

**Numerische Untersuchung zur Sofortbelastung  
eines vorgefertigten Stegsystems für die zahnärztliche Prothetik an  
einem patientenspezifischen Modell**

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

**Ieva Zuozaitė**  
aus Kaunas/Litauen

2015

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

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

Tag der Mündlichen Prüfung: 27.03.2015

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und  
Werkstoffwissenschaften

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

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel

In Memoriam  
Ričardas Markovas  
(1935-2013)



## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	7
1.1 Knochenabbau im zahnlosen Kiefer .....	7
1.2 Prothetische Versorgungsmöglichkeit des zahnlosen Kiefers .....	9
1.2.1 Kugelkopfattachment.....	10
1.2.2 Locator .....	11
1.2.3 Magnete .....	13
1.2.4 Teleskope.....	14
1.2.5 Stege.....	16
1.3 Experimentelle (in vitro) Studien .....	18
1.4 Finite-Elemente-Methode (FEM).....	19
1.5 FE-Modellbildung und FE-Analyse.....	22
<b>2. Ziele</b> .....	23
<b>3. Material und Methoden</b> .....	24
3.1 SFI-Bar <sup>®</sup> -System.....	24
3.2 Verwendetes Implantatsystem .....	27
3.3 Modellierung auf der Basis von Patientendaten.....	27
3.4 Erstellung idealisierter Modelle .....	30
3.5 Materialparametern und Randbedingungen.....	32
3.6 Untersuchte Modellvarianten .....	34
3.7 Ergebnisbewertung und -auswertung .....	34
<b>4. Ergebnisse</b> .....	38
4.1 Vergleich der Spannungen im Stegsystem bei dem patientennahen und idealisierten Modell.....	39

4.1.1	Spannungsverteilung bei den Modellen mit undifferenziertem und osseointegriertem Knochen.....	39
4.1.2	Spannungsverteilung bei den Modellen mit undifferenziertem und nicht osseointegriertem Knochen.....	43
4.1.3	Spannungsverteilung bei den Modellen mit differenziertem und osseointegriertem Knochen.....	47
4.1.4	Spannungsverteilung bei den Modellen mit differenziertem und nicht osseointegriertem Knochen.....	51
4.2	Vergleich der Knochenbelastungen bei den verschiedenen Modellvarianten .....	55
4.2.1	Vergleich bei Modellen mit dem undifferenzierten und osseointegrierten Knochen .....	56
4.2.2	Vergleich bei den Modellen mit dem undifferenzierten und nicht osseointegrierten Knochen.....	59
4.2.3	Vergleich bei den Modellen mit dem differenzierten und osseointegrierten Knochen .....	62
4.2.4	Vergleich bei Modellen mit dem differenzierten und nicht osseointegrierten Knochen.....	65
<b>5.</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>69</b>
5.1	Einfluss der Knochendifferenzierung .....	69
5.2	Einfluss der Osseointegration .....	70
5.3	Problematik und Grenzen der FE-Methode .....	71
5.4	Schlussfolgerung .....	71
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>75</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>77</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>86</b>

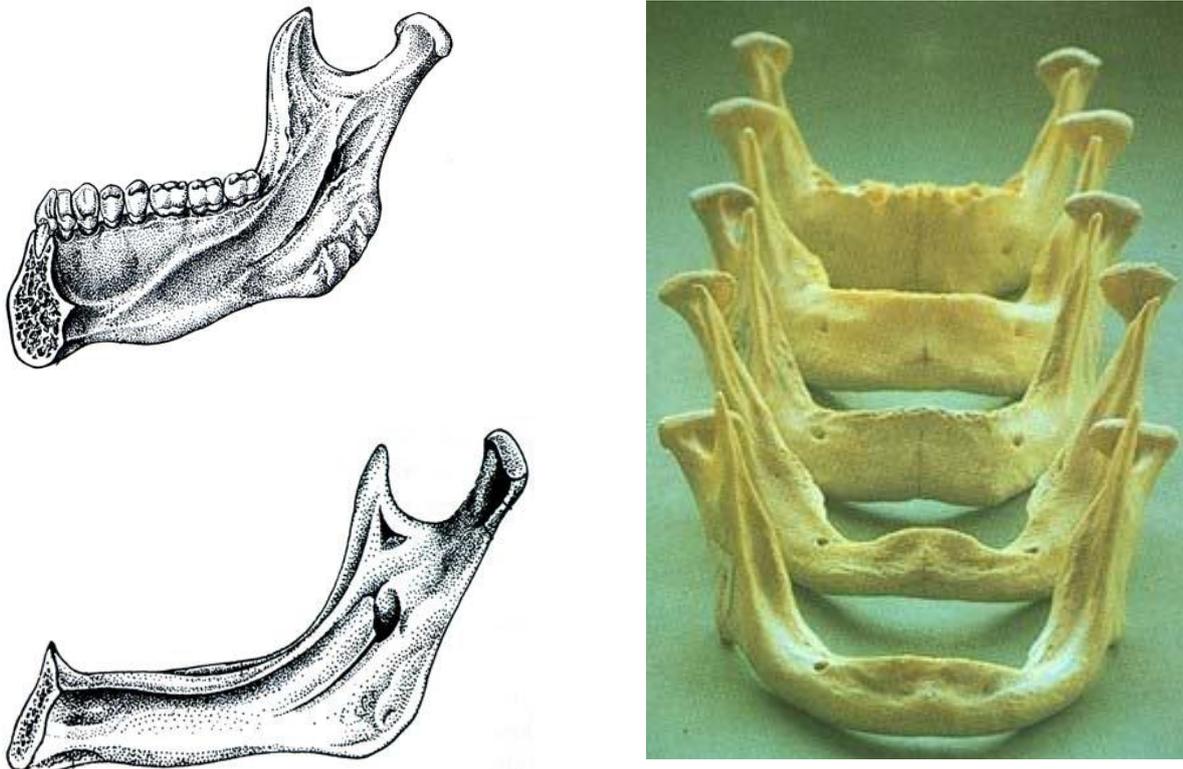
## 1. Einleitung

Der Mensch durchläuft im Laufe seines Lebens verschiedene Wechselphasen des Gebisses. Die Gebissentwicklung beginnt etwa dreißig bis vierzig Tage nach der Befruchtung, im fünften bis siebten Säuglingsmonat brechen die ersten Milchzähne durch und mit zwölf bis vierzehn Jahren sollten alle Zähne des bleibenden Gebisses vorhanden sein. Jahre danach verliert der Mensch einzelne oder sogar alle Zähne. Die Gründe dafür können profunde kariöse Läsionen, Parodontitis, Traumata oder die Nichtanlage von bleibenden Zähnen sein. Hoffmann et al. (2005) stellten in der vierten Deutschen Mundgesundheitsstudie fest, dass 22,6 % der Senioren in Deutschland einen zahnlosen Kiefer haben.

### 1.1 Knochenabbau im zahnlosen Kiefer

Ein unbezahnter Kiefer bringt gewisse Beschwerden in der Phonetik, Funktion und Ästhetik für den Patienten mit. Um diese Nachteile zu überwinden, können als herausnehmbarer Zahnersatz konventionelle Vollprothesen verwendet werden (Narhi et al., 1997). Dabei ist zu berücksichtigen, dass es mit fortschreitendem Alter zu einer ständigen Atrophie des Kieferkammes in Folge der geänderten Belastung des Knochens kommt (Tallgren, 1972). Abbildung 1 zeigt, wie sich im Laufe der Zahnlosigkeit der Unterkiefer verändert.

Die Struktur des Knochens im Unterkiefer ist der Grund für den progressiveren Knochenabbau des Unterkiefers im Vergleich zum Oberkiefer. Der Alveolarfortsatz im Unterkiefer besitzt eine kleinere Oberfläche und so wird eine größere Belastung auf die Prothesenbasis durch die okklusal gerichteten Kräfte ausgeübt (Tallgren et al., 1980; van Waas, 1983). Durch den Knochenrückgang verliert die Prothese ihre Stabilität und Retention, dadurch fällt Kauen und Sprechen immer schwerer. Durch das Prothesenlager, das oral und vestibulär den Kieferkamm umfasst, wird die Prothese gehalten. Eine gut sitzende Totalprothese ist leichter im Oberkiefer im Vergleich zum Unterkiefer einzugliedern. Die Kau- und Zungenmuskulatur sowie die Weichteile behindern dagegen eine stabile Lage, da sie die Prothese vom Kieferkamm abheben können (Jäger, 2003).



**Abbildung 1:** Veränderung des Knochenangebots im Unterkiefer im Verlauf der Zahnlosigkeit. Links oben: vollständig bezahnter Unterkiefer; links unten: unbezahnter Unterkiefer; rechts: unbezahnter Unterkiefer mit unterschiedlichen Graden der Knochenatrophie (Jäger, 2003).

Dank eines prothetisch-implantologischen Zahnersatzes gewinnen vor allem Totalprothesenträger eine akzeptable Wiederherstellung von Funktion, Ästhetik, Phonetik und damit eine deutliche Verbesserung der Lebensqualität (de Grandmont et al., 1994; Jagger et al., 2001; Raghoobar et al., 2000). Eine höhere Stabilität und Kaufunktion der Versorgung wird durch Implantate, die als zusätzliche Halte- oder Stützelemente dienen, erzielt (Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1988; Gómez-Román et al., 1998).

Bei sorgfältiger Indikationsstellung zeigt die Versorgung mit Implantaten eine höhere Erfolgsrate als konventionelle Therapien (Heners et al., 1991). Eine implantatgestützte Totalprothese kann als vernünftige Alternativlösung zu einer Totalprothese bei zahnlosen Ausgangsverhältnissen eingesetzt werden (Batenburg et al., 1998; Bergendal und Engquist, 1998; Donatsky und Hillerup, 1996; Jemt et al., 1996; Mericske-Stern, 1990; Mericske-Stern et al., 1994; Naert et al., 1991; Naert et al., 1998). Diese ist in Bezug auf die tegumentale Abstützung, Phonetik und den Tragekomfort gegenüber der herkömmli-

chen Totalprothese von Vorteil (Benzing et al., 1994; Meijer et al., 1999). Die Verankerung einer implantatgetragenen Totalprothese mit Implantaten erfolgt durch Aufbauten, Steg- oder Kugelkopfattachments.

## **1.2 Prothetische Versorgungsmöglichkeit des zahnlosen Kiefers**

Die Art der Restauration hängt einerseits von der Zahl der Implantate und andererseits von dem Einsatz der verwendeten Konstruktionselemente ab. Laut Koeck (1996) sind im Allgemeinen folgende Zahnersatzkonstruktionen für die Versorgung des zahnlosen atrophierten Kiefers möglich:

- Die konventionelle tegumental gelagerte Prothese, die nur durch die Muskelkraft und die Saugkraft stabilisiert wird,
- die implantatgestützte bzw. implantatgeführte Deckprothese, die durch Implantate stabilisiert, jedoch im Wesentlichen gingival gelagert ist sowie
- der implantatverankerte, bedingt abnehmbar, feste Zahnersatz in Form einer Brückenkonstruktion.

Die Anzahl und Verteilung der Implantate hat einen wichtigen Einfluss bei der Auswahl der Suprakonstruktionen (Richter und Spiekermann, 1993). Für die implantär-gingivale Lagerung einer Totalprothese genügen bei einer Implantatlänge von über 12 mm und einer bikortikalen Verankerung insgesamt zwei Implantate im Eckzahnbereich, wohingegen bei ungenügender Knochenhöhe oder unzureichender Knochenqualität zwei weitere Implantatpfeiler (maximal vier) zu empfehlen sind. Bei einem rein implantatgestützten Zahnersatz wird empfohlen, mehr als vier Implantate pro Kiefer zu inserieren (Ludwig und Niedermeier, 2002).

Die aus der konventionellen Prothetik stammenden Verankerungselemente werden auch für implantatgestützte Suprakonstruktionen eingesetzt. Sie scheinen die Überlebensrate der Implantate nicht zu beeinflussen, wohl aber den Nachsorgeaufwand (Schaller und Richter, 2001). Der zahntechnische Aufwand zur Herstellung der Suprakonstruktion und damit auch die Kosten können erheblich sein. Aber auch andere Faktoren zählen bei der Entscheidung der passenden Konstruktion mit, wie z. B. Retentions-

kraft, Primärstabilität, Mundhygienefähigkeit und Nachsorge, Aktivierbarkeit, Verschleißanfälligkeit, Reparatur- und Anpassungsmöglichkeiten. Die Suprakonstruktion sollte so einfach und so stabil wie möglich sein, um den Nachsorgeaufwand so gering wie möglich zu halten. Hierbei sollte die Suprakonstruktion standardisiert sein und wenn möglich sollten vorgefertigte Teile verwendet werden.

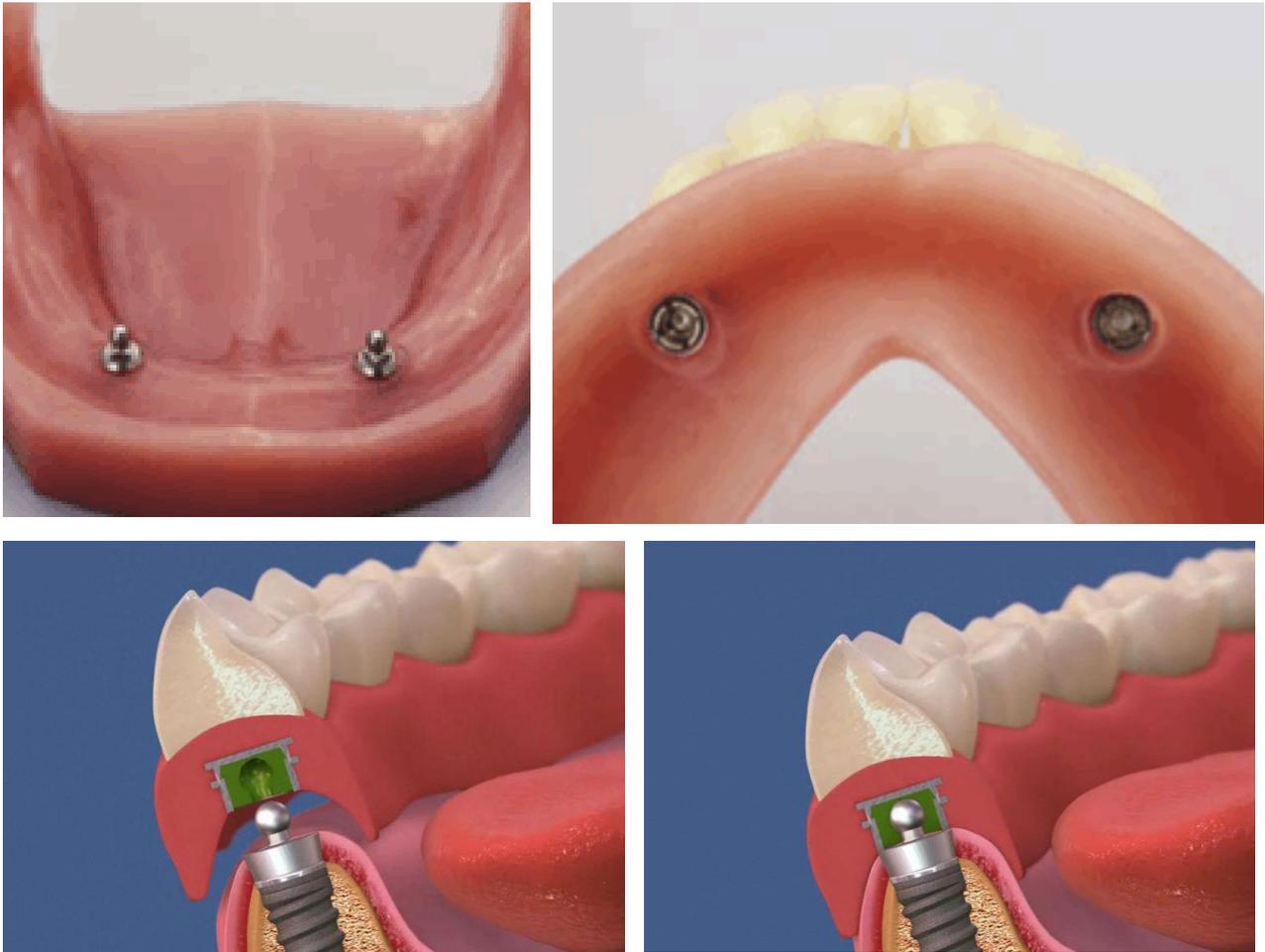
Im Folgenden werden die gebräuchlichsten Verankerungselemente zur Versorgung von zwei interforaminären Implantaten zur Stabilisierung einer Totalprothese im Unterkiefer vorgestellt. Häufig finden Stege, Kugelhöpfe, Locatoren, Teleskope und Magnete diese Verwendung.

### **1.2.1 Kugelhkopfattachment**

Ein gut dokumentiertes System zur Verankerung von Prothesen stellen Kugelhkopfancker dar, die nach dem Druckknopfprinzip funktionieren. Dabei wird in das Implantat ein Aufbau mit einer Kugel eingeschraubt (Abb. 2). In der Prothese befindet sich ein Retentionselement, welches in dem Kugelunterschnitt einrastet und somit den Prothesenhalt gegen abziehende Kräfte sichert. Die Kugelhkopfancker werden den nicht starren Verbindungselementen zugeordnet.

Die Systeme unterscheiden sich hinsichtlich der Matrizenkonstruktion. Klassisch werden edelmetallhaltige Legierungen verwendet. Eine weitere Entwicklung ist eine Zweiteilung in ein Titangehäuse und einen Lamellen-Retentionseinsatz (Abb. 3), der im Falle des Defektes alleine ausgetauscht werden kann, ohne das gesamte Element aus der Prothese herausschleifen zu müssen. Auch reine Kunststoffmatrizen werden angeboten. Ein Problem besteht hinsichtlich des Nachlassens der Retentionskraft und Wiederaktivierung des Elements (Hassel, 2003).

Die Kugelhköpfe sollten senkrecht zur Einschubrichtung der Prothese ausgerichtet sein. Ein Ausgleich einer Implantatachsendifferenz ist nicht oder nur sehr begrenzt möglich. Die Kugelhkopfancker gehören zu einer sehr gut untersuchten Versorgungsform mit hoher Erfolgsquote. Damit die Retentionskraft dauerhaft erhalten bleibt, müssen die Elemente jedoch regelmäßig aktiviert oder erneuert werden (Naert et al., 2004).



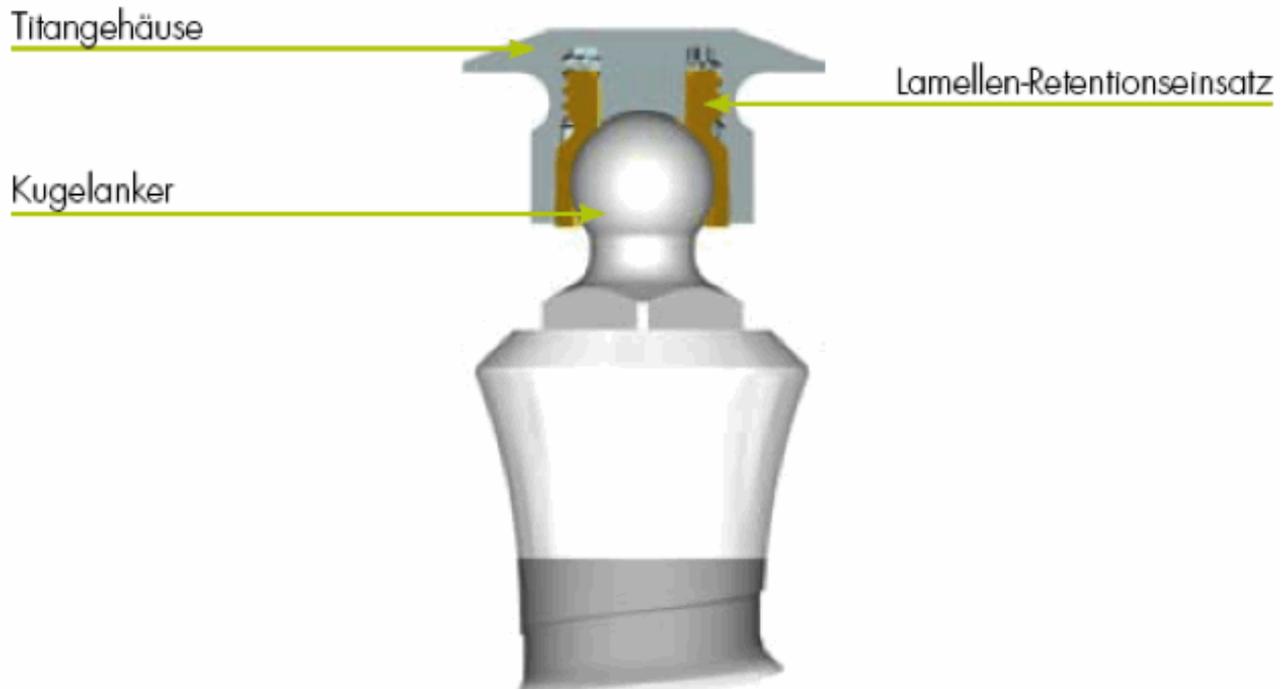
**Abbildung 2:** Ein Unterkiefermodell mit Kugelkopfankeern. Oben links: auf die Implantate geschraubte Patrizen des Kugelkopfankeers; oben rechts: Unterkiefertotalprothese mit Matrizen des Kugelkopfankeers (Straumann GmbH, 2011); unten: Querschnitt durch die Prothese auf der Höhe der Matrize: links inaktivierter Zustand, rechts aktivierter Zustand (Golembiewski, 2010).

### 1.2.2 Locator

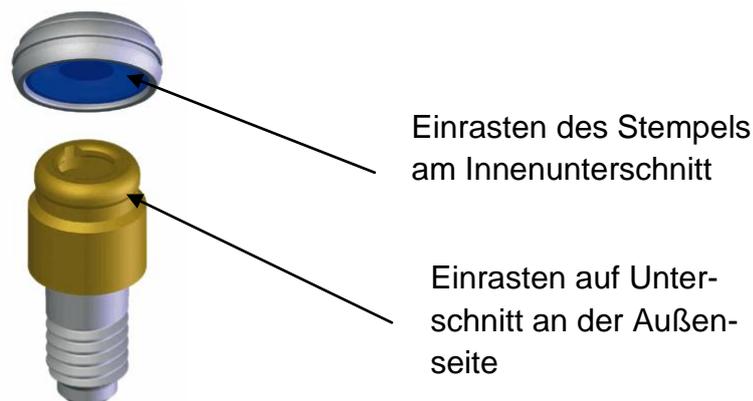
Ein Locator ist ein konfektioniertes Verankerungselement zur Fixierung von implantatretinierten herausnehmbaren Prothesen. Das Abutment wirkt als eine Patrice, die aus einem Außen- und Innenring sowie einer zentral liegenden Einkerbung besteht. Die Patrice wird auf dem Implantat laut Herstellerangaben eingesetzt und fixiert. Im Gegensatz zum Kugelkopfankeer haben Locatoren zwei Retentionsfelder.

Der Locator rastet am Unterschnitt auf der Außenseite und am zentralen Stempel ein (Abb. 4). Ein weiterer Unterschied besteht darin, dass die Locatoren Divergenzen in den

Implantatachsen bis zu einer gewissen Grenze ausgleichen können. Die Retention der Matrize wird durch Kunststoffeinsätze mit unterschiedlichen Retentionskräften gewährleistet (Abb. 5). Divergieren die Implantatachsen deutlich bis zu vierzig Grad, wird auf den zentralen Stempel und somit die Doppelretention verzichtet.



**Abbildung 3:** Schematische Darstellung des Retentionsprinzips von Kugelkopfankeern (Straumann GmbH, 2011).



**Abbildung 4:** Retentionsprinzip des Locators: durch Einrasten des Unterschnitts an der Außenseite wird die Verankerung der Prothese auf dem Implantat gewährleistet (Hunt, 2011).



**Abbildung 5:** Kunststoffeinsätze zum Ausgleich der Divergenz der Implantatachsen (Hunt, 2011).

Außer den bereits erwähnten Möglichkeiten zum Ausgleich von Divergenzen in den Implantatachsen und der einstellbaren Doppelretention werden weitere Vorteile des Systems in der einfachen Handhabung für den Patienten gesehen. Durch die flexiblen Einsätze kann sich die Konstruktion zu einem bestimmten Grad selbst lokalisieren und erlaubt den Patienten ihre Deckprothese problemlos zu positionieren und einzusetzen (Gernhardt, 2004).

Da die Locatoren ein noch relativ neues Verbindungselement darstellen, fehlen insbesondere Langzeituntersuchungen zu diesem System (Kleis et al., 2010). Es zeigt sich eine leichte Überlegenheit der Locatoren gegenüber den Steg und Kugelpopfattachments hinsichtlich der Retentionskraft, jedoch auch ein relativ hoher Nachsorgeaufwand (Sadig, 2009). Dieser besteht hauptsächlich im Austausch von Retentionseinsätzen.

### 1.2.3 Magnete

Die Sicherung einer Totalprothese im Unterkiefer gegen Abzugskräfte kann auch über Magnetkräfte vermittelt werden. Magnete werden schon lange für die Verankerung von Totalprothesen benutzt. Die kraniofaziale Defektprothetik und Epithetik waren die hauptsächlichen Gebieten, wo Magnete ihre Anwendung fanden (Chopra et al., 2007; Chung et al., 2003; Takahashi et al., 2006). Die in den letzten Jahren erarbeiteten Weiterentwicklungen – z.B. Design, Konstruktionsmerkmale etc. – scheinen einen möglichen Routineeinsatz für prothetische Versorgungen denkbar werden zu lassen (Ackermann et al., 2004).

Magnetattachments haben sich vor allem bei zahnlosen älteren Patienten mit atrophierendem Alveolarfortsatz im Unterkiefer in Zusammenhang mit zwei bis vier enossalen Implantaten in der interforaminalen Region bewährt. Als Vorteil von Magnetattachments gilt

eine dank der glatten Oberfläche reduzierte Anlagerung von Plaque und die leichte Handhabung während des Einsetzens der Prothese (Friedrich und Köhler, 2006).

Dabei wird ein Magnetfeld zwischen dem in der Prothese eingearbeiteten Magnetteil und dem in das Implantat eingeschraubten Magnetteil von etwa zwanzig Militesla erzeugt (Abb. 6). Diese Verankerung wird ebenfalls den nicht starren Verankerungselementen zugerechnet. Die Voraussetzung für das System ist, dass die Implantate parallel zueinander und senkrecht zur Okklusionsebene stehen sollten.



**Abbildung 6:** Links: In die Prothese einzuarbeitende Magnetpatrize, Mitte: auf dem Implantat einzuschraubende Magnetmatrize (Straumann GmbH, 2011), rechts: im Mund des Patienten auf den interforaminalen 3i-Implantaten eingeschraubte Steco-Magnet-Attachments (Schaller und Richter, 2001).

Durch die sichere Einarbeitung der Titanmatrize – besonders in Bezug auf die Positionierung - in die Prothesenbasis muss die Übertragung der kompletten Magnetkraft garantiert werden, weil nur so damit verbundene Relativbewegungen ausgeschlossen werden können, die zu entzündlichen Schleimhautveränderungen führen können. Die Dauerretentionskraft wird im Vergleich zu anderen Systemen als eher gering eingeschätzt. Im direkten Vergleich gibt es Hinweise darauf, dass die Patienten Kugelkopfattachments besser akzeptieren. Ebenso wie auch die Kugelkopfversorgung, haben Magnete einen relativ hohen Mangel in der Nachsorge (Sernau, 2010).

#### 1.2.4 Teleskope

Teleskopattachments haben sich schon bereits seit längerer Zeit als erste Wahl unter den Verankerungselementen in der konventionellen Prothetik bewährt. Die Retentionskraft entsteht, indem die Primärkrone körperlich die Sekundärkonstruktion in der Prothe-

se umfasst (Abb. 7). Nachteilig bei den Teleskopkronen ist der nicht unerhebliche zahntechnische Fertigungsaufwand (Richter, 2000).



**Abbildung 7:** Links: Primärteleskope im Mund des Patienten, rechts: in die Prothese eingearbeitete Sekundärteleskope (Göpfert, 2008).

Im Gegensatz zum natürlichen Zahn ist das Implantat ein standardisierter Pfosten, der es ermöglicht, dass für die prothetische Versorgung ebenfalls eine Attachmentkonstruktion in standardisierter Form gewählt wird (Schaller und Richter, 2001). Wegen der Führung von Primär- und Sekundärteil ist ihre Verbindung zueinander klar festgelegt. Dies hat zur Folge, dass kleine Ungenauigkeiten, wie sie zum Beispiel während des Abdrucks mittels Abdruckpfosten entstehen können, zum unerwünschten Klemmen der Konstruktion führen. Daraus entstehen eventuell unvorhersehbare statische Kräfte, die sowohl auf die Befestigungsschrauben als auch auf die Attachments übertragen werden (Richter, 2000).

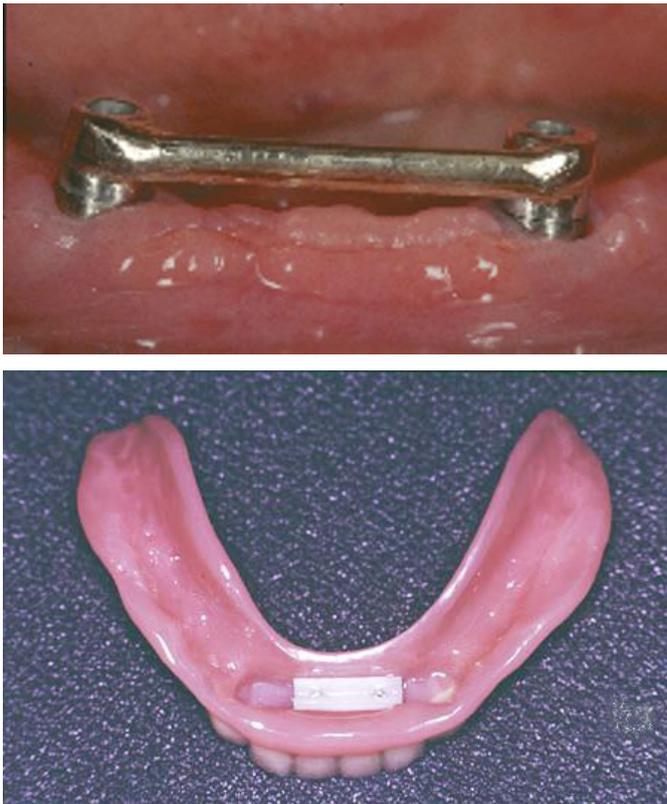
Potenzielle Folgen sind Retentionsverlust und Lockerung oder Fraktur der Halteschrauben. Normalerweise werden diese geringen Fertigungstoleranzen bei Teleskopkronen auf natürlichen Zähnen dank minimaler Zahnbeweglichkeit in der Alveole ausgeglichen. Dies ist bei osseointegrierten und somit fest mit dem Knochen verbundenen Implantaten nicht möglich.

Heckmann et al. (2003) rieten in ihrer Studie davon ab, Zylinderteleskope als Attachments auf Implantaten einzusetzen. Im Gegensatz dazu zeigten die ersten Studien, dass eine Verankerung einer Totalprothese im Unterkiefer an nur zwei Teleskopen eine Therapiemöglichkeit sein könnte, wenn diese als Resilienzteleskope ausgelegt werden

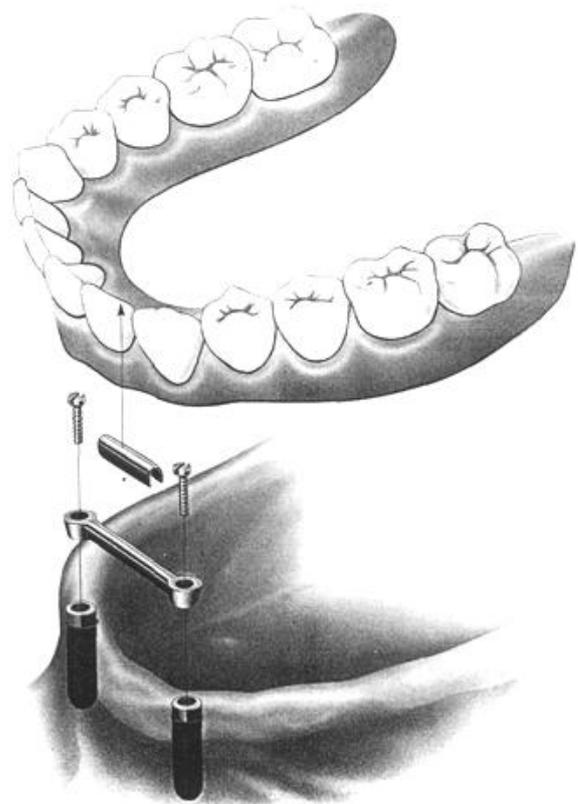
(Krennmair et al., 2006). Resilienzteleskope besitzen keine Abstützungsfunktion. Laut Krennmair et al. (2006) ist die Verankerung der Prothese über Teleskope ab vier Implantaten im zahnlosen Unterkiefer eine sichere Therapieoption.

### 1.2.5 Stege

Stegsysteme bieten eine weitere Alternative zur Verankerung des Zahnersatzes. Dabei bieten Stegsysteme im Gegensatz zu den bisher vorgestellten Systemen eine direkte Verblockung der beiden Implantate (Abb. 9). Die Retention der Prothese ergibt sich durch einen in die Prothesen einpolymerisierten Reiter, der auf einem Steg einrastet (Abb. 8). Diese Stege sind mit den Implantaten verschraubt. Verschiedene Studien (Hertel und Kalk, 1993; Gómez-Román et al., 2004) empfehlen im Zusammenhang mit dem geringsten Knochenabbau einen Distanzbereich der Implantate von zweiundzwanzig bis neunundzwanzig Millimetern.

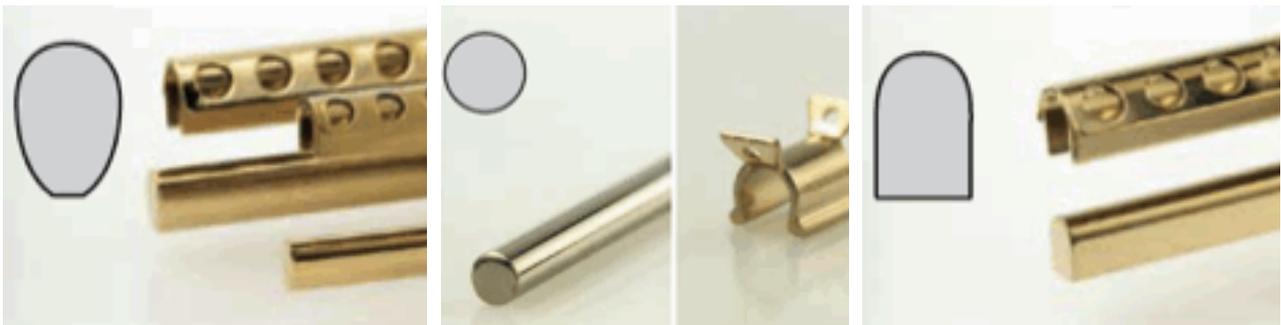


**Abbildung 8:** Klinische Situation einer Stegprothese. Oben: Steg im Mund des Patienten (Utech, 2011), unten: Retentionsprinzip der Stegprothese – ein einpolymerisierter Reiter in der Prothesenbasis (Moritz, 2010).



**Abbildung 9:** Schematische Darstellung einer Stegprothese auf zwei Implantaten im Unterkiefer (Jäger, 2003).

Der Steg kann verschiedene Querschnittsformen aufweisen. Je nach Form des Steges werden unterschiedliche Bewegungen in der Prothese ermöglicht oder verhindert. Man spricht von Freiheitsgraden in der Bewegung der Prothese. Ein Steg mit einem ovalen Querschnitt (Abb. 10a), das Steggelenk nach Dolder, erlaubt eine gewisse Rotation um die Stegachse und ermöglicht eine geringe Translation, wobei der Steg als Resilienzelement ausgelegt sein kann. Ein Steg mit rundem Querschnitt (Abb. 10b) verhindert eine Rotation um die Stegachse nicht. Das Steggeschiebe nach Dolder (U-förmiger Steg, Abb. 10c) wird, im Gegensatz zu den beiden anderen Formen, den starren Verankerungselementen zugeordnet, dabei existieren außer einer geringen Translation keine Freiheitsgrade. Mericske-Stern (1997) untersuchte die auf Implantate wirkenden horizontalen Kräfte bei U-förmigen und runden Stegen. Die Kräfte waren aber bei beiden Stegen gleich. U-förmige Stege benötigen jedoch weniger Nachsorgeaufwand als runde Stege (z.B. die Nachaktivierung der Stegmatrizen).



**Abbildung 10:** Verschiedene Stegquerschnitte. Links: Steggelenk nach Dolder mit eiförmigen Querschnitt, Mitte: Rundsteg, rechts: Steggeschiebe nach Dolder (Straumann GmbH, 2011).

Die Stege können gefräst, konfektioniert oder gegossen sein. Die Wahl richtet sich nach dem Verlauf des Alveolarfortsatzes. Bei ungleichmäßigem und gekrümmtem Verlauf sollte man den Steg individuell gestalten, während beim geraden Alveolarfortsatz eine vorgefertigte Konstruktion erlaubt ist. Konfektionierte Stege auf Implantaten sind eine relativ günstige Alternative, um eine festsitzende Prothese anzufertigen. Mithilfe von individuellen Stegen kann man den Platz, was am meistens fehlt, am besten verwenden sowie es wird eine Primärverblockung erzeugt. Die Extensionen an Stegen müssen stabil genug sein, um eine zu hohe Belastung und eine dadurch resultierende Bruchgefahr zu verhindern.

Die Stegversorgungen im zahnlosen Unterkiefer auf zwei Implantaten sind ein gut dokumentiertes und sicheres Verfahren zur Retention von Totalprothesen. Dies gilt sowohl für Implantate, die man vor der prothetische Versorgung unbelastet hat einheilen lassen, als auch für die Implantate, die man sofort nach der Insertion belastet hat.

Die Zufriedenheit der Patienten mit ihrer Unterkiefertotalprothese steigt nach der Einarbeitung eines Steges mit Retention deutlich an. Laut Studien liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit der Implantate nach fünf Jahren bei neunzig Prozent (Behneke et al., 2002; Spiekermann et al., 1995).

### **1.3 Experimentelle (in vitro) Studien**

Der Mangel an geeigneten, standardisierten Tests und Normen für komplexe prothetische Versorgung macht einen für den klinischen Einsatz optimierten Werkstofftest schwierig. Eine der wenigen vorhandenen Normen in diesem Bereich ist die ISO 14801. Die Norm ISO 14801 (2008) befasst sich mit der dynamischen Ermüdungsprüfung enossaler dentaler Implantate und spezifiziert ein Verfahren für die Bestimmung der Dauerlastfestigkeit und des Ermüdungsverhaltens dieser Implantate in vitro. Die Norm simuliert die auf den Implantatkörper einwirkenden funktionellen Belastungen unter "Worst-Case"-Bedingungen. Die Norm befasst sich jedoch nicht mit den komplexen, mehraxialen Belastungen, die unter normalen Bedingungen in der Mundhöhle auftreten.

Barão et al. (2009) verglichen in ihrer Studie die Spannungsverteilung bei konventionellen Totalprothesen und den auf zwei Implantaten getragenen Deckprothesen mit den drei unterschiedlichen Attachmentsystemen: die Stegverankerung, das Kugelattachment und der Extensionssteg mit zwei distal platzierten Kugelankern mittels FEM. Es wurde eine vertikale Belastung von 100 N ausgeübt. Die geringste Spannung trat bei den konventionellen Prothesen auf. Danach folgten die Prothesen mit dem Kugelattachmentssystem und dann die mit dem Extensionssteg mit zwei distal platzierten Kugelankern. Die größte Spannung wurde bei den Modellen mit der Stegverankerung berechnet. Die Modelle, die durch den Steg verbunden waren, zeigten eine höhere Spannung im kortikalen Knochen an der distalen Seite der Implantate. Andererseits, wenn die Implantate nicht verbunden waren, war die Spannung nicht nur auf der distalen Seite des Implantates sondern auch auf der medialen höher.

Tabata et al. (2010) untersuchten in ihrer Studie den Einfluss der getrennten oder verbundenen Implantate auf die Spannungsverteilung im mandibulären Knochen mittels Finite-Elemente-Analyse. Dafür wurden zwei Finite-Elemente-Modelle erstellt. Bei dem ersten Modell wurden die zwei Implantate mit einem Steg verbunden und bei dem zweiten Modell waren die Implantate mit zwei Kugelattachments versorgt. Während der Simulation wurde eine axiale Kraft von 100 N angewandt, die mittig auf dem Steg oder seitlich auf die Implantate ausgeübt wurde. Vor allem im kortikalen Knochen um die Implantate wurden höhere Spannungen festgestellt. Im Vergleich beider Modelle zeigte sich, dass das Modell mit dem Steg geringere Spannungen als das Modell mit den Kugelankern hatte. Es stellte sich außerdem heraus, dass die seitliche Belastung die höheren Spannungswerte im Knochen produzierten.

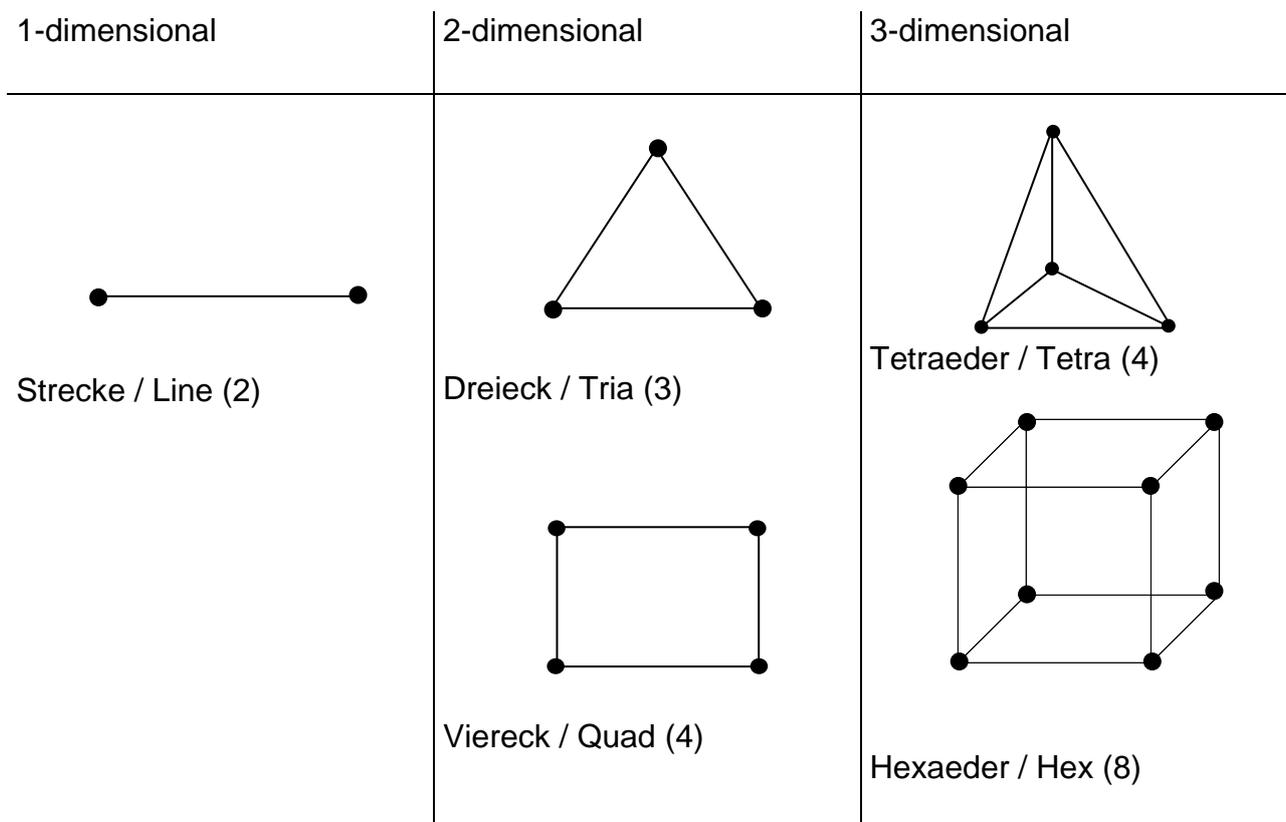
Prakash et al. (2009) analysierten anhand von Finite-Elemente-Modellen eines menschlichen Unterkiefers die Spannungsverteilung und die elastische Biegung bei einem implantatgetragenen Steg. Bei dem Unterkiefermodell, das aus CT-Scans entstand, wurden zwei bzw. vier Implantate positioniert. Die Implantate wurden miteinander auf drei verschiedene Arten durch Stege verbunden. Das Modell 1 bestand aus zwei Implantaten, die durch einen Steg versorgt wurden. Das Modell 2 hatte vier Implantate, die auch durch den Steg miteinander verbunden waren. Bei dem Modell 3 wurden ebenfalls vier Implantate modelliert, es waren aber nur die seitlich stehenden Implantate mit zwei Stegen verbunden. Die Modelle wurden mit 100 N belastet. Die höchste Spannung auf der Ebene des Steges und der Kontaktflächen zwischen dem Knochen und dem Implantat wurde bei Modell 1 ermittelt, danach folgte Modell 2 und schließlich Modell 3. Das Modell 3 zeigte die geringste Biegung des Unterkiefers und des Steges. Es wurde festgestellt, dass im Modell 2 eine maximale Biegung des Unterkiefers und des Steges im Vergleich mit Modell 1 und Modell 3 gab.

#### **1.4 Finite-Elemente-Methode (FEM)**

Ein allgemeines mathematisches Diskretisierungsverfahren für zusammenhängende Probleme bezeichnet man als die Methode der finiten Elemente. Mit dieser Methode lässt sich das mechanische Verhalten von verschieden gestalteten, festen Gegenständen in einer sehr guten Näherung bestimmen. Überwiegend wurde die Methode bei der

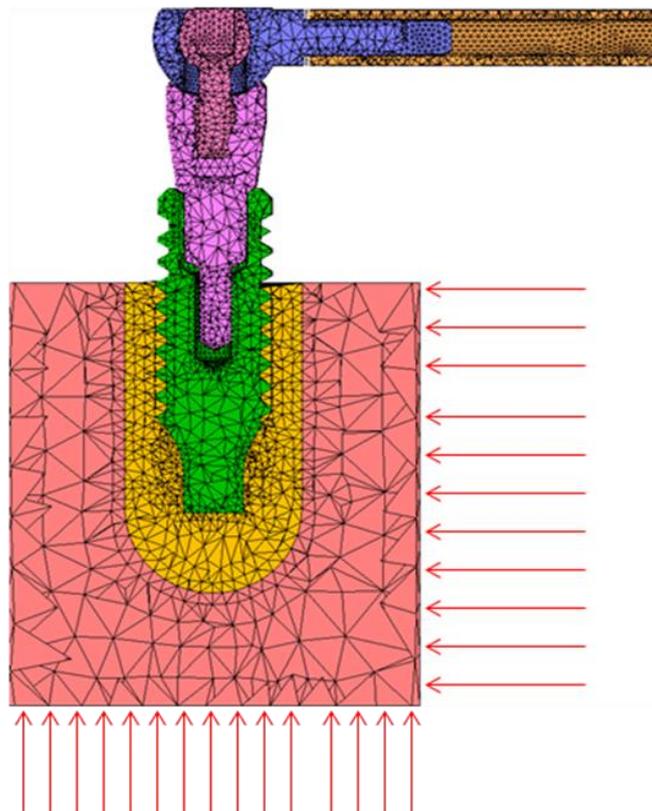
Forschung in der Ingenieurwissenschaft angewandt und insbesondere von Argyris und Kelsey sowie von Turner weiterentwickelt. Nach Deger (2001) wurde der Begriff „finite Elemente“ 1960 von Clough eingeführt. Inzwischen findet diese Verfahren in allen Bereichen der Technik, vom Fahrzeugbau bis zur Wettervorhersage, ihre Anwendung. Die Finite-Elemente-Methode (FEM) hat sich auch in der medizinischen Modellierung und Simulation aufgrund ihrer sehr guten Detailliertheit als geeignet erwiesen.

Die Grundidee der FEM besteht darin, dass das meist sehr komplizierte Objekt in eine große Anzahl endlich kleiner, analytisch lösbarer Teile, die finiten Elemente, zerlegt wird. Dieser Prozess wird in der Fachliteratur meist als Diskretisierung beschrieben. Die Geometrie der finiten Elemente ist durch Knoten, also Eck- bzw. Endpunkte des Teilchens, definiert. Wie in der Abbildung 11 von Deger (2001) dargestellt ist, entstehen je nach Anzahl der Knoten verschiedene Elemententypen.



**Abbildung 11:** Ein kleiner Auswahl von finiten Elementen für ein-, zwei- oder dreidimensionale Probleme (Deger, 2001).

Das Grundprinzip einer FE-Simulation sind die Beziehungen, die zwischen den Kräften und Verformungen an den Randknoten bestehen. Angenommen, dass die Verschiebung gleich ist, kann mittels der Verknüpfungsbedingung an den jeweiligen Knoten zwischen zwei Elementen die Verformung der gesamten Struktur an jedem Knotenpunkt berechnet werden. Durch die Bestimmung der Verschiebung jedes einzelnen Knotens können so die Knotenkräfte, Elementverformungen und Spannungen im jeweiligen Element berechnet werden. Mit Hilfe dieser berechneten Parameter kann das Verhalten des gesamten Systems simuliert werden. Es ist dennoch zu beachten, dass die dargestellte Methode eine Approximationsmethode ist und von der exakten Lösung abweichen muss, da die Lösung des Gesamtsystems mit einem Näherungsverfahren aus den Lösungen der einzelnen finiten Elemente des gesamten Bauteils ermittelt wird. Abbildung 12 zeigt als Beispiel ein in dieser Arbeit entwickeltes Modell.



**Abbildung 12:** Darstellung der FE-Modellbildung. Die Konstruktion wird in kleine Teile, die finite Elemente, zerlegt. Die Geometrie der finiten Elemente ist durch Knoten definiert. In diesem Fall wurden Tetraeder ausgewählt, die mit einander vernetzt sind. Ebenfalls sind die Randbedingungen festgelegt.

## 1.5 FE-Modellbildung und FE-Analyse

Nach Meißner und Mauriel (2000) besteht eine typische FE-Analyse aus folgenden drei Schritten:

### 1. Preprocessing (Vorlauf)

- Erstellung der Geometrie des Objektes durch Knoten
- Auswahl des Elemententyps
- Vernetzung (Beschreiben der Konstruktion durch eine Summe von finiten Elementen)

### 2. Solver (Aufbau und Lösen des FE-Systems)

- Aussagen über die verwendeten Werkstoffe
- Anwenden der Elementsteifigkeitsbeziehung der Elemente (Vorgeben der Verknüpfungsbedingungen)
- Zusammenbau zum Gesamtsystem für das komplette Modell
- Definition der Randbedingungen und Belastungen
- Lösen des Gleichungssystems
- Berechnen der unbekanntenen Knotenverschiebungen

### 3. Postprocessing (Nachlauf)

- Nachlaufrechnung (z.B. Rückrechnung der Spannungen in jedem einzelnen Element)
- Bilden der Durchschnittswerte und graphische Darstellung

## 2. Ziele

Das Ziel dieser Arbeit ist es, das biomechanische Verhalten eines vorgefertigten Stegsystems (SFI-Bar<sup>®</sup>, Cendres + Métaux) auf zwei Implantaten (SIC invent) mittels FEM-Analyse zu untersuchen. Dabei sollte geklärt werden, wie sich die Belastung über den SFI-Bar<sup>®</sup> auf die Implantate und den umliegenden Knochen verteilt. Von besonderem Interesse war es dabei, diese Simulation bei verschiedenen Graden der Idealisierung der zu untersuchenden Modelle durchzuführen und miteinander zu vergleichen. So sollten die Implantate zum einen in einem realitätsnahen, auf einem CT-Scan eines klinischen Falls beruhenden Modell, untersucht werden, zum anderen in einem idealisierten Knochenblock mit einfacher geometrischer Form. Auf diese Weise sollte die Größe des Einflusses derartiger Idealisierungen auf die Ergebnisse bestimmt werden. Dies wird in der Fachliteratur als „Sensitivity-Analyse“ bezeichnet.

### 3. Material und Methoden

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Simulationsreihen mit der Finite-Elemente-Methode durchgeführt. Es wurde das biomechanische Verhalten des Stress Free Implant Bar (SFI-Bar<sup>®</sup>, Cendres + Métaux, Biel/Bienne, Schweiz) auf zwei Implantaten (SIC invent, Basel, Schweiz) untersucht. CAD/CAM-Daten vom Implantat und der Stegkonstruktion wurden freundlicherweise von der Fa. Cendres + Métaux zur Verfügung gestellt und mithilfe des Programms MSC.Marc/Mentat 2007 in FE-Volumenmodelle umgewandelt. Die klinischen Daten in Form von CT-Scans eines Patienten wurden von der Universität Bern (Schweiz) zur Verfügung gestellt. Die CT-Scans wurden im Rahmen der normalen Falldokumentation erstellt und anonymisiert zur Verfügung gestellt. Die CT-Daten wurden mit der Software ADOR-3D (Advanced Object Reconstruction in 3D, Rahimi et al., 2005) generiert und später auch in FE-Volumenmodelle umgewandelt. Im Folgenden wird die Erstellung der Modellkomponenten SFI-Bar<sup>®</sup>, Implantate und Knochen genauer beschrieben. Weiter werden auch die durchgeführten Simulationen vorgestellt.

#### 3.1 SFI-Bar<sup>®</sup>-System

Bei dem SFI-Bar<sup>®</sup> handelt es sich um ein vorkonfektioniertes sogenanntes „chair-side“ Stegsystem. Das innovative System ermöglicht eine direkte Montage im Mund des Patienten. Die aufwendige Herstellung, angefangen bei der Implantatabformung bis zur Stegherstellung im zahntechnischen Labor, ist ein Nachteil der Stegverankerung. Die Polymerisationsschrumpfung der Abformungsmaterialien, Expansion des Gipsmodells und elastische und plastische Materialverformung bei der Entnahme der Abformung verursachen Übertragungsfehler zwischen Patientenmund- und Meistermodellsituation. Die einzelnen Steganteile müssen gelasert oder verlötet bzw. durch aufwändige Angussverfahren verbunden werden (Thoupos et al., 1995; Romero et al., 2000). Auftretende herstellungsbedingte Fehler können zu mechanischen Spannungen im Steg-Implantat-Komplex führen. Eine mangelhafte Übertragung der Implantatposition während der Abdrucknahme kann die Ursache dafür sein. Zu zusätzlichen Spannungen kann es auch im Verlauf des Fügens der Einzelkomponenten im Mund des Patienten kommen (Bayer et al., 2008).

Diese Spannungen soll der SFI-Bar<sup>®</sup> (Fa. Cendres + Métaux) reduzieren. Die direkte Montage des Systems am Patienten ermöglicht die Insertion eines Steges, bestehend aus einer Steghülse und zwei Stegverbindern, auf zwei oder vier Implantaten. Die Flexibilität des Systems soll beim Einsetzen einen guten Sitz des Steges gewährleisten, ohne dass Spannungen auftreten oder Implantate zusätzlich belastet werden. Dazu lässt sich das System problemlos in bestehende Totalprothesen integrieren. Die Distanz zwischen den Implantaten wird optimal für einen möglichst langen Steg genutzt, da keine Lötstellen vorhanden sind, die den zur Friktion nutzbaren Stegbereich einschränken.

Alle Komponenten des SFI-Bars<sup>®</sup> sind vorgefertigt. So sollen fehleranfällige Prozesse, wie Löten oder Lasern bei konventionellen Stegen, eliminiert werden (Abb. 13). Der SFI-Bar<sup>®</sup> ist indiziert für die abnehmbare Prothetik auf zwei oder vier Implantaten im zahnlosen Ober- und Unterkiefer.

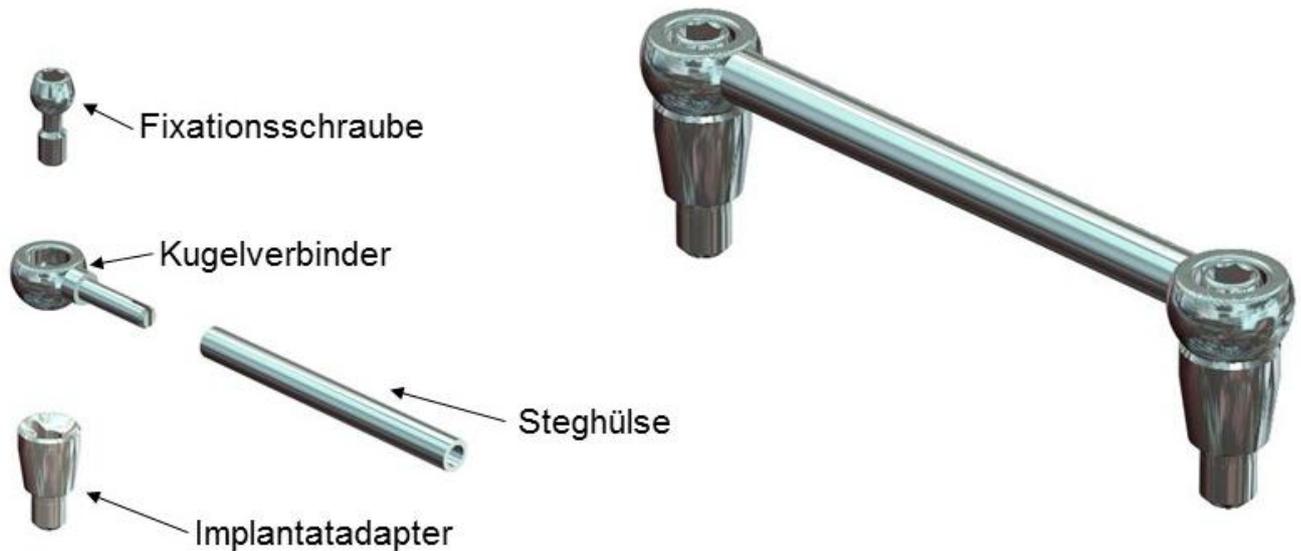


**Abbildung 13:** Klinisches Bild des inserierten Systems auf zwei Implantaten im zahnlosen Unterkiefer (Patientenfall der Universität Bern, 2009).

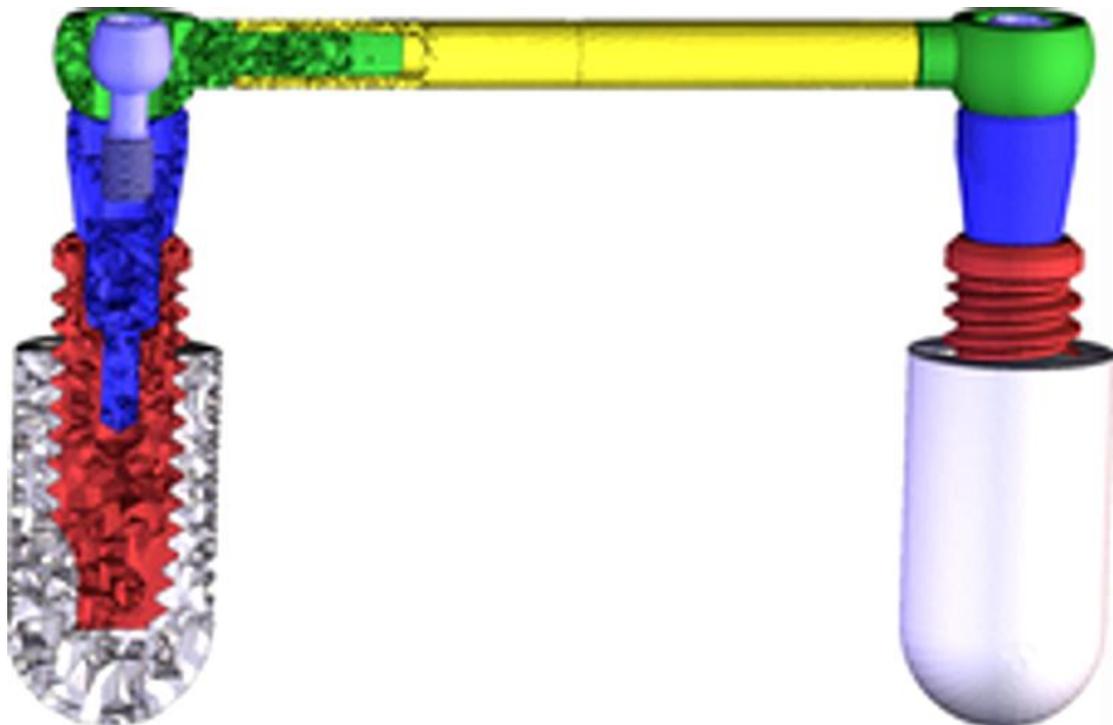
Abbildung 14 zeigt detailliert das aus vier Komponenten bestehende System. Die Implantatadapter werden auf den Implantaten montiert. Zwei große Kugelverbinder werden auf den Adaptern platziert und mit den Fixationsschrauben befestigt. Die Steghülse verbindet die beiden Kugelverbinder miteinander. Alle Teile sind aus Titan hergestellt.

Nach der Umwandlung der CAD/CAM-Daten mit dem Programm Marc/Mentat 2007 entstand ein FE-Volumenmodell des SFI-Bar<sup>®</sup> aus 98.000 Elementen und 25.000 Knoten (Abb. 15). Die Länge der Steghülse beträgt maximal 20 mm, was einem Abstand zwischen den Implantaten von 26 mm entspricht, wobei es für das klinische Modell an die

Situation der Patientendaten angepasst wurde. So beträgt die Länge der Steghülse im klinischen Fall 15,4 mm, entsprechend einem Implantatabstand von 21,5 mm.



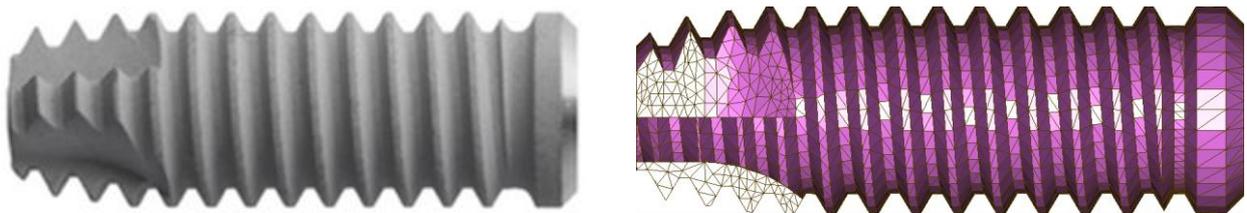
**Abbildung 14:** Stress Free Implant Bar<sup>®</sup>-System bestehend aus vier Titankomponenten.



**Abbildung 15:** Finite-Elemente-Modell des SFI-Bar<sup>®</sup> (Farbkodierung: weiss – Knochen-substanz, rötlich – Implantat, blau – Implantatadapter, hellblau – Fixationsschraube, grün – Kugelverbinder, gelb – Steghülse).

### 3.2 Verwendetes Implantatsystem

Für diese Studie wurden Schraubenimplantaten SICace der Firma SIC invent AG (Basel, Schweiz, siehe Abb. 16) verwendet. Die Länge des Implantates betrug 11,5 mm und der Durchmesser 4,0 mm. Das Implantat ist aus Titan (Grade 4) gefertigt und hat eine zylindrische Grundform mit einem initial konifizierten "apikalen Anschnitt", wobei das Gewindedesign selbstschneidend mit einer reduzierten Steigung ist und ein spezielles Gewindeprofil beinhaltet. Die Innenverbindung besteht aus den sechskantigen langen Kontakt- und Führungsflächen zur rotationsgesicherten Aufnahme des Implantatadapters. Nach der Umwandlung der CAD/CAM-Daten im Programm Marc/Mentat entstand das FE-Volumenmodell des Implantates, bestehend aus 19.000 Elementen und 4700 Knoten (Abb. 16).

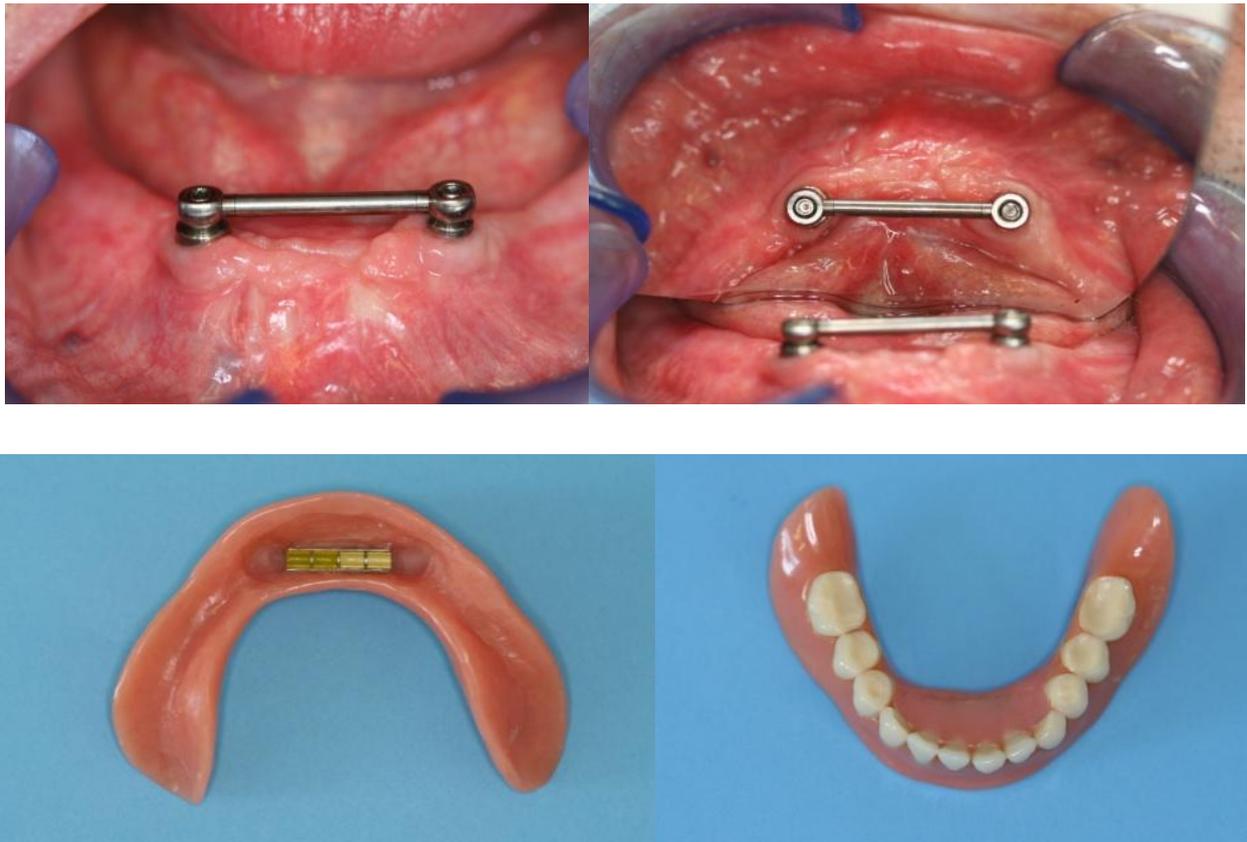


**Abbildung 16:** Schraubenimplantat SICCase. Links: CAD/CAM-Daten, rechts: FE-Volumenmodell des Implantats.

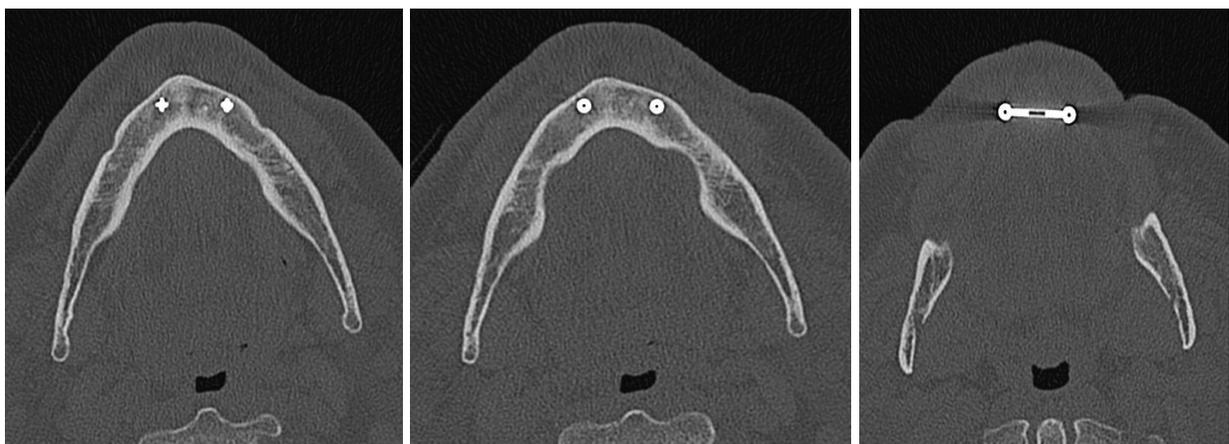
### 3.3 Modellierung auf der Basis von Patientendaten

Im Rahmen der klinischen Studie an der Universität Bern (Schweiz) wurde ein Anteil von zahnlosen Patienten mit zwei SICCase Implantaten versorgt. Nach der Implantation wurde das SFI<sup>®</sup>-Barsystem direkt im Mund des Patienten montiert und sofort mit den Prothesen, bei denen gleichzeitig eine Matrize eingearbeitet wurde, belastet (Abb. 17).

Für die numerische Untersuchung wurden CT-Scans eines Patienten (Abb. 18), die drei Monate nach Insertion und Belastung angefertigt wurden, anonymisiert zur Verfügung gestellt.



**Abbildung 17:** Klinische Bilder der Studie an der Universität Bern (Schweiz). Die Bilder wurden drei Monaten nach Insertation und Belastung gemacht. Oben: klinische Situation, unten: in Unterkieferprothesen eingearbeitete Matrize.

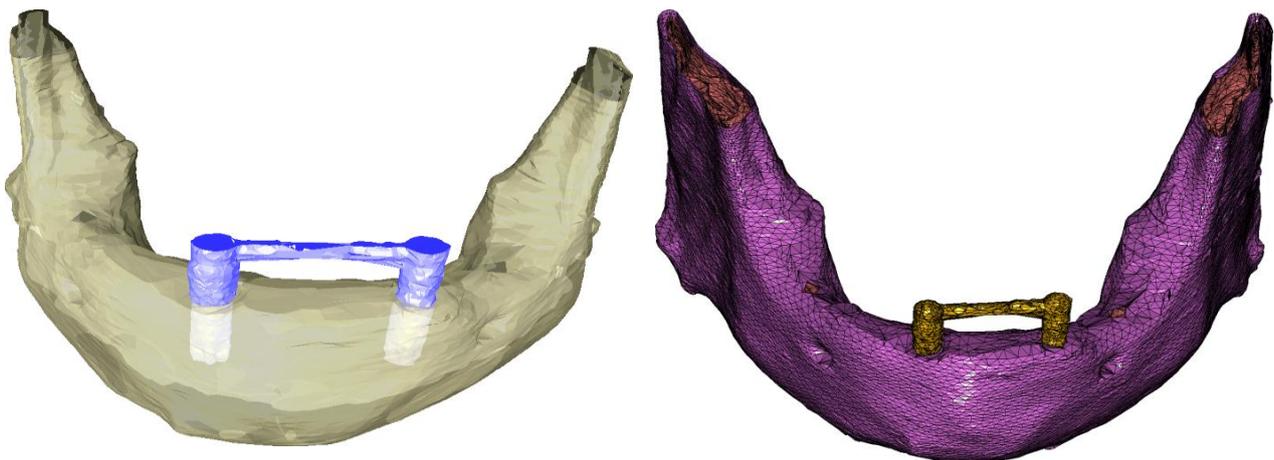


**Abbildung 18:** CT-Bilder eines Patienten. Links: in Höhe des apikalen Teils des Implantat, Mitte: in Höhe des Kugelverbinders, rechts: in Höhe der Steghülse.

Für die Modellerstellung des Unterkiefers wurden zunächst sechsundachtzig Schnittbilder des CT-Scans eines Patienten mit Hilfe des Programms ADOR-3D (Rahimi et al.,

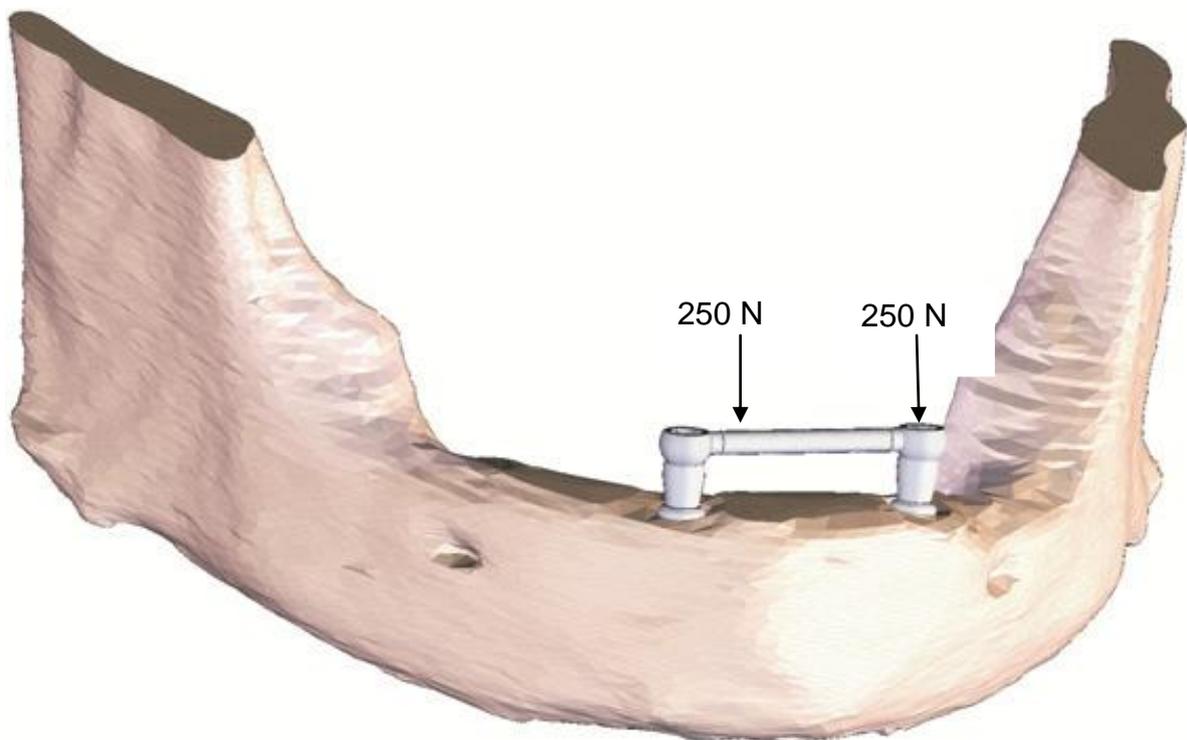
2005) analysiert. Auf den Schnittbildern sind die verschiedenen Materialien (z.B. Spongiosa, Kortikalis, Implantat etc.) mit den dazugehörigen Bereichen zu erkennen. Durch die deutliche Änderung der Grauwerte oder der Farbe der benachbarten Bildregionen entstehen die Grenzlinien zwischen den verschiedenen anatomischen und nicht anatomischen Strukturen. Diese Grenzlinien beschreiben die Konturen des betrachteten Objektes. Anhand der Konturen der einzelnen Strukturen, die durch das Programm halbautomatisch erkannt werden, können die verschiedenen Materialoberflächen rekonstruiert werden. Jede individuelle Bildebene verfügt über die Auskunft zur Anzahl der Punkte für jede Kontur und jedes Material der Kontur, zur Anzahl der Konturen auf jedem Bild und zur Höhe des betrachteten Schnittes.

Mit diesen Informationen kann das Programm schließlich die dreidimensionalen Zusammenhänge zwischen den einzelnen Punkten auf benachbarten Ebenen erkennen und diese verknüpfen. Dies wird mit Triangulation bezeichnet. So entsteht schrittweise aus den zweidimensionalen Konturen ein dreidimensionales Modell. Auf diese Weise wurde auch das Unterkiefermodell aus Abb. 19 entwickelt, das den Patientendaten entspricht. Nach der Triangulation werden die erzeugten Oberflächenmodelle für die Verwendung in dem FE-Paket MSC.Marc/Mentat exportiert (Abb. 19).



**Abbildung 19:** Links: Der im ADOR-3D-Programm rekonstruierte Unterkiefermodell auf der Basis von CT-Scans, rechts: FE-Modell des Unterkiefers mit dem Implantat-Steg-System.

Da die Modellierung des Stegsystems und der Implantate anhand der Schnittbilder keine ausreichende Strukturgenauigkeit für die Berechnungen besaß, wurden die FE-Modelle des Stegsystems und der Implantate aus den CAD/CAM-Daten verwendet (Abb. 20). Mit Hilfe weiterer Simulationen wurden die Position und die Angulation der Implantate an die klinische Position angepasst. Die resultierende Steglänge nach der Positionierung betrug 17 mm. Im FE-Unterkiefermodell wurde der Knochen in Kortikalis und Spongiosa differenziert.



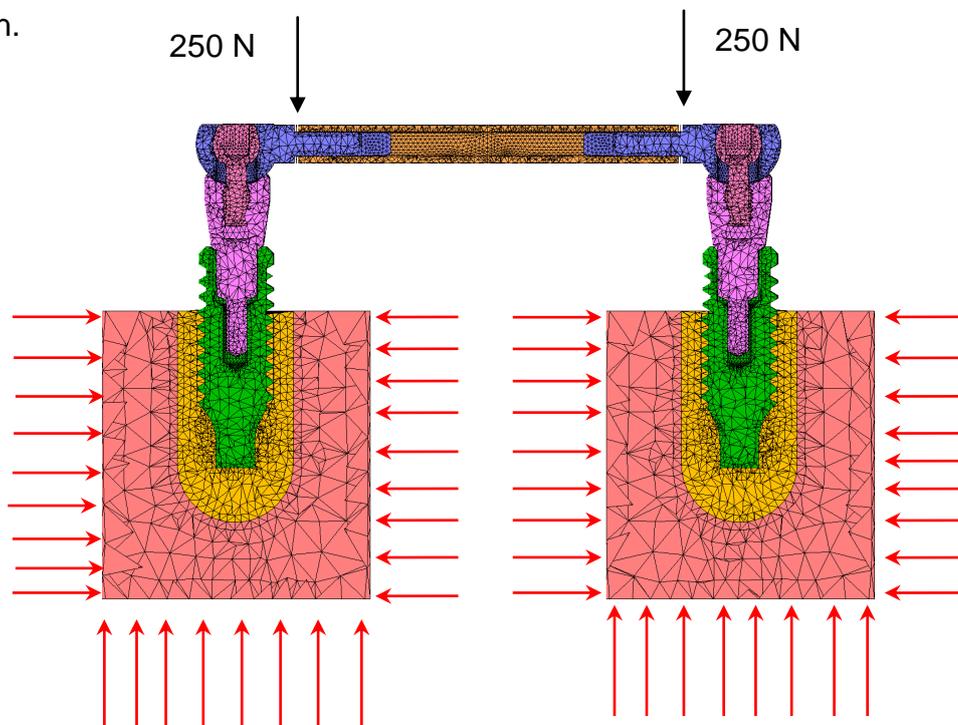
**Abbildung 20:** Finales FE-Unterkiefermodell mit entsprechend der Patientensituation positioniertem Stegsystem und Implantaten.

### 3.4 Erstellung idealisierter Modelle

Für die Simulationen mit zylinderförmigen Knochenblöcken wurden mithilfe des FEM-Programms MSC.Marc/Mentat zwei Knochenblöcke mit 14 mm Durchmesser und 15 mm Höhe modelliert (Abb. 21). Im Zentrum enthielt dieser Knochenblock einen Zylinder (Länge 8 mm, Durchmesser 6 mm), in den das jeweilige Implantat senkrecht zur Knochenoberfläche eingesetzt wurde. Da die Qualität der Ergebnisse einer FE-Simulation

von einer ausreichend genauen Netzqualität abhängt, wurden zwei unterschiedliche Vernetzungsdichten im Knochenblock gewählt. Die Vernetzungsdichte der Elemente um das Implantat, die die Spongiosa darstellen sollten, wurde hoch angesetzt, so dass sich eine Elementkantenlänge von im Mittel 0,3 mm ergab. Die weiter außen liegenden Elemente, die überwiegend die Kortikalis repräsentierten, wurden mit einer niedrigeren Vernetzungsdichte generiert, so dass Elemente mit einer Kantenlänge zwischen 0,5 und 1,0 mm entstanden. Als Elementklasse wurden Tetraeder mit linearem Ansatz (Tetra 4), folglich vier Knoten pro Element, ausgewählt. Diese Angaben gelten für alle Modelle und Simulationen.

Das Implantat wurde so eingesetzt, dass der Knochen 3 mm unterhalb des nominalen Knochniveaus lag. Diese Geometrie wurde entsprechend den Anforderungen der ISO 14801 (2007) als kritischer Fall mit fortgeschrittener Atrophie gewählt. In früheren Untersuchungen (Deslis et al., 2012) wurde festgestellt, dass bei diesem System optimalerweise ein Spiel von 0,1 mm zwischen der Steghülse und dem Kugelverbinder bestehen sollte. Dies wurde hier ebenfalls so modelliert. Die Länge der Steghülse in diesem Modell betrug 20 mm. Dies entsprach einem Achsenabstand von 26 mm zwischen den Implantaten.



**Abbildung 21:** Querschnitt vom idealisierten Modell mit den Kraftangriffspunkten und den Randbedingungen.

Obwohl Knochen ein inhomogenes, anisotropes und nichtlinear-elastisches Material darstellt, kann zur Reduktion der Simulationskomplexität Knochen idealisiert als homogener, linear-elastischer Stoff betrachtet werden (Ionescu et al., 2003). So wurden zwei Modellvarianten erstellt, zum einen als homogener Block, zum anderen differenziert in eine 1 mm dicke Kortikalisschicht und Spongiosa.

### **3.5 Materialparameter und Randbedingungen**

Die im Weiteren beschriebenen Parameter galten sowohl für die patientenspezifischen als auch idealisierten Modelle. Um osseointegrierte und sofortbelastete Situationen darzustellen, wurden mit Hilfe der Kontaktoptionen von Mentat die Bedingungen für den Kontakt zwischen deformierbaren Körpern angegeben. Durch eine starre Verbindung zwischen den Knoten des Implantats und denen des Knochens wurde ein osseointegrierter Zustand simuliert. Um einen nichtosseointegrierten Zustand zu simulieren, wurden Relativbewegungen zwischen den Knoten des Implantats und denen des Knochens zugelassen.

Der nächste Schritt war die Vergabe der Materialeigenschaften für alle Elemente. Jeder Körper besitzt bestimmte Merkmale, die durch unterschiedliche Kennwerte beschrieben werden. Die wichtigsten sind der Elastizitätsmodul  $E$  und die Querkontraktionszahl  $\nu$ . Der Elastizitätsmodul  $E$  (E-Modul, Young's Modulus) beschreibt die innere Steifigkeit eines Materials. Er ist der Quotient aus Spannung und Dehnung. Je kleiner der E-Modul, desto leichter lässt sich das Material dehnen bzw. biegen.

Betrachtet man die Dehnung eines Körpers im dreidimensionalen Raum, so wird eine Spannung in Längsrichtung eine Verlängerung und in Querrichtung eine Verkürzung hervorrufen. Diesen Zusammenhang beschreibt die Querkontraktionszahl  $\nu$  (Poisson's Ratio). Sie gibt an, wie sich ein Körper quer zur Spannungsrichtung dehnt. Bei  $\nu$  kleiner als 0,5 verkleinert ein Material sein Volumen unter Druck und vergrößert es unter Zugbelastung.  $\nu$  gleich 0,5 bedeutet ein inkompressibles Verhalten. Ein Wert  $\nu$  größer als 0,5 ist bei isotropen Materialien unmöglich.

In den erstellten FE-Modellen wurden die Materialparameter entsprechend der verwendeten Materialien zugewiesen. Alle Teile des SFI<sup>®</sup>-Bar-Systems sowie Implantate sind

aus Titan Grade 5 hergestellt. Ihnen wurde ein Elastizitätsmodul von 100.000 MPa und eine Querkontraktionszahl von 0,252 zugewiesen. Die äußere Knochensubstanz wurde als Kortikalis definiert (E: 20.000 MPa,  $\nu$ : 0,3). Der zentralen Knochensubstanz wurden Spongiosaeigenschaften zugewiesen (E: 1.000 MPa,  $\nu$ : 0,3). Der nicht differenzierte Knochen wurde als homogen angenommen (E: 2.000 MPa,  $\nu$ : 0,3).

Eine Reihe von Randbedingungen wurde in den Modellen definiert, um die klinische Situation wiederzugeben. So wurden die Knochenblöcke an den Außenflächen und der Unterkiefer im Bereich des Ramus mandibulae beim patientennahen Modell festgehalten. Der Steg wurde mit insgesamt 500 N belastet. Diese Kraft wurde gleichmäßig auf zwei Kraftangriffspunkte an beiden Enden der Steghülse verteilt (Abb. 21).

Komponenten	Elementzahl	Knotenzahl
Knochenblock		
Spongiosa	48300	9200
Kortikalis	56700	10800
Homogener Knochen	105000	20000
Unterkiefer		
Spongiosa	75000	16100
Kortikalis	89000	18900
Homogener Knochen	164000	35000
Implantat	38000	9400
Stegsystem	98000	25000
Implantatadapter	21000	5300
Kugelverbinder	44000	11000
Steghülse	15000	3700
Fixationsschraube	18000	5000

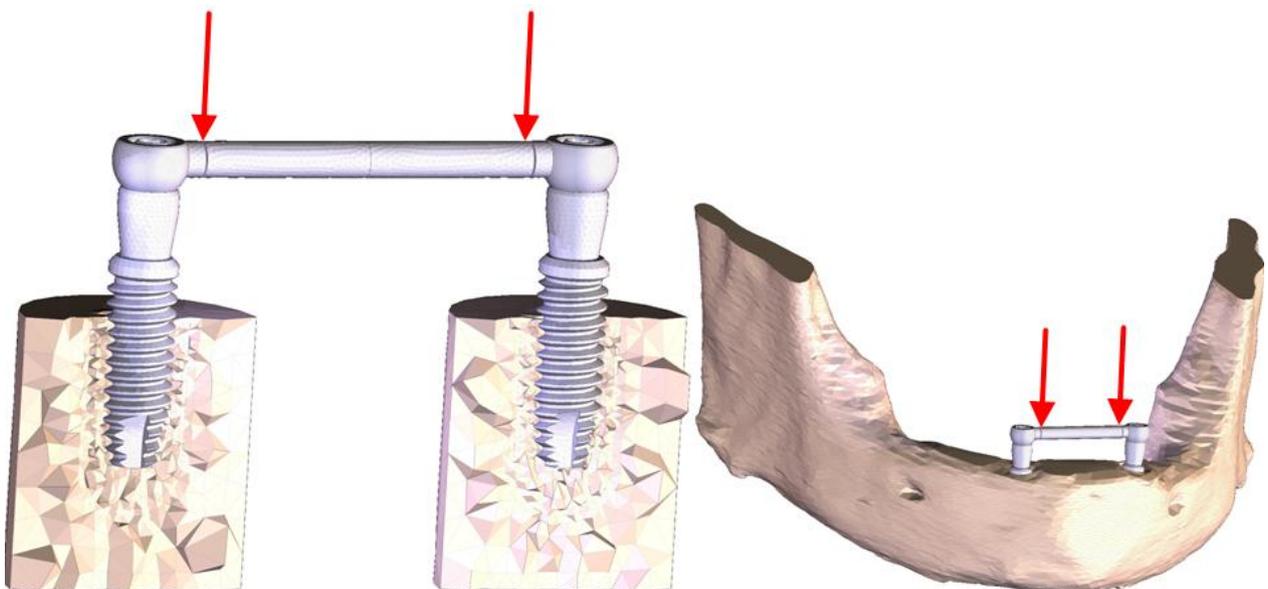
**Tabelle 1:** Modellgrößen der entwickelten FE-Modelle. Angegeben sind die Anzahl der Elemente und der Knoten des jeweiligen Bestandteiles.

In der vorliegenden Arbeit wurde Elementtyp 157 aus der Elementbibliothek von MSC.Marc/Mentat 2007 ausgewählt. Dieser Tetraeder besitzt fünf Knoten, von denen

vier kantenbegrenzend sind. Der fünfte Knoten ist im Elementzentrum lokalisiert. Einen Überblick über die Größen der jeweiligen Modelle und der einzelnen Komponenten gibt die Tabelle 1.

### 3.6 Untersuchte Modellvarianten

Mit verschiedenen Modellvarianten der beiden Modelle sollte der Einfluss des Idealisierungsgrades auf die Belastung im Steg untersucht werden. So wurde in den beiden Modellen der Knochen entsprechend der klinischen Situation einmal differenziert in Kortikalis und Spongiosa sowie angelehnt an die Einbettung nach ISO 14801 als homogenes Material betrachtet. Desweiteren wurden die Implantate in einer zweiten Serie als osseointegriert und als sofortbelastet simuliert. Nach Berücksichtigung dieser beiden Modellierungsvarianten entstanden insgesamt acht verschiedene Modelle. Diese Modelle wurden mit 500 N, verteilt auf beide Stegenden, in Richtung der Implantat-Längs-Achse belastet (Abb. 22).

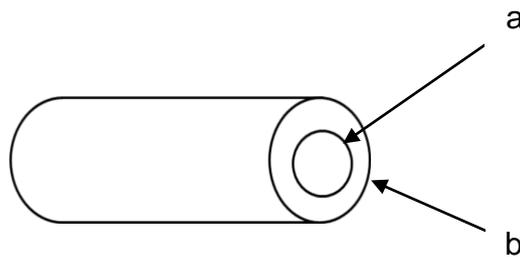


**Abbildung 22:** Darstellung der Belastungssituation. Links: das idealisierte Modell, rechts: das patientennahe Modell.

### 3.7 Ergebnisbewertung und -auswertung

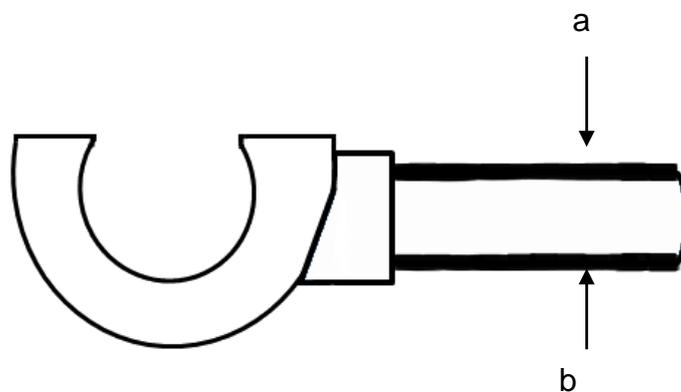
Zur Beurteilung der Simulationsergebnisse wurden einzelne Bereiche der Modelle ausgewählt und die Ergebnisse in den verschiedenen Modellvarianten jeweils in diesen se-

lektierten Bereichen verglichen. In Abbildung 23 sieht man eine schematische Darstellung der Steghülse. Es wurde die Spannung aus den Knoten, die den inneren und äußeren Kreis der Steghülse begrenzen, ermittelt. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden diese Teile als der Innenteil und der Außenteil des Steges benannt. Die Auswertung erfolgte beidseitig und es wurden jeweils die Mittelwerte der Knoten in verschiedenen Modellvarianten am Rand innen bzw. außen miteinander verglichen.



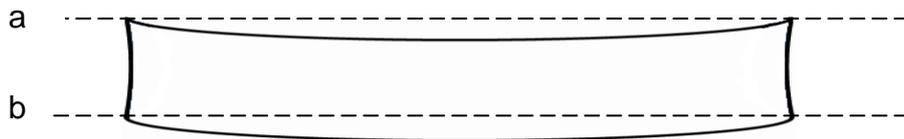
**Abbildung 23:** Schematische Darstellung der Steghülse: a) Innenseite der Steghülse, b) Außenseite der Steghülse.

Die Abbildung 24 zeigt ein weiteres Bauteil des Stegsystems, einen Kugelverbinder. Nach der Montage befindet sich der Kugelverbinder im Inneren der Steghülse. Es wurden hier die Knoten betrachtet, die visuell in einer oberen und unteren Linie liegen. Weiter in den Ergebnissen werden diese als oberer Teil des Kugelverbinders und unterer Teil des Kugelverbinders bezeichnet. Auch hier erfolgte die Auswertung beidseitig und es wurde jeweils der Mittelwert der Spannungen aus der Knoten an Unterseite bzw. Oberseite des Kugelverbinders von verschiedenen Modellvarianten miteinander verglichen.



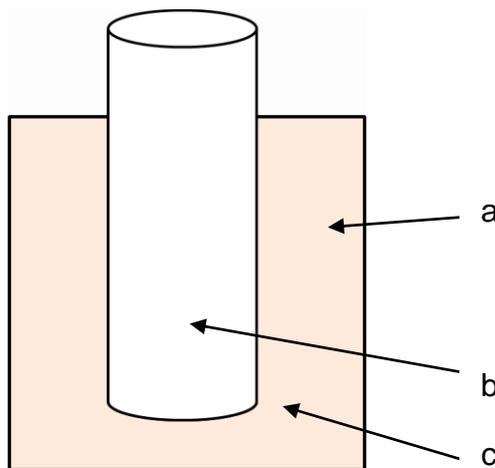
**Abbildung 24:** Schematische Darstellung des Kugelverbinders: a) obere Seite des Kugelverbinders, b) untere Seite des Kugelverbinders.

Desweiteren erfolgte die Ermittlung der Auslenkung der Steghülse. Hier wurden auch die Werte der Knoten, die visuell in einer oberen und unteren Linie liegen, ermittelt (Abb. 25). Die Auslenkung wurde entlang der Implantat-Längsachse bestimmt. Es wurde jeweils der Mittelwert ermittelt und mit anderen Modellvarianten verglichen.

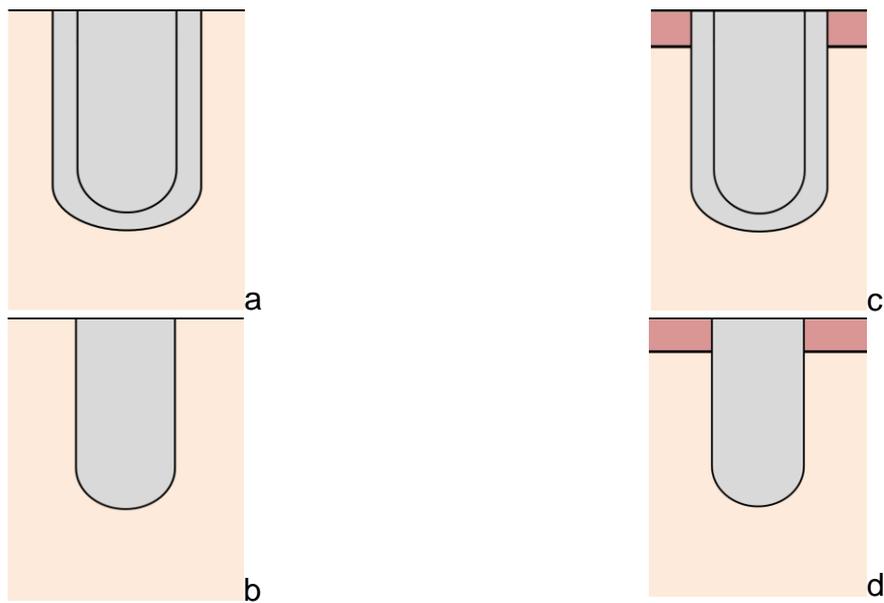


**Abbildung 25:** Schematische Darstellung der Auslenkungsmessung der Steghülse: a) obere Linie, b) untere Linie.

Die Verzerrung im Knochen wurde an den Kontaktpunkten zwischen Implantat und Knochen ermittelt (Abb. 26). Um die Modelle schrittweise der klinischen Situation annähern zu können, wurden in den Simulationen verschiedene Modellierungsparameter eingesetzt. Nach der Insertion des Implantats entsteht zwischen Knochen und Implantat ein Spalt (Abb. 27a und c). Belastet man in dieser Phase das Implantat mit der Suprakonstruktion, spricht man von einer Sofortbelastung. Nach der Einheilphase, die unterschiedlich lange dauern kann, verbindet sich das Implantat mit dem umgebenden Knochen zu einem festen und belastungsfähigen Komplex. Es findet die Osseointegration statt (Abb. 27b und d).



**Abbildung 26:** Schematische Darstellung des Knochens (a), des Implantates (b) und der Kontaktlinie (c) zwischen Implantat und Knochen.



**Abbildung 27:** Symbolerklärung der Modellierungsparameter: a) Knochen nicht differenziert, sofortbelastet, b) Knochen nicht differenziert, osseointegriert, c) Knochen differenziert, sofortbelastet, d) Knochen differenziert, osseointegriert.

Der Knochen ist ein inhomogenes Material. Er wird in eine äußere Schicht, Substantia corticalis oder Kortikalis (in Abb. 27c und d als rote Schicht markiert), und eine innere Schicht, Substantia spongiosa oder Spongiosa (in Abb. 27c und d als sandfarbene Schicht markiert) unterteilt. Um die Simulationskomplexität zu reduzieren, kann der Knochen auch idealisiert als homogene Einheit modelliert und betrachtet werden. (Abb. 27a und b). So wurde die Verzerrung im Knochen anhand verschiedener Knochendifferenzierungen und der Osseointegration verglichen.

## 4. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Simulationsreihen präsentiert. Es werden grundsätzlich folgende Parameter analysiert: die Spannungen im Steg, im Innen- und Außenteil der Steghülse, im Kugelverbinder sowie die Verzerrung in der Kortikalis und der Spongiosa rund um die Implantate. Es werden die Simulationen des idealisierten und patientenspezifischen Modells anhand der Knochendifferenzierung und Osseointegration miteinander verglichen.

Die grafische Darstellung der FE-Berechnungen erfolgte mit dem in der Software MSC.Marc/Mentat 2007 integrierten Postprozessor. Die Darstellung der ermittelten Ergebnisse erfolgte in dem FE-Modell, dabei sind die Ergebnisse farbig kodiert. Die Spanne wird durch den höchsten und niedrigsten Wert der Skala angegeben. Der Farbverlauf geht hierbei von blau (niedrigster Wert) über rot nach gelb (höchster Wert). Zur Darstellung der berechneten Spannung ist die Skalierung so gewählt, dass der niedrigste Wert 0 MPa und der höchste Wert 800 MPa beträgt. 800 MPa entsprechen in etwa der Dehngrenze der verwendeten Titanlegierung. Über die Skalierung hinausreichende Werte werden hellgrau (bei Überschreiten der Skalierung) bzw. dunkelgrau (bei Unterschreiten der Skalierung) dargestellt. Die Darstellung der FE-Ergebnisse in den Stegen erfolgt als Querschnittsbild. Die Implantate und die Kunststoffblöcke sind in den Bildern für eine bessere Übersichtlichkeit nicht dargestellt.

Trotz sorgfältiger Vorbereitung der Modelle sind nicht alle Simulationen bis zum Ende durchgelaufen. Besonders die Rechnungen bei den patientenspezifischen Modellen wurden frühzeitig abgebrochen. Alle Simulationen sind aber bis zu 60 % durchgelaufen. Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den verschiedenen Simulationen zu gewährleisten, wurde entschieden, alle Simulationen, die bis zu 60 % durchgelaufen waren, zu analysieren. Dementsprechend sind die unten beschriebenen Modelle mit 300 N (entspricht 60 % von 500 N) belastet.

#### 4.1 Vergleich der Spannungen im Stegsystem bei dem patientennahen und idealisierten Modell

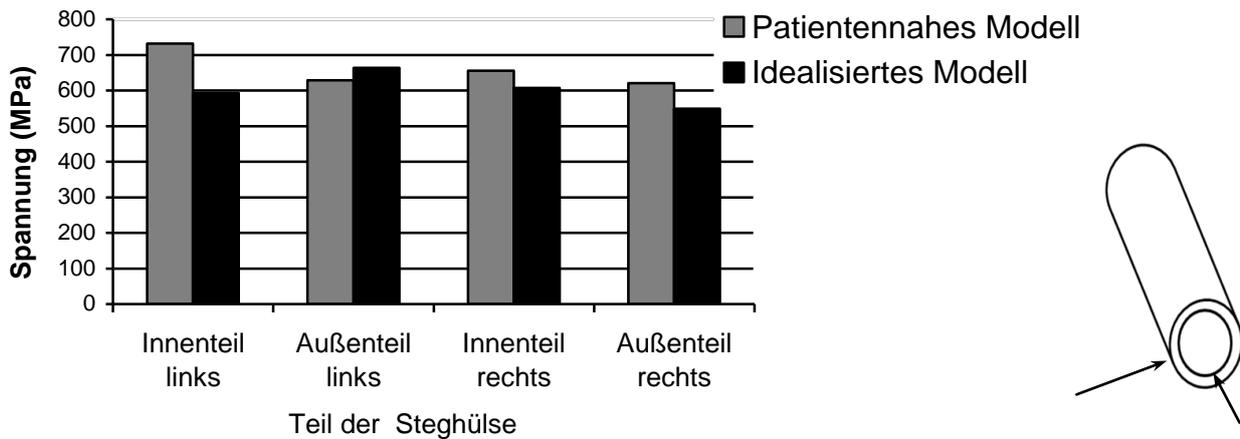
Nachfolgend werden Spannungen im Stegsystem bei verschiedener Knochendifferenzierung und Osseointegration analysiert und gegenübergestellt. Zusätzlich wird die Spannungsverteilung bei den folgenden Teilen des Stegsystems analysiert: das Innen- und Außenteil der Steghülse beidseitig, der obere und untere Teil des Kugelverbinders beidseitig und die Auslenkung der Steghülse.

##### 4.1.1 Spannungsverteilung bei den Modellen mit undifferenziertem und osseointegriertem Knochen

Anhand der ermittelten Spannungen an verschiedenen Teilen des Steges und der Kugel wurden Mittelwerte der Spannung berechnet und verglichen. Der Mittelwert der Spannung des inneren Rings vom Steg auf der linken Seite bei dem patientenspezifischen Modell lag bei Belastung mit 300 N bei 732 MPa und bei dem idealisierten Modell bei 593 MPa und für den äußeren Ring bei dem patientenspezifischen Modell bei 629 MPa und bei dem idealisierten Modell bei 664 MPa. Auf der rechten Seite waren die Mittelwerte für den inneren Ring bei 656 MPa und bei 607 MPa und für den äußeren Ring bei 621 MPa und bei 549 MPa (Tab. 2, Abb. 28).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Innenteil des Steges links	732	593
Außenteil des Steges links	629	664
Innenteil des Steges rechts	656	607
Außenteil des Steges rechts	621	549

**Tabelle 2:** Mittelwert der Spannung des inneren und äußeren Teils des Steges auf der linken und rechten Seite der beiden Modelle bei einer Kraft von 300 N.

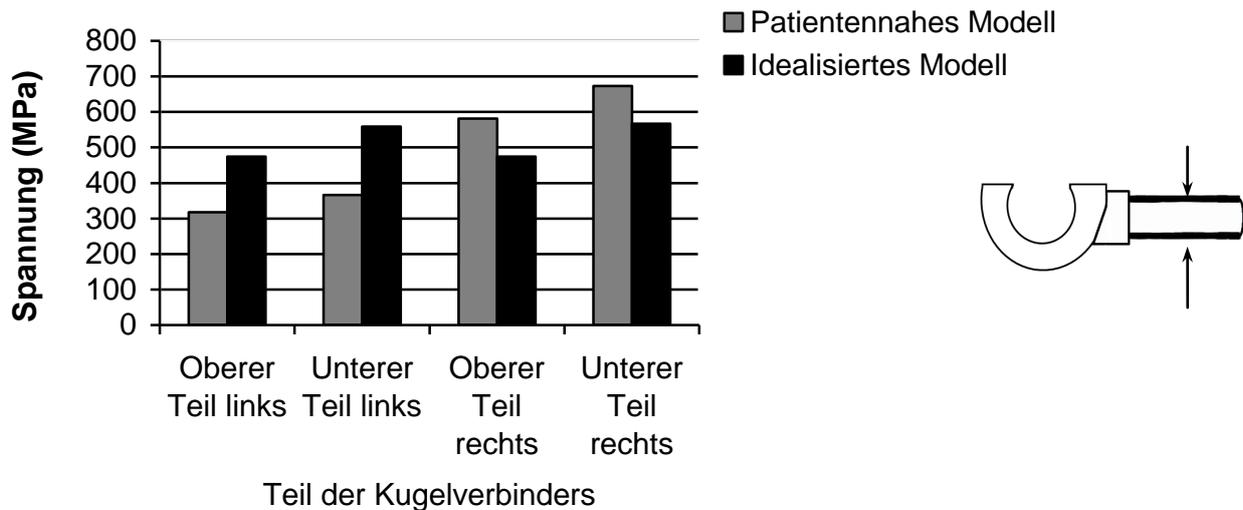


**Abbildung 28:** Gegenüberstellung der Spannungen der beiden Modelle mit dem undifferenzierten und osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind die inneren und äußeren Teile der Steghülse auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Bei der Belastung des Steges lag die Spannung des oberen Teils des Kugelverbinders bei dem patientennahen Modell links bei 318 MPa und rechts bei 581 MPa. Im Gegensatz dazu erreichte das idealisierte Modell links und rechts den Mittelwert von 474 MPa. Die Mittelwerte der Spannung des unteren Teils des Kugelverbinders des patientenspezifischen Modells erreichten links 366 MPa und rechts 673 MPa, im Gegensatz dazu traten beim idealisierten Modell Werten links von 559 MPa und rechts von 567 MPa auf (Tab. 3, Abb. 29).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Oberer Teil des Kugelverbinders links	318	474
Unterer Teil des Kugelverbinders links	366	559
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	581	474
Unterer Teil des Kugelverbinders rechts	673	567

**Tabelle 3:** Mittelwert der Spannung des oberen und unteren Teils des Kugelverbinders auf der linken und rechten Seite bei beiden Modellen bei einer Kraft von 300 N.

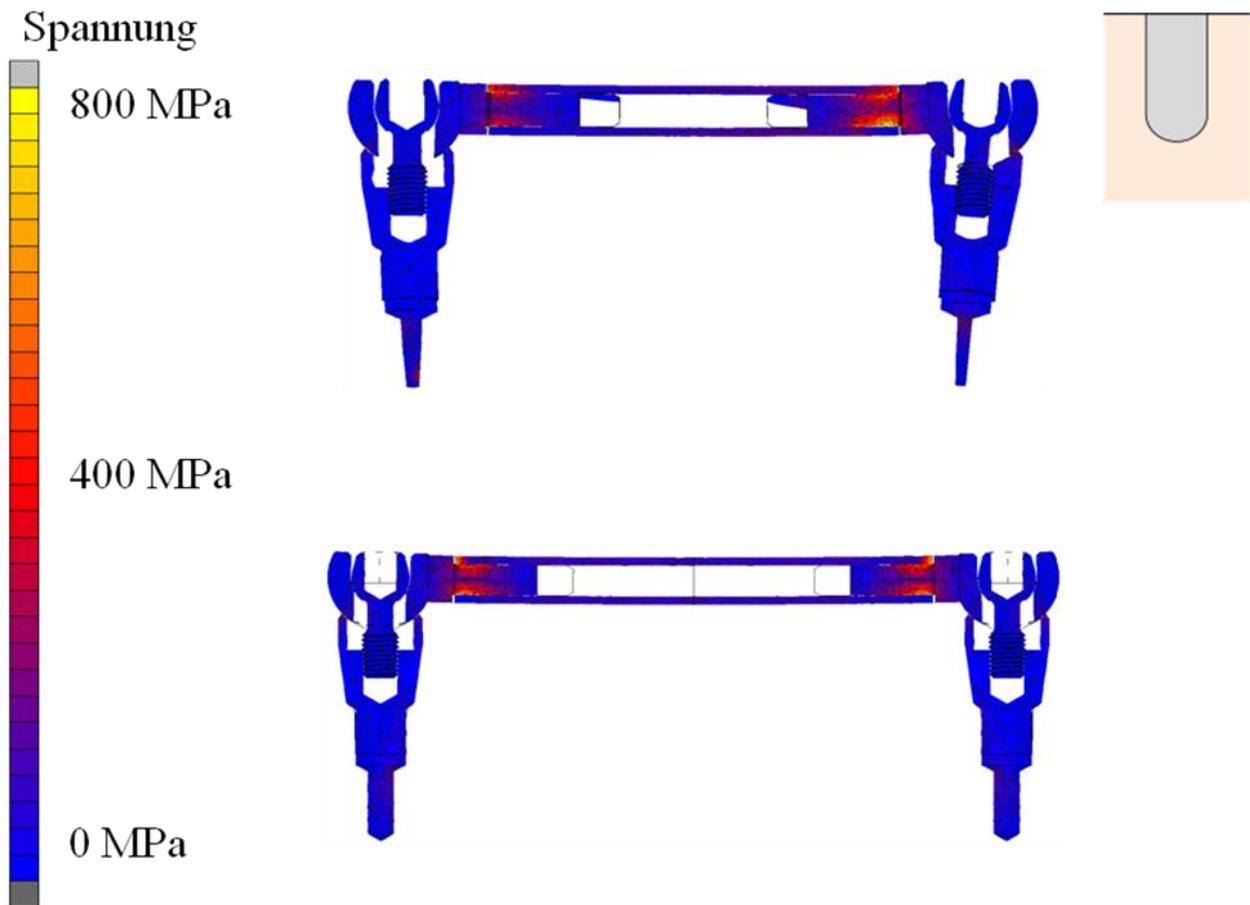


**Abbildung 29:** Gegenüberstellung der Spannungen bei beiden Modellen mit dem undifferenzierten und osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind Ergebnisse für die oberen und unteren Teile des Kugelverbinders auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Nach der Belastung hat sich der Steg im patientenspezifischen Modell 54  $\mu\text{m}$  in Richtung Implantat-Längs-Achse ausgelenkt. Im Vergleich dazu zeigte das idealisierte Modell eine Auslenkung von 64  $\mu\text{m}$ .

Im Folgenden werden die Ergebnisse grafisch im Detail dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurde für alle folgenden FE-Abbildungen die gleiche Skala verwendet. Spannungen, die den Wert von 800 MPa überschreiten, werden nicht in den Farbverlauf mit einbezogen und deshalb grau dargestellt.

Bei der Belastung traten die höchsten Spannungen in beiden Modellen an den Stellen auf, wo die Kraft ausgeübt wurde, nämlich an den Stegenden rechts und links. Die Teile der Kugel, die sich im Stegininneren befanden, wurden auch stärker belastet als die anderen Teile des Steges. Bei dem patientennahen Modell stellte sich die leicht erhöhte Spannung zwischen der Kugel und dem Adapter sowie dem Adapter und Implantat ein. Diese Spannung lässt sich durch die leicht gedrehte Lage der Implantate und des Stegsystems erklären lässt (Abb. 30).



**Abbildung 30:** Spannung bei den Modellen mit dem homogenem Knochen und unter Annahme vollständiger Osseointegration. Oben: patientenspezifisches Modell, unten: idealisiertes Modell. Die Höchstspannung trat sowohl in patientenspezifischem als auch idealisiertem Modell an den Kraftangriffspunkten auf. Das Symbol im oberen rechten Eck zeigt einen homogenen (nicht differenzierten) Knochen, der mit dem Implantat verwachsen ist.

Wie weiter vorne bereits erwähnt wurde, konnten die Simulationen des patientenspezifischen Modells aus numerischen Gründen nicht bis zu 100 % durchgeführt werden. Nachfolgend werden die Ergebnisse der Simulationsreihe des idealisierten Modells bei Belastung mit 300 N und bei Belastung mit 500 N verglichen (Tab. 4).

	Idealisiertes Modell bei Kraft von 300 N [MPa]	Idealisiertes Modell bei Kraft von 500 N [MPa]
Innenteil des Steges links	593	768
Außenteil des Steges links	664	693
Innenteil des Steges rechts	607	761
Außenteil des Steges rechts	549	689
Oberer Teil des Kugelverbinders links	474	666
Unterer Teil des Kugelverbinders links	559	763
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	474	667
Unterer Teil des Kugelverbinders rechts	567	761

**Tabelle 4:** Vergleich der Mittelwerte der Spannungen in dem idealisierten Modell bei Kraftanwendung von 300 N und 500 N.

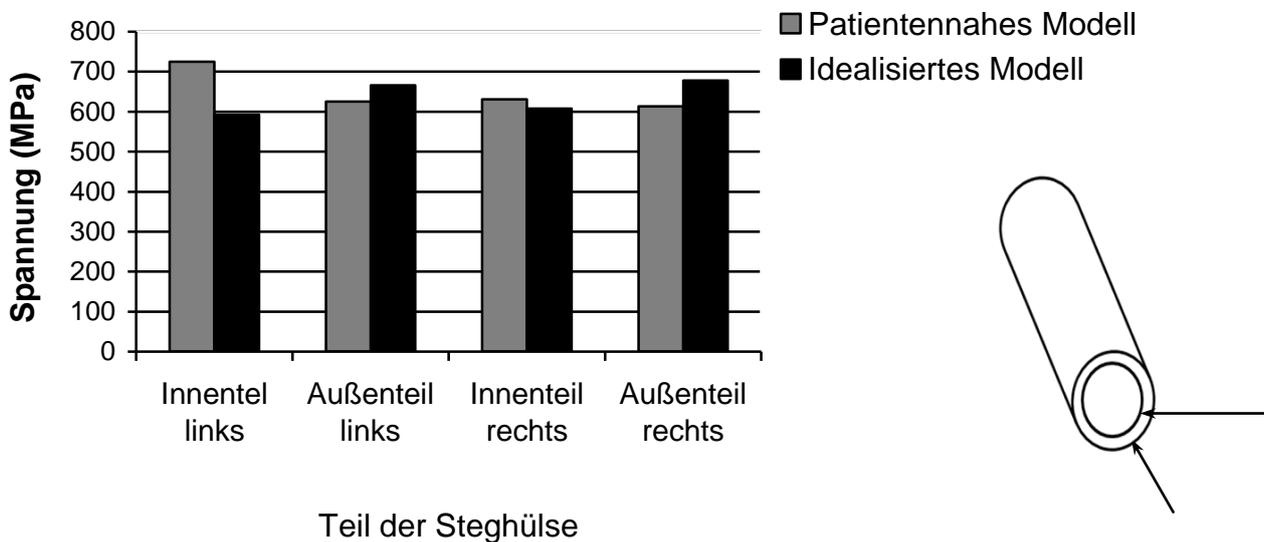
Nach vollständigem Durchlauf der Simulation war festzustellen, dass die Spannungen 30 % bis 40 % erhöht sind. Nur bei dem Außenteil des Steges auf der linken Seite betrug die Veränderung minimal 4 %. Die Auslenkung des Steges bei 100-prozentigem Verlauf der Simulation betrug 77  $\mu\text{m}$ , was einer Erhöhung um 20 % entsprach.

#### 4.1.2 Spannungsverteilung bei den Modellen mit undifferenziertem und nicht osseointegriertem Knochen

Auch bei dieser Simulationsreihe wurden die Mittelwerte der Spannung an verschiedenen Teilen des Steges und der Kugel ausgerechnet und verglichen. Der Mittelwert der Spannung des inneren Rings des Steges auf der linken Seite bei dem patientenspezifischen Modell lag bei 725 MPa und bei dem idealisierten Modell bei 593 MPa. Für den äußeren Ring betrug die Spannung bei dem patientenspezifischen Modell 625 MPa und bei dem idealisierten Modell bei 666 MPa. Auf der rechten Seite betrug die Mittelwerte für den inneren Ring 631 MPa und 608 MPa und für den äußeren Ring 613 MPa und 678 MPa (Tab. 5, Abb. 31).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Innenteil des Steges links	725	593
Außenteil des Steges links	625	666
Innenteil des Steges rechts	631	608
Außenteil des Steges rechts	613	678

**Tabelle 5:** Der Mittelwert der Spannung des inneren und äußeren Teils des Stegendes auf der linken und rechten Seite bei den beiden Modellen bei einer Kraft von 300 N.

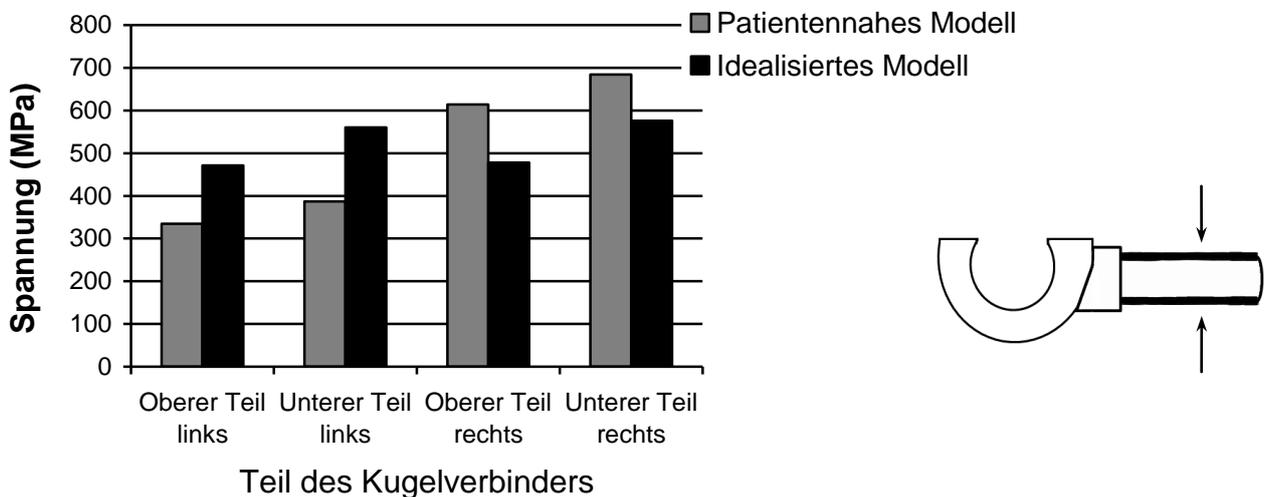


**Abbildung 31:** Gegenüberstellung der Spannungen bei den Modellen mit dem undifferenzierten und nicht osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind die Spannungen an inneren und äußeren Teil der Steghülse auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Bei der Belastung des Steges wurde der obere Teil des Kugelverbinders bei dem patientennahen Modell links mit einer Spannung von 335 MPa und rechts 614 MPa belastet. Im Gegensatz dazu erreichte das idealisierte Modell links den Mittelwert von 471 MPa und rechts 478 MPa. Die Mittelwerte der Spannung des unteren Teils des Kugelverbinders des patientenspezifischen Modells erreichten links 387 MPa und rechts 684 MPa. Im Gegensatz dazu wurden bei dem idealisierten Modell folgende Werte ermittelt: links 560 MPa und rechts 576 MPa (Tab. 6, Abb. 32).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Oberer Teil des Kugelverbinders links	335	471
Unterer Teil des Kugelverbinders links	387	560
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	614	478
Unterer Teil des Kugelverbinders rechts	684	576

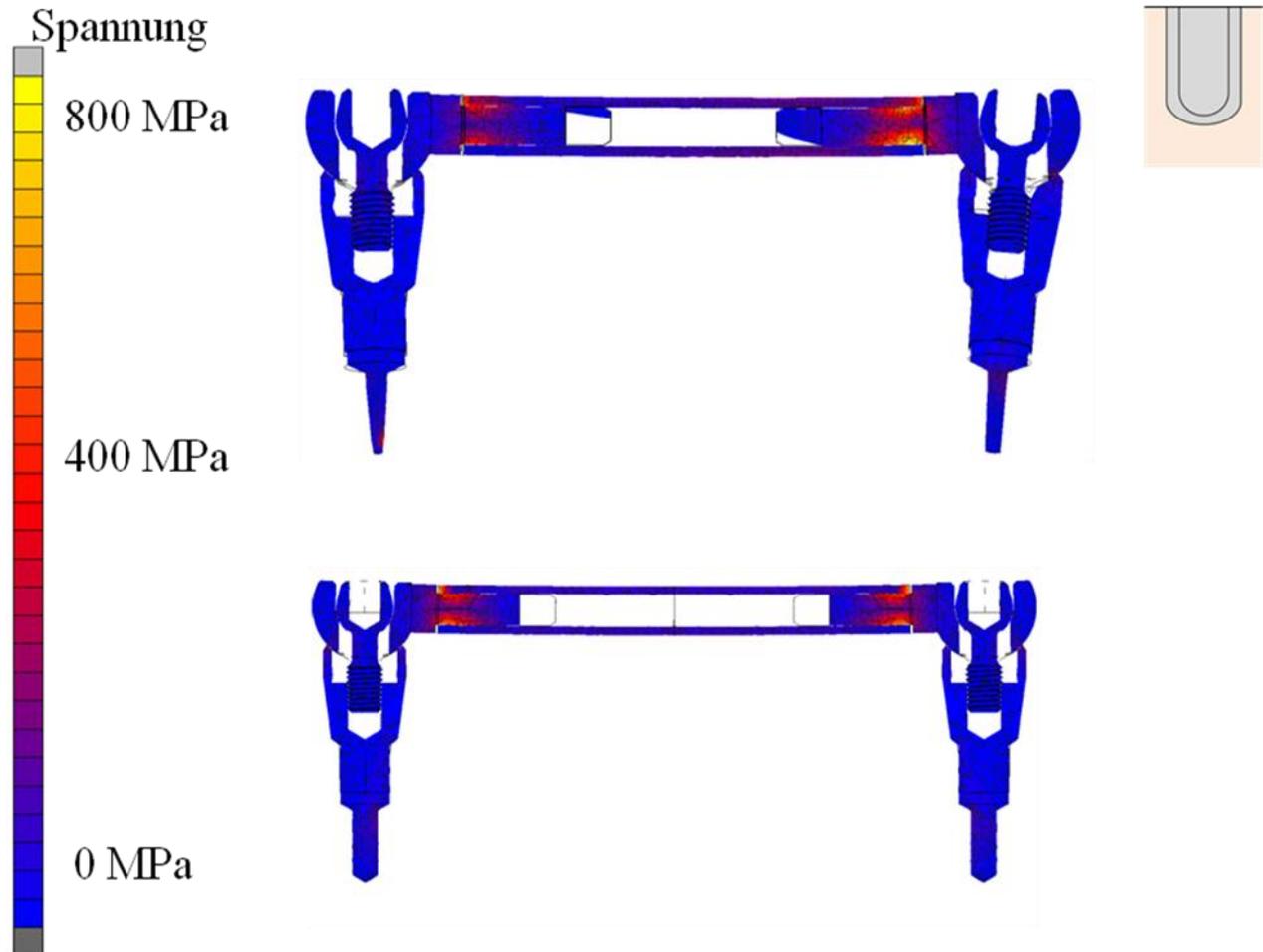
**Tabelle 6:** Mittelwert der Spannung des oberen und unteren Teils des Kugelverbinders auf der linken und rechten Seite bei beiden Modellen bei einer Kraft von 300 N.



**Abbildung 32:** Gegenüberstellung der Spannungen bei den beiden Modellen mit dem homogenen und sofortbelasteten Knochen. Dargestellt sind die Spannungen in den oberen und unteren Teilen des Kugelverbinders auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Weiter sind die Ergebnisse dieser Simulationsreihe in der Abbildung 33 grafisch im Detail dargestellt. Nach der Belastung hat sich der Steg im patientenspezifischen Modell um 58  $\mu\text{m}$  in Richtung Implantat-Längsachse ausgelenkt. Im Vergleich dazu zeigte das idealisierte Modell eine Auslenkung von 65  $\mu\text{m}$ . Sowohl bei dem patientenspezifischen als auch bei dem idealisierten Modell lagen die Höchstspannungen bei der Belastung an den Enden der Steghülse, wo die Kraft ausgeübt wurde. Die Stegverbinder wurden ebenfalls stärker belastet als die anderen Teile des Stegsystems. An den Kontaktstellen zwischen der Kugel und dem Adapter und zwischen Adapter und Implantat bei dem pa-

tientennahen Modell trat die minimale Spannung auf. Der Grund dafür könnte die leicht gedrehte Lage der Implantate und des Stegsystems sein.



**Abbildung 33:** Spannungen im Stegsystem bei homogenem Knochen unter Annahme einer Sofortbelastung (siehe Schemazeichnung rechts). Oben: patientenspezifisches Modell, unten: idealisiertes Modell. Die Höchstspannungen lagen bei beiden Modellen an den Stellen, wo die Kraft ausgeübt wurde. Stärker belastete Teile waren die Stegverbinder.

In der Tabelle 7 sind die Mittelwerte der Spannungen an verschiedenen Stellen des idealisierten Modells zusammengestellt. Anhand der Ergebnisse erfolgte ein Vergleich der Belastung mit 300 N und mit 500 N.

	Idealisiertes Modell bei 300 N [MPa]	Idealisiertes Modell bei 500 N [MPa]
Innenteil des Steges links	593	769
Außenteil des Steges links	666	694
Innenteil des Steges rechts	608	757
Außenteil des Steges rechts	678	701
Oberer Teil des Kugelverbinders links	471	665
Unterer Teil des Kugelverbinders links	560	762
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	478	661
Unterer Teil des Kugelverbinders	576	762

**Tabelle 7:** Vergleich der Mittelwerte der Spannungen in dem idealisierten Modell bei einer Kraftanwendung von 300 N und 500 N.

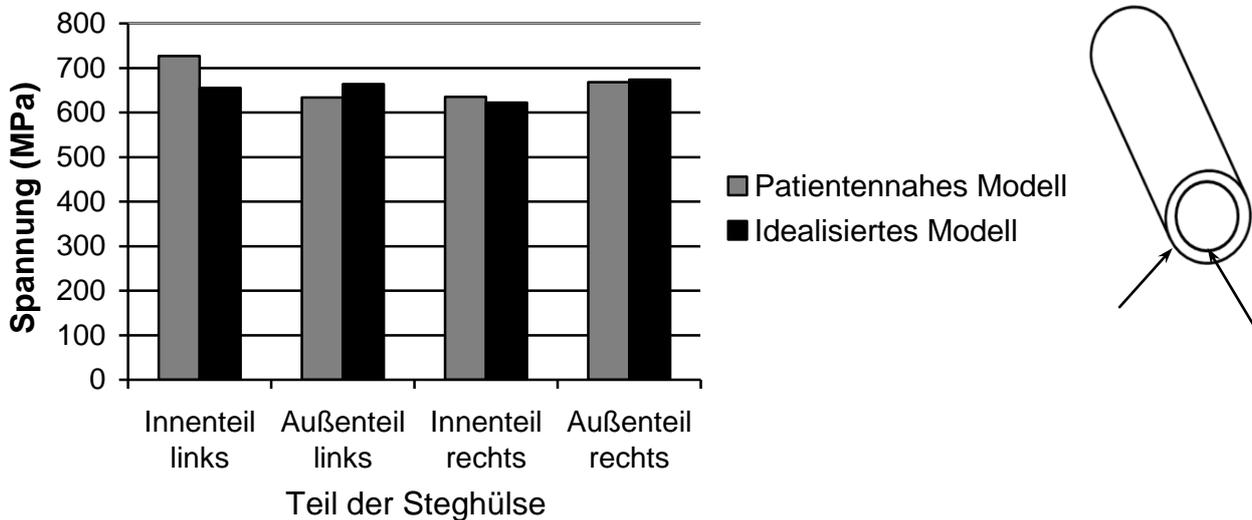
Ähnlich wie auch bei der vorherigen Modellvariante lag die Erhöhung der Mittelwertspannung bei komplettem Durchlauf der Simulation zwischen 30 % und 40 %. Nur die äußeren Teile des Steges auf beiden Seiten hatten eine Steigerung der Spannung von lediglich 4 %. Die Auslenkung des Steges betrug 75  $\mu\text{m}$ , dies entspricht einem Anstieg von 15 %.

#### 4.1.3 Spannungsverteilung bei den Modellen mit differenziertem und osseointegriertem Knochen

Bei der nächsten Simulationsreihe wurde der Knochen in Spongiosa und Kortikalis unterteilt und eine spätbelastete Situation der Implantate eingestellt. Die dabei entstandenen Spannungen bei beiden Modelle wurden verglichen. Der Mittelwert der Spannung des inneren Rings des Steges auf der linken Seite bei dem patientenspezifischen Modell lag bei Belastung mit 300 N bei 727 MPa und bei dem idealisierten Modell bei 655 MPa. Für den äußeren Ring bei dem patientenspezifischen Modell wurden 634 MPa und bei dem idealisierten Modell 664 MPa ermittelt. Auf der rechten Seite lagen die Mittelwerte für den inneren Ring bei 635 MPa und bei 668 MPa und für den äußeren Ring bei 622 MPa und bei 674 MPa (Tab. 8, Abb. 34).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Innenteil des Steges links	727	655
Außenteil des Steges links	634	664
Innenteil des Steges rechts	635	668
Außenteil des Steges rechts	622	674

**Tabelle 8:** Mittelwert der Spannung des inneren und äußeren Teils des Steges auf der linken und rechten Seite der beiden Modelle bei einer Kraftanwendung von 300 N.

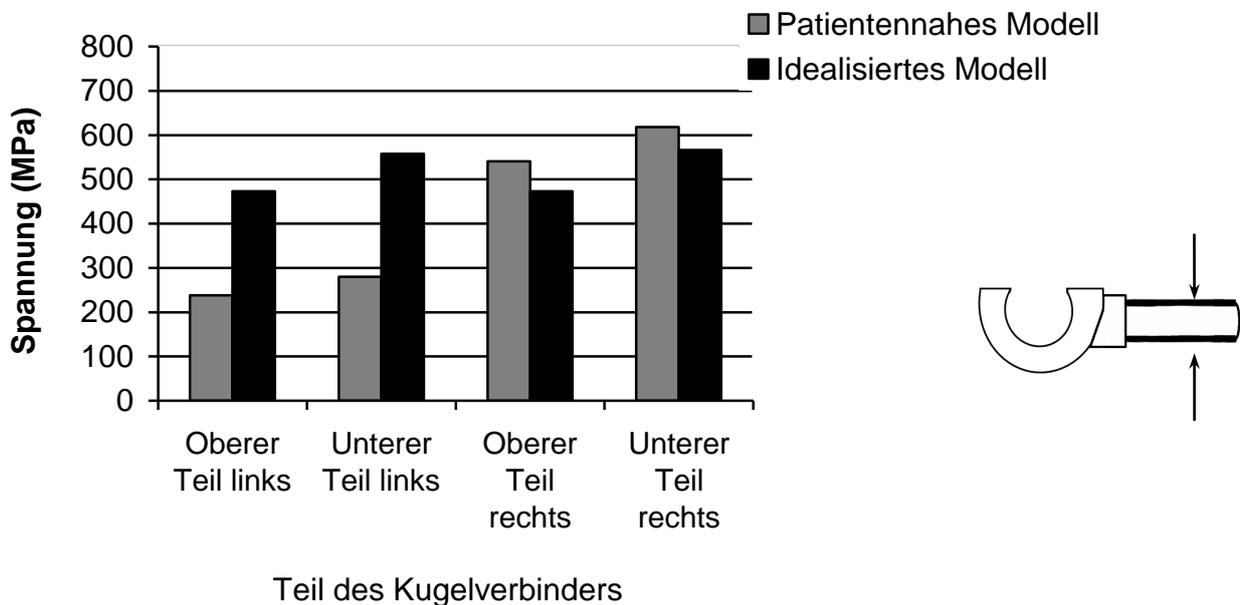


**Abbildung 34:** Gegenüberstellung der Spannungen der beiden Modelle mit dem inhomogenen und osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind die Spannungen an den inneren und äußeren Teilen der Steghülle auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Bei der Belastung des Steges erreichte die Spannung in dem oberen Teil des Kugelverbinders bei dem patientennahen Modell links 238 MPa und rechts 541 MPa. Im Gegensatz dazu wurde bei dem idealisierten Modell links und rechts der Mittelwert von 473 MPa erreicht. Die Mittelwerte der Spannung des unteren Teils des Kugelverbinders des patientenspezifischen Modells erreichten links den Wert von 280 MPa und rechts einen Wert von 618 MPa. Im Gegensatz dazu lagen die Werte beim idealisierten Modell links bei 558 MPa und rechts bei 566 MPa (Tab. 9, Abb. 35).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Oberer Teil des Kugelverbinders links	238	473
Unterer Teil des Kugelverbinders links	280	558
Oberer Teil des Kugelverbinders	541	473
Unterer Teil des Kugelverbinders	618	566

**Tabelle 9:** Mittelwert der Spannung des oberen und unteren Teils des Kugelverbinders auf der linken und rechten Seite bei den Modellen bei einer Kraftanwendung von 300 N.

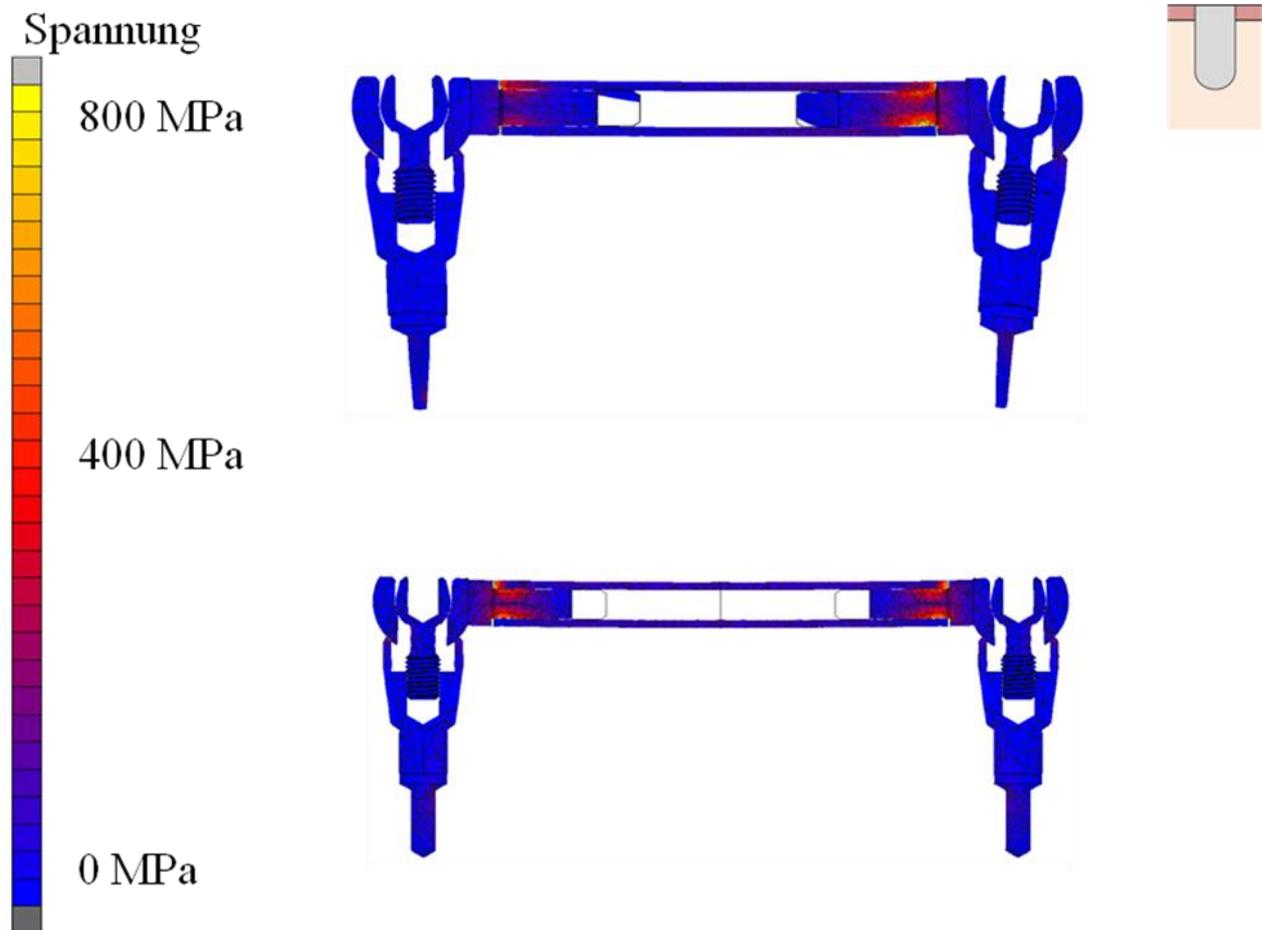


**Abbildung 35:** Gegenüberstellung der Spannungen bei Modellen mit dem differenzierten und osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind die Spannungen in den oberen und unteren Teilen des Kugelverbinders auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Nach der Belastung hat sich der Steg im patientenspezifischen Modell  $40\ \mu\text{m}$  in der Implantat-Längs-Achse ausgelenkt. Im Vergleich dazu zeigte das idealisierte Modell eine Auslenkung von  $60\ \mu\text{m}$ .

In Abbildung 36 sieht man, dass die Spannung an den Stellen, wo die Belastung stattgefunden hat, nämlich an den Enden der Steghülse rechts und links, am höchsten war. Die Teile der Kugeln, die in Berührung mit der Steghülse kamen, zeigten ebenfalls etwas

erhöhte Werte. Durch die etwas gedrehte Lage der Implantate und des Stegsystems bei dem patientennahen Modell war die Spannung besonders auf der rechten Seite erhöht.



**Abbildung 36:** Darstellung der Spannung bei dem inhomogenen und osseointegrierten Knochen (Siehe Schemazeichnung rechts). Oben: patientenspezifische Modell, unten: idealisierte Modell. Während dieser Simulation wurde angenommen, dass das Implantat mit dem Knochen fest verbunden war. Zudem wurden dem Knochen die Parameter der Kortikalis und Spongiosa zugewiesen. Die höchsten Spannungen lagen bei beiden Modellen am Ende der Steghülse, wo die Kraft ausgeübt wurde. Der Teil des Kugelverbinders, der in der Steghülse steckte, erreichte ebenfalls etwas erhöhte Werte.

In Tabelle 10 werden die Ergebnisse des idealisierten Modells anhand des Rechenverlaufs bei Belastung mit 300 N und 500 N vorgestellt. Es ist zu erkennen, dass die Erhöhung des Mittelwerts von verschiedenen Teilen des Kugelverbinders bei ca. 40 % lag, ähnlich wie auch bei den anderen Simulationen. Im Gegensatz dazu lag der prozentuale Anstieg der Spannung von dem inneren und äußeren Teil des Steges zwischen 4 % und 17 %. Die Auslenkung des Steges erhöhte sich um 27 % und lag bei 76  $\mu\text{m}$ .

	Idealisiertes Modell bei 300 N [MPa]	Idealisiertes Modell bei 500 N [MPa]
Innenteil des Steges links	655	765
Außenteil des Steges links	664	694
Innenteil des Steges rechts	668	756
Außenteil des Steges rechts	674	701
Oberer Teil des Kugelverbinders links	473	675
Unterer Teil des Kugelverbinders links	558	761
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	473	668
Unterer Teil des Kugelverbinders	566	761

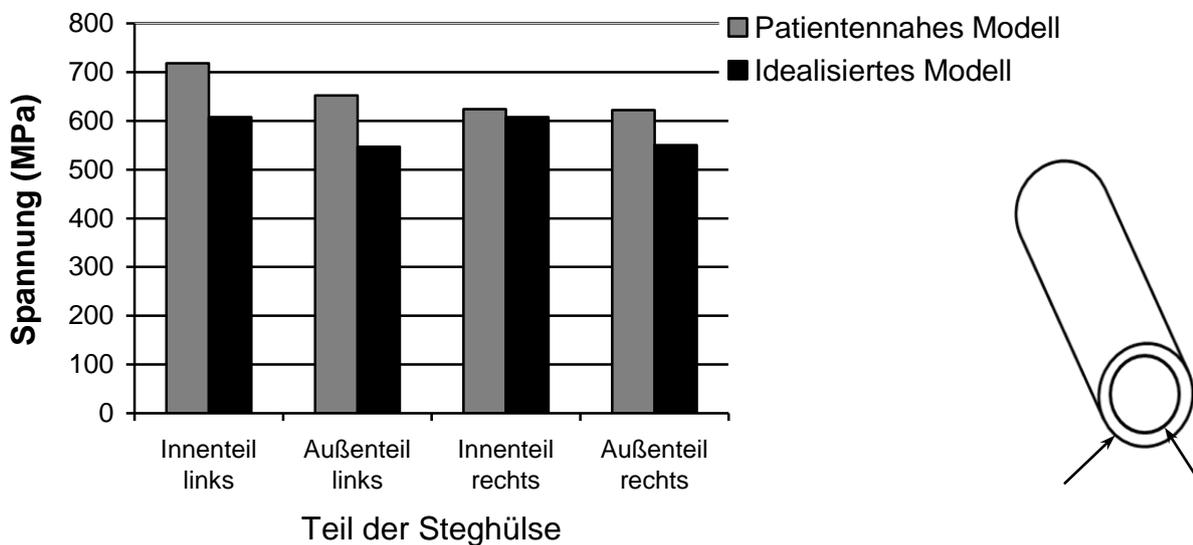
**Tabelle 10:** Mittelwerte der Spannung in dem idealisierten Modell im Vergleich bei einer Belastung mit 300 N und 500 N.

#### 4.1.4 Spannungsverteilung bei den Modellen mit differenziertem und nicht osseointegriertem Knochen

Auch bei der letzten Untersuchungsreihe wurden die Mittelwerte der Belastung ermittelt und verglichen. Der Mittelwert der Spannung des inneren Rings des Steges auf der linken Seite bei dem patientenspezifischen Modell lag bei Belastung mit 300 N bei 718 MPa und bei dem idealisierten Modell bei 608 MPa. Für den äußeren Ring wurden bei dem patientenspezifischen Modell 652 MPa und bei dem idealisierten Modell 547 MPa ermittelt. Auf der rechten Seite lagen die Mittelwerte für den inneren Ring bei 624 MPa und bei 608 MPa und für den äußeren Ring bei 622 MPa und bei 550 MPa (Tab. 11, Abb. 37).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Innenteil des Steges links	718	608
Außenteil des Steges links	652	547
Innenteil des Steges rechts	624	608
Außenteil des Steges rechts	622	550

**Tabelle 11:** Mittelwert der Spannung des inneren und äußeren Teils des Steges auf der linken und rechten Seite der beiden Modelle bei einer Kraft von 300 N.

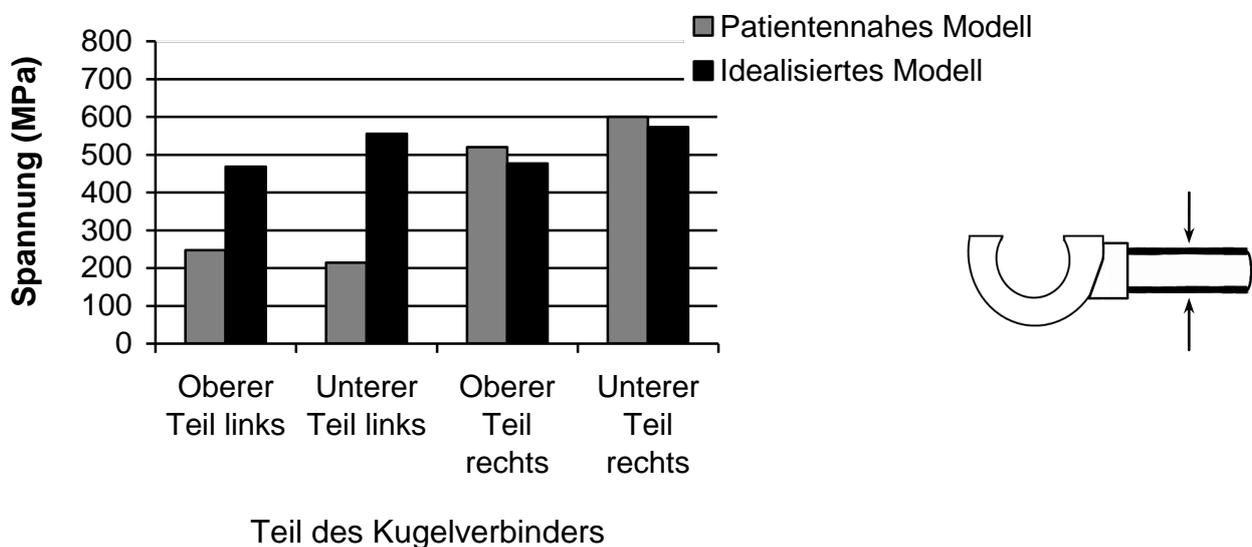


**Abbildung 37:** Gegenüberstellung der Spannungen der beiden Modelle mit dem differenzierten und nicht osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind die Spannungen der inneren und äußeren Teile der Steghülse auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Bei der Belastung des Steges wurde der obere Teil des Kugelverbinders bei dem patientenspezifischen Modell links mit einer Spannung von 247 MPa und rechts 520 MPa belastet, im Gegensatz dazu wurde bei dem idealisierten Modell links der Mittelwert von 468 MPa und rechts von 477 MPa erreicht. Die Mittelwerte der Spannung des unteren Teils des Kugelverbinders des patientenspezifischen Modells erreichten links Werte von 214 MPa und rechts von 600 MPa. Im Gegensatz dazu lagen die Werte links bei 555 MPa und rechts bei 573 MPa bei dem idealisierten Modell (Tab. 12, Abb. 38).

	Patientennahes Modell [MPa]	Idealisiertes Modell [MPa]
Oberer Teil des Kugelverbinders links	247	468
Unterer Teil des Kugelverbinders links	214	555
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	520	477
Unterer Teil des Kugelverbinders rechts	600	573

**Tabelle 12:** Mittelwert der Spannung des oberen und unteren Teils des Kugelverbinders auf der linken und rechten Seite bei beiden Modellen bei einer Kraft von 300 N.

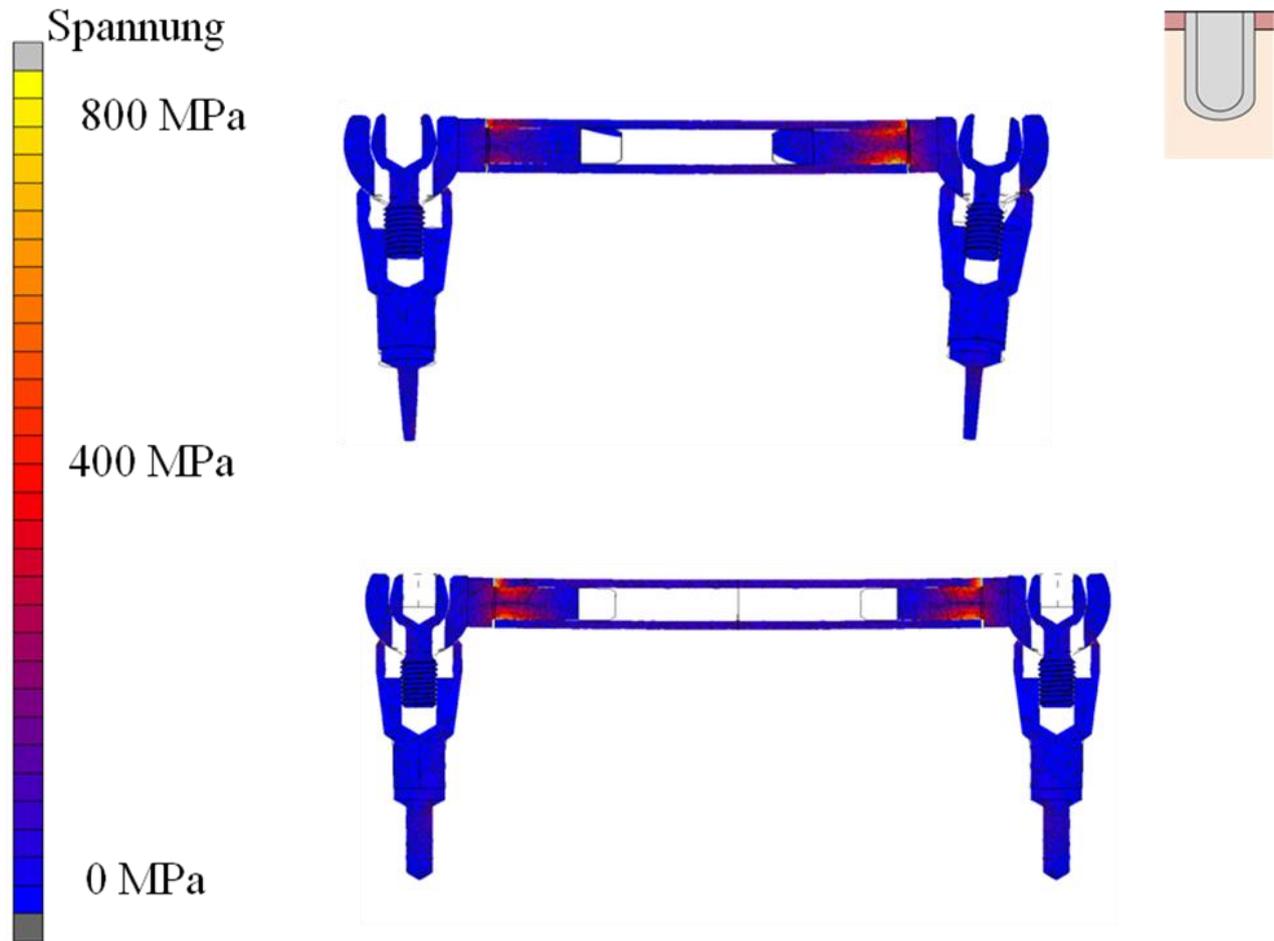


**Abbildung 38:** Gegenüberstellung der Spannungen bei Modellen mit dem differenzierten und nicht osseointegrierten Knochen. Dargestellt sind die oberen und unteren Teile des Kugelverbinders auf der rechten und linken Seite (siehe Schemazeichnung rechts).

Bei der Belastung hat sich der Steg im patientenspezifischen Modell 30  $\mu\text{m}$  in Richtung Implantat-Längs-Achse ausgelenkt. Im Vergleich dazu zeigte das idealisierte Modell eine Auslenkung von 60  $\mu\text{m}$ .

In Abbildung 39 sind die FE-Abbildungen der beiden Modelle bei der Belastung dargestellt. Die höchsten Werte der Spannung traten in den beiden Modellen an den Stellen auf, wo die Kraft ausgeübt wurde, nämlich an den Stegenden rechts und links. Auch die Teile der Kugel, die sich in der Steghölse befanden, wurden stärker belastet als die anderen Teile des Steges und des Implantates. Bei dem patientennahen Modell erkennt

man eine minimal erhöhte Spannung zwischen der Kugel und dem Adapter, dem Adapter und dem Implantat.



**Abbildung 39:** Spannung bei den Modellen mit inhomogenem Knochen und unter Annahme einer Sofortbelastung (siehe Schemazeichnung rechts). Oben: patientenspezifisches Modell, unten: idealisiertes Modell. Wie auch erwartet, lagen die höchsten Spannungswerte an den Kraftangriffspunkten – an den Stegenden der beiden Modelle. Der Teil des Kugelverbinders, der sich in der Steghülse befand, wurde ebenfalls stärker belastet.

Daraufhin wurde das idealisierte Modell bei 60-prozentigem und vollständigem Rechenverlauf miteinander verglichen (Tab. 13). Der Mittelwert der Spannung im Bereich des inneren und äußeren Teils des Steges stieg um ca. 27 %. Die Mittelwertspannung im Bereich des Kugelverbinders erhöhte sich um ca. 40 %. Die Auslenkung des Steges betrug 73  $\mu\text{m}$ , welches einer Erhöhung um 22 % im Vergleich zum Modell bei der Kraftanwendung von 300 N entspricht.

	Idealisiertes Modell bei 300 N [MPa]	Idealisiertes Modell bei 500 N [MPa]
Innenteil des Steges links	608	769
Außenteil des Steges links	547	692
Innenteil des Steges rechts	608	761
Außenteil des Steges rechts	550	701
Oberer Teil des Kugelverbinders links	468	662
Unterer Teil des Kugelverbinders links	555	761
Oberer Teil des Kugelverbinders rechts	477	671
Unterer Teil des Kugelverbinders	573	762

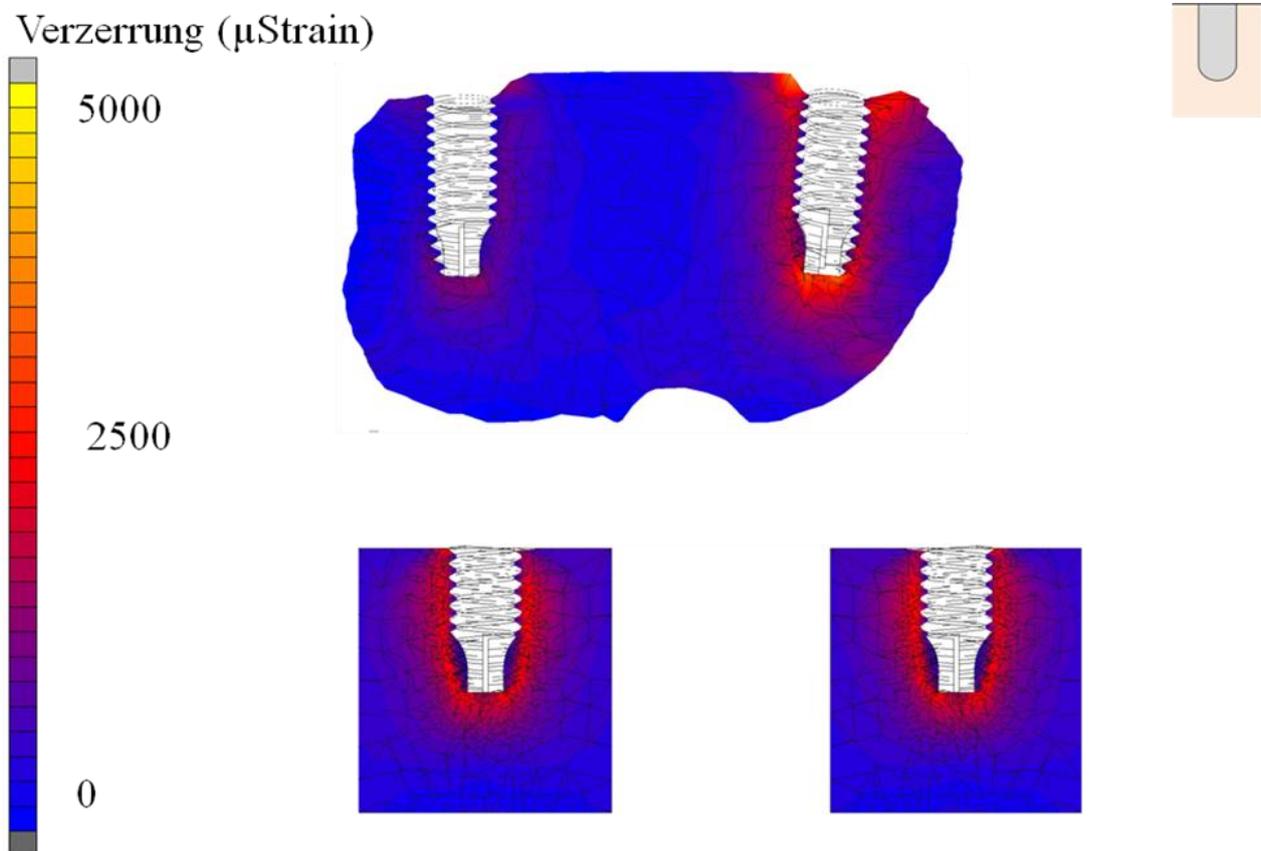
**Tabelle 13:** Mittelwerte der Spannungen in dem idealisierten Modell im Vergleich bei Belastungen mit 300 N und 500 N.

#### 4.2 Vergleich der Knochenbelastungen bei den verschiedenen Modellvarianten

Im Folgenden wird die Verteilung der Verzerrung im Knochen anhand der FE-Abbildungen rund um die Implantate grafisch dargestellt. Die Höhe der berechneten Verzerrungen ergibt sich aus der Farbgebung in den jeweiligen Abbildungen, dabei wird die Spanne durch den höchsten und tiefsten Wert der Skala angegeben. Die Farbskala verläuft dabei von blau (tiefster Wert) über rot nach gelb (höchster Wert). Über die Skalierung hinausreichende Werte werden hellgrau (bei Überschreiten der Skalierung) bzw. dunkelgrau (bei Unterschreiten der Skalierung) dargestellt. Die Grenze von 5000  $\mu$ strain wurde anhand von Untersuchungen von Frost (2004) gewählt. Er schloss aus seinen Forschungen, dass bei den Verzerrungen im Knochen oberhalb 3000  $\mu$ strain mit einem Knochenverlust infolge von Überbelastung gerechnet werden muss.

#### 4.2.1 Vergleich bei Modellen mit dem undifferenzierten und osseointegrierten Knochen

In Abbildung 40 ist zu erkennen, dass sich die Verzerrung im Knochen außerhalb des Implantatbettes verteilt. Dadurch, dass das Implantat in den Knochen osseointegriert war, trat bei der Belastung des Steges eine minimale bis keine Verzerrung im Bereich der Implantatgewindegänge auf. Außerdem ist zu erkennen, wie gleichmäßig sich die Verzerrungen um die Implantate verteilen. Der Knochen um das rechte Implantat apikal und zervikal bei dem patientenindividualisierten Modell war stärker belastet als um das linke, was wahrscheinlich mit der Position des Implantates zu tun hat.



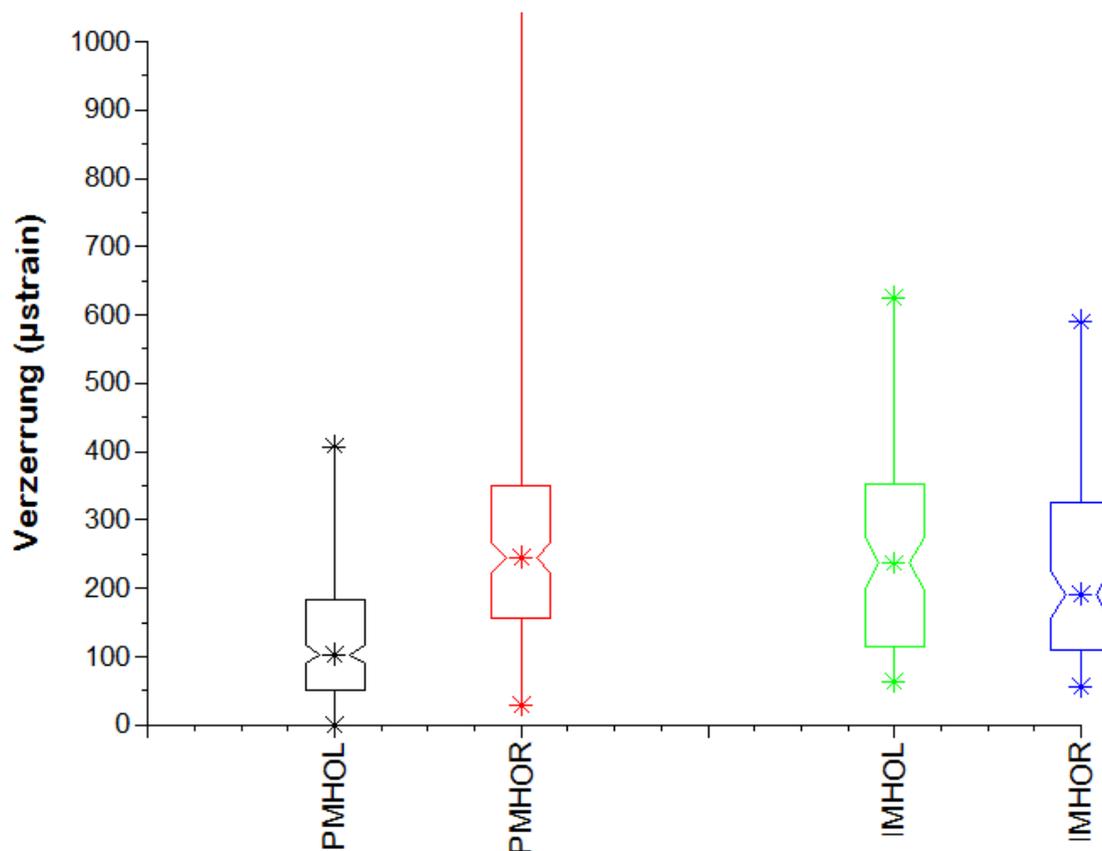
**Abbildung 40:** Verteilung der Verzerrungen im Knochen rund um die Implantate bei den Modellen mit undifferenziertem Knochen und unter Annahme vollständiger Osseointegration (siehe Schemazeichnung rechts). Oben: das patientennahe Modell, unten: das idealisierte Modell. Es ist eine sehr gleichmäßige Verzerrungsverteilung zu erkennen. Vermutlich durch die Position der Implantate ist das linke Implantat des patientennahen Modells geringer belastet. Es ist auffallend, dass in Gewindegängen der Implantate fast keine Verzerrung auftritt.

Die Spanne der Verzerrungen bei dieser Simulation bei Belastung reichte von 0  $\mu$ Strain bis 2194  $\mu$ Strain. Der höchste Wert war bei dem patientennahen Modell auf der rechten Seite zu finden. Die Medianwerte lagen bei den beiden Modell ähnlich: bei dem patientennahen Modell links 103  $\mu$ Strain und bei dem idealisierten Modell 236  $\mu$ Strain, auf der rechten Seite wurden folgende Werte erreicht: 247  $\mu$ Strain und 190  $\mu$ Strain (Abb. 41 und Tab. 14).

	Minimum ( $\mu$ Strain)	25 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Median ( $\mu$ Strain)	75 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Maxi- mum ( $\mu$ Strain)
Patientennahes Modell links	0	51	103	184	407
Patientennahes Modell rechts	28	157	247	350	2194
Idealisiertes Modell links	62	113	236	352	627
Idealisiertes Modell rechts	55	111	190	326	590

**Tabelle 14:** Verzerrung bei dem undifferenzierten und osseointegrierten Knochen. Vergleich patientennahes und idealisiertes Modell bei einer Kraft von 300 N.

Des Weiteren werden die Ergebnisse des idealisierten Modells im Rechenverlauf bis 60 % und bei komplettem Verlauf miteinander verglichen (Tab. 15). Das Minimum der Verzerrung auf der linken Seite stieg um 55 % und auf der rechten um 44 %, das Maximum erhöhte sich um 37 % links und um 40 % rechts. Der Median der Verzerrungen nahm bei dem vollständigen Verlauf der Simulation auf der linken Seite um 66 % und auf der rechten um 51 % zu.



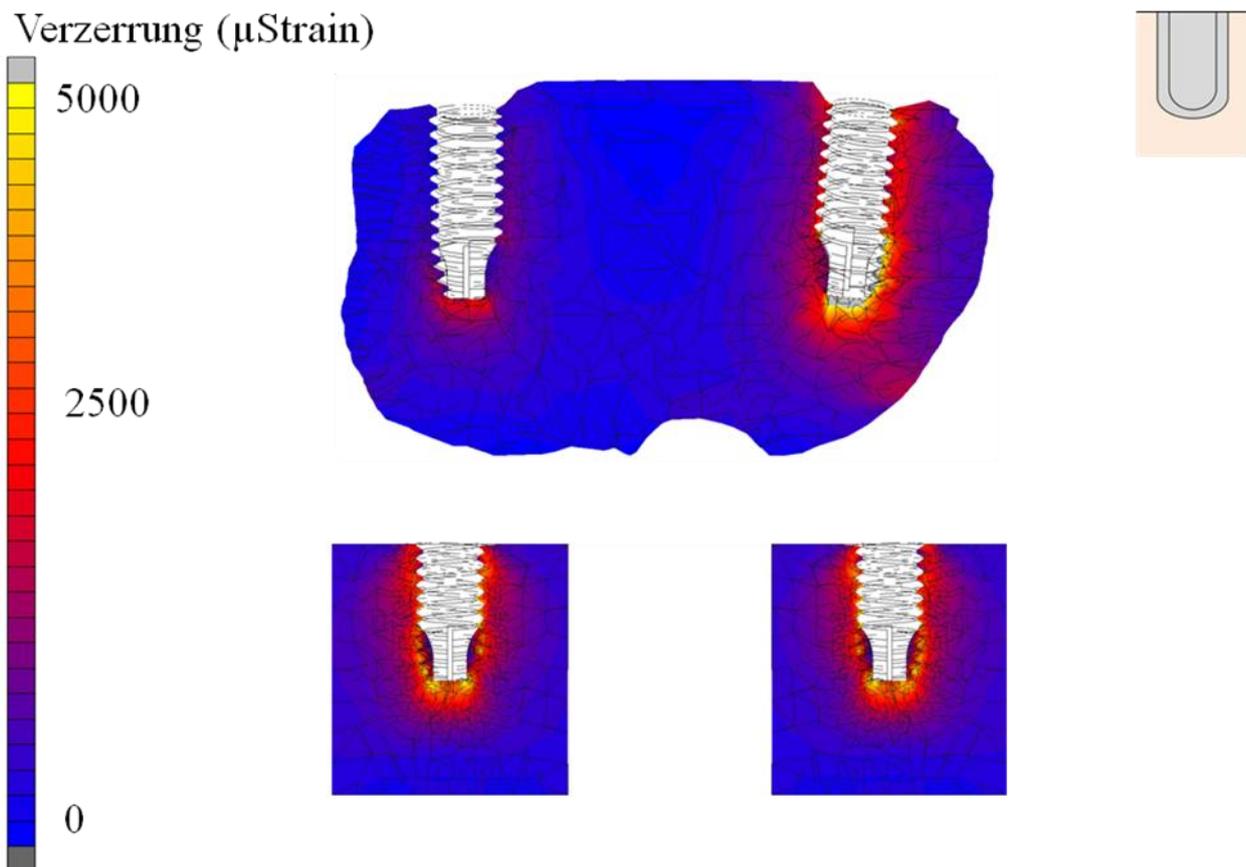
**Abbildung 41:** Verzerrung im undifferenzierten und osseointegrierten Knochen. PMHOL: patientenspezifisches Modell links, PMHOR: patientenspezifisches Modell rechts, IMHOL: idealisiertes Modell links, IMHOR: idealisiertes Modell rechts. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil. Erklärung der Abkürzungen: PM: patientenspezifisches Modell, IM: idealisiertes Modell, HO: homogener osseointegrierter Knochen, L: links, R: rechts.

	Mini- mum ( $\mu$ Strain)	25 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Median ( $\mu$ Strain)	75 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Maxi- mum ( $\mu$ Strain)
Idealisiertes Modell 100 % links	96	179	392	558	859
Idealisiertes Modell 100 % rechts	79	173	286	509	828
Idealisiertes Modell 60 % links	62	113	236	352	627
Idealisiertes Modell 60 % rechts	55	111	190	326	590

**Tabelle 15:** Vergleich der Verzerrung des Knochens bei dem idealisierten Modell der Belastung von 300 N und 500 N. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil.

#### 4.2.2 Vergleich bei den Modellen mit dem undifferenzierten und nicht osseointegrierten Knochen

In Abbildung 42 ist zu erkennen, dass die maximale Verzerrung im Bereich der Implantatgewindegänge auftrat, welches bei Sofortbelastung üblich ist. Man sieht, wie sich die Verzerrung im Knochen um das Implantat insbesondere bei dem idealisierten Modell gleichmäßig verteilt. Dieses Bild ist typisch bei Simulationen mit nicht differenziertem Knochen. Zu beobachten ist, dass bei dem patientennahen Modell der Knochen um das rechte Implantat besonders im zervikalen Bereich mehr Spannung als um das linke erfährt, welches wahrscheinlich mit der Implantatausrichtung zu tun hat.

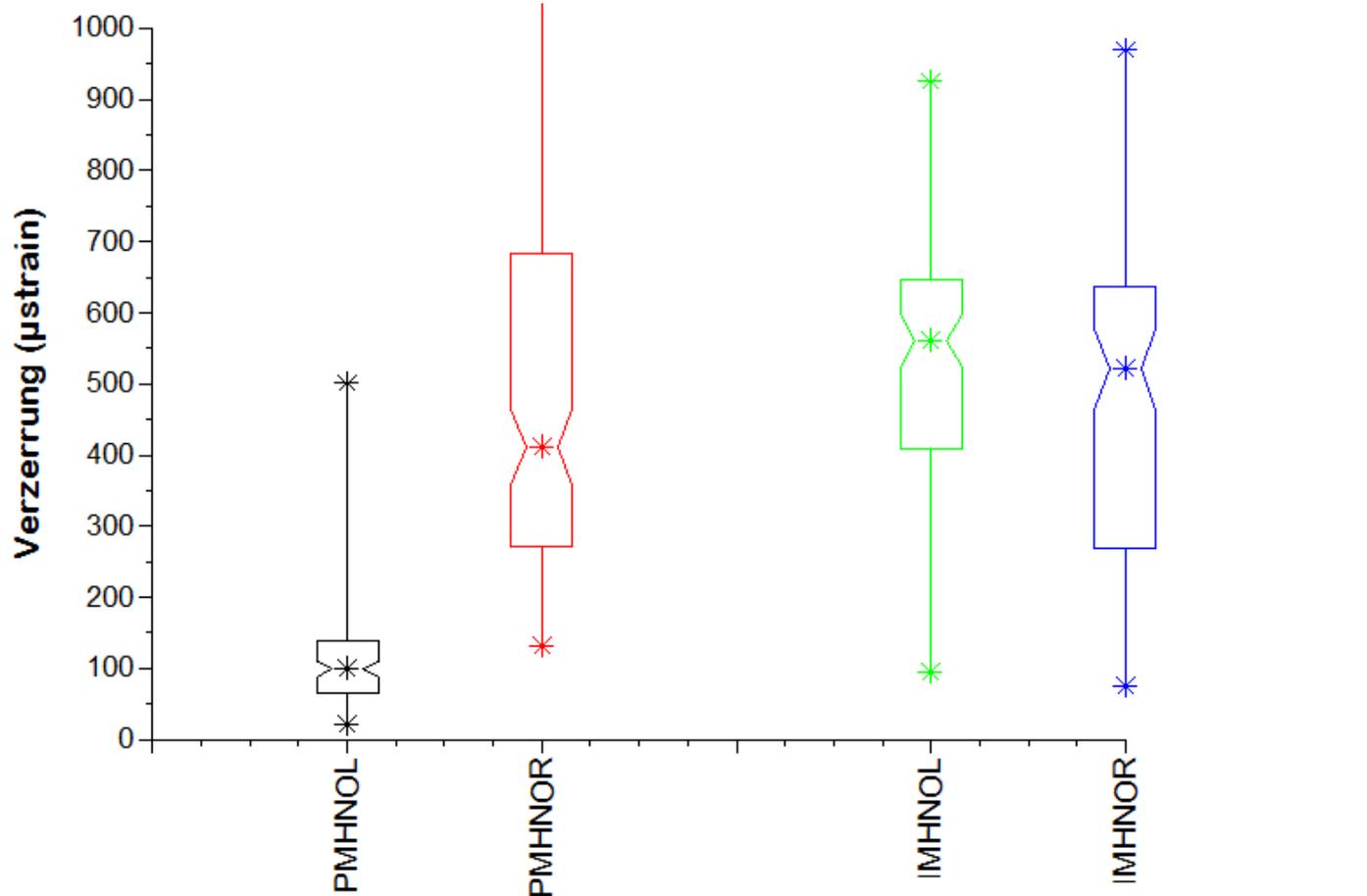


**Abbildung 42:** Verteilung der Verzerrungen im Knochen rund um die Implantate bei den Modellen mit homogenem Knochen und unter Annahme der Sofortbelastung (siehe Schemazeichnung rechts). Oben: patientennahe Modell, unten: idealisierte Modell. Bei beiden Modellen sind die maximalen Verzerrungen in den Gewindegängen zu erkennen. Die Verzerrung verteilte sich gleichmäßig um das Implantat.

Bei der Konfiguration mit dem homogenen Knochen und bei Sofortbelastung wurden Verzerrungen im Bereich von 21  $\mu$ Strain (patientennahes Modell linke Seite) bis 1890  $\mu$ Strain (patientennahes Modell rechte Seite) ermittelt. Der Medianwert bei dem patientennahen Modell links erreichte 99  $\mu$ Strain, dabei war der Median bei dem idealisierten Modell und auf der rechten Seite des patientennahen Modells deutlich höher: bei dem idealisierten Modell links betrug der Wert 561  $\mu$ Strain und rechts 521  $\mu$ Strain, auf der rechten Seite des patientennahen Modells 411  $\mu$ Strain (Tab. 16 und Abb. 43).

	Minimum ( $\mu$ Strain)	25 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Median ( $\mu$ Strain)	75 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Maximum ( $\mu$ Strain)
Patientennahes Modell links	21	66	99	138	500
Patientennahes Modell rechts	132	273	411	682	1890
Idealisiertes Modell links	94	407	561	648	925
Idealisiertes Modell rechts	75	268	521	636	969

**Tabelle 16:** Verzerrungen bei homogenem Knochen unter Annahme der Sofortbelastung. Vergleich patientennahes und idealisiertes Modell bei einer Kraftanwendung von 300 N.



**Abbildung 43:** Verzerrung im undifferenzierten und nicht osseointegrierten Knochen. PMHNOL: patientenspezifisches Modell links, PMHNOR: patientenspezifisches Modell rechts, IMHNOL: idealisiertes Modell links, IMHNOR: idealisiertes Modell rechts. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil. PM: patientenspezifisches Modell, IM: idealisiertes Modell, HNO: homogener nicht osseointegrierter Knochen, L: links, R: rechts.

Anschließend wird noch die Verzerrung im Knochen des idealisierten Modells im Rechenverlauf mit einer Kraft von 300 N und mit einer Kraft von 500 N verglichen. Das Minimum der Verzerrung auf dem links liegenden Knochenblock nahm beim 100-prozentigen Durchlauf (500 N) der Simulationsreihe um 84 % zu, im Gegensatz dazu lag die Zunahme auf der rechten Seite bei 128 %. Das Maximum erhöhte sich auf der linken Seite um 122 % und erreichte den Wert von 2050  $\mu$ Strain. Auf der rechten Seite erhöhte sich das Maximum um 106 % und erreichte den Wert von 1957  $\mu$ Strain. Die Steigerung des Medians lag auf der linken Seite bei 79 %, entsprechend 1006  $\mu$ Strain und auf der rechten Seite bei 72 %, entsprechend 898  $\mu$ Strain (Tab. 17).

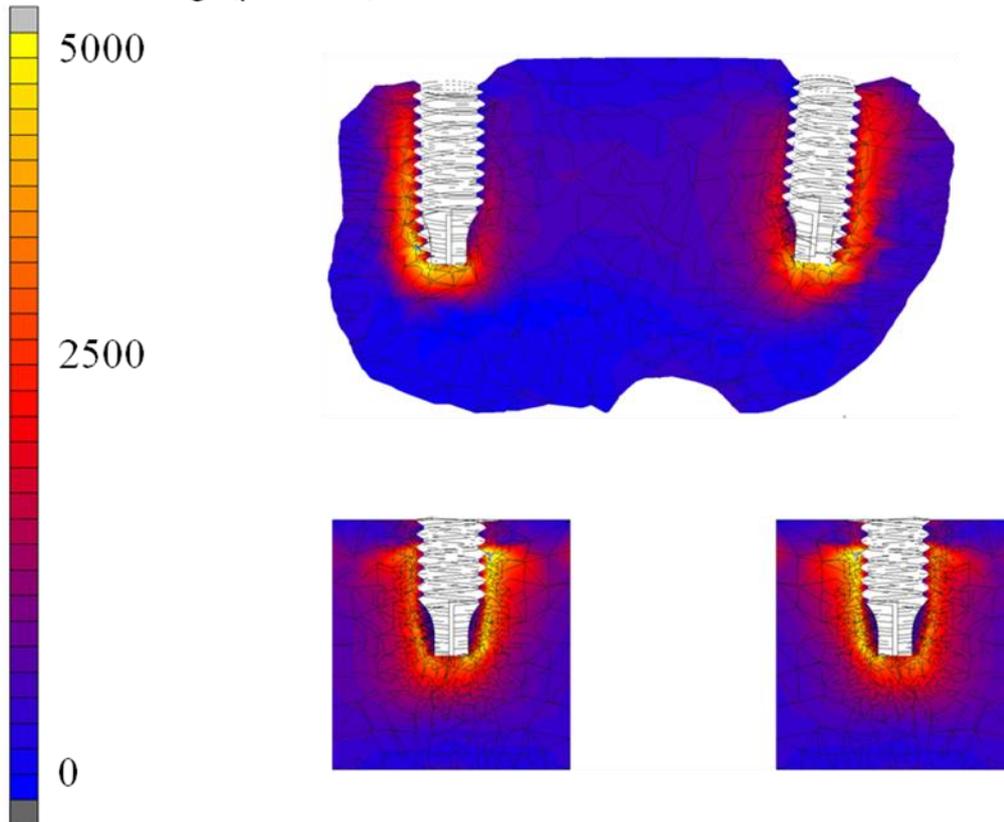
	Mini- mum ( $\mu$ Strain)	25 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Median ( $\mu$ Strain)	75 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Maxi- mum ( $\mu$ Strain)
Idealisiertes Modell 100 % links	173	824	1006	1218	2050
Idealisiertes Modell 100 % rechts	171	651	898	1100	1997
Idealisiertes Modell 60 % links	94	407	561	648	925
Idealisiertes Modell 60 % rechts	75	268	521	636	969

**Tabelle 17:** Vergleich der Verzerrungen des Knochens bei dem idealisierten Modell mit Verlauf von 60 % und 100 % der Simulation. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil.

#### 4.2.3 Vergleich bei den Modellen mit dem differenzierten und osseointegrierten Knochen

Bei dieser Modellvariante sieht man deutlich die Abgrenzung zwischen Kortikalis und Spongiosa, insbesondere bei dem idealisierten Modell (Abb. 44). Nach der Belastung war die Verzerrung in der Spongiosa wesentlich höher als in der Kortikalis. Sie verteilte sich gleichmäßig im implantatnahen Knochen und erreichte ca. 4000  $\mu$ Strain im apikalen Bereich. Charakteristisch für die osseointegrierte Situation sieht man auch in diesem Bild, dass um die Implantatgewinde kaum Verzerrungen auftraten.

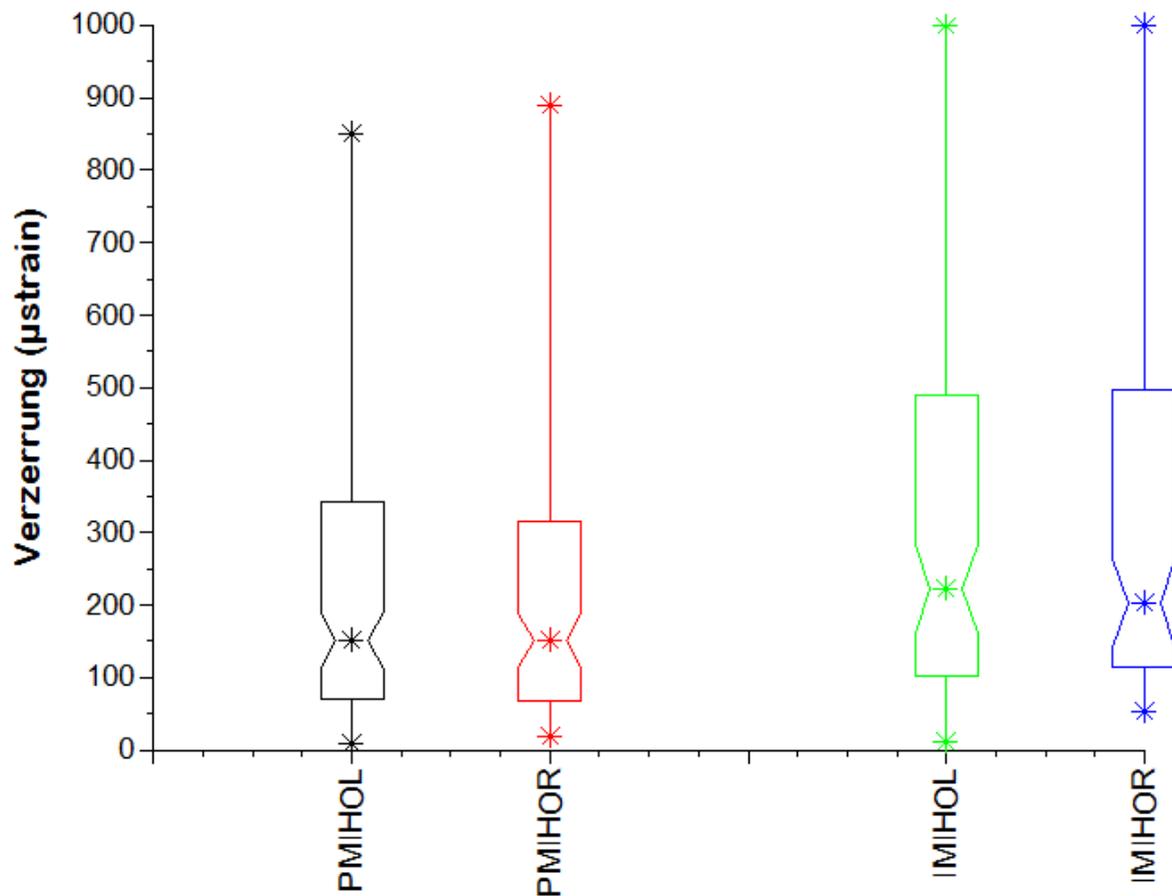
Die Verzerrungen im Knochen variierten zwischen 8  $\mu$ Strain (patientennahes Modell, linke Seite) und 1000  $\mu$ Strain (idealisiertes Modell, rechte Seite). Im Allgemeinen bestand bei dieser Simulationsreihe kein großer Unterschied in den Werten der beiden Modelle. Der Median lag bei 151  $\mu$ Strain für das patientenspezifische Modell und 222  $\mu$ Strain (links) und 202  $\mu$ Strain (rechts) für das idealisierte Modell. Die Maximalwerte unterschieden sich ebenfalls nicht stark voneinander: 850  $\mu$ Strain (links) und 890  $\mu$ Strain für das patientennahes Modell und 999  $\mu$ Strain (links) und 1000  $\mu$ Strain (rechts) für das idealisierte Modell (Tab. 18 und Abb. 45).

Verzerrung ( $\mu\text{Strain}$ )

**Abbildung 44:** Verteilung der Verzerrungen im Knochen rund um die Implantate bei den Modellen mit inhomogenem Knochen und unter Annahme der vollständigen Osseointegration (siehe Schemazeichnung rechts). Oben: patientennahes Modell, unten: idealisiertes Modell. Besonders beim idealisierten Modell erkennt man die Abgrenzung zwischen Spongiosa und Kortikalis. Auffallend sind die höheren Verzerrungswerte rund um die Implantate in Spongiosa. Typisch für die osseointegrierte Simulation zeigten sich kaum Verzerrungen um die Implantatgewinde.

	Mini- mum ( $\mu\text{Strain}$ )	25 %- Perzentil ( $\mu\text{Strain}$ )	Median ( $\mu\text{Strain}$ )	75 %- Perzentil ( $\mu\text{Strain}$ )	Maxi- mum ( $\mu\text{Strain}$ )
Patientennahes Modell links	8	70	151	338	850
Patientennahes Modell rechts	18	69	151	310	890
Idealisiertes Modell links	10	101	222	490	999
Idealisiertes Modell rechts	52	114	202	493	1000

**Tabelle 18:** Verzerrungen bei inhomogenem und osseointegriertem Knochen. Vergleich patientennahes und idealisiertes Modell bei einer Kraft von 300 N.



**Abbildung 45:** Verzerrung im differenzierten und osseointegrierten Knochen. PMIHOL: patientenspezifisches Modell links, PMIHOR: patientenspezifisches Modell rechts, IMIHOL: idealisiertes Modell links, IMIHOR: idealisiertes Modell rechts. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil. PM: patientenspezifisches Modell, IM: idealisiertes Modell, IHO: inhomogener osseointegrierter Knochen, L: links, R: rechts.

In Tabelle 19 wird die Verzerrung im Knochen des idealisierten Modells bei 60 % und 100 % Rechenverlauf dargestellt. Bei der vollständig abgeschlossenen Simulation erhöhte sich das Minimum auf der linken Seite um 170 % und auf der rechten Seite um 42 %. Das Maximum erreichte links den Wert 1558  $\mu$ Strain und rechts 1550  $\mu$ Strain, dies ist eine Steigerung von ca. 55 % bei einer Belastung von 500 N statt 300 N. Der Median nahm auf der linken Seite um 56 % zu, entsprechend 347  $\mu$ Strain. Auf der rechten Seite erreichte der Median einen Wert von 307  $\mu$ Strain, welches einer Erhöhung von 52 % entsprach.

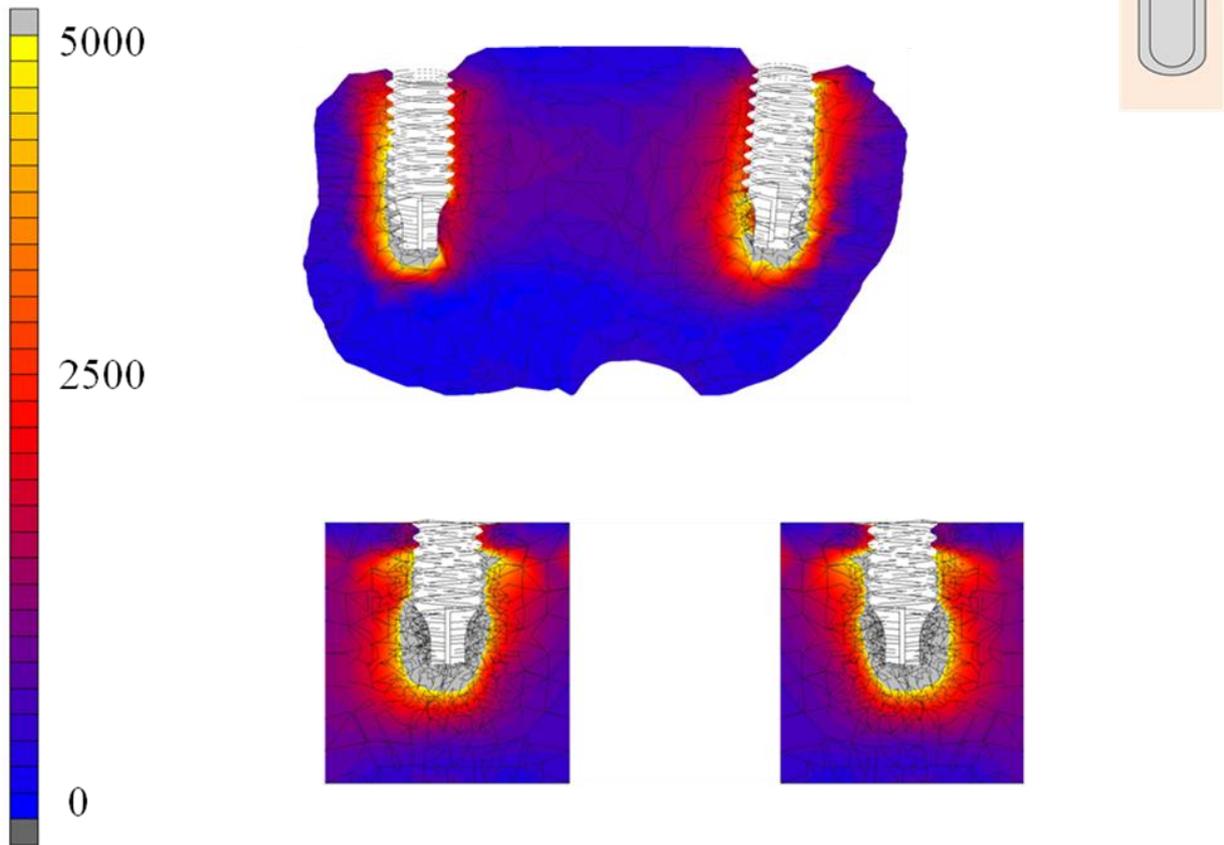
	Mini- mum ( $\mu$ Strain)	25 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Median ( $\mu$ Strain)	75 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Maxi- mum ( $\mu$ Strain)
Idealisiertes Modell 100 % links	27	153	347	773	1558
Idealisiertes Modell 100 % rechts	74	174	307	753	1550
Idealisiertes Modell 60 % links	10	101	222	490	999
Idealisiertes Modell 60 % rechts	52	114	202	493	1000

**Tabelle 19:** Vergleich der Verzerrung des Knochens bei dem idealisierten Modell mit Verlauf von 60 % und 100 % der Simulation. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil.

#### 4.2.4 Vergleich bei Modellen mit dem differenzierten und nicht oseointegrierten Knochen

Wie in Abbildung 46 ersichtlich ist, erhöhte sich die Verzerrung bei beiden Modellen über 5000  $\mu$ Strain, vor allem im apikalen Bereich des Implantats. Da eine nicht osseointegrierte Situation gewählt wurde, ist die höchste Verzerrung im Bereich zwischen den Implantatgewinden und dem Knochen entstanden. Bei dem idealisierten Modell ist eine deutliche Grenze zwischen dem kortikalen und spongiösen Knochen durch die aufsteigende Verzerrung in der Spongiosa zu sehen.

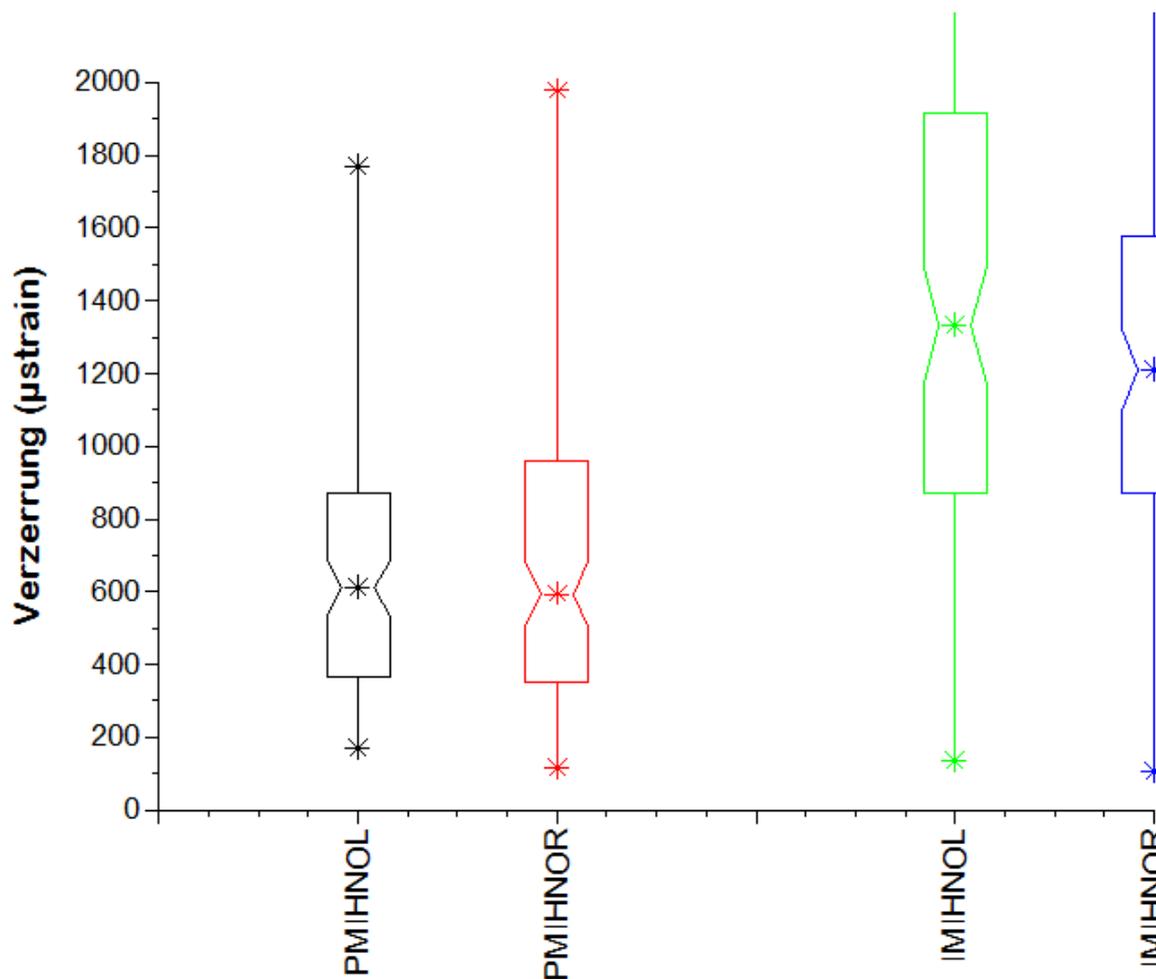
Bei dieser Konstellation schwankt die Verzerrung zwischen 107  $\mu$ Strain (idealisiertes Modell rechts) und 5012  $\mu$ Strain (idealisiertes Modell rechts). Auffällig ist, dass die Werte höher als bei den anderen Simulationsreihen liegen. Der Median bei den Modellen auf der linken Seite erreicht 610  $\mu$ Strain (patientennahes Modell) und 1334  $\mu$ Strain (idealisiertes Modell) und auf der rechten Seite 594  $\mu$ Strain (patientennahes Modell) und 1210  $\mu$ Strain (idealisiertes Modell, Tab. 20 und Abb. 47).

Verzerrung ( $\mu\text{Strain}$ )

**Abbildung 46:** Verteilung der Verzerrungen im Knochen rund um die Implantate bei den Modellen mit dem inhomogenen Knochen und unter Ansicht der Sofortbelastung (siehe Schemazeichnung rechts). Oben: patientennahes Modell, unten: idealisiertes Modell. Auffallend sind die erhöhten Verzerrungswerte über 5000  $\mu\text{Strain}$  bei beiden Modellen im apikalen Bereich des Implantates und den Gewindegängen. Besonders gut bei idealisiertem Modell ist die Differenzierung des Knochens zu erkennen.

	Mini- mum ( $\mu\text{Strain}$ )	25 %- Perzentil ( $\mu\text{Strain}$ )	%- Median ( $\mu\text{Strain}$ )	75 %- Perzentil ( $\mu\text{Strain}$ )	Maxi- mum ( $\mu\text{Strain}$ )
Patientennahes Modell links	170	370	610	867	1769
Patientennahes Modell rechts	115	353	594	953	1977
Idealisiertes Modell links	135	874	1334	1916	5009
Idealisiertes Modell rechts	107	870	1210	1580	5012

**Tabelle 20:** Verzerrung in inhomogenem Knochen bei Sofortbelastung. Vergleich patientennahes und idealisiertes Modell bei einer Kraft von 300 N.



**Abbildung 47:** Verzerrung im differenzierten und nicht osseointegrierten Knochen. PMIHNOL: patientenspezifisches Modell links, PMIHNOR: patientenspezifisches Modell rechts, IMIHNOL: idealisiertes Modell links, IMIHNOR: idealisiertes Modell rechts. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil. PM: patientenspezifisches Modell, IM: idealisiertes Modell, IHNO: inhomogener nicht osseointegrierter Knochen, L: links, R: rechts.

In Tabelle 21 sind die Ergebnisse der Verzerrungen im Knochenblock bei der Simulationsreihe des idealisierten Modells dargestellt. Dabei wurden die Ergebnisse des 60-prozentigen und des 100-prozentigen Rechenverlaufs miteinander verglichen. Bei der vollständig abgeschlossenen Simulation erreichte die Verzerrung im Knochenblock links das Minimum von 279  $\mu$ Strain und rechts 258  $\mu$ Strain. Dies ist eine Steigerung von 107 % und 141 %. Das Maximum nahm auf der linken Seite um 92 % zu und erreichte den Wert von 8416  $\mu$ Strain. Auf der rechten Seite stieg der Wert um 145 %, was 11663  $\mu$ Strain entspricht. Der Median erreichte den Wert von 2252  $\mu$ Strain und erhöhte

sich um 69 % auf der linken Seite, auf der rechten Seite lag der Wert bei 1979  $\mu$ Strain, was einer Erhöhung von 64 % entspricht.

	Mini- mum ( $\mu$ Strain)	25 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Median ( $\mu$ Strain)	75 %- Perzentil ( $\mu$ Strain)	Maxi- mum ( $\mu$ Strain)
Idealisiertes Modell 100 % links	279	1226	2252	3243	8416
Idealisiertes Modell 100 % rechts	258	1451	1979	2540	11663
Idealisiertes Modell 60 % links	135	874	1334	1916	5009
Idealisiertes Modell 60 % rechts	107	870	1210	1580	5012

**Tabelle 21:** Vergleich der Verzerrung des Knochens bei dem idealisierten Modell mit Verlauf von 60 % und 100 % der Simulation. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median sowie 25 %- und 75 %-Perzentil.

## 5. Diskussion

Bei der Diskussion der Ergebnisse sollte man in Betracht ziehen, dass trotz der Modellierung möglichst kliniknaher Verhältnisse die FE-Modelle in den Untersuchungsreihen nur in sehr begrenzter Weise der realistischen Situation entsprechen.

### 5.1 Einfluss der Knochendifferenzierung

Bei der Belastung des Steges zeigten sich in beiden Modellen die Hauptspannungen im Bereich der Stege selbst - an den Verbindungen zwischen der Kugel und Steghülse. Die Werte lagen zwischen 470 MPa und 730 MPa. Die erhöhten Spannungen lagen im Bereich der Stegenden. Diese waren in allen Modellen zu beobachten und ist im Wesentlichen auf die hier verwendete Krafteinleitung zurückzuführen. Die Spannungen in den Implantaten waren geringer als im Steg, sie lagen je nach Modellierungsreihe zwischen 50 MPa und 300 MPa. Damit wird die Dehngrenze der verwendeten Titanlegierung (Titan Grade 5, 795 MPa) sowohl im Stegsystem als auch im Implantat nicht überschritten.

Man konnte keine deutlichen Unterschiede bei Kraftbelastung von 300 N zwischen dem idealisierten und dem patientenspezifischen Fall feststellen. Auch die verschiedenen Differenzierungen des Knochens brachten ähnliche Ergebnisse. Nur bei der leicht gekippten und gedrehten Lage des Implantates und des Steges konnte man eine leichte Erhöhung der Spannung bei dem patientennahen Modell feststellen. Die Werte lagen aber nicht weit auseinander.

Auch bei dem Vergleich der Simulationsreihen des idealisierten Modells bei der Kraftanwendung von 300 N und 500 N wurde festgestellt, dass die Erhöhung der Spannung maximal bei 40 % lag und eine maximale Spannung von 770 MPa erreicht wurde. Deswegen ist zu vermuten, dass falls auch die Simulationen des patientennahen Modells vollständig durchgelaufen wären, die maximale Spannung im Bereich des Steges und Kugelverbinders über 900 MPa betrüge, wobei wahrscheinlich die Dehngrenze der verwendeten Titanlegierung besonders in Bereichen der Stegenden überschritten würde, so dass es zu einer bleibenden Deformation in diesem Bereich kommen würde. Jedoch es ist auch zu erwähnen, dass in klinischer Situation besonders bei unbezahnten Patien-

ten deutlich geringere Belastungen, die noch durch die Lagerung der Prothese auf der Schleimhaut minimiert werden, auftreten.

## 5.2 Einfluss der Osseointegration

Mechanische Spannungen verursachen im Knochen Verzerrungen, die als relative Längenänderung definiert werden, wie Verlängerung oder Verkürzung. Die Größe der Verzerrung ist dabei sowohl abhängig von der Spannung, als auch von den mechanischen Eigenschaften des Knochens (Isidor, 2006).

Frost (2004) hat sich intensiv mit dieser Thematik beschäftigt und die Auswirkungen im Knochen analysiert. Er beschreibt einen Funktionsbereich des Knochens, der bei Werten zwischen 50  $\mu$ Strain und 1500  $\mu$ Strain liegt. Wird dieser Funktionsbereich überschritten, kann es zu Ermüdungsschäden im Knochen kommen, die auf eine leichte Überbelastung zurückzuführen sind. Hierbei dürfen die Werte 3000  $\mu$ Strain nicht überschritten werden. Leichte Schädigungen des Knochens, die bei Verzerrungen zwischen 1500 und 3000  $\mu$ Strain entstehen, können durch Knochenumbauprozesse aufgefangen und ausgeglichen werden. Durch wiederholte Verzerrungsbelastung können vermehrt Mikroschäden auftreten, die im Fall von Kumulation die Reparaturmechanismen überlagern können. Laut Melsen und Lang (2001) kann bei Überschreitung von 6700  $\mu$ Strain von einer negativen Bilanz im Knochenumbauprozess ausgegangen werden, wobei die Werte sehr stark aufgrund der individuellen Parameter schwanken. Zu einem normalen Knochenbruch kommt es dagegen erst nach Krafterwirkungen, die Verzerrungen von 25000  $\mu$ Strain bewirken. Zu niedrige Verzerrung im Knochen kann auch kontraproduktiv sein. So resultiert eine Inaktivitätsatrophie, falls langfristig 50  $\mu$ Strain bis 100  $\mu$ Strain nicht überschritten werden (Frost, 2004).

In den Versuchsreihen zeigte sich im Knochen eine deutliche Abhängigkeit der Belastung von der Idealisierung und der Osseointegration. Bei der osseointegrierten Situation lagen die Verzerrungen zwischen 50  $\mu$ Strain und 490  $\mu$ Strain, wobei der maximale Wert von 2200  $\mu$ Strain beim patientenspezifischen Modell erreicht wurde. Betrachtet man, dass das Rechenverfahren des idealisierten Modells komplett durchgelaufen ist, lag die Verzerrung im Intervall zwischen 150  $\mu$ Strain und 770  $\mu$ Strain. Dies entspricht einer Erhöhung von etwa 50 %. Bei der sofortbelasteten Situation ergaben sich etwas erhöhte

Werte im Vergleich zu der osseointegrierten Modellierung. Die Spanne liegt zwischen 70  $\mu$ Strain und 1900  $\mu$ Strain. Auch die Knochendifferenzierung hat einen Einfluss auf die Verzerrung. In der Simulationsreihe mit homogenem Knochen erreicht die Verzerrung einen maximalen Wert von 1800  $\mu$ Strain und bei den Modellen mit dem differenzierten Knochen in Spongiosa und Kortikalis stiegen die Werte bis 4700  $\mu$ Strain. Die meisten Berechnungen lagen aber im Bereich von 600  $\mu$ Strain bis 1300  $\mu$ Strain. Bei dem vollständigen Verlauf der Simulation im idealisierten Modell erreichte die Verzerrung einen maximalen Wert von 11660  $\mu$ Strain, der Mittelwert lag aber im Intervall zwischen 900  $\mu$ Strain und 2200  $\mu$ Strain. Es bestand hier auch die Tendenz, dass die Verzerrungen bei der Differenzierung des Knochens in Kortikalis und Spongiosa stiegen.

### **5.3 Problematik und Grenzen der FE-Methode**

Die Finite-Elemente-Methode ermöglicht ein komplexes Szenario zu simulieren und es bestenfalls vorauszusagen. Besonders in biomechanischen und medizinischen Fächern vervollständigt diese Methode die klinischen Studien um Informationen wie Quantität und Lokalisation der zu analysierenden Eigenschaften, die in vivo nicht zu ermitteln wären. Allerdings ist es wichtig, bei jeder Simulation die Grenzen der FEM, die immer nur eine numerische Näherung liefert, zu berücksichtigen. Um eine exakte klinische Situation genau zu simulieren, benötigt man detaillierte Modelle, was erheblichen Zeitaufwand erfordert – nicht nur für die Modellierung, sondern auch besonders für die Rechenzeit. Diesbezüglich wählt man unkomplizierte Modelle mit einfachen Materialparametern. Aus diesem Grund dürfen die Ergebnisse der Simulationen nicht mit der echten Situation gleichgestellt werden, sondern müssen stets validiert werden. Auch die Kenntnisse des Modellierers spielen eine große Rolle bei den Ergebnissen – fehlerhafte Modellierungen ergeben Fehler im Ergebnis.

### **5.4 Schlussfolgerung**

Die implantatretinierten Totalprothesen zeigen einige Vorteile im Vergleich zur konventionellen Totalprothesen, wie z.B. die Erhaltung und Verbesserung der Stabilität, ein erhöhter Komfort und eine erhöhte Kau-effizienz (Assunção et al., 2007; Awad et al., 2003; Bakke et al., 2002) sowie eine verbesserte Lebensqualität und Zufriedenheit der Patienten (Heydecke et al., 2005).

Trotz der berichteten hohen Erfolgsrate der Implantate (Jurdzik, 2010) bleibt das Scheitern von Implantaten ein Anlass für die Frustration und die Enttäuschung sowohl für den Zahnarzt als auch für den Patienten. Die Belastung verursacht die Spannung, die durch das Verankerungssystem auf das Implantat und das Stützgewebe abgeleitet wird. Das Maß und die Weite bei dem Knochenverlust sind bestimmt durch den Wirkungsmechanismus der Spannungsübertragung und -verteilung auf den Verankerungselementen (Misch, 1999). Es liegen verschiedene Meinungen über die Bedeutung der Spannung am Implantat-Knochen-Interface vor. Melsen und Lang (2001) deuten darauf hin, dass überhöhte Implantatbelastung zum Implantatverlust führen können. Im Gegenteil hierzu fanden Jemt et al. (2000), dass Spannungen von passungengenauen Restaurationen die Osseointegration nicht gefährden, sondern viel mehr zu einem verstärkten Knochenumbau führen.

Eine günstige Prognose der Überlebensrate der Implantate und Prothese setzt eine sorgfältige Auswahl des Attachmentsystems voraus. Diese Auswahl sollte nicht nur im Hinblick auf die Retention oder den Preis, sondern auch auf der Biomechanik beruhen (Watson et al., 2001).

Die biomedizintechnischen Studien haben die biomechanischen Eigenschaften der Implantate und Prothesen demonstriert. Anhand verschiedener Methoden kann die Spannung auf Implantate und die Verformung der Prothesen und deren Bestandteile analysiert, bewertet und gemessen werden. Klinisch ist es immer noch nicht möglich, Spannungs-/Dehnungsverteilung im Knochenniveau bei implantatgestützten Prothesen zu bewerten, aber die Dehnungsmesstreifenmethode ermöglicht auf der Position der Suprastrukturen die mechanische Belastung zu messen (Tokuhisa et al., 2003).

Darüber hinaus gibt es andere Methoden wie zum Beispiel photoelastische Methoden (Celik und Uludag, 2007) und Finite-Elemente-Analyse (Chun et al., 2005; Tabata et al., 2010), die bessere Einsicht auf den Mechanismus der Spannungsverteilung und -übertragung von dem Implantat auf das unterstützende Gewebe gewährleistet (Sahin et al., 2002).

Deslis et al. (2012) variierten in der FE-Analyse des idealisierten SFI<sup>®</sup>-Barsystems die Länge des Steges und den Abstand zwischen Implantaten und die Passungsgenauigkeit

zwischen der Steghülse und dem Kugelverbinder. Sie stellten fest, dass die Länge des Steges und der Abstand zwischen den Implantaten keinen Einfluss auf die Verzerrung im Knochen und die Spannung im Steg selbst haben. Die Simulationen, die etwas Spiel zwischen der Steghülse und dem Kugelverbinder hatten, zeigten deutlich weniger Verzerrung im Knochen und Spannung im Steg selbst als die Simulation mit einer passgenauen Bedingung.

In der Literatur findet man numerische Studien über die Belastungsverhaltung der Stegsysteme. Dos Santos et al. (2015) untersuchten in ihrer FE-Studie die herkömmlichen Stege, die aus einer der folgenden drei Materialien: Co-Cr, Ni-Cr, Ti, bestehen. Betrachtet wurden die Spannung im Steg selbst und die Verzerrung im Knochen. Sie kamen unter anderem zum Ergebnis, dass die Stege, die aus Titan produziert sind, am wenigsten Spannung im Steg selbst sowie Verzerrung im Knochen zeigten. Vafaei et al. (2011) analysierten das Verhalten einer konventionellen Stegkonstruktion auf Unterkiefermodell anhand einer FE-Methode. Nach Anwendung einer Kraft von 60 N im Kauzentrum, wurden die Verzerrungen bis zu 2000  $\mu$ Strain ermittelt, was in einem Funktionsbereich des Knochens liegt.

In unsere Studie wurde mittels Finite-Elemente-Methode die Belastung eines SFI<sup>®</sup>-Barsystems auf den Knochen untersucht. Anhand eines CT-Scans eines Patienten wurde ein FE-Unterkiefermodell rekonstruiert, das einer klinischen Situation entsprach. Gleichzeitig wurde ein idealisierter Knochenblock modelliert. Bei beiden Modellen wurden zwei Implantate inseriert, die durch ein neuartiges Stegsystem verblockt waren. Die Modelle wurden mit 500 N – auf beiden Seiten des Steges verteilt – belastet.

Bei der Belastung des Steges zeigten sich keine deutlichen Unterschiede zwischen idealisiertem und patientenspezifischem Fall, auch die Ergebnisse verschiedener Differenzierungen des Knochens stimmen in der Tendenz überein. Dementsprechend wären für weiterführende Untersuchungen des Stegsystems die Simulationen des idealisierten Modells ausreichend. Die Osseointegration des Implantates hatte keinen Einfluss auf die Spannung im Steg und nur geringen Einfluss auf die Spannung im Implantat. Im Knochen zeigte sich dagegen erwartungsgemäß eine deutliche Abhängigkeit der Belastung von Osseointegration und Idealisierung.

Zu erwähnen ist auch, dass die in dieser Untersuchung simulierte Lastaufbringung, die direkt den Steg belastet, im natürlichen Fall nicht auftritt. Beim Kauen tritt die Belastung auf dem Steg über die Prothese auf. Die Prothese wird wiederum auf der Gingiva abgestützt. Dadurch sollte man mit einer deutlichen Verminderung der Belastungen auf dem Steg und den Implantaten rechnen. Dies konnte in den Simulationen nicht berücksichtigt werden. Außerdem befindet sich das Kauzentrum im Bereich der Molaren. Nur beim Abbeißen ist eine direkte Belastung der anterior liegenden Stege möglich.

In der Literatur findet man verschiedene Angaben über die Kaukraft bei den unbezahnten Patienten. Diese schwanken, bedingt durch die verschiedene Messverfahren und der persönlichen Unterschiede der Patienten, von 166 N bis 420 N (Fontijn-Tekamp et al, 1998; Lauer et al., 1992). Nach In-vitro-Untersuchungen ist mit Belastungen auf den Steg von unter 50 % der aufgebrachten Kaukraft zu rechnen (Heckmann et al., 2001). Im Vergleich zu diesen Simulationsreihen mit einer Lastaufbringung von 500 N liegt eine deutlich geringere Belastung im klinischen Alltag vor, und zwar maximal 200 N. Dies bestätigt, dass der Steg sich aus biomechanischer Sicht als geeignet für den klinischen Einsatz erwiesen hat.

## 6. Zusammenfassung

Zahlreiche klinische Studien haben gezeigt, dass der implantatgetragene herausnehmbare Zahnersatz deutlich den Tragekomfort und die Kau-effizienz der Prothese verbessert, die Patientenzufriedenheit und die Lebensqualität steigert. Bei der Auswahl des Verankerungssystems sollte man nicht nur mechanische und technische Eigenschaften betrachten, sondern auch Wartungsarbeiten des Systems und leichtere Handhabung für den Patienten berücksichtigen. Das vorkonfektionierte Stegsystem Stress Free Implant Bar (SFI-Bar<sup>®</sup>, Cendres + Métaux, Biel/Bienne, Schweiz) erlaubt eine direkte Montage im Mund des Patienten. So können herstellungsbedingte Fehler, die Spannungen im Steg-Implantat-Komplex verursachen können, vermieden werden. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, anhand numerischer Untersuchungen das biomechanische Verhalten des Systems zu analysieren. Dabei sollte untersucht werden, wie sich die Belastung über den SFI-Bar<sup>®</sup> auf die Implantate und den umliegenden Knochen verteilen.

Um einen klinischen Fall zu simulieren, wurden CT-Scans eines Patienten, der mit einer derartigen Stegkonstruktion versorgt wurde, benutzt. Aus diesen CT-Aufnahmen wurde ein Finite-Elemente-Volumenmodell des Unterkiefers generiert. Die Stegkonstruktion und die Implantate wurden aus CAD-Daten erstellt und entsprechend der klinischen Situation virtuell in den Unterkiefer integriert. Ein zweites FE-Modell wurde in einen idealisierten Knochenblock angelehnt an ISO 14801 eingesetzt. In beiden Modellen wurde der Knochen entsprechend der klinischen Situation differenziert in Kortikalis und Spongiosa, sowie als homogenes Material betrachtet. Weiter wurden die Implantate in einer zweiten Serie als osseointegriert beziehungsweise sofortbelastet simuliert. Nach Berücksichtigung dieser beiden Modellierungsvarianten entstanden insgesamt acht FE-Modelle. Alle Modelle wurden dann jeweils mit 500 N, auf beide Stegenden verteilt, belastet. Es wurde entsprechend die Spannung im Steg und den Implantaten sowie die Verzerrung im Knochen rund um die Implantate ermittelt.

Die Ergebnisse stimmten bei allen betrachteten Modellvarianten in der Tendenz überein. Die Hauptspannung trat im Bereich des Stegs selbst, an den Verbindungen zwischen den Kugeln und in der Steghülse auf. Die Spannung in den Implantaten war geringer als im Steg. Die Dehngrenze der verwendeten Titanlegierung wurde nicht überschritten.

Anders ist es aber bei der Verzerrung im Knochen. Hier zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit der Belastung von der Idealisierung und der Osseointegration. Erwartungsgemäß lagen die Werte bei der sofortbelasteten Konfiguration etwas höher als bei der osseointegrierten. Auch die Knochendifferenzierung hat einen Einfluss auf die Verzerrung. Die Verzerrung bei den Modellen mit dem spongiösen und kortikalen Knochen lag höher als im homogenen Knochen. Die Ergebnisse lagen überwiegend im physiologischen Bereich.

Die in dieser Studie simulierte Kraft, die direkt auf den Steg wirkt, kommt im normalen klinischen Einsatz fast nie vor. Meistens werden die Belastungen durch die Prothesen, die wiederum zusätzlich auf der Mukosa abgestützt sind, auf den Steg übertragen. Noch dazu liegt das Kauzentrum im Molarenbereich und nicht in der interforaminalen Region, wo die Implantate und der Steg platziert sind. Diese Region wird nur beim Abbeißen direkt belastet.

Dies zeigt, dass aus biomechanischer Sicht dieses Stegsystem für die klinische Anwendung geeignet ist. Da die Ergebnisse der idealisierten und der patientenindividualisierten Modelle keine deutlichen Unterschiede zeigten, wäre für weiterführende Untersuchungen des Stegsystems die Simulation des idealisierten Modells ausreichend.

## 7. Literaturverzeichnis

Ackermann KL, Kirsch A, Neuendorff G. Zahnlos! Was nun? Applikationen zur implantatprothetischen Behandlung für den zahnlosen Ober- und Unterkiefer. Teil II. *Implantologie J* 2004; 2: 18-22

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

Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988; 59: 287-296

Assunção WG, Zardo GG, Delben JA. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among elderly edentulous patients: satisfaction and quality of life. *Gerodontology* 2007; 24: 235-238

Awad MA, Lund JP, Dufresne E. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 117-122

Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 575-581

Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 539-545

Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Capello de Sousa EA, Rocha EP. Finite Element Analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg* 2009; 20: 1066-1071

Bayer S, Stark H, Enkling N, Mues S. Ein spannungsfreies Stegsystem für die direkte intraorale Versorgung von Implantaten. *Quintessenz Zahnmedizin* 2008; 59: 843-851

- Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. A 5 – year longitudinal study of the clinical effectiveness of ITI solid – screw implants in the treatment of mandibular edentulism. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 799-810
- Benzing U, Weber H, Simonis A, Engel E. Changes in chewing patterns after implantation in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 207-213
- Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 253-262
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132
- Braß M. USA Konsensus Konferenz zur Dentalen Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol* 1989; 5: 147-152
- Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant retained mandibular overdentures. *J Prothert Dent* 2007; 97: 229-235
- Chopra V, Smith BJ, Preiskel HW, Palmer RM, Curtis R. Breakaway forces of flat and domed surfaced Magfit implant magnet attachments. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2007; 15: 7–12
- Chun HJ, Park DN, Han CH. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 193-205
- Chung RW, Siu AS, Chu FC, Chow TW. Magnet-retained auricular prosthesis with an implant-supported composite bar: a clinical report. *J Prosthet Den* 2003; 89: 446-449
- Deger Y. Die Methode der finiten Elemente: Grundlagen und Einsatz in der Praxis. Renningen-Malmsheim: expert-Verlag, 2001
- Deslis A, Hasan I, Bourauel C, Bayer S, Stark H, Keilig L. Numerical investigations of the loading behaviour of a prefabricated non-rigid bar system. *Ann Ant* 2012; 194: 538-544

Donatsky O, Hillerup S. Non-submerged osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. A short-term follow-up. Clin Oral Implants Res 1996; 7: 170-174

Fontijn–Tekamp FA, Slagter AP, van't Ho MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant–retained overdentures. J Dent Res 1998; 77: 1832-1839

Friedrich I, Köhler SG. Das Magnetattachment bei Patienten mit motorischem Handicap. Implantologie J 2006; 3: 28-31

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod 2004; 74: 3-15

Gernhardt CR. Anwendung des neuen Retentionselements Locator™ für implantatunterstützte Deckprothesen Implantologie J 2004; 7: 46-50

Golembiewski J, 2010: Prothetik. <http://perla-dent.eu/> (Zugriffsdatum 14.09.2013)

Gómez-Román G, Schulte W, Seiler M, Lutz U, Brehmer A, Axman-Krcmar D. Implantationen im zahnlosen Unterkiefer. Ergebnisse mit unterschiedlichen Implantatsystemen. Z Zahnärztl Implantol 1998; 14: 8-16

Gómez-Román G, Jäger B, Axmann D, Lachmann S, Weber H. Einfluss des Implantatabstandes bei implantatretinierten Unterkiefer-Totalprothesen auf das periimplantäre Gewebe. Z Zahnärztl Implantol 2004; 20: 14-18

Göpfert N, 2008: Implantate bei völliger Zahnlosigkeit. <http://www.goepfert-dental.de/Goepfert%20Dateien/Startseite.html> (Zugriffsdatum 11.11.2013)

de Grandmont P, Feine JS, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R, Lund JP. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: psychometric evaluation. J Dent Res 1994; 73: 1096-1104

dos Santos MB, Caldas RA, Zen BM, Bacchi A, Correr-Sobrinho L. Adaptation of overdenture-bars casted in different metals and their influence on the stress distribution- A laboratory and 3D FEA. J Biomech 2015; 48: 8-13

Hassel A, 2003: E-Modul Prothesenstabilisierung mit Implantate. <http://www.klinikum.uni-heidelberg.de/fileadmin/mzk/Prothetik/heicudent/index.html> (Zugriffdatum 20.10.2012)

Heckmann S, Winter W, Meyer M, Weber H, Wichmann M. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Implants Res 2001; 12: 640-647

Heckmann S, Linke J, Winter W, Wichmann M. Interforaminale Verbindungselemente und Kraftübertragung auf Implantat und Lager. Implantologie 2003; 1: 29-38

Heners M, Walther W, Worle M. Langzeiterfolge verschiedener Implantattypen - eine 15-Jahres Studie. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 672-675

Hertel RC, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on per-implant bone loss. Int J Prosthodont 1993; 6: 18-24

Heydecke G, Thomason JM, Lund JP. The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults. Results from a randomized trial 2 months after treatment. J Dent 2005; 33: 649-657

Hoffmann T, John M, Kerschbaum T, Micheelis W, Potthoff P, Reich E, Reis U, Reiter F, Schiffner U, Schroeder E. Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). Institut der Deutschen Zahnärzte, 2005

Hunt P, 2011: Locator Abutment. <http://www.camlogconnect.com/lexicon> (Zugriffdatum 15.10.2012)

Ionescu I, Conway T, Schonning A, Almutairi M, Nicholson DW. Solid modeling and static finite element analysis of the human tibia. 2003 Summer Bioengineering Conference, Florida, 2003

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res 2006; 17 Suppl 2: 8-18

ISO 14801:2007. Deutsches Institut für Normung e.V. Zahnheilkunde – Implantate – Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate. Beuth Verlag GmbH, 2008

Jäger B. Einfluss unterschiedlicher Geometrien prothetischer Suprakonstruktionen auf das periimplantäre Gewebe bei Patienten mit implantatretinierten Unterkiefertotalprothesen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen, 2003

Jagger RG, Shaikh S, Jagger DC. Clinical effectiveness of mandibular implant-retained overdentures. *Prim Dent Care* 2001;8: 19-24

Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 291-298

Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: In vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2: 129-137

Jurdzik B. A. Prognose von Implantaten und Zahnerzatz nach Sofortbelastung – eine Literaturübersicht. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, 2010

Koeck B. Praxis der Zahnheilkunde 13: Implantologie. München – Wien – Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996

Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A Comparison of Three Different Attachment System for Mandibular Two-Implant Overdentures: One Year Report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12: 209-218

Krennmair G, Weinländer M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 164-170

Lauer HC, Ottl P, Ficker E, Weigl P. Kaukraftmessung an unterschiedlich verankerten Teilprothesen. *Dtsch zahnärztl Z* 1992; 47: 482-485

Ludwig P, Niedermeier W. Prothetik. Stuttgart – New York: Georg Thieme Verlag, 2002

Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10: 238-244

Meißner UF, Mauriel A. Die Methode der finiten Elemente: eine Einführung in die Grundlagen. Berlin – Heidelberg: Verlag Springer, 2000

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

Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 375-383

Mericske-Stern R, Steinlin ST, Marti P, Geering AH. Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 9-18

Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 142-151

Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Saint Louis: Mosby, 1999

Moritz T, 2010: <http://www.zahnimplantatekiel.de/Seiten/vollbild5.html#> (Zugriffsdatum 11.11.2013)

Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 671-680

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: Peri-implant outcome. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 170-177

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two – implant – retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 401-410

Narhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 183-189

Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009; 20: 31-36

Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, Van't Hof MA, Van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 195-201

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

Richter EJ, Spiekermann H. Die implantologische-prothetische Behandlung des zahnlosen Patienten – Die Aachener Therapiekonzept. *Implantologie* 1993; 1:117-203

Richter EJ. Attachments für herausnehmbaren Zahnersatz in der Implantatprothetik. In: Lotzmann K, Borchers H. Zahnmedizin 2000- Eine Standortbestimmung zu Beginn des 3. Milleniums. Fuchstal: Team Media Vereas, 2000

Romero GG, Englmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 602-607

Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* 2009, 40: 313-319

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dent* 2002; 30: 271-282

Schaller C, Richter EJ. Verankerungselemente für implantatgestützten Zahnersatz im zahnlosen Kiefer. *ZBay* 2001, 6: 32-36

Sernau K. Die Befestigung kompensatorischer Prothetik im zahnlosen Kiefer. Eine Untersuchung verschiedener Verbindungsmechanismen. *Implantologie J* 2010; 1: 32-35

Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJA. 10 – year follow – up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandibule using bar – retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 231-249

Straumann GmbH, 2011:Verankerungssysteme für implantatfixierte Hybridprothesen. <http://www.straumann.de/> (Zugriffsdatum 13.09.2013)

Strunz V, Bürkel M, Schlegel D. Implantologie - Deutsches Konsensuspapier Frankfurter Konsensus Implantologie 23.01.1991. *Zahnärztl Mitt* 1991; 5: 454-457

Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, Capello de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: A Two-Dimensional Finite Element Analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21: 696-702

Takahashi T, Fukuda M, Funaki K, Tanaka K. Magnet-retained facial prosthesis combined with an implant-supported edentulous maxillary obturator: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 805-807

Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 1972; 27: 120-132

Tallgren A, Lang BR, Walker GF, Ash MM. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 77-94

Tetsch P. Indications and contraindications for endosseous implants in the jaw region. *ZWR* 1984; 93: 884-888

Thoupos GA, Zouras CS, Winkler S, Roussos VG. Connecting implant framework segments. *Implant dentistry* 1995; 4: 97-99

Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 128-134

Utech R, 2011: Implantatlösungen. [www.dr-utech.de](http://www.dr-utech.de) (Zugriffsdatum 11.11.2013)

Vafaei F, Khoshhal M, Bayat-Movahed S, Ahangary AH, Firooz F, Izady A, Rakhshan V. Comparative stress distribution of implant-retained mandibular ball-supported and bar-supported overlay dentures: a finite element analysis. J Oral Implantol 2011; 37: 421-429

van Waas MA. Ridge resorption in denture wearers after vestibuloplasty and lowering of the floor of the mouth, measured on panoramic radiographs. Dentomaxillofac Radiol 1983; 12: 115-121

Watson CJ, Tinsley D, Sharma S. Implant complications and failures: the complete overdenture. Dent Update 2001; 28: 234-240

## 8. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. rer. nat. Dipl.–Phys. Christoph Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie, für die Überlassung dieses interessanten Themas, die konstruktiven Verbesserungsvorschläge und guten Arbeitsbedingungen.

Besonders danke ich Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Ludger Keilig. Vielen Dank für die super Betreuung, die schnellen Antworten, die Zeit, die Sie sich für mich genommen haben und die vielen guten Ratschlägen nicht nur bezüglich der Finite-Elemente-Methode, sondern auch für die ganze Arbeit.

Frau Dr. rer. nat. Istabrak Hasan und dem gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie danke ich für die Hilfsbereitschaft und angenehme Arbeitsatmosphäre.

Insbesondere danke ich meiner Familie und vor allem meinen Eltern, dass sie mich immer und ausnahmslos unterstützt und ermutigt haben. Ohne Euch wären dieses Studium und die Promotion nicht möglich gewesen. *Už tai aš Jums labai dėkinga.*

Liebe Miriam, ich danke Dir für die Doktorarbeitwochenenden, Korrektur lesen und Deine Kritik.

Nicht zuletzt gilt mein herzlicher Dank meinem Mann Moataz. Ich danke Dir, dass Du immer für mich da bist, mich ermutigst und strahlst diese positive Energie, die, hoffe ich, uns immer begleiten wird.