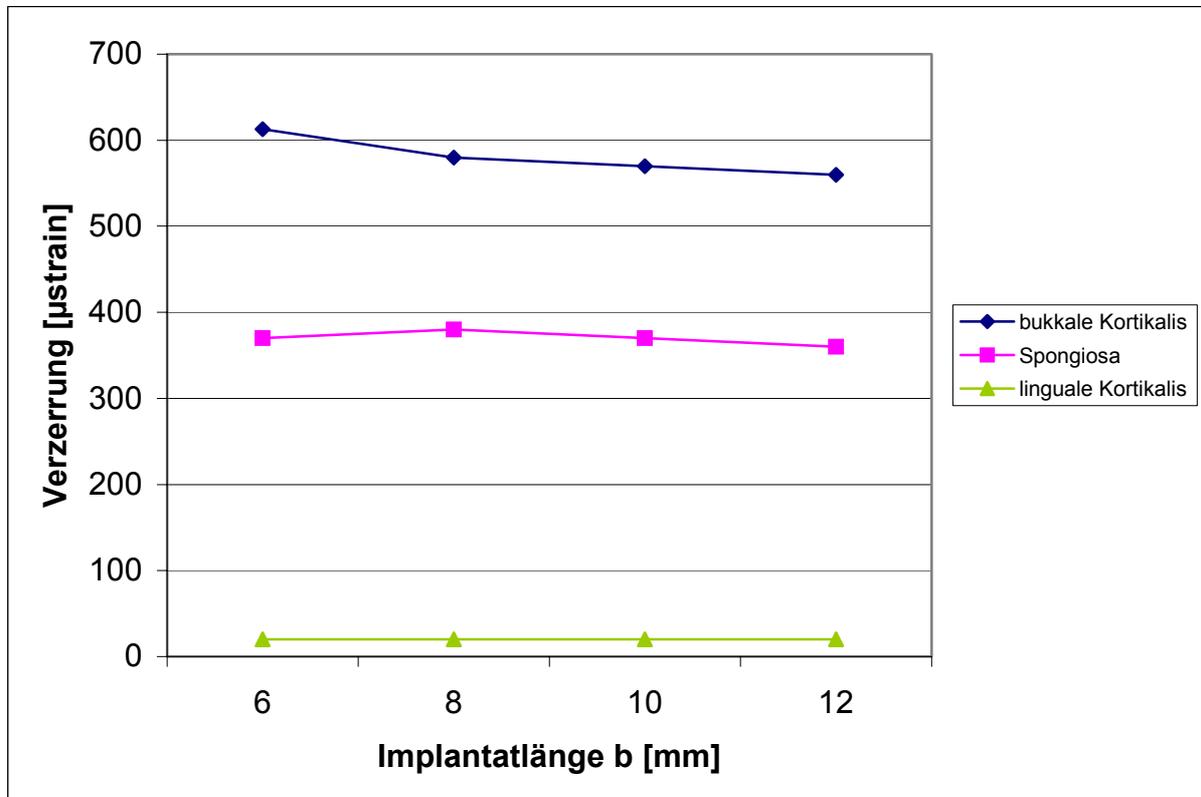


Abb. 17: Abhängigkeit der Verzerrung von der Länge (idealisierte Geometrie)

5.2.2 Durchmesservariation

Die Ergebnisse in Abbildung 18 zeigen Unterschiede bei der Durchmesservariation (0,8 mm bis 1,2 mm) bei einer konstanten Länge von 8 mm. Implantate mit einem größeren Durchmesser rufen kleinere Verzerrungen hervor. Um das Implantat mit 0,8 mm Durchmesser treten um 25% höhere Verzerrungswerte auf. Die Simulation verdeutlicht, dass ab einem bestimmten Schwellenwert die Belastungen konstant sind. Die Geometrien der Implantate dieser Rechnungen sind idealisiert.

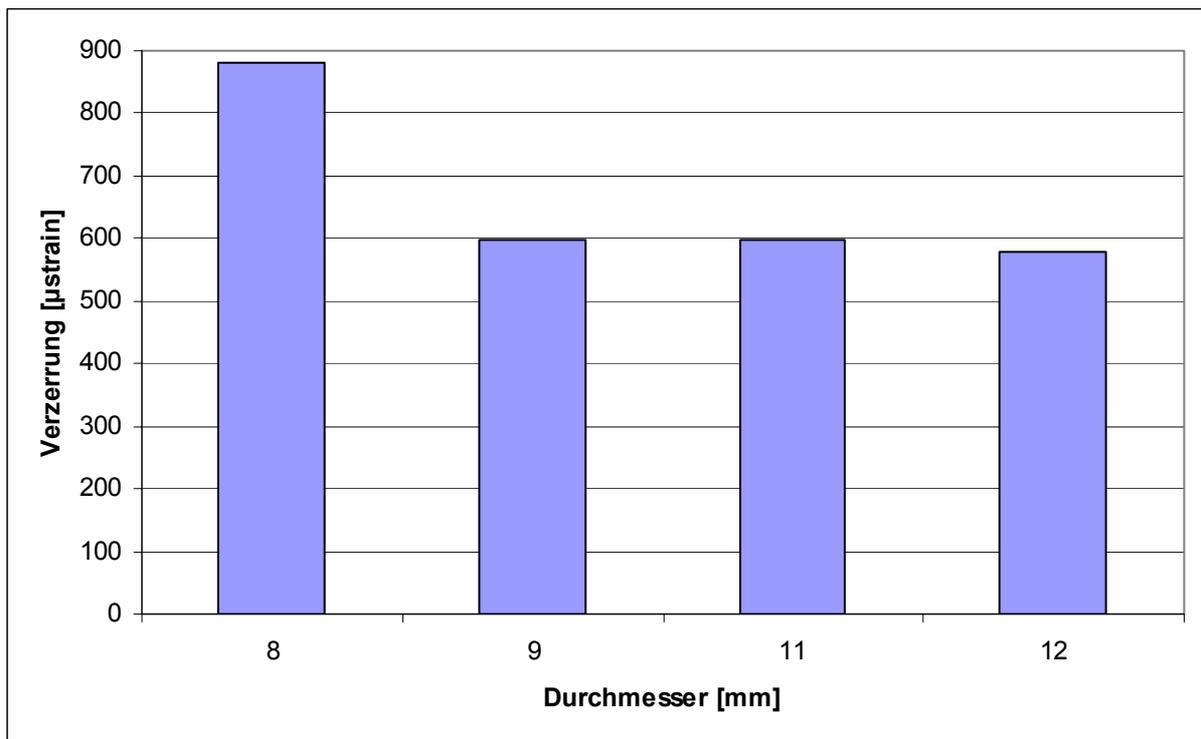


Abb. 18: Variation der Implantatdurchmesser

5.3 Ergebnisse der bi- und monokortikalen Verankerung

In einem Vergleich der Ergebnisse von bikortikaler und monokortikaler Verankerung liegen Spannungs- und Verzerrungswerte von Implantaten mit 1,0 mm Durchmesser und unterschiedlicher Länge bei bikortikaler Verankerung auf einem etwas geringeren Niveau (siehe Abb. 19 und 20) als bei monokortikaler Verankerung der Implantate im Knochen (vgl. Abb. 21 und 22). Die gleichen Belastungsbedingungen führen zu

weniger Verzerrung und Spannung, wenn der umgebende Knochen härter ist, also einen höheren Elastizitätsmodul aufweist.

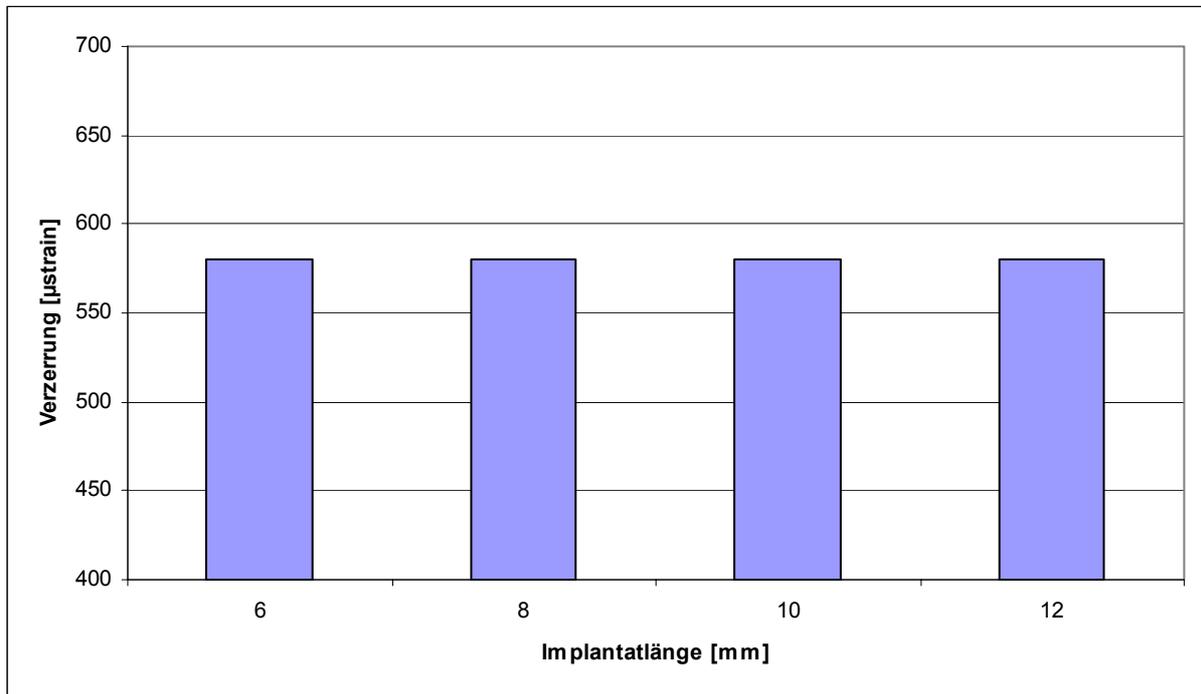


Abb. 19: Knochenbelastung durch Implantate bei bikortikaler Verankerung

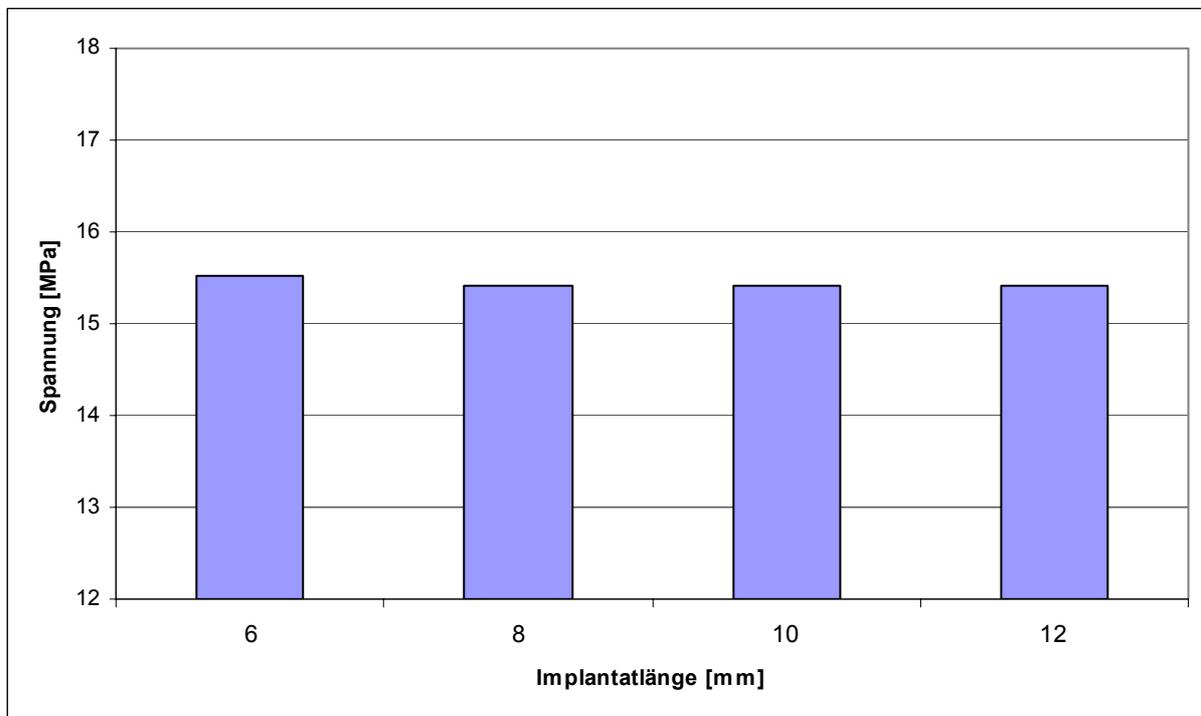


Abb. 20: Spannungsverteilung bei bikortikaler Verankerung

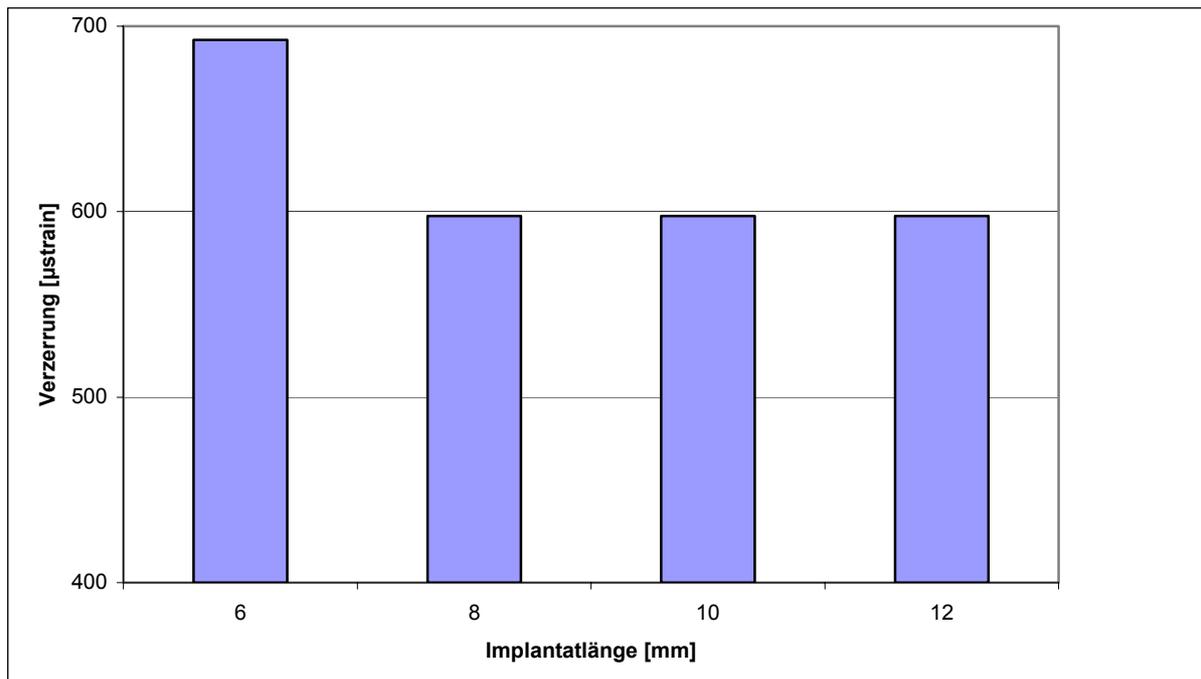


Abb. 21: Monokortikale Verankerung im Knochen

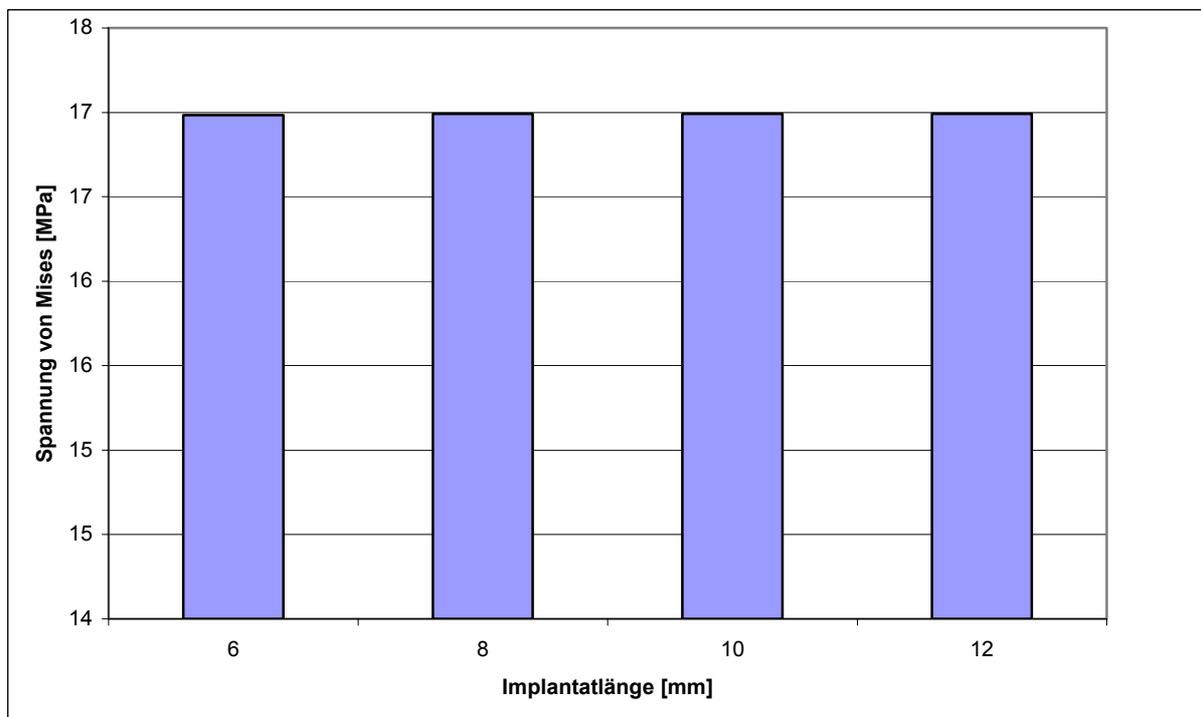


Abb. 22: Monokortikale Verankerung im Knochen

5.4 Ergebnisse der unterschiedlichen Verankerungsformen

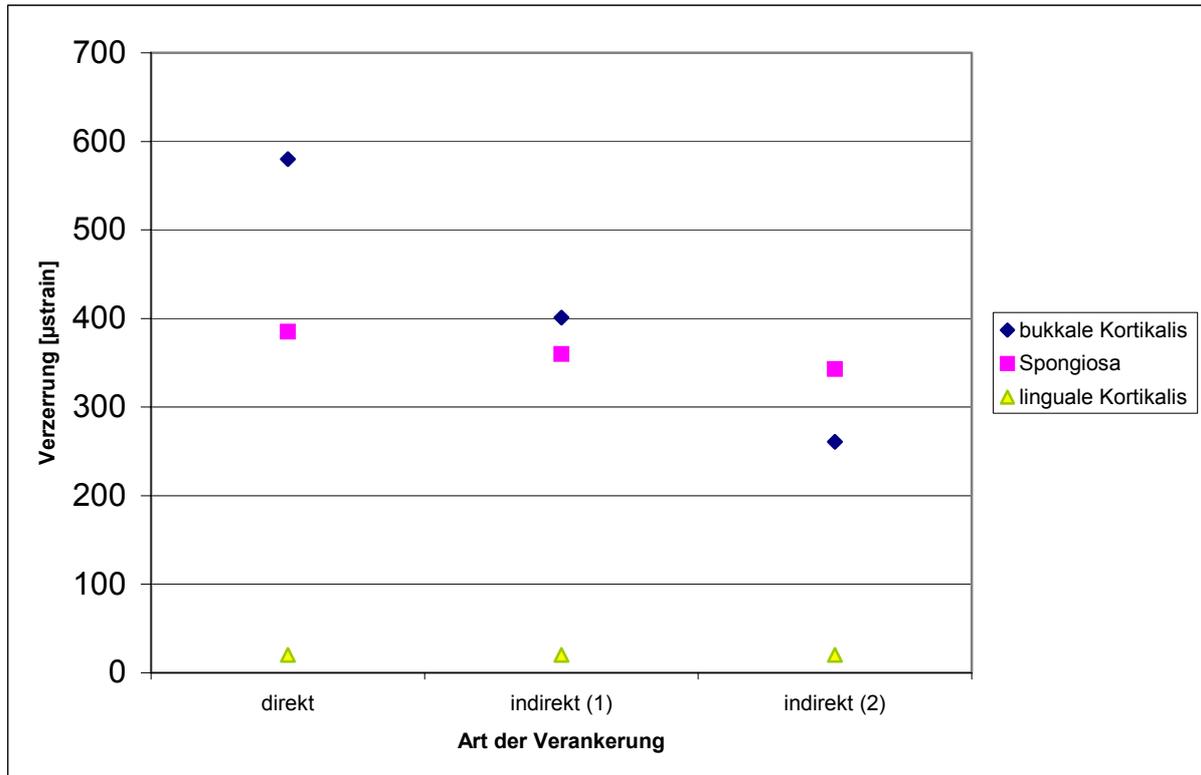


Abb. 23: Abhängigkeit der Knochenbelastung von der Art der Verankerung

Die Spannungen und Verzerrungen wurden auch auf ihre Abhängigkeit in Bezug auf die Art der Verankerung hin untersucht. Die Kraftsysteme simulieren eine Art der direkten Verankerung mit Molarenbewegung über T-Feder und zwei Arten von indirekter Verankerung bei bogengeführter Bewegung über Zugfeder oder Powerchain (siehe vergleichend dargestellt die verwendeten Verankerungsformen in Abb. 24-26).

Bei direkter Verankerung wird ein großer Teil der Kraft von dem Implantat auf die Kortikalis übertragen. Bei der indirekten Verankerung verteilen sich die Kräfte gleichmäßiger auf bukkale Kortikalis und Spongiosa (vgl. Abb. 23 und 27).

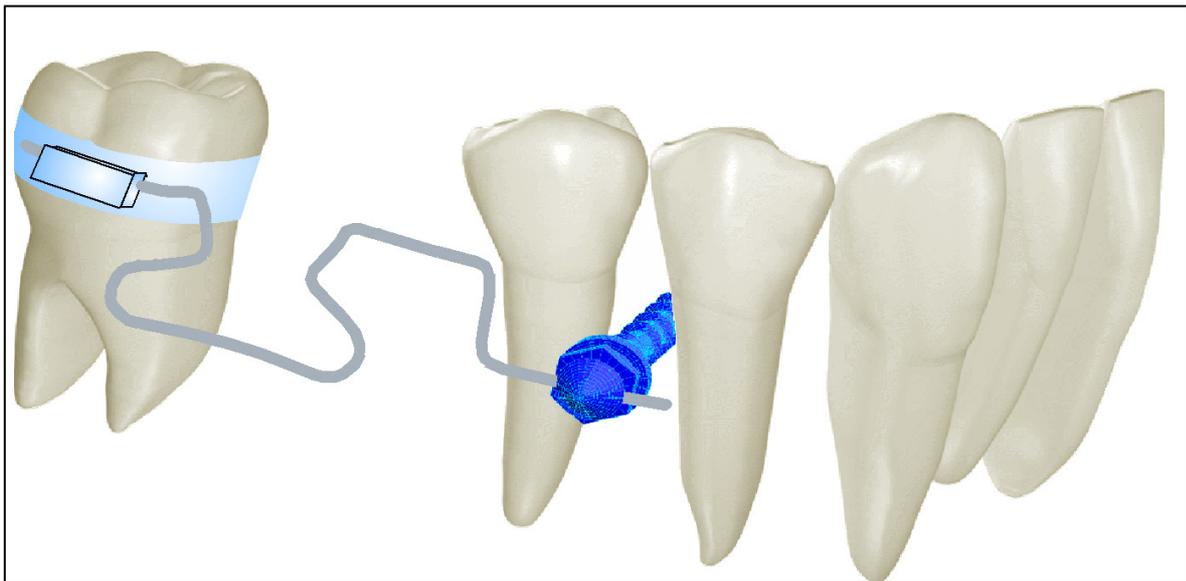


Abb. 24: Direkte Verankerung (D1)

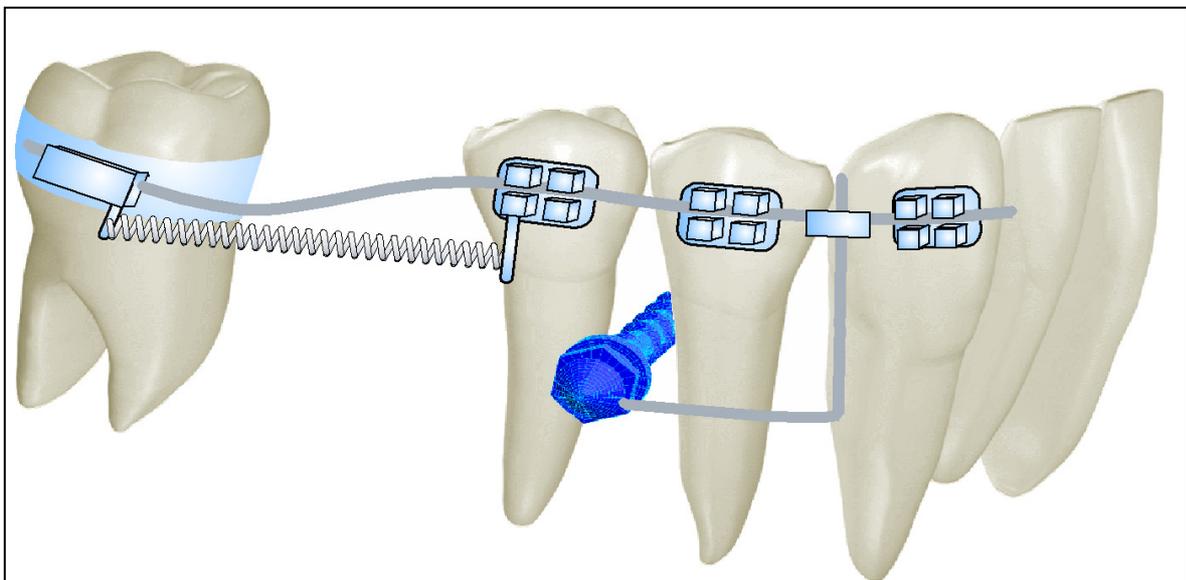


Abb. 25: Indirekte Verankerung 1 (I1)

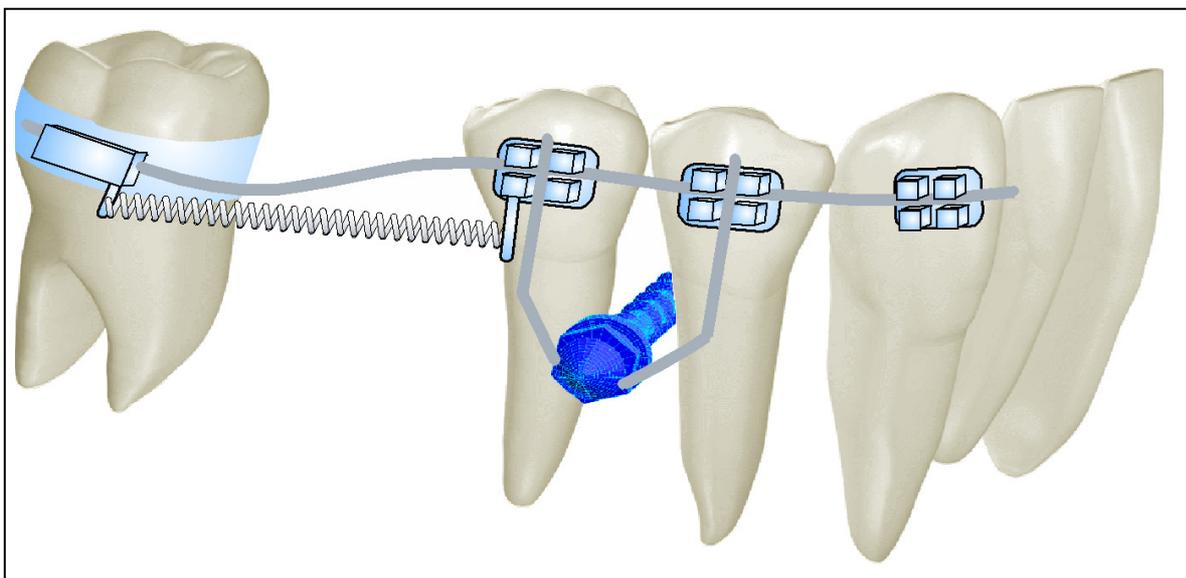


Abb. 26: Indirekte Verankerung 2 (I2)

Die folgende Abbildung 27 stellt die Ergebnisse einer Durchmesservariation von Implantaten bei einer Länge von 8 mm dar. In der Abbildung 28 sieht man Längenvarianten mit einem identischen Durchmesser von 1 mm. Gleichzeitig erfolgt die Belastung durch unterschiedliche Kraftsysteme. Das Verteilungsmuster der Verzerrungen im Knochen bleibt gleich.

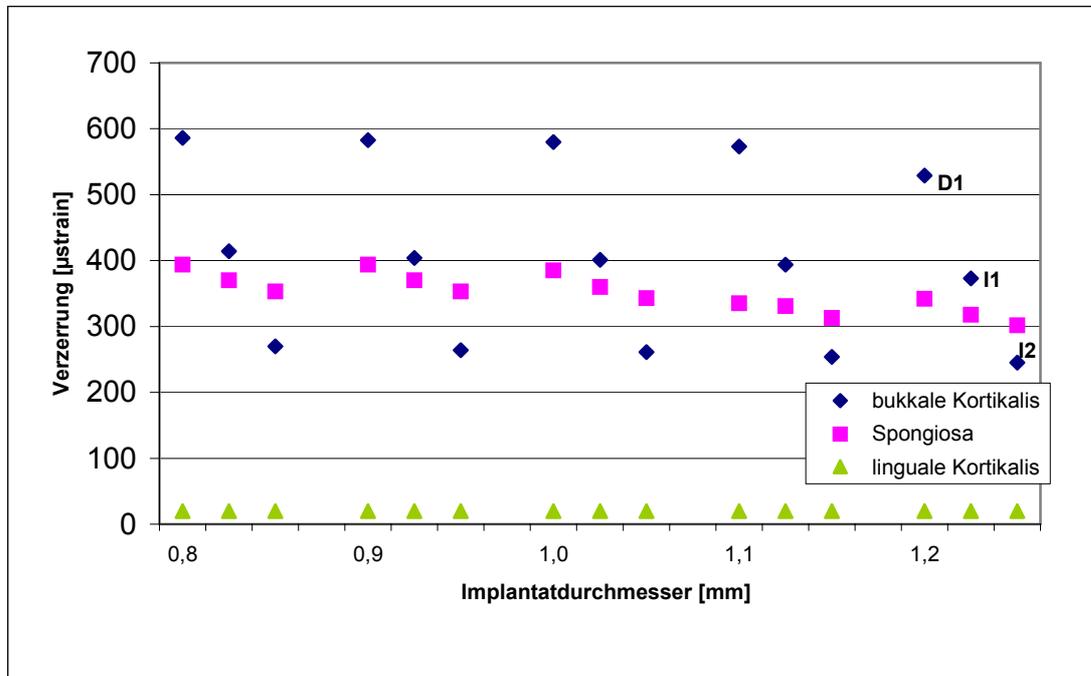


Abb. 27: Abhängigkeit von Implantatdurchmesser und der Art der Verankerung (D1: direkt; I1, I2: indirekt), Implantatlänge ist 8 mm

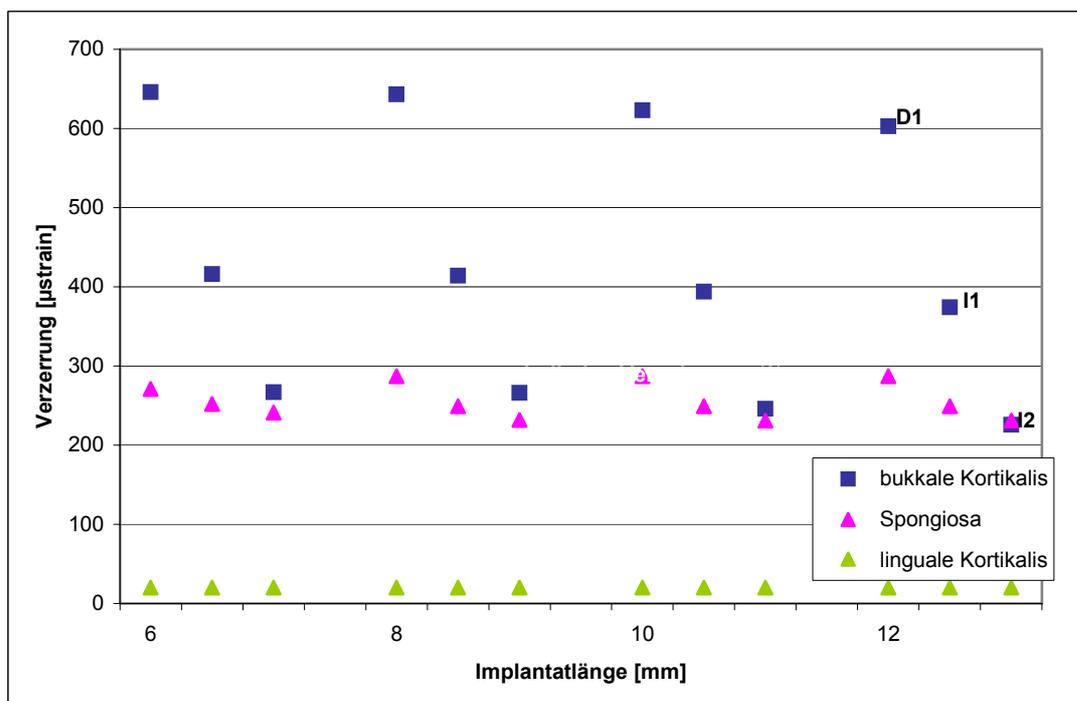


Abb. 28: Abhängigkeit von der Verankerungsart (D1: direkt; I1, I2: indirekt) bei Längenvariation, Implantatdurchmesser ist 1 mm

5.5 Ergebnisse der Anisotropierechnungen

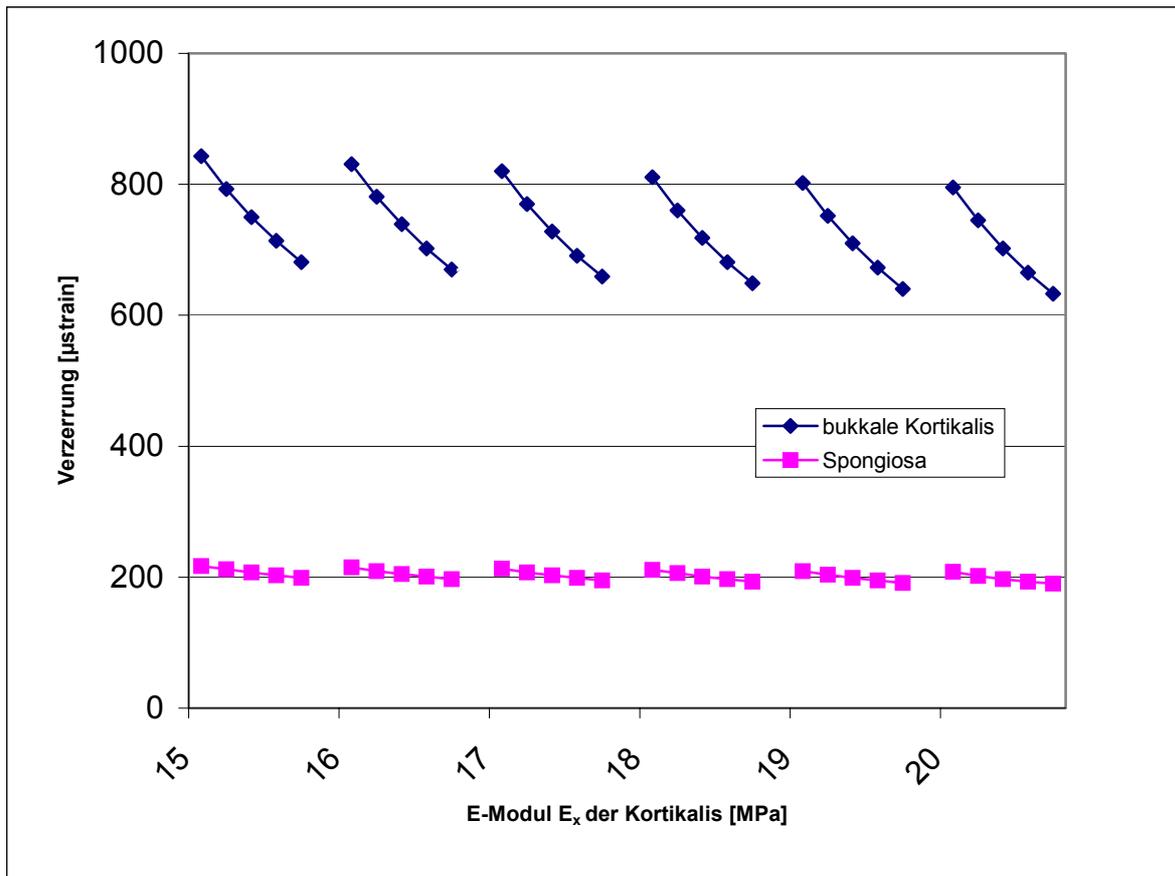


Abb. 29: Darstellung bei transversaler Isotropie

Die Abb. 29 zeigt eine Variation des E-Moduls der Kortikalis für ein transversal isotropes Material als Versuch, orthotropes Materialverhalten zu simulieren. Für die Parameter E_{yz} wird der gleiche Wert (zwischen 11 und 15 MPa) angenommen. Dies würde bedeuten, dass die mechanischen Eigenschaften in einer Ebene in jeder Richtung gleich sind. Für alle Kurvenscharen gilt die Reihenfolge 11-12-13-14-15. Der Einfluss auf die Verzerrungen in der Kortikalis ist mit 20% größer als in der Spongiosa.

5.6 Ergebnisse der Drehmomentrechnungen

In Abhängigkeit von der zu simulierenden Art der Verankerung lag das Drehmoment der Kraftsysteme zwischen 5 und 25 Nmm. Für das Inserieren eines Pins wurde ein Eindrehmoment von 25 Ncm angenommen. Die Implantate mit dem Durchmesser 0,8 mm erreichten dabei nahezu die Dehngrenze (780 MPa) der Titanlegierung (vgl. Abb. 30).

Die Belastung des Implantatattachments beim Einschrauben mit einem Drehmoment von 25 Ncm führte zu hohen Spannungswerten im Kragenbereich der Implantate (siehe Abb. 31). An dieser Stelle besteht die Gefahr eines Bruchs der Minischraube.

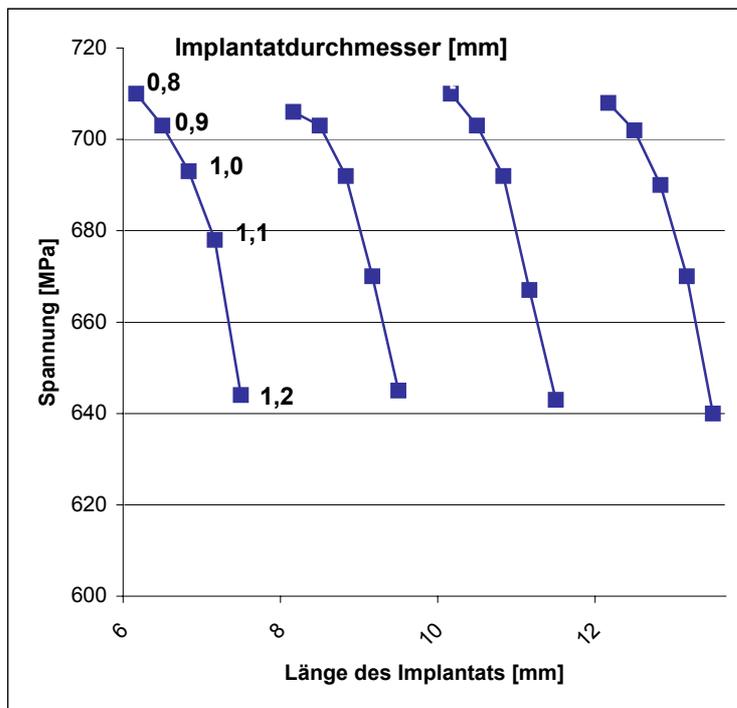


Abb. 30: Spannungen am Implantatkopf bei einem Eindrehmoment von 25 Ncm

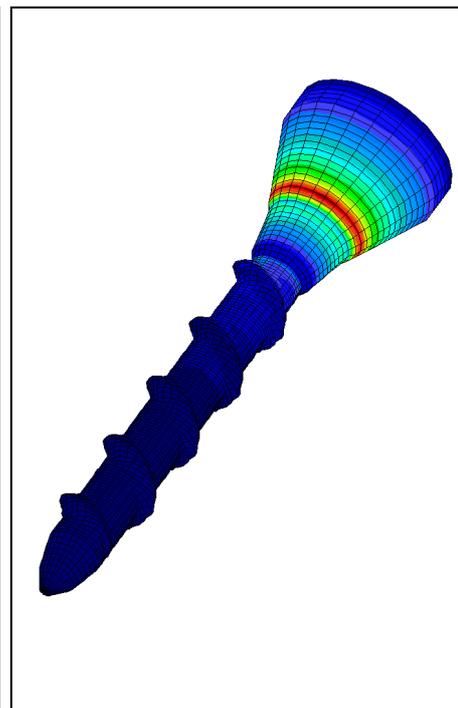


Abb. 31: Maximalspannung im Kragenbereich des Implantats

6 Diskussion

6.1 Diskussion von Material und Methode

Die Finite-Elemente-Methode ist eine akzeptierte theoretische Methode bei der Lösungsfindung von technischen Aufgabenstellungen [Zienkiewics, 1989]. Diese Methode findet aber auch Anwendung bei der biomechanischen Analyse von Zahnstrukturen [Tanne et al., 1989]. FE-Modelle wurden beispielsweise entwickelt, um Spannungs- und Verzerrungsfelder im Knochen um dentale Implantate zu ermitteln. Nach *Siegele* [1989] eröffnet die Methode der FE-Analyse die Möglichkeit, unterschiedliche Materialien und Materialeigenschaften in die Berechnung miteinzubeziehen. Die FEM bietet dabei gewisse Vorteile: Akkurate Wiedergabe komplexer Geometrien, einfache Modellerstellung, Bestimmung innerer Spannungszustände und weiterer mechanischer Größen [Chun et al., 2002].

Den Zusammenhang zwischen Belastungen von Implantaten mit orthodontischen Kräften und der Reaktionen der umgebenden Gewebe thematisierten einige FE-Studien [Chen et al., 1995; Chen et al., 1999; Melsen et al., 1996]. *Cattaneo* [2007] sah in der FE-Methode nur eine Annäherung an die tatsächlichen Belastungsbedingungen, da die Belastungskriterien nur auf einem hypothetischen Modell basieren. Auch *Huiskes* und *Chao* [1983] erkannten, dass die in einer FE-Analyse auftretenden Spannungszustände nicht allein von dem Kraftfeld abhängig sind, sondern auch die Geometrieverhältnisse und Materialeigenschaften die Ergebnisse beeinflussen. Ein Hauptproblem stelle die Modellierung des Implant-Knochenkomplexes, wenn versucht wird die Geometrie der anatomischen Abschnitte und dabei die innere Morphologie und die Materialparameter von Knochengewebe zu beschreiben, stellten *van Oosterwyck* et al. [2002] fest.

Im Hinblick auf diese Schwierigkeiten sind eine Reihe von Vereinfachungen eingeführt worden. Die Modelle wurden erzeugt, indem man für den alveolaren Knochen annähernd eine geometrische Form annahm und für den kortikalen Knochen willkürlich eine Schichtdicke festlegte. Dies kann als eine Beschränkung der Studie angesehen werden. FE-Modelle, die auf einem μ CT-Datensatz basieren, können in dieser Hinsicht eine detailliertere Beschreibung der äußeren Geometrie und der inneren

Morphologie des alveolären Knochens liefern. Darüber hinaus können mechanische Versuche und klinische Untersuchungen die Ergebnisse von FEM-Analysen überprüfen und bestätigen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die direkte Übertragung von Kräften durch osseointegrierte Implantate auf den Knochen kann durch relative Bewegung im Knochen Mikrofrakturen im Kontaktbereich und infolgedessen ungewollte Resorptionen hervorrufen. Dafür ist das Verständnis von Spannungsverteilungen im Implantat, die von der Art des Gewindeganges, dem Implantatdurchmesser und der Länge beeinflusst wird, grundlegend.

Frühere Untersuchungen zeigten bereits, dass der kortikale Knochenbereich typischerweise für eine hohe Spannungskonzentration steht [Holmes et al., 1992; Holmgren et al., 1998]. *Watzek* und *Mailath-Pokorny* [2000] stellten fest, dass der kortikale Knochen wegen seines zehnmal höheren E-Moduls der Verbiegung eines Implantates (Belastung in horizontaler Richtung) oder dem Einsinken (Belastung in vertikaler Richtung) einen wesentlich höheren Widerstand entgegensetzt als der spongiöse Knochen. In der Folge konzentrieren sich hohe Spannungsspitzen um den Implantathals. Man nimmt an, dass die unphysiologischen hohen Druckspannungen im kortikalen Bereich, der Durchtrittsstelle des Implantates, die zum Teil zu beobachtenden knöchernen Resorptionen mit verursachen. Mittels geeigneter Implantatformen wird versucht, eine Optimierung der Grenzflächenbedingung zu erreichen, um die Spannungen in diesem Bereich zu reduzieren.

Einige Studien haben die klinischen Auswirkungen von unterschiedlichen Designcharakteristika untersucht, um eine optimale Implantatform zu finden. *Morris et al.* [2001] schlossen nach kurzen Erprobungsphasen neuentwickelter Implantate, dass Implantate mit größerem Durchmesser und Länge höhere Überlebensraten aufwiesen. Auch *Holmgren* et al. [1998] stellten fest, dass Implantate mit einem größeren Durchmesser im Vergleich kleinere Spannungen hervorrufen. Auch in den Ergebnissen unserer FEM-Analyse zeigte sich mit steigendem Implantatdurchmesser eine gleichmäßigere Verteilung der Belastung auf Kortikalis und Spongiosa. Durch ma-

thematische Berechnungen ist bekannt, dass insbesondere die Spannungsspitzen im Bereich der Kortikalis durch ein Hinaufsetzen der Steifigkeit eines Implantates reduziert werden können. Rechnungen von *Plenk* und *Zitter* [1993] zeigten, dass sich durch steifere Materialien Spannungswerte reduzieren lassen. Eine höhere Steifigkeit eines Implantates ist durch eine Vergrößerung des Implantatdurchmessers zu erreichen. Auch mit zunehmender Länge nimmt die maximale Verzerrung ab, da die Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen zunimmt, jedoch in einem kleineren Ausmaß. Die Implantatlänge scheint nicht die entscheidende Rolle zu spielen bei der Reduzierung der maximal wirksamen Belastung im umgebenden Knochen, wenn eine gewisse Länge erreicht ist.

Mono- und bikortikale Verankerung unterscheiden sich in der Maximalkraft. Die Verankerung in beiden Kortexschichten minimiert die auftretenden Spannungen und Verzerrungen. Klinisch reduziert die monokortikale Verankerung bei einer vergleichbaren Stabilität das Knochen- und Weichteiltrauma.

Die Simulation unterschiedlicher Verankerungsarten unterscheidet sich wesentlich durch das Drehmoment. Bei der direkten Verankerung wird ein großer Teil der Kraft von dem Implantat auf die Kortikalis übertragen. Bei der indirekten Verankerung verteilen sich die Kräfte gleichmäßig auf die bukkale Kortikalis und Spongiosa.

Die Spannungslevels, die in den FEM-Analysen bestimmt wurden (5-20 μ strain), lagen in einigen Bereichen um die Implantate deutlich unter den von *Frost* [1983] beschriebenen Werten (50-1500 μ strain). Eine mögliche Erklärung könnte sein, dass die Spannungszustände, die von *Frost* beschrieben wurden, in Bezug zu belasteten Knochen stehen und nicht für den Fall von nichtfunktioneller Belastung. Das Ausmaß von orthodontischen Kräften ist im Vergleich zur funktionellen Belastung klein und spielt daher eine untergeordnete Rolle für die Knochenumbauprozesse um Implantate [Cattaneo et al., 2007].

7 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen dieser Studie lässt sich für die tomas[®]-Pins aus biomechanischer Sicht eine gute Eignung zur Verankerung bei Molarenbewegung ableiten. Bei keinem errechneten Modell traten im Implantathals oder im Gewindegang Spannungs- oder Verzerrungsspitzen auf. Die errechneten Spannungen und Verzerrungen im Kieferknochen lagen bei Belastungen mit kieferorthopädischen Kraftsystemen im physiologischen Bereich.

Die Simulationen zeigten, dass die Verzerrungen um alle Implantatmodelle ausreichend hoch waren um den Erhalt des Knochens zu sichern. Eine Längenzunahme, ein steigender Durchmesser sowie eine bikortikale Verankerung der Implantate im Knochen reduzierten die maximalen Verzerrungswerte. Aufgrund einer Abnahme der Knochenbelastung längs der Implantatachse unterschritten die Verzerrungswerte in der lingualen Kortikalis den von Frost angegebenen Wert. In diesen Bereichen müssen zusätzlich Kaukräfte wirken, um die Knochenstruktur zu erhalten.

Um abschließend die Erfolgsrate der tomas[®]-Pins beurteilen zu können, sind weitere Studien hinsichtlich der Primärstabilität der Implantate im Knochen erforderlich. Unter Primärstabilität versteht man die Festigkeit eines Implantates direkt nach der Insertion. Es zeigte sich, dass eine ausreichende Primärstabilität unerlässlich für eine erfolgreiche skelettale Verankerung ist und zur Minimierung der Verlustrate beiträgt. Hier muss der Einfluss des Implantatdesigns und der Implantatdimension auf die Primärstabilität untersucht werden.

8 Zusammenfassung

In den Fällen, in denen die vorhandene Dentition keine ausreichende Verankerung für eine Zahnbewegung bietet, werden seit einigen Jahren in der Kieferorthopädie Minischrauben zur kortikalen Verankerung von kieferorthopädischen Geräten genutzt.

Die vorliegende Studie wurde als biomechanische Begleitung der Entwicklung des tomas[®]-Pins durchgeführt. Vor allem sollte der Einfluss unterschiedlicher Designcharakteristika auf die Knochenbelastung um die Implantate untersucht werden.

Hierzu wurden numerische Modelle des orthodontischen Miniimplantates erstellt und durch Belastung der Implantate drei Verankerungssituationen bei Molarenbewegung im Unterkiefer simuliert. Gerechnet wurde mit vier Längenvarianten (6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm) und fünf Durchmesservarianten (0,8 mm, 0,9 mm, 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm) des Implantates.

Ergebnisse:

- Die errechneten Spannungen und Verzerrungen im Kieferknochen lagen im physiologischen Bereich. Die größten Belastungen traten im kortikalen Knochen auf, dann fielen die Spannungen und Verzerrungen von krestal nach apikal gleichmäßig ohne auftretende Spannungsspitzen ab.
- Die Implantatlänge hatte insgesamt einen geringen Einfluss auf die berechneten Spannungen und Verzerrungen. Eine Längenzunahme führte zu einer leichten Reduktion der maximalen Verzerrung.
- Die Durchmesservariationen verdeutlichten eine Belastungsabnahme bei steigendem Radius.
- Eine bikortikale Verankerung der Implantate im Knochen senkte die maximale Knochenbelastung zusätzlich.

Die Ergebnisse dieser Studie belegten, dass für den tomas[®]-Pin aus biomechanischer Sicht eine gute Eignung zur Verankerung bei Molarenbewegung besteht.

9 Literaturverzeichnis

Angle E. Treatment of malocclusion of teeth./ th ed. S.S. White Dental Manufacturing Comp., Philadelphia 1907

Abdelgader I. Numerical and experimental investigation of different types of mini-implants used for orthodontic anchorage. Dissertationsschrift, Universität Bonn 2006

Abé H, Hayashi K, Sato M. Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues and Organs. Springer Verlag Tokyo, Berlin, Heidelberg, New York, 1996

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

Block MS, Hoffmann DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995; 107: 251-258

Bourauel C. Die orthodontische Zahnbewegung: Numerische Modellbildung und biomechanische Validierung. Habilitationsschrift, 1998, Universität Bonn

Burr DB, Martin RB, Radin EL. Threshold values for the production of fatigue micro-damage in bone in vivo. Orthop Res Soc Abs 69, 1983

Burr DB, Schaffler MB, Yang KH, Lukoscek M, Sivaneri N, Blaha JD, Radin EL. Skeletal change in response to altered strain environments: is woven bone a response to elevated strain? Bone 1989; 10: 223-233

Burr DB, Stafford T. Validity of the bulk straining technique to separate artifactual from in vivo microdamage. Clin Orthop Relat Res 1990; 260: 305-308

Carano A, Melsen B. Implants in orthodontics. Prog Orthod. 2005; 6: 62-69

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: An animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 213-225

Chen J, Chen K, Garetto LP, Roberts WE. Mechanical response to functional and therapeutic loading of a retromolar endosseous implant used for orthodontic anchorage to mesially translate mandibular molars. *Implant Dent* 1995; 4: 246-258

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; 14: 282-289

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

Costa A, Raffaini M, Melden B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998; 13: 201-209

Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983; 17: 266-269

Currey JD. The many adaptations of bone. *J Biomech* 2003; 36: 1487-1495

Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003; 82: 377-381

Diedrich P. Verschiedene orthodontische Verankerungssysteme. Eine kritische Betrachtung. *Fortschr. Kieferorthop* 1993; 54: 156-176

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

Freudenthaler JW, Haas R, Banteleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in mandible: a preliminary report on clinical applications. Clin Oral Implants Res 2001; 12: 358-363

Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical stability of titanium Microscrews for orthodontic anchorage- preliminary experiences. J Orofac Orthop 2004; 26: 410-418

Frost HM. Introduction to Biomechanics. Charles C Thomas, Springfield, 1963

Frost HM. Laws of Bone Structure. Charles C Thomas, Springfield, 1964

Frost HM. A determinant of bone architecture: the minimum effective strain. Clin Orthop Relat Res 1983; 175: 286-292

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaption to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994; 64: 175-188

Gray JB, Smith R. Transitional Implants for Orthodontic Anchorage. Clin Orthod 2000; 11: 659-666

Haase A. Numerische Untersuchung zur initialen Zahnbeweglichkeit mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. Diplomarbeit, 1996, Physikalisches Institut, Universität Bonn

Higuchi KW, Slack JM. The use of titanium fixtures for intra-oral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 338-344

Holmes DC, Grigsby WR, Geol VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite stress analysis. Int J Oral Maxillofacial Implants 1992; 7: 450-458

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

Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 1983; 16: 385-409

Huja SS, Katona TR, Burr DB, Garetto LP, Roberts WE. Microdamage adjacent to endosseous implants. *Bone* 1999; 25: 217-222

Jee WS, Li XJ. Adaption of cancellous bone to overloading in the adult rat: a single photon absorptiometry and histomorphometry study. *Anatomical Record* 1990; 227: 418-426

Junquera LC, Carneiro J, Long JA. Functionele histologie. 8. Beenweefsel, Wetenschappelijke uitgeverij Bunge, Utrecht, 1987

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997; 31: 763-767

Katz JL. Mechanics of hard tissue, In: Brozino J.D. (ed.): *The Biomechanical Engineering Handbook*, 273-289. Boca Raton: CRC Press 1995

Lee JS, Park HS, Kyung HM. Micro-Implant anchorage for lingual treatment of a skeletal class II Malocclusion – Microscrews help control anchorage in lingual sliding. *J Clin Orthod* 2001; 10:35

Lian JB, Stein GS. The cells of bone, In: *Dynamics of bone and cartilage metabolism*. Academic Press, 1999; 165-185

McSherry PF, Bradley H. Class II correction-reducing patient compliance: a review of the available techniques. *J Orthod* 2000; 27: 219-225

Melsen B. Mini-Implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005; 9: 539-547

Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin. Orthod. Res.* 2000; 3: 23-28

Melsen B, Garbo D. Treating the "Impossible Case" with the use of the Aarhus Anchorage System. *Orthodontics* 2004; 1: 13-20

Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 144-152

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

Melsen B, Verna C. Transitional Anchorage Devices in Orthodontics: Miniscrews. *Semin Orthod* 2004; 3: 3-9

Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2001; 29: 100-105

Miyawaki S, Koyama I, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 373-378

Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaan A. A new implant design to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months. *J Oral Implantol* 2001; 27: 164-173

Natali AN, Hart RT, Pavan PG, Knets I. Mechanics of bone tissue, In: Arturo N. Natali Hrsg, *Dental Biomechanics*. London und New York: Taylor & Francis, 2003: 1-19

Natali AN, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics, In: Arturo N. Natali Hrsg, *Dental Biomechanics*. London und New York: Taylor & Francis, 2003: 211-239

Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S and Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchorage for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119: 489-497

O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 648-657

Oosterwyck van H. Study of biomechanical determinants of bone adaptation around functionally loaded oral implants. Habilitationsschrift. Katholieke Universiteit Leuven, 2000

Oosterwyck van H, Vander Sloten J, Puers R, Naert I. Finite element studies on the role of mechanical loading in bone response around oral implants. *Meccanica* 2002; 37: 441-451

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-Implant Anchorage for Treatment of Skeletal Class I Bialveolar Protrusion. *J Clin Orthod* 2001; 7: 417-422

Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2004; 74: 703-710

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

Proffit W. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit W, Fields HW, editors. *Contemporary orthodontics.* 2nd ed. Saint Louise: Mosby; 1993. p. 289-315.

Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990; 60: 135-152

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaption to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod* 1984; 86: 95-111

Roekel van NB: The use of Branemark System implants for orthodontic anchorage: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 341-344

Schnittler HJ, Drenckhahn D. Grundlagen der Biomechanik des Knochens, In: Anatomie: makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen/ Benninghoff Hrsg von Urban u. Schwarzberg 1994

Siegele D. Numerische Untersuchung zur Optimierung der durch Zahnimplantate bedingten Beanspruchung des Kieferknochens. Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik, Freiburg, W 8/99, 1989

Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. *Dental Clin N Am* 1988; 32: 539-550

Tanne K, Burstone CJ, Sakuda M. Biomechanical response of tooth associated with different root lengths and alveolar bone high: Changes of stress distributions in the PDL. *Journal of Osaka University Dentistry School* 1989; 29: 17

Triaca A, Antonini M, Wintermantel E. Ein neues Titanflachschrauben-Implantat zur orthodontischen Verankerung am anterioren Gaumen. *Int Orthod Kieferorthop.* 1992; 24: 251-258

Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, Poon LC. Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 1988; 58: 151-162

Vollmer D, Haase A, Bourauel C. Semi-automatic generation of finite-element meshes to dental preparations. *Biomed Tech (Berl.)* 2000; 45: 62-69

Watzek G, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. Zahnärztliche Chirurgie Bd. 3, Thieme-Verlag, 2000

Wehrbein H, Diedrich P. Endosseous titanium implants during and after orthodontic load – an experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 1993; 4: 76-82

Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 678-686

Wehrbein H, Merz BR, Deidrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the Orthosystem. *Clin Oral Implant Res* 1996; 7: 410-416

Wehrbein H, Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J Esth Dent* 1998; 10: 315-324

Wilmes B, Rademacher C, Bortoluzzi V, Hoenscheid R, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic miniscrews. *W J Ortho* 2005; 6 supplement: 288

Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald Berlin 1892

Zienkiewics OC. *The Finite Element Method in Engineering Science*, 4th edn, M C Graw-Hill, New York, 1989