

Numerische Untersuchungen zum biomechanischen  
Verhalten verschiedener orthodontischer  
Ankerimplantate

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

Eva Stahl  
aus Dormagen

2008

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

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

2. Gutachter: PD Dr. med. Burger

Tag der Mündlichen Prüfung: 22.10.2008

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

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

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr.rer.nat. C. Bourauel

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn  
[http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss\\_online](http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online) elektronisch publiziert.

## **Meinen Eltern**



## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	8
1 Einleitung .....	9
2 Literaturübersicht .....	12
2.1 Extraorale Verankerung.....	12
2.2 Intraorale Verankerung.....	14
2.3 Mini-Implantate .....	16
3 Fragestellung und Zielsetzung .....	25
4 Material und Methoden .....	26
4.1 Verwendete Mini-Schrauben .....	26
4.2 Finite-Elemente-Methode (FEM) .....	31
4.3 FE-Modellbildung und FE-Analyse .....	33
4.4 FE-Simulationen .....	38
4.4.1 Belastung in reiner Achsrichtung mit isotroper Kortikalis .....	38
4.4.2 Belastung bei orthotroper Kortikalis .....	39
4.4.3 Variation der Belastungsrichtung im Winkel von 0°-45° nach bukkal .....	40
4.4.4 Variation des Elastizitätsmoduls der Spongiosa.....	40
5 Ergebnisse .....	41
5.1 Vergleich iso- und orthotroper Kortikalis .....	42
5.1.1 Verteilung der Spannung in iso- und orthotroper Kortikalis .....	42

5.1.2	Verteilung der Verzerrung in iso- und orthotroper Kortikalis.....	51
5.1.3	Auslenkung bei iso- und orthotroper Kortikalis .....	61
5.2	Verteilung der Verzerrung in Kortikalis und Spongiosa bei Variation des Belastungswinkels .....	66
5.3	Variation des Spongiosa-E-Moduls .....	72
5.3.1	Verteilung der Verzerrung in der Spongiosa unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei Variation des E-Moduls der Spongiosa.....	72
5.3.2	Verteilung der Spannung in der Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei Variation des E-Moduls der Spongiosa.....	79
5.3.3	Auslenkung bei Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei Variation des E-Moduls der Spongiosa.....	84
6	Diskussion.....	89
6.1	Zur Aussage dieser Arbeit .....	89
6.1.1	Einfluss der Kortikalisdicke.....	89
6.1.2	Einfluss der Materialanpassung an orthotrope Kortikalis .....	90
6.1.3	Einfluss des Spongiosa-E-Moduls.....	90
6.1.4	Einfluss des Belastungswinkels .....	91
6.2	Einordnung der Ergebnisse anhand von Literaturangaben.....	91
6.3	Grenzen und Probleme der FE-Methode.....	93
6.4	Grenzen und Probleme bei der Behandlung mit Mini-Schrauben.....	94
6.5	Schlussfolgerungen .....	96

7 Zusammenfassung.....	98
8 Literaturverzeichnis.....	100
9 Danksagung.....	105
10 Lebenslauf .....	106

# Abkürzungsverzeichnis

---

$\varepsilon$	relative Längenänderung / Verzerrung
$\nu$	Querkontraktionszahl
$\sigma$	Spannung
Åarhus	Åarhus Mini Implant
AbsoAnchor <sup>®</sup>	AbsoAnchor <sup>®</sup> Micro Implant
CT	Computertomografie
Dual-Top <sup>™</sup>	Dual-Top <sup>™</sup> Anchor
E-Modul, E	Elastizitätsmodul
et al.	et alii; und andere
FE	Finite Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
G	Schubmodul
LOMAS	Lin/Liou Orthodontic Mini Anchorage Screw
OrthoImplant	IMTEC Mini Ortho Implant
Pa	Pascal
PDL	Parodontalligament
SLA	grob sandgestrahlt und säuregeätzt
tomas <sup>®</sup>	Temporary Orthodontic Micro Anchorage System
UK	Unterkiefer



# 1 Einleitung

---

## Verankerungsproblematik

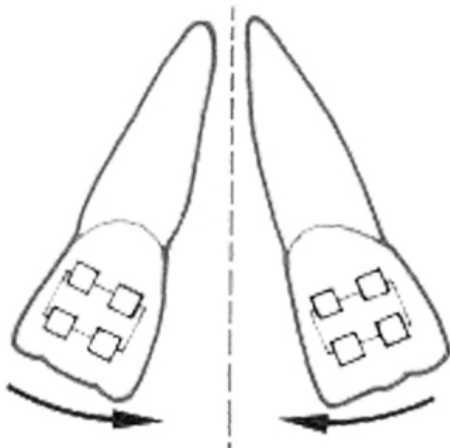
Ein zentraler Aspekt in der kieferorthopädischen Behandlung ist die Berücksichtigung der Verankerungsproblematik, die maßgeblich für den Behandlungserfolg ist. Besondere Berücksichtigung gilt Newtons drittem Axiom „*actio = reactio*“, demnach auf die bei kieferorthopädischen Zahnbewegungen zur Abstützung vorgesehenen Strukturen gleichermaßen reaktive Kräfte wirken.

Nach *Kahl-Nieke* [2001] bezeichnet der Begriff der Verankerung den Widerstand, den ein Zahn, eine Zahngruppe und/oder eine anatomische Einheit einer Bewegung entgegensetzen, wenn sie als Träger einer Kraft zur Bewegung von anderen Zähnen herangezogen werden. Die Effizienz der Verankerung, d. h. das Verhältnis zwischen Größe der therapeutisch gewünschten und resultierenden gegenläufigen Bewegung, ist hierbei einerseits abhängig von einer Vielzahl von biologischen Faktoren, ebenso wie von der angewendeten kieferorthopädischen Apparatur. Zu den speziellen, patienteneigenen Einflüssen gehören die lokalen anatomischen Strukturen, wie beispielsweise Zahntyp, Zahnanzahl, Achsstellung des Zahnes, Wurzeleigenschaften (Anzahl, Querschnitt, Länge, Größe der Oberfläche), Parodont, Knochenqualität und -quantität, aber auch übergeordnete Parameter, wie Schädelaufbau und Wachstumsmuster, die wiederum Einfluss auf Alveolarkammbeschaffenheit und Muskeltonus nehmen [Kahl-Nieke, 2001].

Der Begriff Verankerung selbst ist nach verschiedenen Gesichtspunkten genauer einteilbar: Bei Betrachtung der Ortsständigkeit der zu verankernden Einheit lässt sich zwischen reziproker und stationärer Verankerung unterscheiden. Die reziproke Verankerung ist als die Verwirklichung von Newtons drittem Axiom in der Kieferorthopädie anzusehen und kann beispielsweise bei Lückenschluss Anwendung finden. Hierbei wird nicht nur die aktive Kraft zur Zahnbewegung, sondern auch die reaktive Kraft genutzt, um beide lückenbegrenzenden Zähne oder Zahngruppen gleichermaßen zueinander hin zu bewegen.

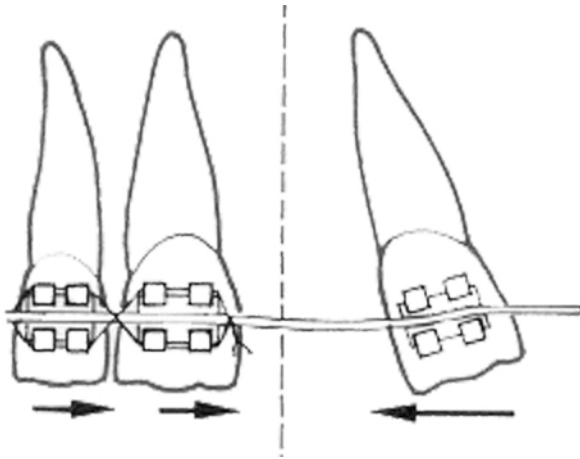
Im Gegensatz dazu ist das Prinzip der stationären Verankerung, dass die Verankerungseinheit im optimalen Fall ortsstabil bleibt, während sich die zu bewegende Einheit dagegen in ihrer Position verändert. Dies wird erreicht, indem die Kraft auf die Verankerungseinheit so appliziert wird, dass nur eine körperliche Bewegung der Zähne, aber keine Kippung möglich ist. Da die Ankerzähne der translatorischen Bewegung einen relativ großen Widerstand entgegensetzen, kommt es nur zu geringen reaktiven Bewegungen, die durch zusätzliche Verwendung einer Verankerungsapparatur vermindert oder sogar verhindert werden können [Schmuth, 1994].

Je nach Lokalisation der Verankerungsapparatur lässt sich die stationäre Verankerung in die intraorale und extraorale sowie die intramaxilläre und intermaxilläre Verankerung differenzieren. Nicht nur die Lokalisation der Verankerung und die Ortsständigkeit, sondern auch der Verankerungsbedarf unter Berücksichtigung natürlich wirkender Kräfte spezifizieren den Begriff der Verankerung: Sollen sich Bewegungseinheit und Verankerungseinheit gleichermaßen aufeinander zu bewegen, wird nur eine minimale Verankerung benötigt. Dies ist in Abbildung 1 dargestellt.



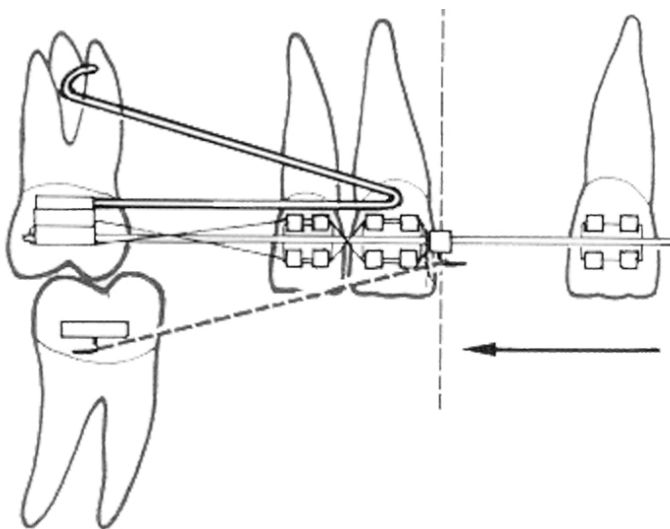
**Abbildung 1:** Ausnutzung reaktiver Kräfte bei Lückenschluss in Form von minimaler Verankerung [Schmuth, 1994].

Erfolgt der Lückenschluss vermehrt von einer Seite, besteht für die Verankerungseinheit der Bedarf einer moderaten Verankerung (vgl. Abbildung 2).



**Abbildung 2:** Moderater Verankerungsbedarf bei Lückenschluss vermehrt von einer Seite [Schmuth, 1994].

Soll sich allein die zu bewegende Einheit in ihrer Position ändern, während die Verankerungseinheit im optimalen Fall ortsfest verweilt, ist eine maximale Verankerung notwendig. Ein Beispiel hierfür zeigt Abbildung 3.



**Abbildung 3:** Maximaler Verankerungsbedarf bei Lückenschluss allein von einer Seite [Schmuth, 1994].

Die Qualität kieferorthopädischer Behandlung in Form von gezielter Zahnbewegung ist folglich maßgeblich abhängig von der Verankerungskontrolle. Die absolute Kontrolle über die Verankerung unabhängig von äußeren Einflüssen, wie beispielsweise die Mitarbeit der Patienten, stellt daher eine große Herausforderung in der Kieferorthopädie dar.

## 2 Literaturübersicht

---

Wie bereits erwähnt, ist die Effizienz der Verankerung nicht allein von anatomischen Bedingungen, sondern auch von der Wahl der angewendeten kieferorthopädischen Apparaturen abhängig. Diese lassen sich gemäß ihrer Lokalisation unterteilen. Im Folgenden werden die verschiedenen Verankerungsapparaturen vorgestellt.

### 2.1 *Extraorale Verankerung*

#### **Headgear**

Die heutzutage verwendete Headgear-Apparatur wurde bereits im Jahr 1947 von *Kloehn* beschrieben. Sie setzt sich zusammen aus einem Gesichtsbogen, bestehend aus Innen- und Außenbogen, und einem extraoralen Zug. Der extraorale Zug ist meist ein elastisches Textilband und dient als Kraftquelle. Nach der Position am Kopf wird zwischen parietaler, okzipitaler und zervikaler Zugrichtung unterschieden. Der Außenbogen greift in den extraoralen Zug und nimmt diese Kraft auf. Der Innenbogen überträgt anschließend über gebogene Stopps die aufgenommene Kraft auf die Oberkiefermolaren, indem er entweder in den Röhren der Bänder der ersten Molaren oder in denen herausnehmbarer Geräte endet. Abhängig von der Zugrichtung findet die Headgear-Apparatur Verwendung zur Intrusion und Extrusion, vor allem aber zum Halten und Distalisieren der oberen Sechsjahresmolaren. Das Ergebnis der Behandlung ist hauptsächlich abhängig von der Tragedauer, die je nach Behandlungsstadium zwischen 8 und 16 Stunden liegt, sowie vom richtigen Behandlungszeitpunkt und dem vorliegenden Wachstumsmuster [Schmuth, 1994].

#### **Kopf-Kinn-Kappe**

Die Kopf-Kinn-Kappe besteht aus einer Kopfhaube, die über Gummizüge mit einer individuell gefertigten Kinnkappe verbunden ist. Ziel der Apparatur ist, über Kraftapplikation am Kinn in dorso-kraniale Richtung eine Wachstumshemmung im Kondylus

durch histologische Umbauprozesse zu bewirken und so eine Wachstumsmanipulation in sagittaler und vertikaler Richtung zu erreichen.

Die wirkungsvolle Behandlung mit der Kopf-Kinn-Kappe erfordert einen frühen Behandlungsbeginn und eine lange Behandlungsdauer [Schmuth, 1994], jedoch ist sie sofort zu unterbrechen, falls im Bereich der Kiefergelenke ein positiver Palpationsbefund und Beschwerden des Patienten auftreten, um eine Schädigung der Kondylen zu vermeiden [Kahl-Nieke, 2001].

### **Delaire-Gesichtsmaske**

Die extraoralen Abstützungen der Gesichtsmaske nach Delaire befinden sich an Stirn und Kinn, die vertikal doppelt miteinander verbunden sind. Die beiden vertikalen Streben tragen eine horizontale Vorrichtung, mit der die Oberkieferzähne über Gummizüge verbunden sind.

*Delaire et al.* [1978] sehen die besten Ergebnisse bei der Behandlung von Mittelgesichtshypoplasien und Folgeanomalien der Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten. Weiterhin findet die Gesichtsmaske Einsatz bei Restlücken in Kombination mit einem bereits konkaven Gesichtprofil, um das Erscheinungsbild eines „Dishface“ zu verhindern. Bei erwachsenen Patienten kann sie als mögliches Retentionsgerät nach operativer Vorverlagerung der Maxilla verwendet werden [Schmuth, 1994].

### **Grummons-Maske**

Die Grummons-Maske ähnelt vom Aufbau und der Anwendung der Gesichtsmaske nach Delaire, jedoch stützt sie sich nicht am Kinn, sondern an den Jochbögen ab. Dies hat den Vorteil gegenüber der Delaire-Maske, dass die Gefahr der Kondylenschädigung durch zusätzliche Beeinflussung des Unterkieferwachstums nach posterior ausgeschlossen werden kann [Kahl-Nieke, 2001].

Zusammengefasst bieten extraorale Verankerungsapparaturen oftmals eine ausreichende Verankerungsmöglichkeit, jedoch ist diese zu Hauptanteilen von der Mitarbeit des Patienten abhängig und entzieht sich der Einflussmöglichkeit des

Behandlers. Zusätzlich ist die soziale Inakzeptanz durch eingeschränkte Ästhetik und die Gefahr der Verletzung im Alltag zu beachten [Chaddad et al., 2008].

## **2.2 Intraorale Verankerung**

### **Transpalatinal-Bogen**

Der Transpalatinalbogen, auch Goshgarian genannt, verläuft quer über den Gaumen zumeist von Zahn 16 zu Zahn 26, an denen er fest verbunden ist. In die Mitte wird eine omegaförmige Schlaufe gebogen. Dadurch, dass der Bogen den transversalen Abstand der ersten Molaren erhält, werden diese bei Mesialbewegung aufgrund des nach anterior schmaler werdenden Kiefers gegen die Kortikalis bewegt und dadurch verankert.

### **Lingualbogen**

Der Lingualbogen ist ein lingual verlaufender Drahtbogen, der den gesamten Unterkieferzahnbogen umfasst und mit den Bändern der 6-Jahres-Molaren verbunden ist. Durch Abstützung an den Tubercula der UK-Front wird die Mesialisierung der Molaren verhindert.

### **Nance-Apparatur**

Die Nance-Apparatur dient der Verankerung der Sechsjahresmolaren, um ihre mesiale Aufwanderung zu verhindern. Sie besteht aus einem Transpalatinalbogen, der mit den Molarenbändern verbunden ist und sich über eine Kunststoffplatte am Gaumen abstützt. Nachteilig sind die erschwerte Mundhygiene und die Gefahr der Einlagerung, die bei zu hoher Kraftapplikation zu tiefen Ulzerationen bis in den Knochen führen kann [Diedrich et al., 2000; Ludwig und Böhm, 2007]. Vorteilhaft ist die Unabhängigkeit von der Mitarbeit des Patienten.

## **Pendulum-Apparatur**

Die Pendulum-Apparatur ist prinzipiell eine erweiterte Nance-Apparatur. Zusätzlich zur Gaumenplatte ist die Verankerung auf vier Prämolaren bzw. Milchmolaren vergrößert. Über okklusal geklebte Auflagen sind diese mit der Kunststoff-Gaumenplatte verbunden. Nachteilig ist die Abhängigkeit zum Vorhandensein anteriorer Verankerungszähne [Kinzinger und Diedrich, 2002].

Es gibt diverse Variationen dieser Apparatur, modifiziert mit verschiedenen Schrauben und Federn. Das Aachener-Implantat-Pendulum nach Kinzinger kombiniert die Apparatur mit einem Gaumenimplantat und verzichtet auf die okklusalen Auflagen. Ein Vorteil ist hierbei, dass anteriore Verankerungszähne nicht mehr Voraussetzung zur Anwendung sind.

## **Lipbumper**

Der Lipbumper besteht aus einer im Vestibulum liegenden Kunststoffpelotte, die über einen Bogen mit den Molarenbändern verbunden ist, und benutzt die Muskulatur als Kraftquelle. Er provoziert eine Tonuserhöhung der abgehaltenen und gedehnten Lippen- und Wangenmuskulatur und überträgt diese Muskelkräfte auf die ersten Molaren. Dadurch kann die Apparatur sowohl als Verankerungs-, bestenfalls auch als Distalisierungsgerät verwendet werden. Die Effektivität des herausnehmbaren Geräts ist abhängig von der Mitarbeit der Patienten.

## **Bukkaler Wurzeltorque**

Der bukkale Wurzeltorque ist eine spezielle kortikale Verankerung aus dem Konzept der bioprogressiven Technik. Hierbei wird die Zahnwurzel gegen den im Vergleich zur Spongiosa höheren Widerstand der Kortikalis gedrückt. Durch die dadurch entstehende Drosselung der Blutzufuhr sinkt die lokale physiologische Aktivität des Knochens, so dass die weitere Bewegung des Zahns verhindert wird [Kahl-Nieke, 2001; Schmuth, 1994].

## **Elastics**

Elastics sind intraorale Gummizüge, die entsprechend der Angle-Klassen eingesetzt werden können. Klasse I-Gummizüge werden intramaxillär zum Lückenschluss und Klasse II- und III-Gummizüge intermaxillär zur Therapie der Angle-Klassen II und III verwendet. Die Verankerungswirkung ist reziprok.

### **2.3 Mini-Implantate**

Alle bisher genannten intra- und extraoralen Verankerungssysteme zählen mit Ausnahme der Gummizüge zu den stationären Verankerungen. Eine absolute Ortsstabilität der Verankerungseinheit ist aber ausschließlich bei der Anwendung von enossalen, osseointegrierten Implantaten, oder aber bei orthodontischen Mini-Implantaten zu erwarten [Ludwig und Böhm, 2007]. Bei Mini-Implantaten handelt es sich ebenso wie bei Plattensystemen zusammen mit enossalen Implantaten und Flachschrauben („onplants“) um temporäre skelettale Verankerungen [Cope, 2005]. Im Folgenden wird der Fokus ausschließlich auf Mini-Implantate gerichtet, ihre heutige Position in der kieferorthopädischen Behandlung aufgezeigt, sowie Unterschiede in ihrer Gestaltung erläutert.

Der Begriff „Mini-Implantat“ wird heutzutage als Synonym für „Minischrauben“ und „Mikroschrauben“ benutzt. Ursprünglich bedeutete „Implantat“, dass vor orthodontischer Belastung Osseointegration des Verankerungssystems stattgefunden hat, während „Schrauben“ ohne diese Voraussetzung belastet werden konnten. Da jedoch unter „Implantat“ jedes künstliche Material verstanden wird, das in den Körper eingebracht wird, um dort permanent oder für einen längeren Zeitraum zu verbleiben, werden die Begriffe inzwischen gleichgesetzt [Ludwig und Böhm, 2007].

Trotz der Vielzahl der auf dem Markt erhältlichen Mini-Schrauben haben alle den gleichen grundsätzlichen Aufbau. Sie bestehen aus einem Schaft mit Gewinde, einem transgingivalen Bereich und einem Kopf, der mit kieferorthopädischen Elementen gekoppelt werden kann. Dennoch unterscheiden sie sich in mehreren Parametern:

Als Material wird bei fast allen Herstellern Reintitan (Titan Grade 1) oder die Titanlegierung Titan-6-Aluminium-4-Vanadium (Titan Grade 5) verwendet [Ludwig und Böhm,



2007]. Vorteilhaft ist die hohe Korrosionsbeständigkeit, die daraus resultierende Biokompatibilität und die hohe Affinität zu Sauerstoff. Diese lässt eine Oxidschicht auf der Oberfläche entstehen, die eine Osseointegration ermöglicht.

Vereinzelt werden Schrauben aus Edelstahl angeboten. Das Material ist ebenfalls biokompatibel, jedoch entsteht nach Implantation eine Bindegewebsschicht um den Materialkörper, so dass die Kontaktfläche und damit der Halt im Knochen im Vergleich zu Titan geringer ist. Der einzige Vorteil gegenüber Titan ist der höhere E-Modul, der jedoch alle anderen, im Vergleich schlechteren mechanischen Eigenschaften nicht ausgleichen kann [Ludwig und Böhm, 2007].

**Tabelle 1:** Ausgewählte mechanische und physikalische Eigenschaften gängiger Schraubenmaterialien [Otto-Von-Guericke-Universität-Magdeburg, 2008].

	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [GPa]	Bruchdehnung [%]
<b>Titan Grade 1 ISO 5832-2</b>	240	102 - 108	24
<b>Titan Grade 5 ISO 5832-3</b>	900	100 - 110	8
<b>Edelstahl ISO 5832-1-D</b>	190	200	40

Die Längen der Schrauben differieren zwischen 4 und 15 mm, der Durchmesser zwischen 1,2 und 2,3 mm [Ludwig und Böhm, 2007]. Durch die Vielfalt der Schraubengrößen soll für jede Situation bezüglich Knochenangebot und Platzverhältnissen die optimale Auswahl vorhanden sein.

*Poggio et al.* haben 2006 in einer Studie Daten-Volumen-Tomogramme von 25 Ober- und Unterkiefern von Patienten im Alter zwischen 20 bis 40 Jahren im Hinblick auf das interradikuläre Knochenangebot distal der Canini in mesio-distaler und bucco-lingualer bzw. bucco-palatinaler Richtung ausgewertet. Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, dass für eine Schraubeninsertion senkrecht zur Zahnängsachse Längen zwischen 6 und 8 mm zu empfehlen sind. Bei einer Insertion im Winkel von 30° bis 40° zur Zahn-

längsachse steht eine größere Knochendicke zur Verfügung, so dass eine längere Schraube gewählt werden kann.

*Chen et al.* [2006] haben 59 Mini-Schrauben mit einem Durchmesser von 1,2 mm in den Längen 6 mm und 8 mm auf einen Zusammenhang zwischen Länge und Erfolgsrate überprüft. Sie kamen zu dem Schluss, dass aufgrund der Erfolgsrate von 90,2 % 8 mm lange Mini-Implantate adäquat für die orthodontische Therapie und gegenüber 6 mm langen Mini-Implantaten mit einer Erfolgsrate von 72,2 % zu bevorzugen sind.

Unter Berücksichtigung des interradikulären Knochenangebots in mesio-distaler Richtung und Miteinbeziehung des Parodontalligaments (PDL) mit einer Dicke von 0,2 mm lag der ideale Schraubendurchmesser bei 1,2 mm bis 1,5 mm Durchmesser [Poggio et al., 2006]. Bezogen auf die klinische Erfolgsrate befürworteten *Park et al.* [2006] zusätzlich einen Durchmesser von 2,3 mm. Ebenfalls auf die klinische Erfolgsrate bezogen sich [Berens et al., 2005]. Sie empfahlen aufgrund der geringsten Verlustraten für die vestibuläre Insertion im Unterkiefer einen Durchmesser von 2 mm und 1,3 mm für den Oberkiefer.

*Miyawaki et al.* [2003] kamen darüber hinaus zu der Schlussfolgerung, dass große Durchmesser (2,3 mm und mehr) besonders geeignet sind für Patienten mit vertikalem Wachstumsmuster. Da bei diesen Patienten häufig der Alveolarknochen eine geringere Kortikalis-Schichtdicke aufweist [Masumoto et al., 2001; Tsunori et al., 1998], soll über die Durchmessererhöhung eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Kortikalis und Implantat erreicht werden.

*Ludwig und Böhm* [2007] sahen unabhängig davon den idealen Durchmesser bei einer Größe von 1,5 mm - 1,6 mm als Kompromiss aus Hauptindikationen der Schraube und Materialeigenschaften des Titan Grade 5.

Der Schaft selbst wird in konischer und zylindrischer Form angeboten. Üblicherweise haben aktuelle konische Minischrauben einen initialen Schaftdurchmesser von 1,5 mm, der nach apikal um 0,3 mm bis 0,4 mm auf 1,2 mm bis 1,1 mm abnimmt. Durch den verringerten Durchmesser am Apex ist die Gefahr der Wurzelverletzung geringer als bei der zylindrischen Form [Poggio et al., 2006]. Des Weiteren haben *Wilmes et al.* [2008] in einer *In-vitro*-Studie ermittelt, dass die konische Gewinde-Grundform höhere Primärstabilitäten erreicht als die zylindrische Schaftform und deshalb zu bevorzugen sei.

Außerdem erreichen konische Schrauben eine größere Kontaktfläche zwischen Knochen und Schraube als zylindrische Schrauben [Yano et al., 2006].

Allerdings haben zylindrische Schrauben den Vorteil, dass der periimplantäre Knochen gleichmäßig über die ganze Schaftlänge komprimiert und insgesamt weniger Spannungen ausgesetzt wird. *Berens et al.* [2005] stellten die Vermutung auf, dass nicht nur die Parameter Länge und Durchmesser Einfluss auf die klinische Erfolgsrate der Schrauben nehmen, sondern dass auch die Charakteristik des Gewindes eine Rolle spielt. Das Gewinde lässt sich durch die drei Faktoren Gewindeanstieg, Verhältnis von Außen- zu Innendurchmesser und der Form der Gewindeflanken beschreiben:

Für einen festen Halt im Knochen sollte der Gewindeanstieg relativ groß (ca. 0,8 mm) gewählt werden. *Ludwig und Böhm* [2007] stellten fest, dass sich feinere Gewinde mit geringem Anstieg negativ auf den Halt auswirken können. Des Weiteren sehen sie einen Zusammenhang zwischen dem Halt im Knochen und dem Verhältnis aus Innendurchmesser, der durch den reinen Schaft gebildet wird, und Außendurchmesser, gebildet durch die Gewindeflanken. Ihrer Meinung nach sollten für die Insertion Schrauben gewählt werden, deren Durchmesserhältnisse aus Außen- und Innendurchmesser in der Kortikalis 0,4 bis 0,6 und in der Spongiosa größere Werte betragen.

Im Allgemeinen werden jedoch die Schraubengewinde anhand ihrer Eigenschaften während der Insertion beschrieben. Als „selbstschneidend“ werden Schraubengewinde bezeichnet, die eine Vorbohrung durch Pilotbohrer benötigen. Beim anschließenden Einschrauben des Mini-Implantats in den Knochen schneiden sich die abgerundeten Gewindeflanken ihren Weg selbst. Charakteristisch ist neben den erwähnten abgerundeten Gewindeflanken die stumpfe Schaftspitze der Schrauben. Im Gegensatz dazu benötigen „selbstbohrende“ Schrauben keine Vorbohrung. Durch die Gestaltung mit einer scharfkantigen Implantatspitze und stark verjüngt auslaufenden Gewindeflanken wird die Insertion ermöglicht. Allerdings empfehlen diverse Hersteller auch bei selbstbohrenden Schrauben die Kortikalis vor der Insertion zu durchbohren, um die Torsionskräfte innerhalb der Schraube und damit die Frakturgefahr zu vermindern.

*Wang und Liou* [2008] haben das Verhalten selbstbohrender und selbstschneidender Mini-Schrauben unter orthodontischer Belastung verglichen. Sie kamen zu dem Schluss, dass sich das Verhalten beider Schraubentypen bei Insertion in die Maxilla unterhalb des Jochbogens nicht unterscheidet.

Die Oberfläche des intraossären Anteils der Schraube wird meist maschinenpoliert, aber es werden auch Schrauben mit grob sandgestrahlter und säuregeätzter Oberfläche (SLA) angeboten.

*Chaddad et al.* [2008] haben in einer klinischen Studie die Erfolgsrate zweier Mini-Schrauben mit unterschiedlichen Oberflächen verglichen. Dabei ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede bezogen auf die Erfolgsrate, jedoch wies das Mini-Implantat mit SLA-Oberfläche ein höheres Drehmoment bei der Explantation auf als die maschinenpolierte Minischraube. Dies spricht für einen höheren Grad der erreichten Osseointegration. Dadurch halten *Chaddad et al.* [2008] Mini-Implantate mit SLA-Oberfläche für vorteilhaft zum Einsatz in Gebieten mit verminderter Knochenqualität. Allerdings sollte ihrer Meinung nach auf Sofortbelastung verzichtet und die initiale Osseointegration der ersten 6-8 Wochen abgewartet werden.

Die Osseointegration sollte, damit es nicht zur Implantatdislokation oder zum Verlust kommt, eine grundlegende Voraussetzung sein [Wehrbein und Göllner, 2007]. *Cope* [2005] dagegen ist der Auffassung, dass Minischrauben makroretentiv verankert sind, und unterteilt deswegen die Klasse der temporären skelettalen Verankerungen in osseointegrierte (enossalen Implantate und Onplante) sowie makroretentive Verankerungen (Minischrauben und Plattensysteme).

Wird der Begriff der Osseointegration nicht als „unmittelbare funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen lebendem Knochengewebe und der Oberfläche eines Kraft aufnehmenden Implantats“ [Albrektsson und Jacobsson, 1987; Linder et al., 1988] definiert, sondern allgemeiner als „direkten Kontakt zwischen Knochen und Implantat ohne eine dazwischen liegende Schicht aus Weichgewebe“ [Carlsson et al., 1986], so erfüllen auch maschinenpolierte Mini-Implantate unter orthodontischen Kräften dieses Ziel. Welcher Ossifikationsgrad überhaupt erforderlich ist, um einerseits die Positionstabilität der Schrauben zu sichern und andererseits ein einfaches Herausschrauben nach Beendigung der Therapie zu gewährleisten, ist bisher noch in keiner Studie belegt worden [Wehrbein und Göllner, 2007].

Der transgingivale Schraubenanteil, auch Gingivahals genannt, hat die Aufgabe einer möglichst dichten Abdichtung zur Gingiva. Durch optimale Abdichtung verringert sich das Risiko einer Perimukositis bzw. Periimplantitis, die Risikofaktoren bezogen auf die

Erfolgsrate der Schraube darstellen [Miyawaki et al., 2003; Park et al., 2003; Park et al., 2006].

Die Form des transgingivalen Anteils ist vielfältig. Grundsätzlich gibt es Schrauben, deren transgingivaler Anteil zylindrisch, konisch oder mehrkantig ist. Es existieren auch Schrauben, bei denen sich das Gewinde bis zum Schraubenkopf zieht, so dass der Gingivahals nicht abzugrenzen ist. Bei vielen Schrauben ist der Durchmesser zwischen Schaft und transgingivalem Anteil identisch. Durch den fehlenden Größenunterschied gibt es keine suprapariostale Auflage des Gingivahalses, die gleichzeitig als Tiefenstopp bei der Insertion dienen kann. *Gedrange et al.* [2003] haben jedoch festgestellt, dass sich die suprapariostale Abstützung vorteilhaft auf die Knochendeformation auswirkt und zu einer schnelleren Heilung und Festigung beitragen kann.

Unterschiede zwischen den einzelnen Schrauben existieren weiterhin im Durchmesser-Verhältnis von Schraubenkopf zum Gingivahals. Aus prophylaktischen Gründen sind Schrauben zu bevorzugen, deren Kopfdurchmesser kleiner oder gleich dem Gingivahalsdurchmesser sind. Ist der Kopf größer, so bilden sich Retentionsnischen für Plaque zwischen Kopfunterseite und Gingiva, die für den Patienten nicht zu reinigen sind. In diesem Fall steigt die Verlustgefahr der Schraube durch das erhöhte Risiko der Entstehung einer Perimukositis.

Der dritte Schraubenanteil, der Schraubenkopf, ist entscheidend für die Kopplung mit kieferorthopädischen Apparaturen und dient der Aufnahme kieferorthopädischer Elemente. Das Design des Kopfes kann aus einem Haken, einer Kugel, Ösen, Bohrungen, einem einfachen Slot oder einem Kreuzslot bestehen bzw. sich aus Kombinationen verschiedener Elemente zusammensetzen. Jede dieser Designformen kann für spezielle Behandlungsaufgaben verwendet werden [Ludwig und Böhm, 2007]: Schrauben mit Haken finden Anwendung bei der Mesialisation, der Distalisation und mit Einschränkung auch bei der Intrusion und dem Lückenschluss von Zähnen. Durch die Hakenform können Kopplungselemente, wie beispielsweise elastische Ketten und Zugfedern, leicht eingehängt werden. Jedoch besteht die Schwierigkeit bei der Insertion, dass der Haken, orientiert an die spätere Zugrichtung, ausgerichtet werden muss. Kommt es während der Behandlung zum Verbiegen oder zum Bruch des Hakens, so ist die komplette Schraube nicht weiter als skelettale Verankerung zu verwenden.

Schrauben mit Kugelköpfen haben identische Indikationen. Ebenso einfach ist die Kopplung mit elastischen Ketten, Zugfedern und Runddrähten. Im Gegensatz zum Hakendesign ist die Insertion in dem Hinblick einfacher, dass die spätere Belastungsrichtung keinen Einfluss auf die Ausrichtung des Kopfes hat. Abhängig davon, wie groß der die Kopplungselemente aufnehmende Unterschnitt, also die Verengung im Halsbereich ist, besteht eine mögliche Prädilektion für eine Fraktur. Die Frakturgefahr wird teilweise von Herstellern vergrößert, indem eine zusätzliche Bohrung in den Kopf integriert wird.

Bei Kombinationen mit Bohrungen bzw. Ösen ist die Ausrichtung der Öffnung für das Einfädeln des Drahtes zu beachten. Zum Teil werden jedoch Schrauben mit zwei sich kreuzenden Bohrungen angeboten, wodurch dieses Problem gelöst wird. Schrauben dieses Designs werden zumeist für direkte Verankerung benutzt [Papadopoulos und Tarawneh, 2007]. Das bedeutet, dass die zu bewegenden Zähne über aktive Kopplungselemente mit der Schraube verbunden sind.

Schrauben mit Slot haben die größte Indikationsbreite. Neben Runddrähten, Zugfedern und elastischen Ketten können sie mit Vierkantdrähten gekoppelt werden. Letztere stellen den größten Vorteil des Slot-Designs dar, da durch Vierkantdrähte eine dreidimensionale Kontrolle der Zahnbewegung bzw. Verankerung möglich ist. Dieser Designtyp erlaubt sowohl eine direkte, als auch eine indirekte Verankerung [Papadopoulos und Tarawneh, 2007]. Im Gegensatz zur direkten Verankerung werden die Zähne, die beispielsweise durch Vierkantdrähte an die Minischrauben gekoppelt sind, bei der indirekten Verankerung in ihrer Bewegung behindert und eine Zahnbewegung gegen diese gekoppelten Zähne durchgeführt.

Unterschieden wird bei dieser Art Schraubenköpfen zwischen dem Kopfdesign mit einem einfachen Slot und einem Kreuzslot. Das Problem der Ausrichtung, das bei dem Design mit einfachem Slot ebenso auftritt wie bei einfacher Bohrung, wird bei Schrauben mit Kreuzslot vermieden.

Die Indikationen für eine Therapie mit Mini-Schrauben sind vielfältig. Grundsätzlich sind Mesialisation, Distalisation, Extrusion, Intrusion und das Aufrichten von Zähnen, abhängig vom Kopfdesign der Schrauben, möglich. Im Speziellen sind Behandlungsaufgaben wie beispielsweise der Schluss von Extraktionslücken, Mittellinienkorrekturen, Molaren-Mesialisation bzw. Distalisation oder En-Masse-Retraktionen der Front unter

Zuhilfenahme von Mini-Schrauben möglich. Häufige Anwendungsbeispiele sind ebenfalls die Extrusion impaktierter Canini, die Aufrichtung von ggf. impaktierten Molaren sowie die Extrusion bzw. Intrusion von Molaren in Fällen mit vertikalem Behandlungsbedarf.

In einer prospektiven klinischen Studie mit 32 Mini-Schrauben (Länge 17 mm, Durchmesser 2,0 mm) haben *Liou et al.* [2004] untersucht, ob sich Mini-Schrauben unter orthodontischer Belastung von 4 N ortsstabil verhalten. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Schrauben ausreichend für orthodontische Verankerung, aber nicht absolut ortsstabil sind, da sie bei Belastung einer Auslenkung von durchschnittlich 0,4 mm am Schraubenkopf unterlagen. Aus diesen Gründen empfahlen sie eine Schraubeninsertion entweder in unbezahnten Kieferabschnitten ohne größere Blutgefäße, Nerväste und Foramina oder aber in zahntragenden Abschnitten mit 2 mm Sicherheitsabstand zwischen Schraube und Zahnwurzel. *Wehrbein und Göllner* [2007] dagegen definierten, dass orthodontische Verankerungselemente nicht in zahnlosen Kieferabschnitten inseriert werden, weil ausschließlich kieferorthopädisch zu behandelnde Patienten entweder geschlossene Zahnreihen oder aber Extraktionslücken haben, die geschlossen werden sollen.

*Papadopoulos und Tarawneh* [2007] beschrieben folgende spezielle Insertionsorte:

- Maxilla: supraapikaler und infrazygomatikalischer Bereich, medianer oder paramedianer Gaumen, Tuber, Alveolarkamm
- Mandibula: Symphyse, Parasymphyse, retromolarer Bereich, Alveolarkamm

Die sichersten Insertionsgebiete aufgrund des größten Knochenangebots sind nach *Poggio et al.* [2006] in der posterioren Maxilla interradikulär palatinal zwischen dem ersten Molar und zweiten Prämolaren sowie zwischen erstem und zweitem Molar in einer Höhe von 6 mm bis 8 mm von der Alveolarkammspitze [Ishii et al., 2004]. In der posterioren Mandibula ist die sicherste Insertion zwischen dem ersten und zweiten Molar [Hernandez et al., 2008]. Ebenso ist eine sichere Insertion vestibulär zwischen dem ersten und zweiten Prämolaren möglich [Poggio et al., 2006]. Nicht empfehlenswert ist eine Schraubeninsertion im Bereich der Tuber der Maxilla und interradikulär zwischen Caninus und erstem Prämolaren der Mandibula, da dort das geringste Knochenangebot zu finden ist [Poggio et al., 2006].

Die Erfolgsrate der Schrauben ist bei Insertion in der Maxilla größer als in der Mandibula. *Chen et al.* [2006] begründen dies mit der höheren okklusalen Belastung und der Auswirkung von Einlagerungen von Speiseresten. Bezogen auf die Maxilla ist festzustellen, dass die Gefahr der Verletzung anatomischer Strukturen geringer ist, je anteriorer und apikaler inseriert wurde [Poggio et al., 2006].



### 3 Fragestellung und Zielsetzung

---

*Abdelgader* hat 2006 den Einfluss verschiedener Schraubenparameter, wie beispielsweise Länge und Durchmesser, auf die Stabilität unter Belastung basierend auf Schweinekiefersegmenten untersucht. Aufbauend darauf soll nun der Einfluss des Alveolarknochens, d.h. Qualität und Quantität, auf die Verankerungseffizienz orthodontischer Mini-Implantate betrachtet werden. Ziel dieser Arbeit ist, die Auswirkung unterschiedlicher Materialparameter im Hinblick auf verschiedene Implantattypen und –größen sowie Belastungsrichtungen mithilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) zu ermitteln.

Dabei sollen folgende Fragen genauer betrachtet werden:

1. Welchen Einfluss hat die Dicke der Kortikalis auf Auslenkung, Spannungen und Verzerrungen in Kortikalis und Spongiosa?
2. Welche Auswirkungen hat das Anpassen idealisierter Materialien im Modell?
3. Wie verhalten sich Spannungen und Verzerrungen im Alveolarknochen bei steigendem E-Modul der Spongiosa? Gibt es eine erkennbare Abhängigkeit? Welche Konsequenzen können daraus für den klinischen Einsatz gewonnen werden?
4. Wie sind die Spannungs- und Verzerrungsverteilungen im Knochen?
5. Welchen Einfluss hat der Belastungswinkel auf Spannungen und Verzerrungen im Knochen?

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Verwendete Mini-Schrauben

Die in dieser Arbeit verwendeten Finite-Elemente-Modelle der Mini-Schrauben sind aus der Arbeit von *Abdelgader* [2006] entnommen. Die verschiedenen Mini-Schrauben wurden in Schweinekiefer-Segmente inseriert und belastet. Im Anschluss wurden Schnittbilder der inserierten Schrauben mit einem  $\mu$ CT-Scanner (Skyscan 1072) angefertigt und mit der Software ADOR-3D (Advanced Object Reconstruction) Oberflächenmodelle generiert. Diese wurden mithilfe des Programms MSC.Marc/Mentat 2003 in FE-Volumenmodelle umgewandelt [Abdelgader, 2006; Rahimi et al., 2005].

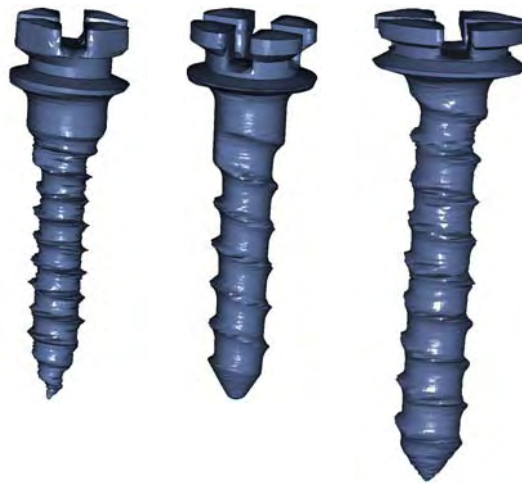
Einen Überblick über die verwendeten Schraubensysteme gibt Tabelle 2. Sie werden im Folgenden genauer beschrieben.

**Tabelle 2:** Überblick über die verwendeten Mini-Schrauben.

Schrauben-System	Hersteller	Maße
Åarhus Mini Implant Anchorage System	American Orthodontics, USA	9,6 mm x 1,5 mm 9,2 mm x 2 mm 11,6 mm x 2 mm
AbsoAnchor <sup>®</sup> Micro Implant System	Dentos, Korea	10,5 mm x 1,4 mm 12,5 mm x 1,2 mm 12,5 mm x 1,6 mm
Dual-Top <sup>™</sup> Anchor System	Jeil Medical Corporation, Korea	8 mm x 1,6 mm 10 mm x 1,6 mm 10 mm x 2 mm
Lin/Liou Orthodontic Mini Anchorage Screw – LOMAS	Mondeal Medical Systems GmbH, Deutschland	7 mm x 1,5 mm 9 mm x 1,5 mm 11 mm x 2 mm
IMTEC Mini Ortho Implant System	IMTEC Corporation, USA	1,8 mm x 8 mm 1,8 mm x 10 mm
Temporary Orthodontic Micro Anchorage System – <i>tomas</i> <sup>®</sup>	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Deutschland	1,6 mm x 8 mm 1,6 mm x 10 mm

### Århus Mini Implant Anchorage System

Das Århus Mini Implant Anchorage System wird von MEDICON eG, Deutschland, hergestellt. Das System wurde in Zusammenarbeit mit Prof. Birte Melsen (Department of Orthodontics, Royal Dental College, Universität zu Århus) entwickelt. Drei Schrauben aus dem Sortiment – 9,6 mm x 1,5 mm (Länge x Durchmesser), 9,2 mm x 2 mm und 11,6 mm x 2 mm – wurden in dieser Arbeit untersucht (siehe Abbildung 4). Die Schrauben sind aus Titan gefertigt, haben einen zylindrischen Schaft und sind selbstbohrend. Der Kopf hat ein bracketähnliches Design mit Kreuzschlitz.



**Abbildung 4:** Århus Mini Implant FE-Modelle. Links: 9,6 mm x 1,5 mm, Mitte: 9,6 mm x 2 mm, rechts: 11,6 mm x 2 mm.

### AbsoAnchor® System

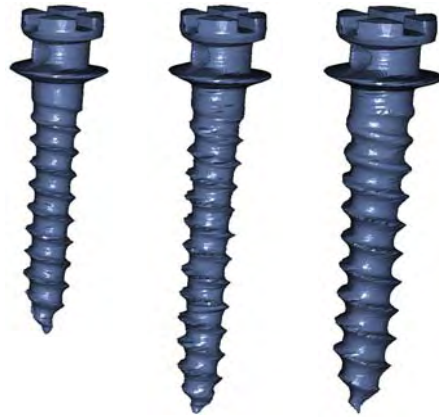
Das AbsoAnchor® Micro Implant System der Firma Dentos, Korea, ist mit drei Implantaten des „Small Head Type“ in dieser Arbeit berücksichtigt (vgl. Abbildung 5). Die Schrauben haben die Maße 10,5 mm x 1,4 mm (konisch), 12,5 mm x 1,2 mm (zylindrisch) und 12,5 mm x 1,6 mm (konisch). Laut Herstellerangaben eignet sich das System sowohl für die selbstschneidende, als auch für die selbstbohrende Insertionsmethode. Typisch für alle Kopfdesigns des AbsoAnchor® Micro Implant Systems ist die zentrale Bohrung.



**Abbildung 5:** AbsoAnchor<sup>®</sup> Micro Implant FE-Modelle. Links: 10,5 mm x 1,4 mm, Mitte: 12,5 mm x 1,2 mm, rechts: 12,5 mm x 1,6 mm.

### Dual-Top<sup>™</sup> Anchor System

Die Mini-Schrauben des Dual-Top<sup>™</sup> Anchor System der Jeil Medical Corporation, Korea, sind aus Titan Grade 5 hergestellt. Der Schaft ist sowohl selbstbohrend als auch selbstschneidend. Von den verschiedenen Kopfdesigns ist der Typ G2, Kreuzschlitz mit den Maßen .022" x .025", in diese Arbeit aufgenommen worden. Die Maße der verwendeten Schrauben betragen 8 mm x 1,6 mm, 10 mm x 1,6 mm und 10 mm x 2 mm (vgl. Abbildung 6)



**Abbildung 6:** Dual-Top™ Anchor FE-Modelle. Links: 8 mm x 1,6 mm, Mitte: 10 mm x 1,6 mm, rechts: 10 mm x 2 mm.

### **Lin/Liou Orthodontic Mini Anchorage Screw – LOMAS**

Drei LOMAS-Schrauben der Mondeal Medical Systems GmbH, Deutschland, mit den Maßen 7 mm x 1,5 mm, 9 mm x 1,5 mm und 11 mm x 2 mm, wurden in dieser Arbeit untersucht (siehe Abbildung 7). Laut Herstellerangaben haben die Schrauben ein verstärkt konisches Design mit tiefer und enger Gewindesteigung. Die ausgewählten Schrauben haben einen Kopf mit Kreuzschlitz sowie einer Bohrung.



**Abbildung 7:** LOMAS FE-Modelle. Links: 7 mm x 1,5 mm, Mitte: 9 mm x 1,5 mm, rechts: 11 mm x 2 mm.

### IMTEC Mini Ortho Implant

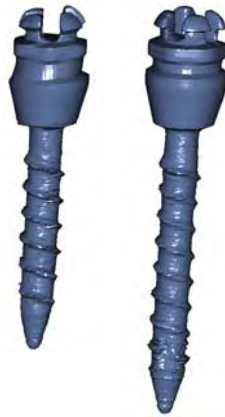
Das IMTEC Mini Ortho Implant-System wird von der IMTEC Corporation, USA, hergestellt. Alle Schrauben bestehen aus Titan Grade 5 und haben einen Durchmesser von 1,8 mm. Schrauben der Länge 8 mm und 10 mm wurden in dieser Arbeit berücksichtigt (vgl. Abbildung 8). Die unteren 4 mm des Schafts laufen punktförmig konisch zusammen, wodurch die Schraube laut Herstellerangaben selbstbohrende Eigenschaften erhält. Der Kopf hat ein „O-Ball“-Design mit zwei sich kreuzenden Bohrungen von je 0,75 mm Durchmesser.



**Abbildung 8:** IMTEC Mini Ortho Implant FE-Modelle. Links: 8 mm x 1,8 mm, rechts: 10 mm x 1,8 mm.

### Temporary Orthodontic Micro Anchorage System – *tomas*<sup>®</sup>

Die *tomas*<sup>®</sup>-Schraube der Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Deutschland, wird in den drei Längen 6 mm, 8 mm und 10 mm bei einem Durchmesser von 1,6 mm angeboten. Das Gewinde ist in selbstbohrender oder selbstschneidender Variante erhältlich und hat eine Gewindehöhe von 0,2 mm. In dieser Arbeit wurden selbstschneidende Schrauben der Längen 8 mm und 10 mm verwendet (vgl. Abbildung 9). Der Kopf hat ein Bracketdesign und einen patentierten Unterschnitt, der das Einligieren von Drähten mit Bracketadhäsiv erlaubt. Durch einen Tiefenstopp wird das Einhalten der maximalen Eindrehtiefe gewährleistet.



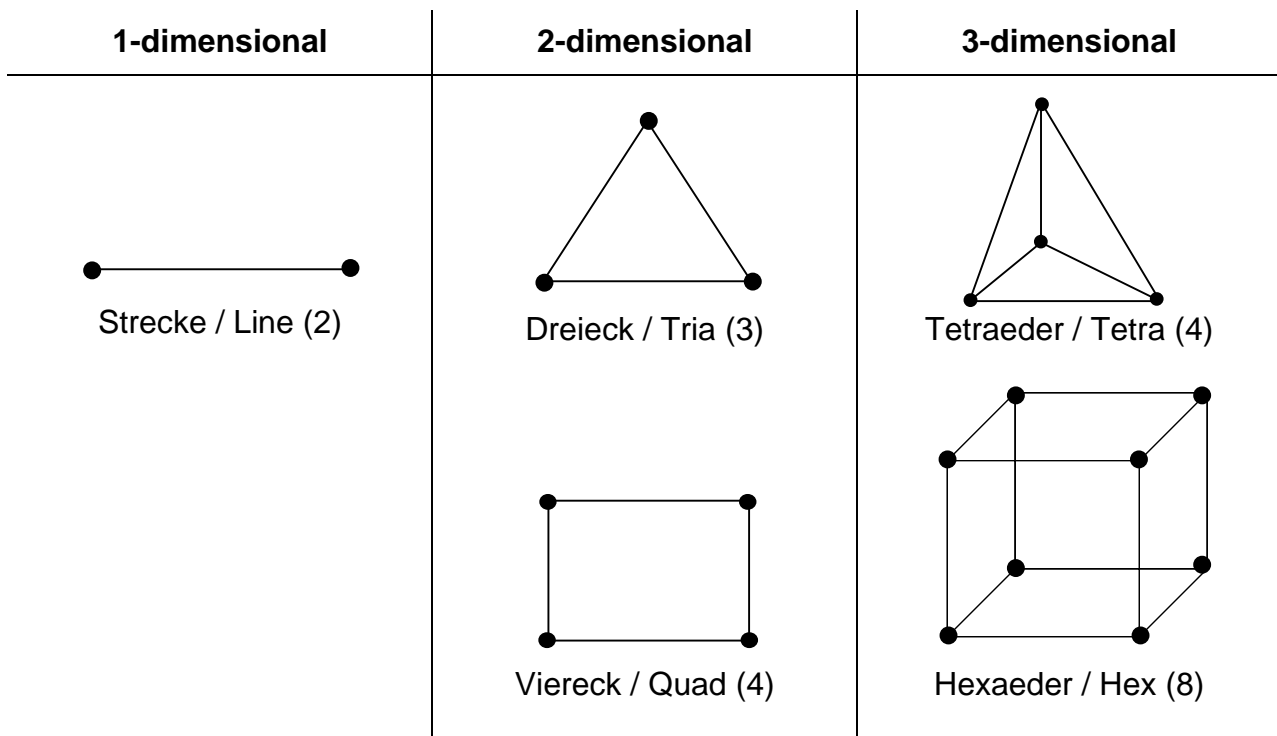
**Abbildung 9:** tomass® FE-Modelle. Links: 8 mm x 1,6 mm, rechts: 10 mm x 1,6 mm.

## 4.2 Finite-Elemente-Methode (FEM)

Die Finite-Elemente-Methode fand ihre erste Anwendung 1956 bei der Strukturberechnung von Flugzeugtragflächen bei Boeing von Ray W. Clough. Neben Clough waren in den 50er Jahren des 20. Jahrhunderts John Argyris und Olgierd Cecil Zienkiewicz maßgeblich an der Entwicklung der FEM beteiligt.

Gelagerte Körper, die durch äußere Kräfte bzw. Momente belastet werden, verformen sich und es entstehen mechanische Spannungen im Körper. Im Gegensatz zu einfachen Geometrien lassen sich diese Verformungen und Spannungen komplexer Körper nur durch Näherungsverfahren wie der FEM bestimmen.

Das Grundprinzip der FEM besteht darin, dass das zu berechnende Kontinuum über Diskretisierung in eine endliche Anzahl Elemente zerlegt wird. Das finite Element ist damit ein durch eine bestimmte Knotenanzahl definierter Teilbereich dieses Kontinuums. Über die Knotenpunkte stehen die einzelnen Elemente in Form von Netzen miteinander in Verbindung. Die Gestalt der Vernetzung hängt dabei ausschließlich von den gewählten Elementklassen ab [Meinken, 2001]. Eine Auswahl möglicher Elementklassen sind in Abbildung 10 dargestellt.



**Abbildung 10:** Auswahl möglicher Elementklassen finiter Elemente [Deger, 2001].

Für jedes Element gibt es zu den Knotenfreiheitsgraden eine passende Anzahl an Ansatzfunktionen, die die gesuchte Funktion des Differentialgleichungssystems (z.B. Verschiebungen, Spannungen, mech. Verformung) approximieren sollen. Mittels Diskretisierung und Ansatzfunktionen ist es möglich, das mechanische Verhalten der einzelnen Elemente in ihren Knotenpunkten über numerische Lösung von Differenzialgleichungen zu ermitteln.

Über zusätzliche Knoten, sogenannte Zwischenknoten, kann die Annäherung an das reale System verbessert werden, doch korreliert diese Verbesserung mit einer erhöhten Rechenzeit, so dass häufig statt einer höherwertigen Ansatzfunktion auf eine engere Vernetzung zurückgegriffen wird, um detailliertere Informationen zu erhalten.



### 4.3 FE-Modellbildung und FE-Analyse

Die FE-Analyse setzt sich aus den drei Schritten Preprocessing, Solving und Postprocessing zusammen [Meinken, 2001].

Ausgang des Preprocessing ist die Modellerstellung. In der vorliegenden Arbeit wurde mithilfe der neuen Version des FEM-Programms MSC.Marc/Mentat 2007r1 ein Knochenblock mit den Maßen 12,5 mm x 24 mm x 20 mm (H x B x T) modelliert (vgl. Abbildung 11). Im Zentrum beinhaltet dieser Knochenblock einen Zylinder (Länge 10 mm, Radius 2 mm), in den das jeweilige Implantat senkrecht zur Knochenoberfläche eingesetzt wurde. Zur Diskretisierung des zu analysierenden Modells erfolgte die Vernetzung. Hierbei wurde für den Zylinder eine höhere Vernetzungsdichte gewählt als für den äußeren Knochenblock, da die Reaktionen im Knochen nach Kraftapplikation implantatnah zu erwarten sind. Als Elementklasse wurden Dreiecke mit linearem Ansatz, folglich zwei Knoten pro Elementkante, (Tria 3), ausgewählt. Nach Umwandlung des Oberflächenmodells in ein Volumenmodell aus 4-Knoten-Tetraedern wurden den einzelnen Elementen verschiedene Materialeigenschaften zugewiesen. Hierbei beschreibt der Elastizitätsmodul (E-Modul, E, Young's Modulus) die innere Steifigkeit eines Materials als Quotient aus Spannung und Dehnung. Je kleiner der E-Modul, desto leichter lässt sich das Material dehnen bzw. biegen.

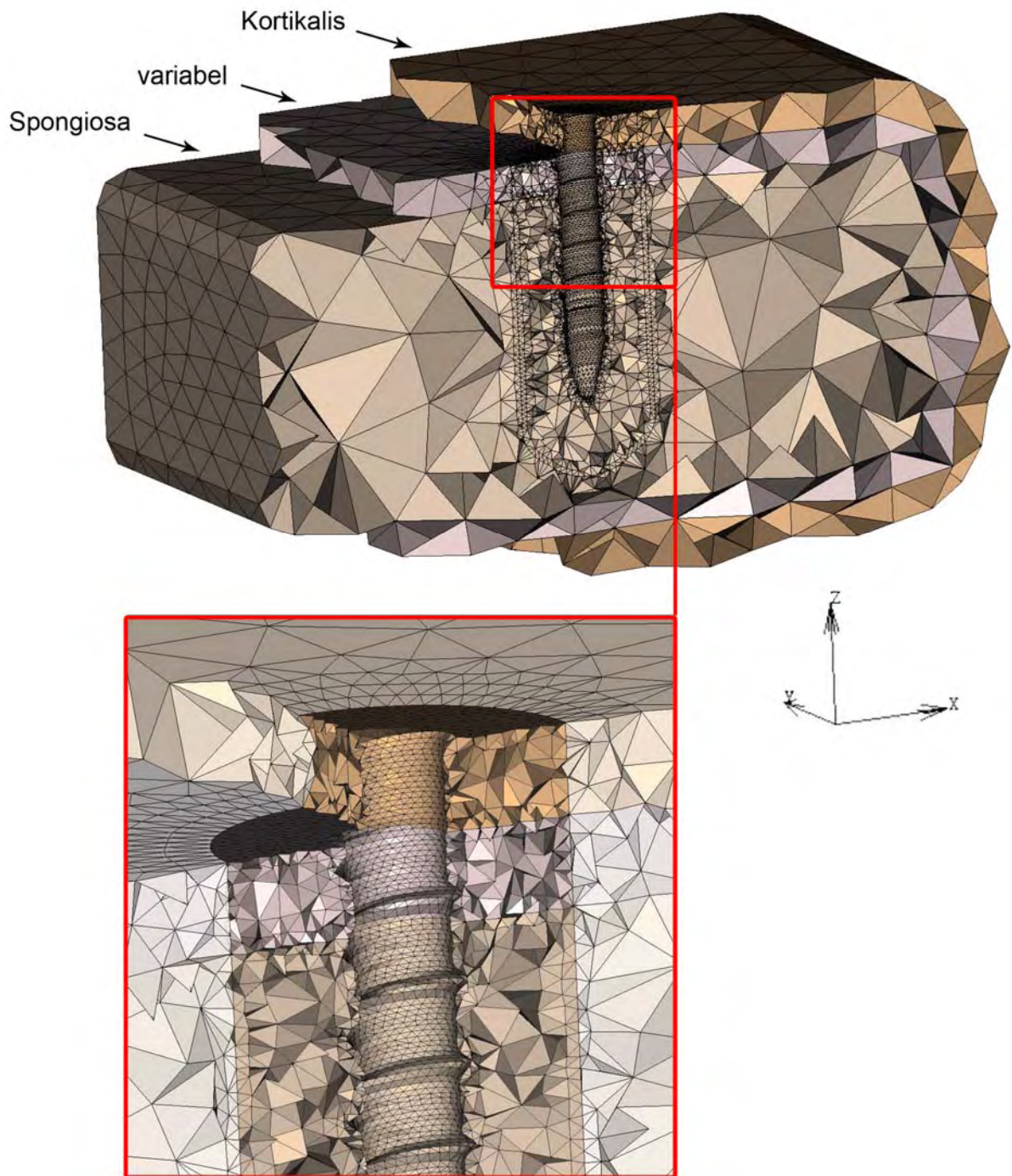
Die Querkontraktionszahl (Poisson's Ratio,  $\nu$ ) dagegen beschreibt die relative Dickenänderung zur relativen Längenänderung bei einwirkender Kraft von außen. Bei  $\nu$  kleiner als 0,5 verkleinert ein Material sein Volumen unter Druck und vergrößert es unter Zugbelastung.  $\nu$  gleich 0,5 bedeutet ein inkompressibles Verhalten. Ein Wert  $\nu$  größer als 0,5 ist bei isotropen Materialien unmöglich. Isotropie bedeutet, dass die Materialeigenschaften unabhängig von den drei Raumachsen sind. Diese Eigenschaft wurde anfangs allen Materialien zugeteilt.

Alle in dieser Arbeit verwendeten Mini-Schrauben werden aus Titan bzw. Titanlegierung hergestellt. Ihnen wurde ein Elastizitätsmodul von 100.000 MPa und eine Querkontraktionszahl von 0,3 zugewiesen. Die äußere, zirkuläre, 1 mm dicke Knochen-substanz wurde als Kortikalis definiert (E: 20.000 MPa,  $\nu$ : 0,3). Der zentralen Knochen-substanz mit den Maßen 8,5 mm x 20 mm x 20 mm wurden Spongiosaeigenschaften zugewiesen (E: 1.000 MPa,  $\nu$ : 0,3). Die dazwischen liegende, ebenfalls 1 mm dicke

Schicht wurde variabel mit Spongiosa- bzw. Kortikaliseigenschaften belegt, um für jedes Implantat Simulationen mit 1 mm und 2 mm dicker Kortikalis durchzuführen. Dies hat klinische Relevanz, da die durchschnittliche Dicke der Kortikalis in der Maxilla mesial und distal des ersten Molaren zwischen 1,09 mm und 2,12 mm liegt [Ono et al., 2008]. Heibel et al. [2001] haben durch morphologische Analyse an Sektionsmaterial die Kortikalisdicke am Unterkiefer bestimmt. Dabei stellten sie bei den bukkalen Messergebnissen eine relativ konstante Kortikalisdicke von 2,0 mm bis 2,4 mm im Messbereich von Caninus bis zum ersten Molaren fest. *Deguchi et al.* [2006] haben anhand dreidimensionaler CT-Bilder die Kortikalisdicke mesial des ersten Molaren bis distal des zweiten Molaren in Ober- und Unterkiefer ermittelt. Ein signifikanter Unterschied abhängig vom Alter oder Geschlecht konnte nicht erkannt werden. Die durchschnittlichen Messwerte zeigt Tabelle 3.

**Tabelle 3:** Durchschnittliche Kortikalisdicke [mm] in bukkaler Maxilla und Mandibula mesial des ersten Molaren (5-6), distal des ersten Molaren (6-7) und distal des zweiten Molaren (7). Messpunkte vom Gingivalrand in 3-4 mm (O) sowie in 6-7 mm (A) Abstand [Deguchi et al., 2006].

	5-6 (O)	5-6 (A)	6-7 (O)	6-7 (A)	7 (O)
<b>Maxilla</b>	1,8 ± 0,6	1,6 ± 0,6	1,5 ± 0,5	1,6 ± 0,5	1,3 ± 0,5
<b>Mandibula</b>	1,9 ± 0,6	1,8 ± 0,5	2,0 ± 0,6	1,8 ± 0,5	1,9 ± 0,7



**Abbildung 11:** Schnitt durch das FE-Modell mit Darstellung der drei Knochenschichten. Unten Detaildarstellung des implantataufnehmenden Zylinders im Zentrum mit geringerer Elementgröße.

Im weiteren Verlauf wurde zunächst der Kontakt zwischen Implantatoberfläche und angrenzender Knochenfläche hergestellt und definiert. Als Nächstes sind die nötigen mechanischen Randbedingungen bestimmt worden. Diese definieren die verschiedenen Kräfte, die auf das Modell bzw. auf das Implantat ausgeübt werden sollen. Hierbei wurde einmal eine Verankerung des Knochenblocks festgelegt, um die Integrität des Knochen-segments im Alveolarkamm zu simulieren. Hierfür wurde ein „Fixed Displacement“ mit dem Wert Null in allen drei Raumachsen an der äußeren Berandungen des Modells eingesetzt.

Um die Kraft, die auf den Implantatkopf ausgeübt wird, zu verteilen, wurde ein Knoten definiert, der sich gleichmäßig am Implantatkopf abstützt. Dies wurde bei Schrauben mit Kreuzschlitz über acht zirkulär des Slots und bei Kugelkopfschrauben mit Bohrung über zahlreiche gleichmäßig an das Bohrloch angreifende Kraftarme erreicht.

An diesen Knoten wurde der Kraftangriffspunkt von 5 N angesetzt, der die orthodontisch eingesetzten Kräfte simuliert. Genauere Angaben über die jeweilige Krafrichtung werden unter 4.4 im Rahmen der Versuchsbeschreibung gemacht.

Bevor die eigentliche Berechnung, der Solver, gestartet werden kann, muss der Elementtyp der finiten Elemente festgelegt werden. Dieser wird durch die Elementklasse (vgl. Abbildung 10) und die zugrunde liegende Theorie bestimmt [Meinken, 2001]. Einen Überblick über die wichtigsten Elementtypen, die auch in MSC.Marc/Mentat 2007r1 zur Verfügung stehen, gibt Tabelle 4.

**Tabelle 4:** Mögliche Elementtypen finiter Elemente [Meinken, 2001].

1-dimensional	2-dimensional	3-dimensional
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Stabelement</li> <li>• Balkenelement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Scheibenelement</li> <li>• Plattenelement</li> <li>• Schalenelement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Volumenelement</li> </ul>

In der vorliegenden Arbeit wurde Elementtyp 157 aus der Elementbibliothek von MSC.Marc/Mentat 2007 ausgewählt. Der Tetraeder besitzt fünf Knoten, von denen vier kantenbegrenzend sind. Der fünfte Knoten ist im Elementzentrum lokalisiert. Einen Überblick über die Größen der jeweiligen Modelle gibt Tabelle 5.

**Tabelle 5:** Modellgrößen: Anzahl der Elemente des Mini-Implantats und des zugehörigen Gesamtmodells.

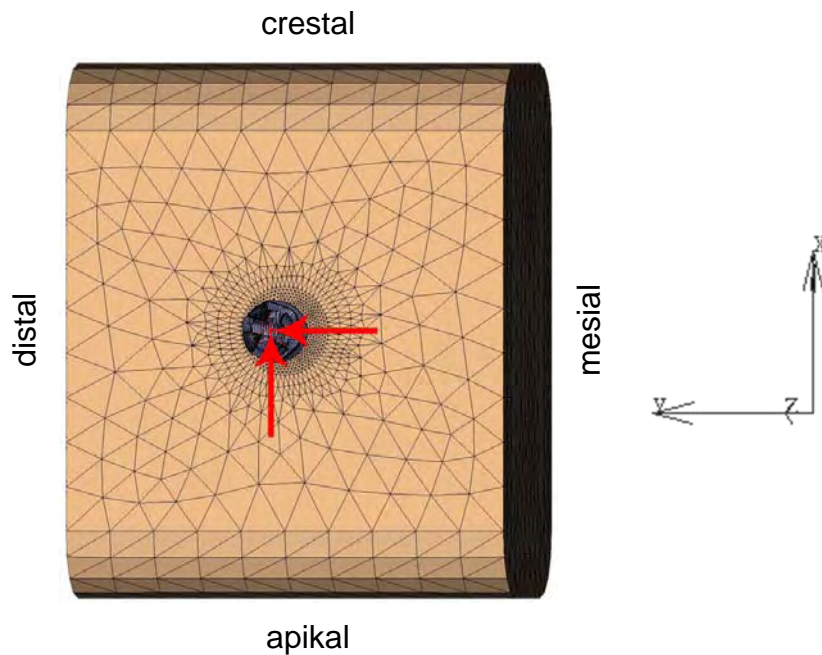
<b>Mini-Implantat</b>	<b>Elementzahl gesamt</b>	<b>Elementzahl Implantat</b>
Åarhus 11,6 mm x 2 mm	254788	68540
Åarhus 9,6 mm x 1,5 mm	201201	43671
Åarhus 9,6 mm x 2 mm	225999	61401
AbsoAnchor <sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm	184701	28728
AbsoAnchor <sup>®</sup> 12,5 mm x 1,2 mm	213648	45546
AbsoAnchor <sup>®</sup> 12,5 mm x 1,6 mm	194360	34591
Dual-Top <sup>™</sup> 10 mm x 1,6 mm	204307	44510
Dual-Top <sup>™</sup> 8 mm x 1,6 mm	199465	44940
Dual-Top <sup>™</sup> 10 mm x 2 mm	243915	63280
LOMAS 7 mm x 1,5 mm	174718	30466
LOMAS 9 mm x 1,5 mm	223613	51480
LOMAS 11 mm x 2 mm	260314	66502
OrthoImplant 10 mm x 1,8 mm	176796	32817
OrthoImplant 8 mm x 1,8 mm	189336	39735
tomas <sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm	178877	30931
tomas <sup>®</sup> 8 mm x 1,6 mm	190637	36360

## 4.4 FE-Simulationen

Mit den vorgestellten und erläuterten 16 Modellen wurden insgesamt vier verschiedene Simulationsreihen unter Variation der Belastungsrichtung und/oder der Materialeigenschaften durchgeführt.

### 4.4.1 Belastung in reiner Achsrichtung mit isotroper Kortikalis

In der ersten Simulationsreihe wurde der Kopf jeder Mini-Schraube mit 5 N zuerst in Richtung der X-Achse, anschließend in Richtung der Y-Achse belastet. Für jede Schraube wurde die Berechnung bei sowohl 1 mm dicker, als auch 2 mm dicker Kortikalis durchgeführt. Abbildung 12 stellt die Belastungssituation dar.



**Abbildung 12:** Darstellung der Belastungssituation.

#### 4.4.2 Belastung bei orthotroper Kortikalis

Obwohl Knochen ein inhomogenes, anisotropes und nicht linear-elastisches Material darstellt, kann zur Reduktion der Simulationskomplexität Knochen idealisiert als orthotroper, linear-elastischer Stoff betrachtet werden [Ionescu et al., 2003].

Orthotropie, auch bezeichnet als rhombische Anisotropie, beschreibt ein Material, das richtungsabhängige Elastizitätseigenschaften in seinen Symmetrieachsen besitzt. Eine Kopplung zwischen Dehnung und Schiebung, also eine Schubverformung, besteht bei Belastung in den Symmetrieachsen nicht. Außerhalb der Symmetrieachsen dagegen ist das Material anisotrop und es tritt eine Dehnungs-Schiebungs-Kopplung auf. Für die Definition eines Materials als orthotrop werden neun unabhängige Elastizitätskonstanten benötigt.

In dieser zweiten Simulationsreihe mit identischer Belastungssituation wie unter 4.4.1 erläutert, wurden der Kortikalis orthotrope Eigenschaften zugewiesen. Da in der Literatur keine Angaben über die Elastizitätskonstanten der mandibulären bzw. maxillären Kortikalis gefunden werden konnten, ist sowohl auf von *Ionescu et al.* [2003] ermittelte Durchschnittswerte verschiedener Analysen der Tibia als auch auf Ultraschalluntersuchungen des Femurs [Yoon und Katz, 1976] zurückgegriffen worden (vgl. Tabelle 6).

**Tabelle 6:** Verwendete Elastizitätskonstanten;  $E_1 - G_{23}$  [Ionescu et al., 2003],  $\nu_{12} - \nu_{31}$  [Yoon und Katz, 1976].

$E_1$	6.900 MPa
$E_2$	8.500 MPa
$E_3$	18.400 MPa
$G_{12}$	2.400 MPa
$G_{13}$	35.600 MPa
$G_{23}$	4.900 MPa
$\nu_{12}$	0,31
$\nu_{23}$	0,19
$\nu_{31}$	0,28

#### **4.4.3 Variation der Belastungsrichtung im Winkel von 0°-45° nach bukkal**

In dieser dritten Simulationsreihe wurde die Kortikalis zur Verkürzung der Rechenzeit wieder als isotropes Material definiert (E: 20.000 MPa;  $\nu$ : 0,3).

Laut Gebrauchsanweisung des Temporary Orthodontic Micro Anchorage System (*tomas*<sup>®</sup>) soll die spätere Belastung möglichst rechtwinklig zur Längsachse der Mini-Schraube erfolgen. Andere Hersteller machen hierzu keine Angaben. Zur Simulation eventuell nicht idealer Belastungssituationen wurde der Belastungswinkel zwischen Y- und Z-Achse von 0° (entspricht einer reinen Belastung in Y-Richtung) bis 45° in 5°-Schritten variiert. Übertragen auf die klinische Situation entspricht dies einer Neigung nach bukkal.

Die Belastung erfolgte dabei wie bei den vorhergehenden Simulationen mit einer Kraft von 5 N. Jede Belastungssituation wurde ebenfalls bei 1 mm und 2 mm dicker Kortikalis berechnet.

#### **4.4.4 Variation des Elastizitätsmoduls der Spongiosa**

Viele experimentelle Studien, die sich mit der Biomechanik der Mini-Implantate beschäftigen, beziehen ihre Ergebnisse aus Insertionen in Knochen tierischer Herkunft, wie beispielsweise Schwein und Hund [Abdelgader, 2006; Bächter et al., 2006; Bächter et al., 2005; Cattaneo et al., 2007; Deguchi et al., 2003; Ohmae et al., 2001; Vande Vannet et al., 2007; Wilmes et al., 2008].

Die Materialeigenschaften, im Besonderen der E-Modul der Spongiosa, entsprechen dabei jedoch nicht exakt denen der humanen Kieferknochen. Im Folgenden wurde eine letzte Versuchsreihe durchgeführt, bei welcher der E-Modul der Spongiosa von 100 MPa bis 1 GPa über die Zwischenschritte 400 MPa und 700 MPa variiert wurde. Jede Berechnung eines E-Moduls wurde bei den Winkeln 0°, 15°, 30° und 45° jeweils bei 1 mm und 2 mm dicker Kortikalis bei einer Belastung von 5 N durchgeführt.



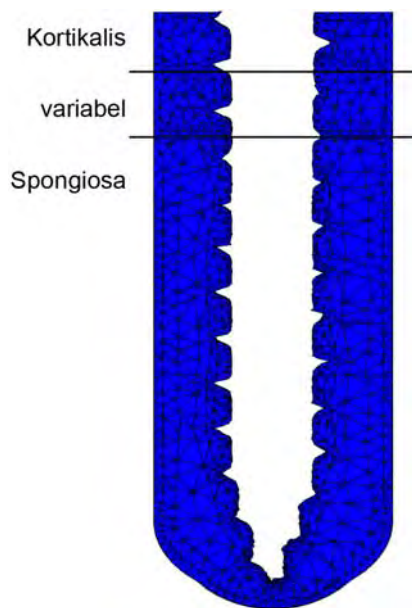
## 5 Ergebnisse

---

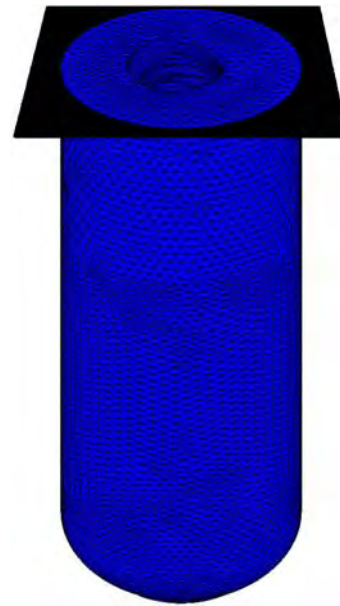
In diesem Kapitel werden die Ergebnisse nach Simulationsreihe und auszuwertendem Parameter getrennt präsentiert. Eine Ausnahme stellen die ersten beiden Simulationsreihen dar: Zur besseren Vergleichbarkeit werden die Simulationen mit isotroper und orthotroper Kortikalis zusammen ausgewertet und gegenübergestellt. Als Parameter werden grundsätzlich die Maximalwerte der Auslenkung des Schraubenkopfs, der Spannungen in der Kortikalis und der Verzerrungen in Kortikalis und Spongiosa analysiert. Aufgrund der großen Fülle von Daten (960 FE-Berechnungen, 4800 Ergebnisse) wird zu jeder Simulationsreihe ein Gesamtüberblick über alle Ergebnisse gegeben und im Anschluss daran einzelne, jeweils typische Ergebnisse detailliert dargestellt.

Die grafische Darstellung der FE-Berechnungen erfolgte mit dem in der Software MSC.Marc/Mentat 2007r1 integrierten Postprozessor. Der höchste und tiefste Wert der Skala geben die Spanne an, die im nebenstehenden Modell farblich dargestellt ist. Der Farbverlauf geht hierbei 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 Darstellung der FE-Berechnung erfolgt entweder als Schnittbild durch den zentralen Knochenzylinder in Längsrichtung (vgl. Abbildung 13) oder als Querschnitt (vgl. Abbildung 14). Der Längsschnitt ist abhängig von der Belastungsrichtung in Richtung der X- oder der Y-Achse gewählt. Abhängig von der simulierten Kortikalisdicke zeigt Schicht „variabel“ die Ergebnisse der Materialien Kortikalis oder Spongiosa. Bei Ergebnisdarstellung der Kortikalis ist nur der obere Anteil des Längsschnitts abgebildet. Hierbei variiert der gezeigte Knochenanteil abhängig von der Dicke der Kortikalis. Zur Beurteilung des Grenzbereichs zwischen Kortikalis und Spongiosa ist zusätzlich Spongiosa mit einer Dicke von 1 mm dargestellt.

Der Querschnitt dagegen zeigt ausschließlich Ergebnisse der oberflächennahen Kortikalis. Der Schnitt wurde 0,1 mm von der Oberfläche entfernt genommen (vgl. Darstellung der Schnittebene in Abbildung 14).



**Abbildung 13:** Längsschnitt durch den zentralen Knochenzylinder.



**Abbildung 14:** Querschnitt durch den zentralen Knochenzylinder.

## 5.1 Vergleich iso- und orthotroper Kortikalis

Nachfolgend werden Spannungen und Verzerrungen sowie die Auslenkung der Mini-Schraube bei iso- und orthotroper Kortikalis analysiert und gegenübergestellt.

### 5.1.1 Verteilung der Spannung in iso- und orthotroper Kortikalis

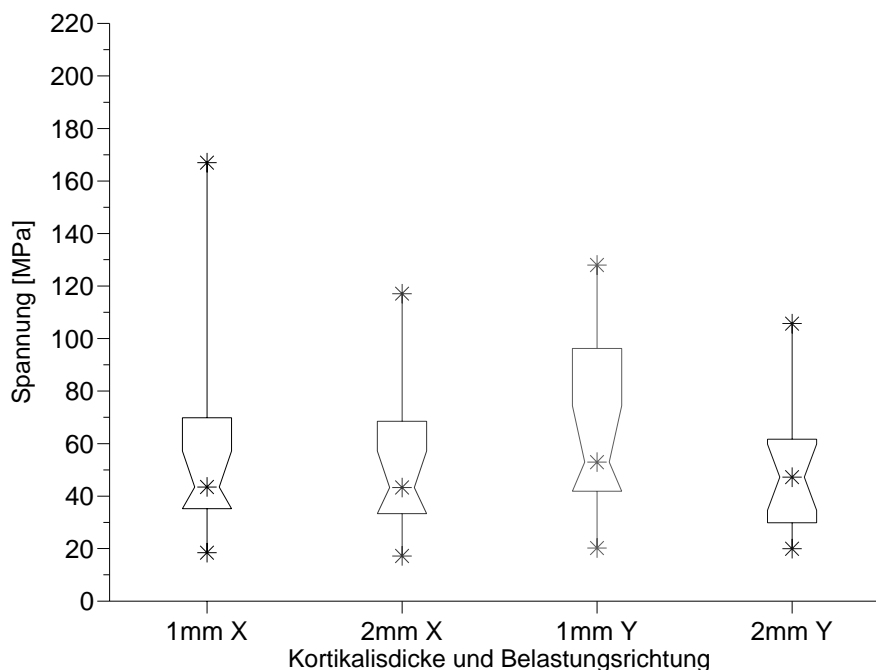
Die ermittelte Spannung in der isotropen Kortikalis mit einer Dicke von 1 mm reichte bei Belastung in Richtung der X-Achse von 18,5 MPa (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 167,0 MPa (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm), mit einem Median von 43,5 MPa. Dagegen lag bei gleicher Belastungsrichtung und einer Kortikalisdicke von 2 mm das Minimum bei 17,2 MPa (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und der maximal erreichte Wert bei 117,1 MPa (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm). Unterschiede zwischen den beiden Medianen bestanden jedoch nicht (vgl. Tabelle 7 und Abbildung 15).

Bei Belastung in Richtung der Y-Achse und einer Kortikalisdicke von 1 mm wurden Spannungen innerhalb der Kortikalis im Bereich von 20,2 MPa (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 128,0 MPa (AbsoAnchor<sup>®</sup> 12,5 mm x 1,6 mm) erreicht. Durch Verdopplung

der Kortikalisdicke auf 2 mm reduzierte sich der Median von 52,9 MPa um 11 % auf 47,2 MPa. Es wurden Spannungen zwischen 20,1 MPa (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und 105,7 MPa (LOMAS 9 mm x 1,5 mm) erreicht (vgl. Tabelle 7 und Abbildung 15).

**Tabelle 7:** Spannung innerhalb isotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung.

	Minimum [MPa]	25%-Perzentil [MPa]	Median [MPa]	75%-Perzentil [MPa]	Maximum [MPa]
1 mm X	18,5	35,2	43,5	69,8	167,0
2 mm X	17,2	33,3	43,3	68,5	117,1
1 mm Y	20,2	41,9	52,9	96,2	128,0
2 mm Y	20,1	29,8	47,2	61,6	105,7



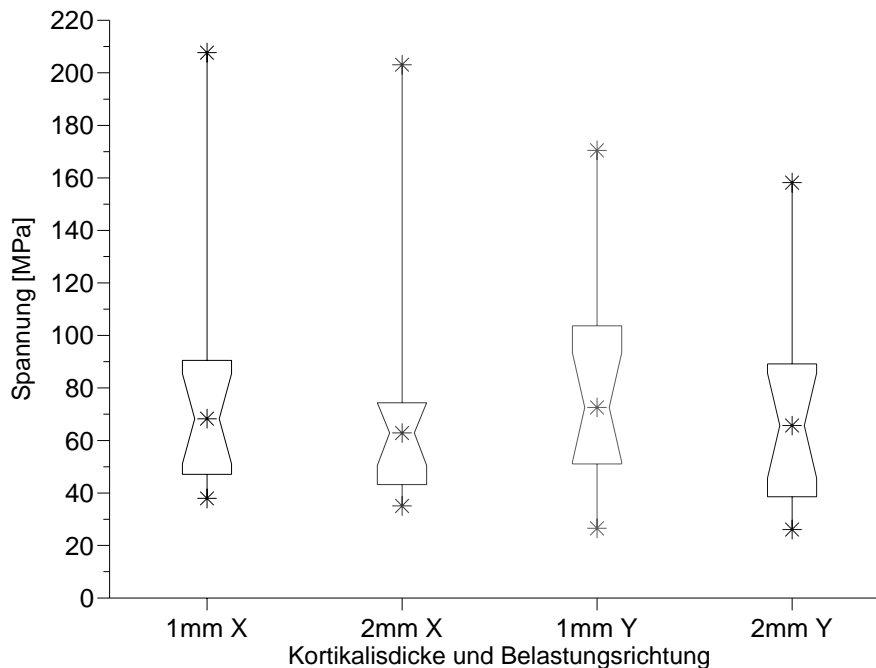
**Abbildung 15:** Spannung innerhalb isotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

In 1 mm dicker orthotroper Kortikalis wurden bei Belastung in Richtung der X-Achse im Median um 57 % höhere Spannungen im Bereich von 37,9 MPa (Åarhus 9,6 mm x 1,5 mm) bis 207,7 MPa (LOMAS 9 mm x 1,5 mm) gefunden. Die Spannungen reduzierten sich in orthotroper Kortikalis von 2 mm Dicke auf 35,1 MPa (Åarhus 9,6 mm x 1,5 mm) bis 203,1 MPa (LOMAS 9 mm x 1,5 mm). Der Median von 62,9 MPa lag dabei noch um 45 % höher als bei gleicher Belastungssimulation und isotroper Kortikalis (vgl. Tabelle 8 und Abbildung 16).

Eine Belastung in Richtung der Y-Achse führte in 1 mm dicker orthotroper Kortikalis zu Spannungen mit einem Minimum von 26,5 MPa (Dual-Top™ 10 mm x 2 mm) und einem maximalen Wert von 170,5 MPa (AbsoAnchor® 12,5 mm x 1,6 mm) bei einem Median von 72,6 MPa. Bei einer Dicke von 2 mm und gleicher Belastungsrichtung wurden Spannungen von 26,1 MPa (Dual-Top™ 10 mm x 2 mm) bis 158,2 MPa (LOMAS 9 mm x 1,5 mm) erreicht. Dadurch verringerte sich der Median (65,7 MPa) um 10 % verglichen mit 2 mm dicker isotroper Kortikalis lag er um 39 % höher (vgl. Tabelle 8 und Abbildung 16).

**Tabelle 8:** Spannungen aller Modelle in orthotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung.

	Minimum [MPa]	25%-Perzentil [MPa]	Median [MPa]	75%-Perzentil [MPa]	Maximum [MPa]
<b>1 mm X</b>	37,9	47,1	68,3	90,5	207,7
<b>2 mm X</b>	35,1	43,2	62,9	74,4	203,1
<b>1 mm Y</b>	26,5	51,1	72,6	103,7	170,5
<b>2 mm Y</b>	26,1	38,6	65,7	89,2	158,2

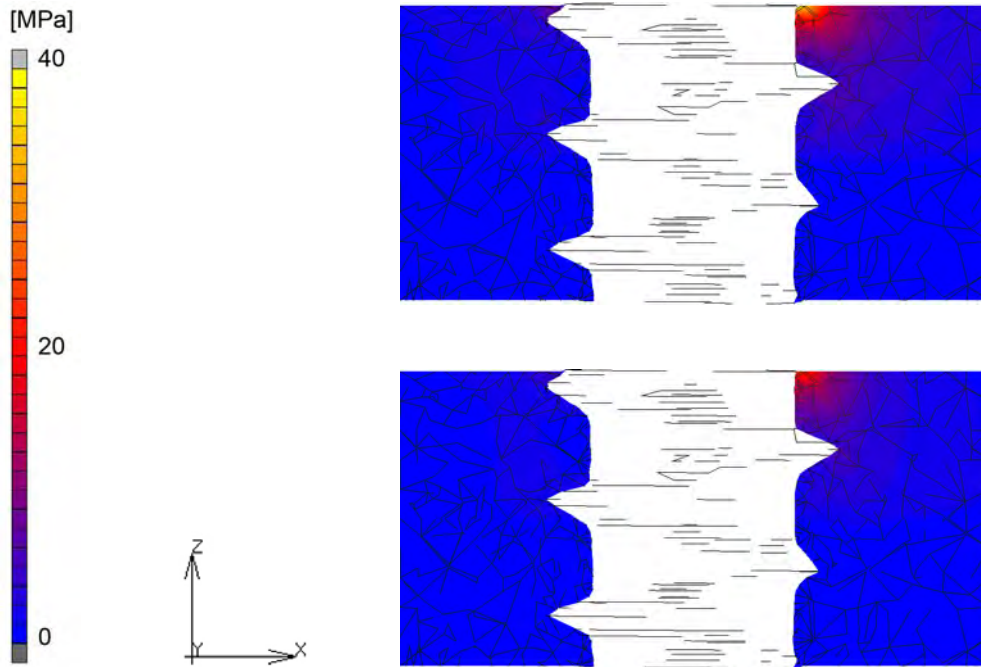


**Abbildung 16:** Spannung innerhalb orthotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

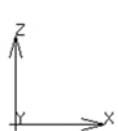
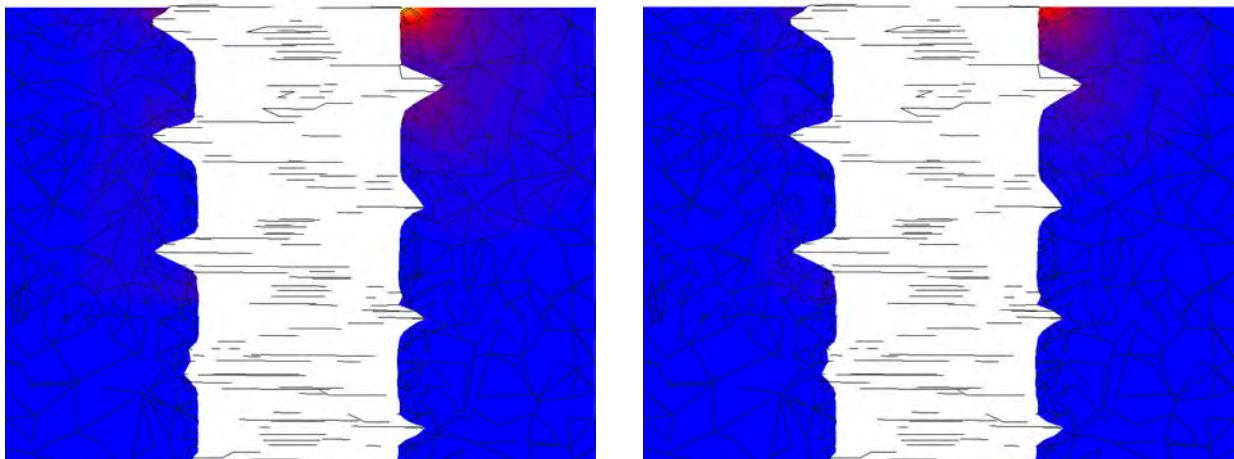
Im Folgenden werden die durch den in Marc/Mentat integrierten Postprozessor erstellten Ergebnisse am Beispiel der Mini-Schraube LOMAS 11 mm x 2 mm grafisch im Detail präsentiert und erläutert. Zur besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse bezieht sich die Skala [MPa] dabei auf alle folgenden FE-Abbildungen dieses Kapitels. Spannungen, die den Wert von 40 MPa überschreiten, werden nicht in den Farbverlauf mit einbezogen und deshalb grau dargestellt.

Bei Belastung in Richtung der X-Achse treten die Hauptspannungen crestal in der implantatbenachbarten Kortikalis in Belastungsrichtung auf (vgl. Abbildung 17). Durch Verdopplung der Kortikalisdicke breiten sich die Spannungen bei beiden Kortikalistypen weiter in die Tiefe aus und sind niedriger (vgl. Abbildung 18). Abbildung 19 und Abbildung 20 zeigen die Unterschiede in der Spannungsverteilung zwischen isotroper und orthotroper Kortikalis: In den Schnittbildern der orthotropen Kortikalis ist zu erkennen, dass sich die Spannungen trotz Belastung in Richtung der X-Achse vorwiegend in Richtung der Y-Achse leicht sanduhrförmig ausbreiten. Dagegen

erscheinen die Spannungen in der isotropen Kortikalis gleichmäßiger in Belastungsrichtung verteilt und sind niedriger.

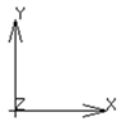
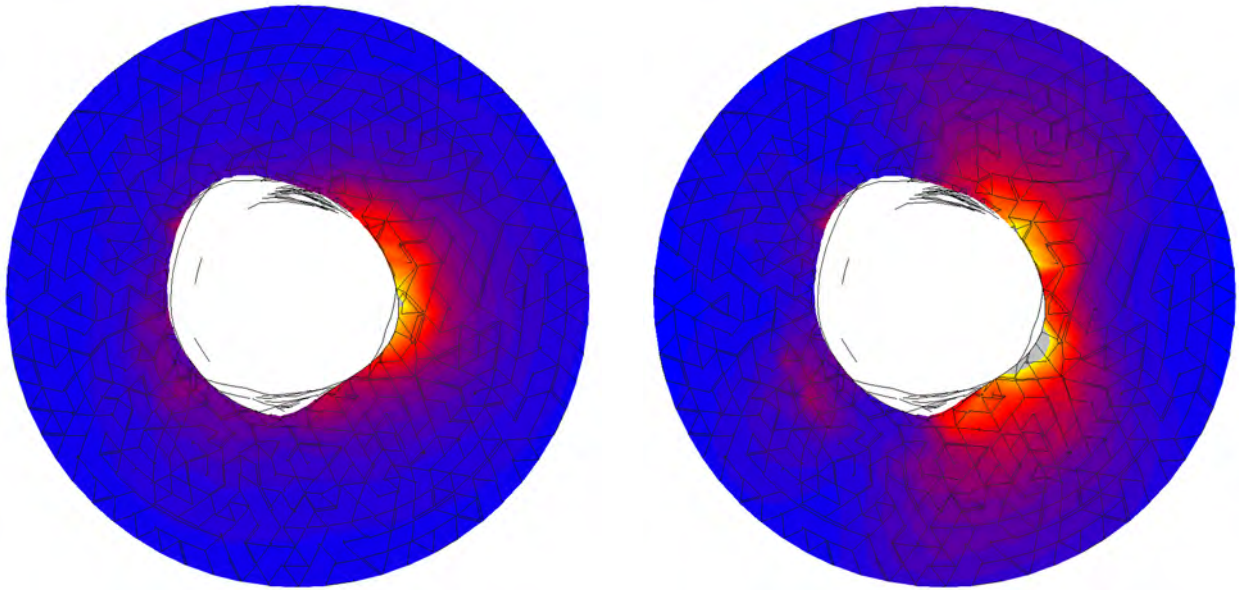


**Abbildung 17:** Spannung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse. Oben: isotrope Kortikalis, unten: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.

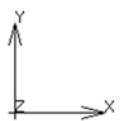
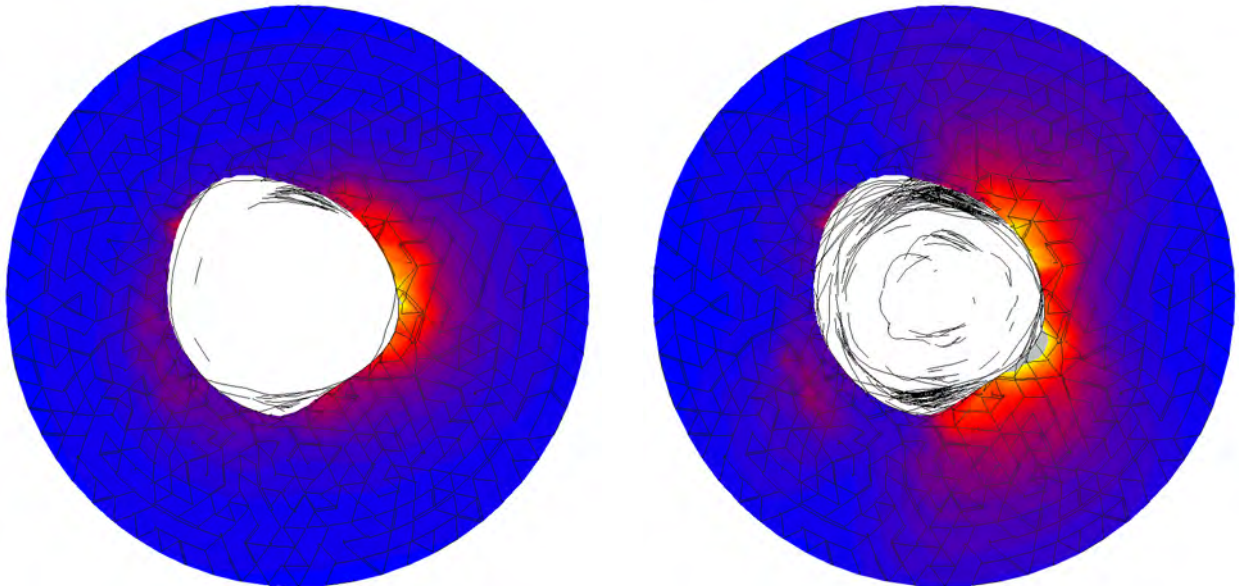


**Abbildung 18:** Spannung bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse. Oben: isotrope Kortikalis, unten: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.



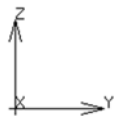
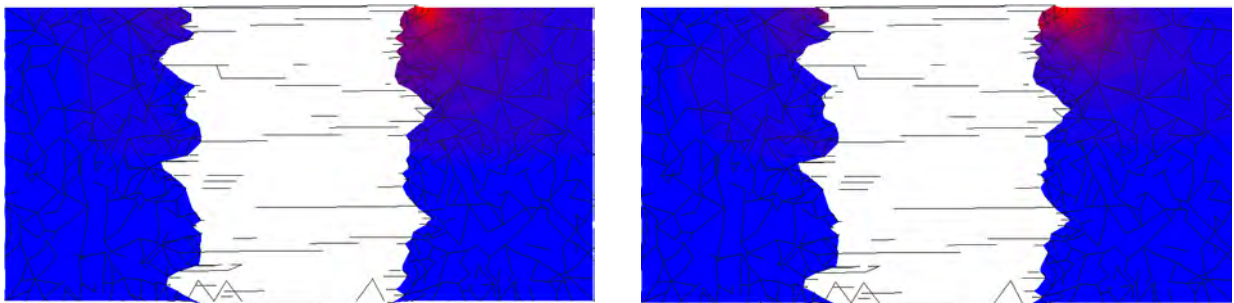


**Abbildung 19:** Spannung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse.  
Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.

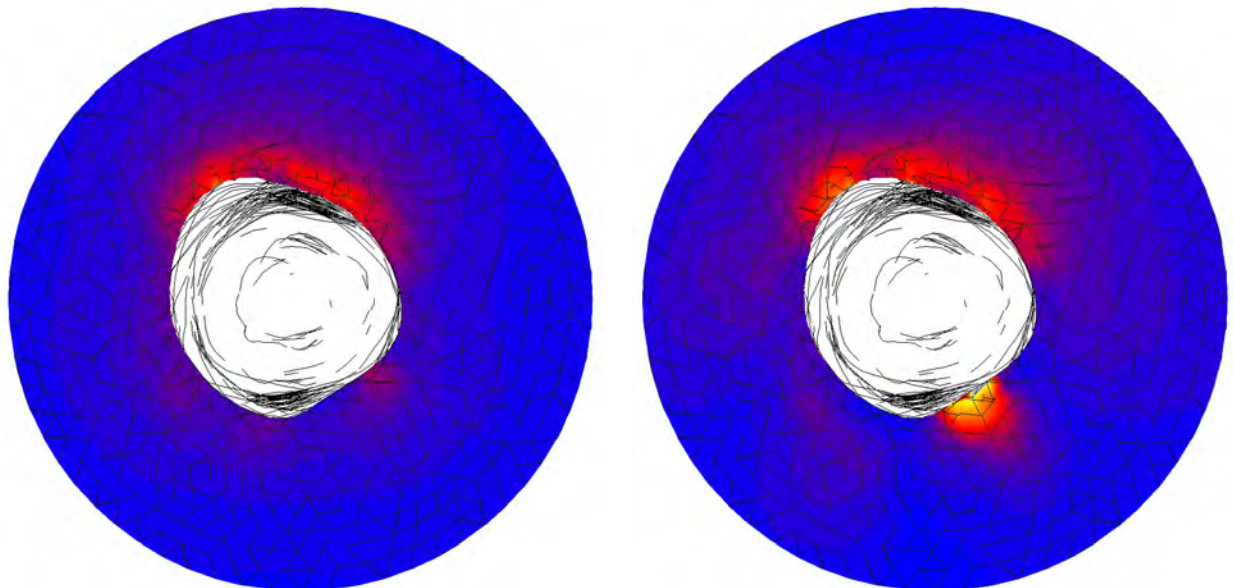


**Abbildung 20:** Spannung bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse.  
Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.

Durch Belastung in Richtung der Y-Achse ändert sich die Spannungsverteilung wie folgt: Bei 1 mm dicker isotroper Kortikalis treten die Hauptspannungen in Belastungsrichtung auf, analog zur Belastung in Richtung der X-Achse. Bei orthotroper Kortikalis dagegen sind Spannungsspitzen auch auf der gegenüberliegenden Seite zu finden (vgl. Abbildung 21 und Abbildung 22). Bei 2 mm dicker Kortikalis tritt dieser Unterschied nicht auf, jedoch sind bei 2 mm dicker Kortikalis die Spannungen in der orthotropen Kortikalis abgegrenzter und höher als die eher breit verlaufenden Spannungen in isotroper Kortikalis (vgl. Abbildung 23 und Abbildung 24).

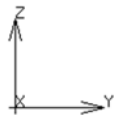
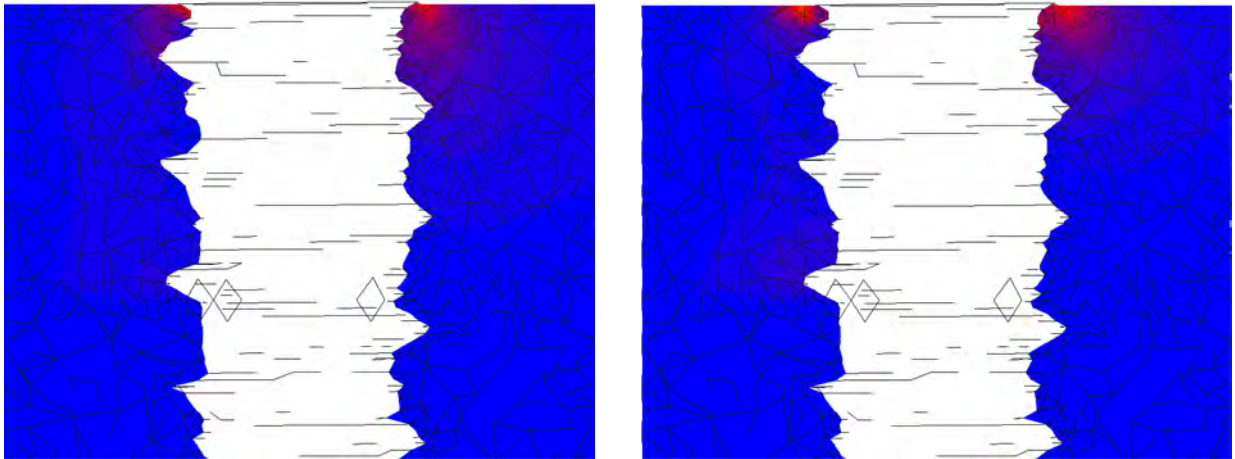


**Abbildung 21:** Spannung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.

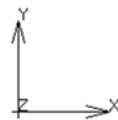
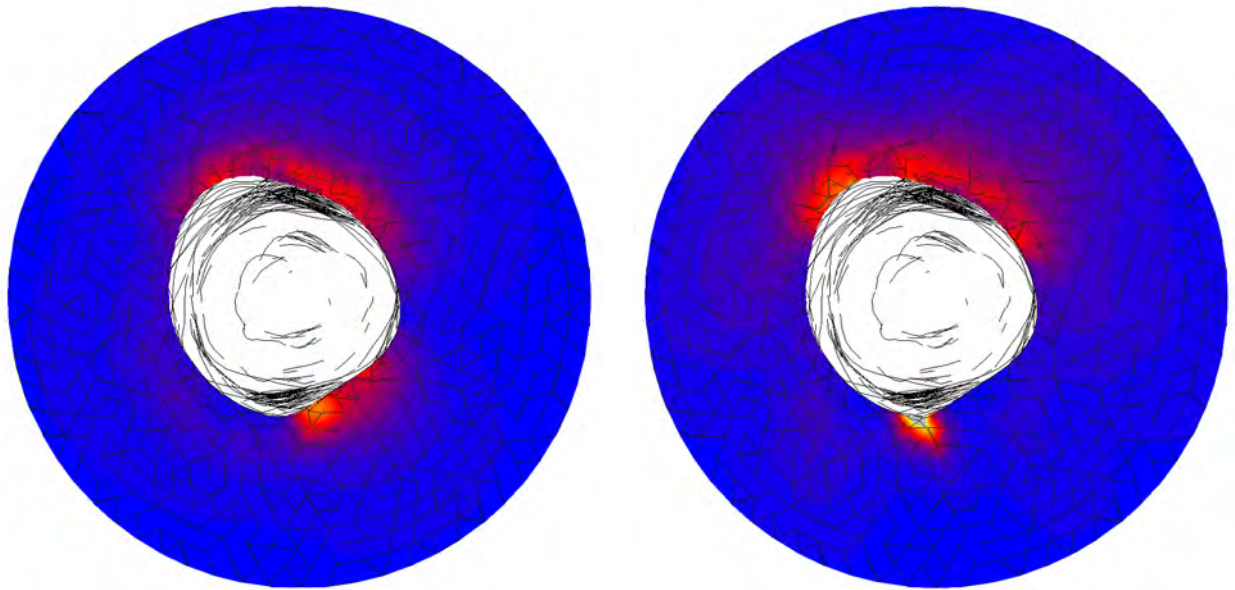


**Abbildung 22:** Spannung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.



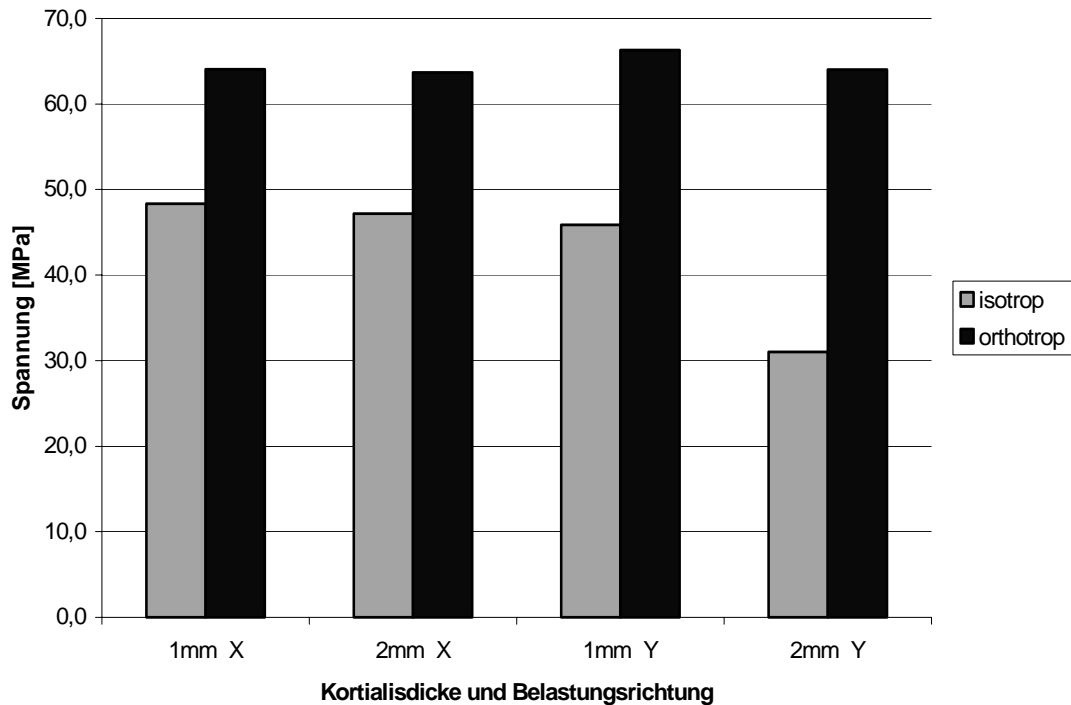


**Abbildung 23:** Spannung bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.



**Abbildung 24:** Spannung bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.

Eine Übersicht der Ergebnisse zum Beispiel LOMAS 11 mm x 2 mm sind Abbildung 25 und Tabelle 9 zu entnehmen.



**Abbildung 25:** Gegenüberstellung der Spannungen innerhalb der isotropen bzw. orthotropen Kortikalis am Beispiel der Mini-Schraube LOMAS 11 mm x 2 mm. Dargestellt sind Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm bei Belastung in Richtung der X- bzw. Y-Achse.

**Tabelle 9:** Zu Abbildung 25 zugehörige Werte der Spannungen innerhalb der isotropen bzw. orthotropen Kortikalis.

Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Spannungen [MPa] innerhalb der isotropen Kortikalis	Spannungen [MPa] innerhalb der orthotropen Kortikalis
1 mm X	48,4	64,0
2 mm X	47,2	63,7
1 mm Y	45,9	66,3
2 mm Y	31,0	64,0

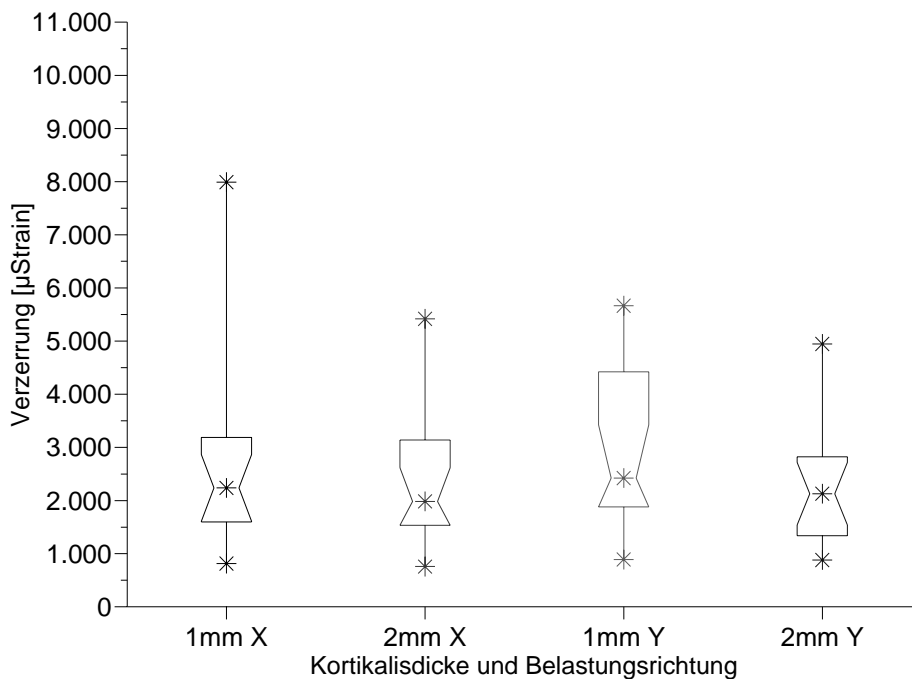
### 5.1.2 Verteilung der Verzerrung in iso- und orthotroper Kortikalis

Die Spanne der Verzerrungen innerhalb 1 mm dicker isotroper Kortikalis bei Belastung in Richtung der X-Achse reichte bei Betrachtung aller Mini-Schrauben von 814  $\mu$ Strain (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 7.991  $\mu$ Strain (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm). Bei doppelter Kortikalisdicke verringerte sich der Median von 2.237  $\mu$ Strain um 11 % auf 1.985  $\mu$ Strain. Bei 2 mm dicker Kortikalis waren Verzerrungen zwischen 758  $\mu$ Strain (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und 5.419  $\mu$ Strain (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm) zu finden (vgl. Tabelle 10 und Abbildung 26).

Unter Belastung in Richtung der Y-Achse variierten die Verzerrungen in 1 mm dicker Kortikalis zwischen 890  $\mu$ Strain (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und 5.667  $\mu$ Strain (AbsoAnchor<sup>®</sup> 12,5 mm x 1,6 mm). 2 mm dicke Kortikalis führte zu Werten zwischen 882  $\mu$ Strain (Dual-Top<sup>™</sup> 10 mm x 2 mm) und 4.946  $\mu$ Strain (LOMAS 9 mm x 1,5 mm). Bezogen auf den Median ergab dies ebenfalls eine Reduktion um 12 % (vgl. Tabelle 10 und Abbildung 26).

**Tabelle 10:** Verzerrung innerhalb isotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung.

Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Minimum [ $\mu$ Strain]	25%-Perzentil [ $\mu$ Strain]	Median [ $\mu$ Strain]	75%-Perzentil [ $\mu$ Strain]	Maximum [ $\mu$ Strain]
1 mm X	814	1.598	2.237	3.187	7.991
2 mm X	758	1.534	1.985	3.140	5.419
1 mm Y	890	1.881	2.423	4.423	5.667
2 mm Y	882	1.338	2.129	2.824	4.946



**Abbildung 26:** Verzerrung innerhalb isotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

Unter Verwendung orthotroper Kortikalis wurden Verzerrungen im Bereich von 1.318  $\mu\text{Strain}$  (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 10.710  $\mu\text{Strain}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm) bei einer Kortikalisdicke von 1 mm und Belastung in Richtung der X-Achse gefunden. Durch Verdopplung der Kortikalisdicke auf 2 mm veränderte sich der Bereich der vorhandenen Verzerrungen auf ein Minimum von 1.271  $\mu\text{Strain}$  (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis zum Maximum von 7.703  $\mu\text{Strain}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm). Der Median blieb mit einem Unterschied von 5 % annähernd gleich (vgl. Tabelle 11 und Abbildung 27).

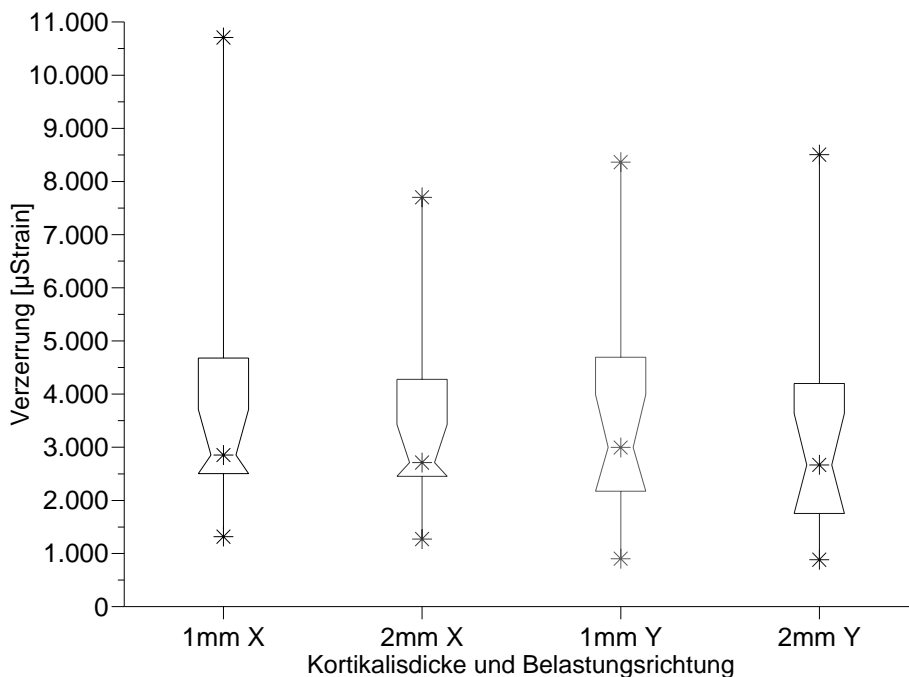
Bei Belastung in Richtung der Y-Achse traten bei einer Kortikalisdicke von 1 mm Verzerrungen im Bereich von 902  $\mu\text{Strain}$  (Dual-Top<sup>™</sup> 10 mm x 2 mm) bis 8.365  $\mu\text{Strain}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm) in orthotroper Kortikalis auf. Diese verringerten sich bei 2 mm Kortikalisdicke auf eine Spanne von 885  $\mu\text{Strain}$  (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 8.506  $\mu\text{Strain}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm). Im Unterschied zur Belastung in Richtung der X-Achse hatte die Verdopplung auch deutlicheren Einfluss auf den Median.

Dieser reduzierte sich von 2.995  $\mu$ Strain um 11 % auf 2.669  $\mu$ Strain (vgl. Tabelle 11 und Abbildung 27).

**Tabelle 11:** Verzerrung innerhalb orthotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung.

Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Minimum [ $\mu$ Strain]	25%-Perzentil [ $\mu$ Strain]	Median [ $\mu$ Strain]	75%-Perzentil [ $\mu$ Strain]	Maximum [ $\mu$ Strain]
1 mm X	1.318	2.506	2.854	4.780	10.710
2 mm X	1.271	2.453	2.711	4.275	7.703
1 mm Y	902	2.173	2.995	4.694	8.365
2 mm Y	885	1.754	2.669	4.199	8.506

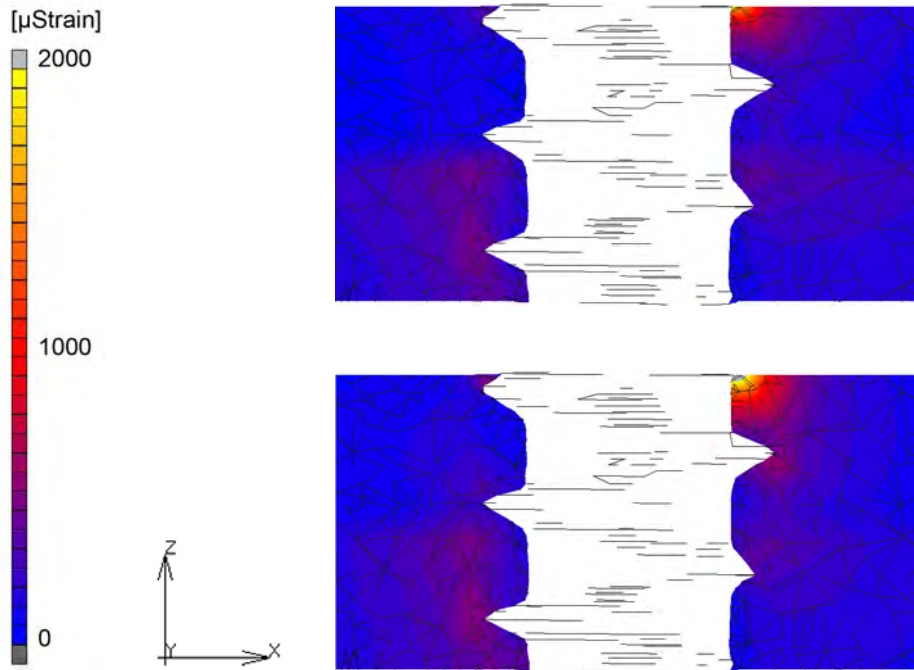
Im Vergleich zwischen iso- und orthotroper Kortikalis wurde der größte Unterschied bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse gefunden. Bei dieser Konstellation war die Verzerrung in orthotroper Kortikalis um 37 % höher als in isotroper Kortikalis. Bei den restlichen drei Belastungssituationen betrug der Unterschied zwischen 23 % und 27 %, abhängig von Kortikalisdicke und Belastungsrichtung.



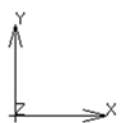
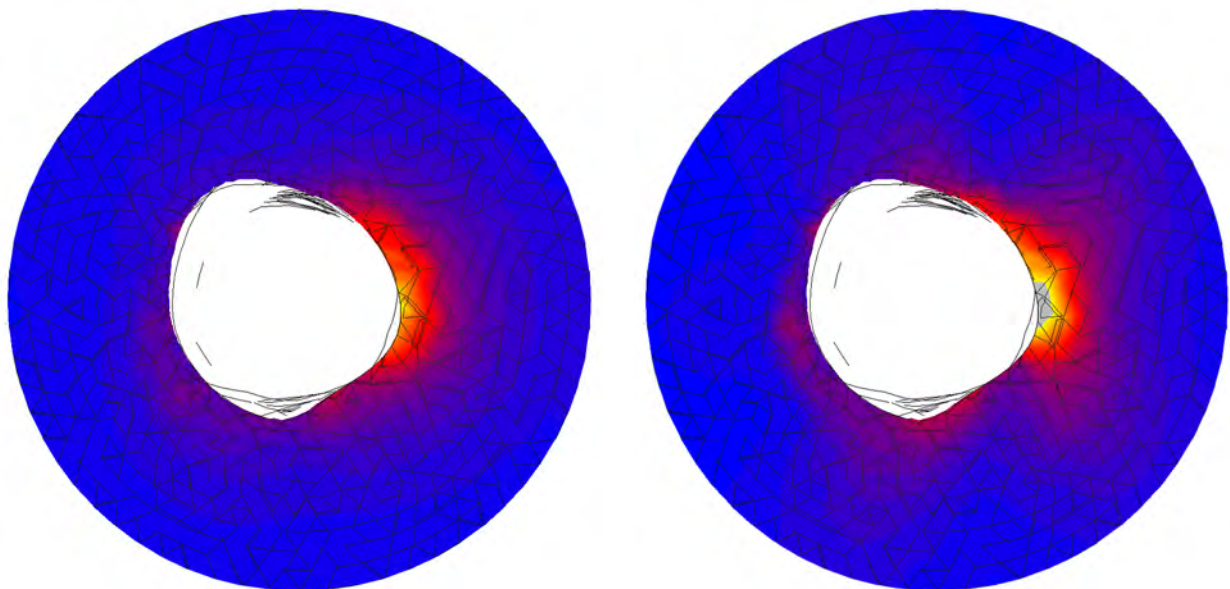
**Abbildung 27:** Verzerrung innerhalb orthotroper Kortikalis bei Dicken von 1 mm und 2 mm sowie Belastung in X- und Y-Richtung. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

Analog zur Spannungsverteilung in iso- und orthotroper Kortikalis wird im Folgenden die Verteilung der Verzerrung in Kortikalis und Spongiosa am Beispiel der Mini-Schraube LOMAS 11 mm x 2 mm dargestellt und beschrieben. Die Skala [ $\mu$ Strain] bezieht sich wiederum auf alle folgenden FE-Darstellungen.

Bei Belastung in Richtung der X-Achse und einer Kortikalisdicke von 1 mm sind die höchsten Verzerrungen in der implantatnahen Kortikalis in Belastungsrichtung zu finden. Bei orthotroper Kortikalis sind die Verzerrungen höher und breiten sich sowohl weiter in die Tiefe als auch weiter in Richtung der Y-Achse aus (vgl. Abbildung 28, Abbildung 29 und Abbildung 30). Deutlich ist in Abbildung 28 bei 1 mm dicker Kortikalis die Abgrenzung zur Spongiosa durch erhöhte Verzerrungen im Grenzbereich zu erkennen. Diese Verzerrungen in der Spongiosa sind bei 2 mm dicker Kortikalis nicht mehr (isotrope Kortikalis) bzw. kaum noch (orthotrope Kortikalis) vorhanden (vgl. Abbildung 31).

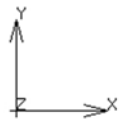
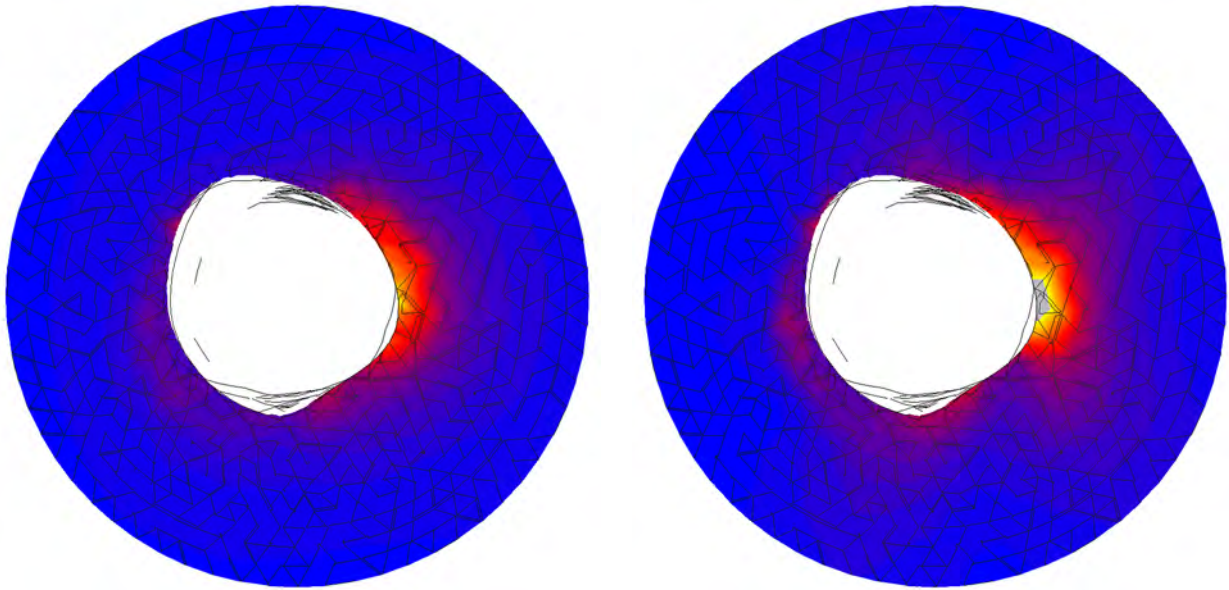


**Abbildung 28:** Verzerrung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse. Oben: isotrope Kortikalis, unten: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.

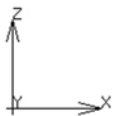
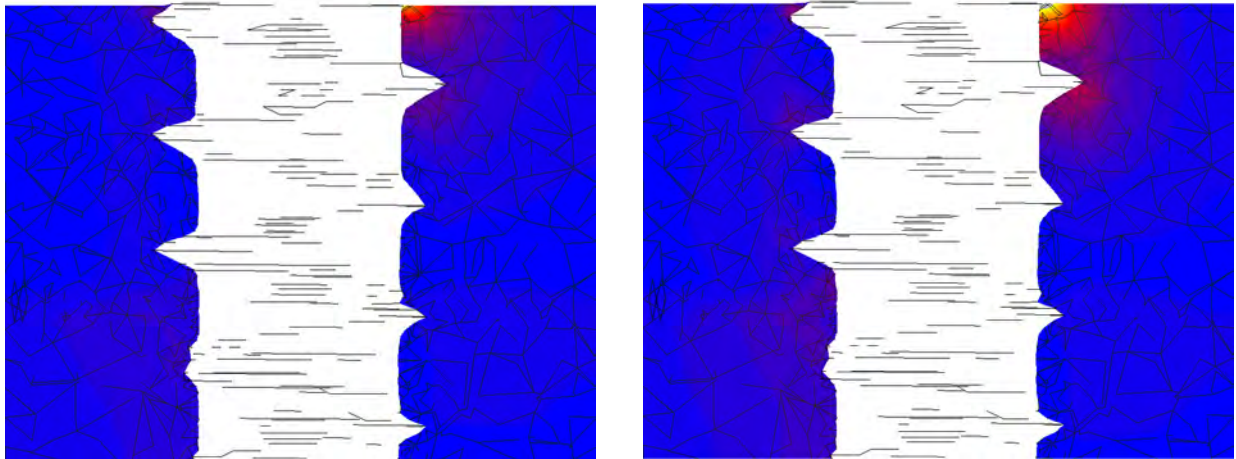


**Abbildung 29:** Verzerrung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.





**Abbildung 30:** Verzerrung in 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.

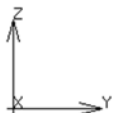
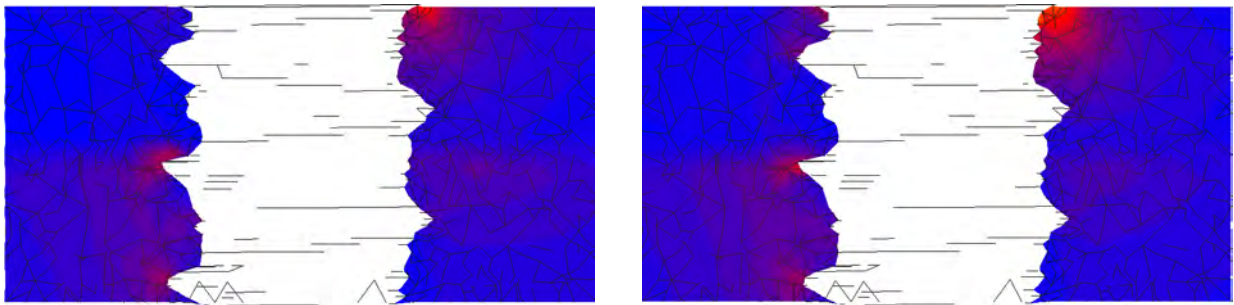


**Abbildung 31:** Verzerrung in 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der X-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.

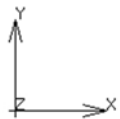
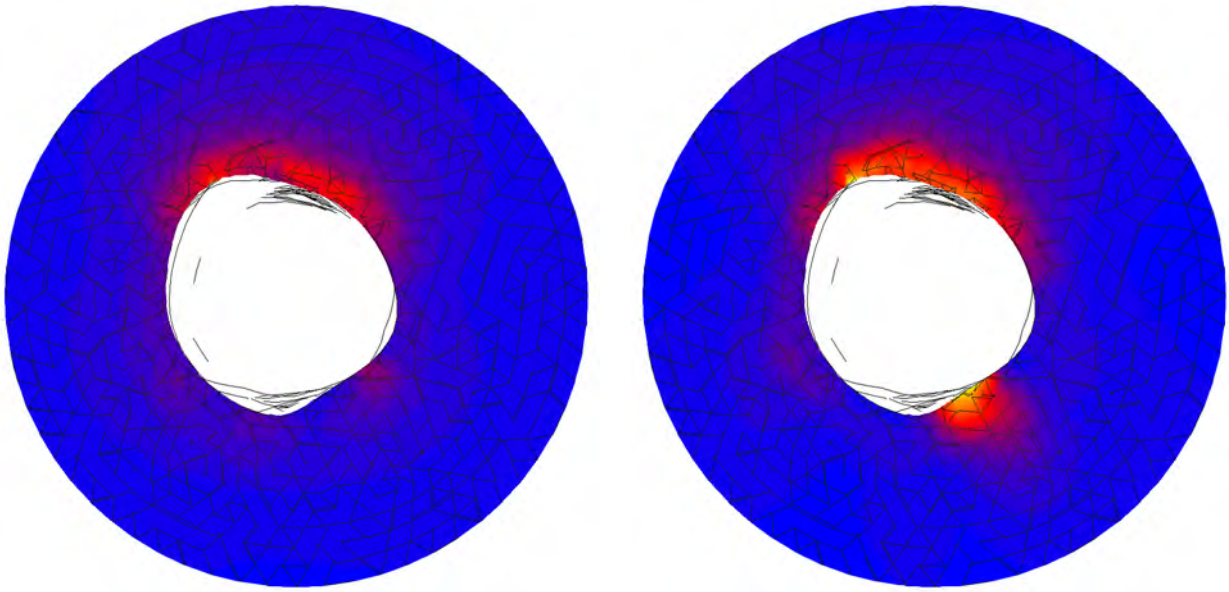


Bei 1 mm dicker Kortikalis und Belastung in Richtung der Y-Achse sind zusätzlich zu den bei Belastung in Richtung der X-Achse vorhandenen Verzerrungen im Spongiosagrenzbereich Verzerrungsspitzen an den Gewindegängen erkennbar. Dies erscheint unabhängig vom Kortikalistyp (vgl. Abbildung 32). In der Kortikalis dagegen treten beim orthotropen Typ zusätzlich hohe Verzerrungen auf der der Belastungsrichtung gegenüberliegenden Seite auf (vgl. Abbildung 33).

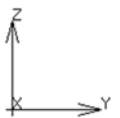
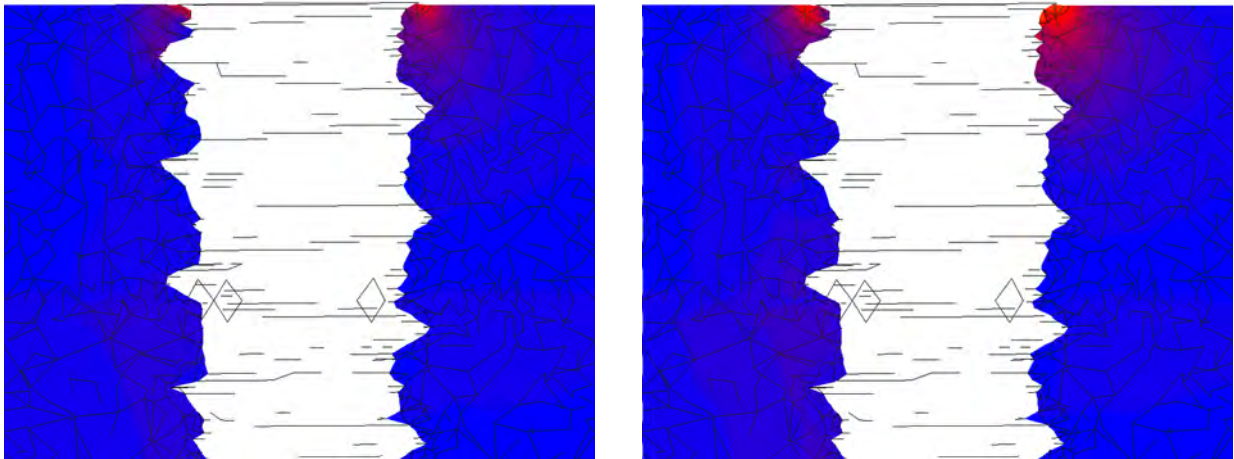
In der Spongiosa sind bei 2 mm dicker Kortikalis keine Verzerrungsspitzen mehr an den Gewindegängen zu erkennen (vgl. Abbildung 34). Bei 2 mm dicker Kortikalis sind dagegen die zusätzlichen Verzerrungen auf der gegenüberliegenden Seite auch bei isotroper Kortikalis zu finden. Abbildung 35 zeigt jedoch, dass diese bei orthotroper Kortikalis höher und schärfer abgegrenzt sind.



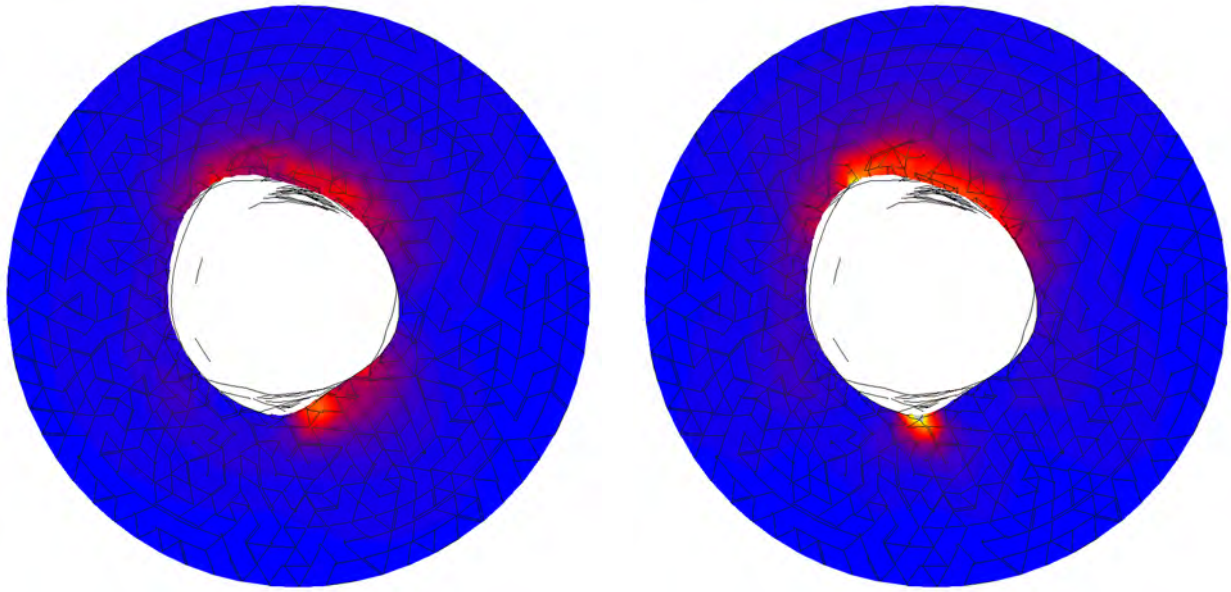
**Abbildung 32:** Verzerrung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.



**Abbildung 33:** Verzerrung bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.

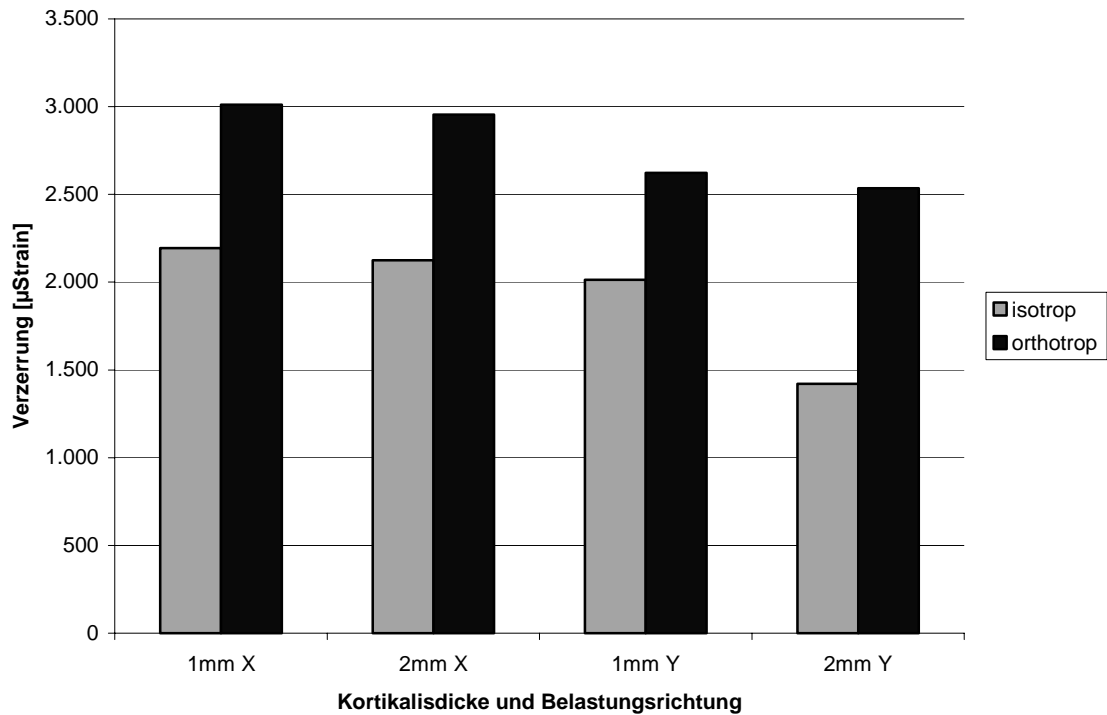


**Abbildung 34:** Verzerrung bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Längsschnitt.



**Abbildung 35:** Verzerrung bei 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Links: isotrope Kortikalis, rechts: orthotrope Kortikalis im Querschnitt.

Die zusammengefassten Ergebnisse zum oben dargestellten Beispiel sind Abbildung 36 und Tabelle 12 zu entnehmen.



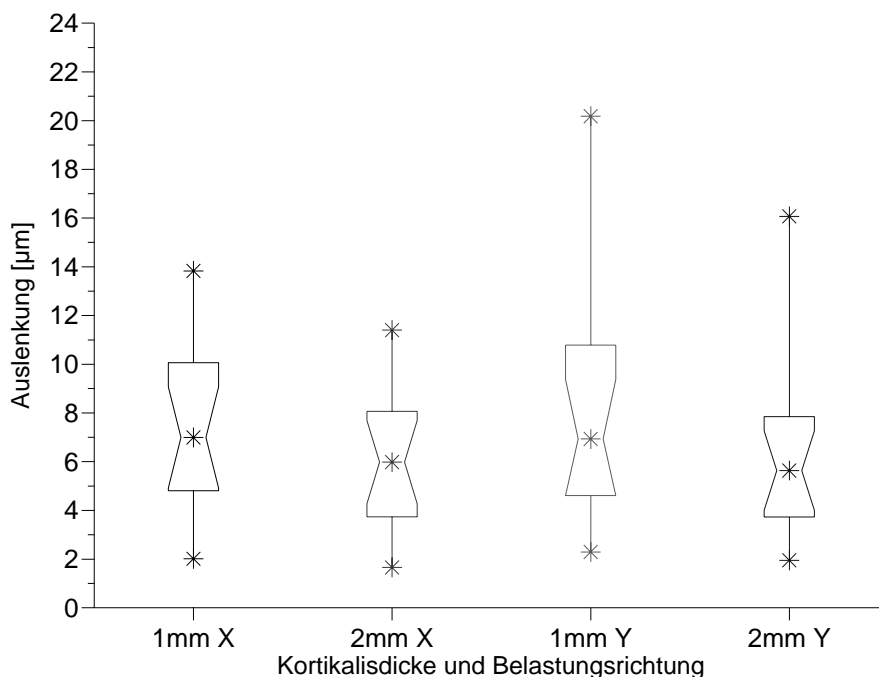
**Abbildung 36:** Gegenüberstellung der Verzerrung innerhalb der isotropen bzw. orthotropen Kortikalis am Beispiel der Mini-Schraube LOMAS 11 mm x 2 mm. Dargestellt sind Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm bei Belastung in Richtung der X- bzw. Y-Achse.

**Tabelle 12:** Zu Abbildung 36 zugehörige Werte der Verzerrungen innerhalb der isotropen bzw. orthotropen Kortikalis.

Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Verzerrungen [µStrain] innerhalb der isotropen Kortikalis	Verzerrungen [µStrain] innerhalb der orthotropen Kortikalis
1 mm X	2.194	3.012
2 mm X	2.125	2.955
1 mm Y	2.013	2.623
2 mm Y	1.420	2.536

### 5.1.3 Auslenkung bei iso- und orthotroper Kortikalis

Die Auslenkungen der Implantate (gemessen am jeweiligen Angriffspunkt) variierten bei isotroper Kortikalis zwischen 1,7  $\mu\text{m}$  (Åarhus 11,6 mm x 2 mm bei 2 mm Kortikalisdicke) und 20,2  $\mu\text{m}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm bei 1 mm Kortikalisdicke). 50 % der Implantate hatten eine Auslenkung zwischen 4,0  $\mu\text{m}$  und 10,0  $\mu\text{m}$ . Durch Verdopplung der Kortikalisdicke nahm der Median um 14 % (Belastung in Richtung der X-Achse) bzw. um 19 % (Belastung in Richtung der Y-Achse) ab (vgl. Abbildung 37 und Tabelle 13).

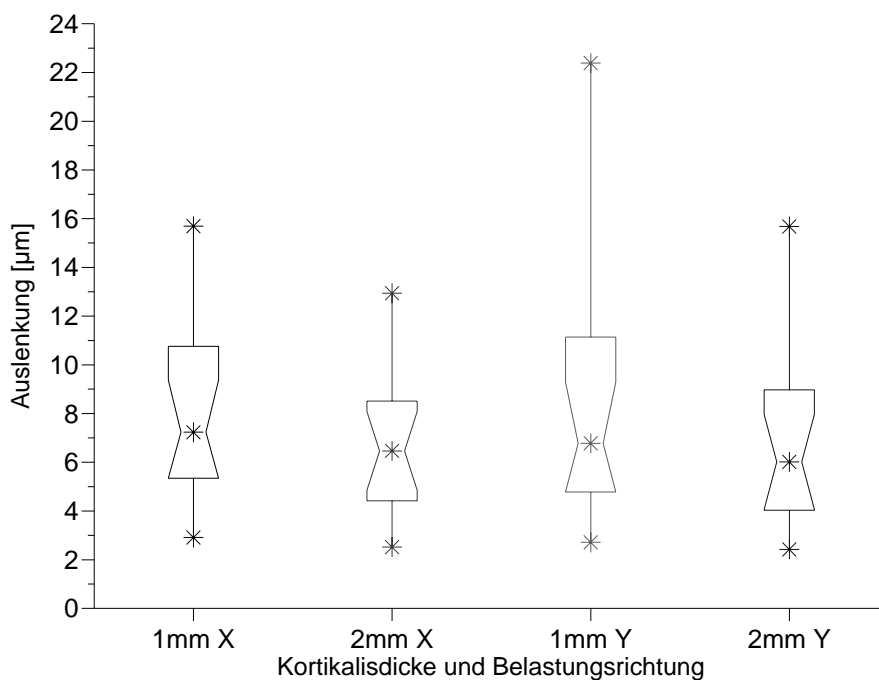


**Abbildung 37:** Auslenkung bei isotroper Kortikalis mit Dicken von 1 mm und 2 mm sowie bei Belastung in X- und Y-Richtung. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

**Tabelle 13:** Auslenkung bei isotroper Kortikalis mit Dicken von 1 mm und 2 mm sowie bei Belastung in X- und Y-Richtung.

Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Minimum [µm]	25%-Perzentil [µm]	Median [µm]	75%-Perzentil [µm]	Maximum [µm]
1 mm X	2,0	4,8	7,0	10,1	13,8
2 mm X	1,7	3,8	6,0	8,1	11,4
1 mm Y	2,3	4,6	6,9	10,8	20,2
2 mm Y	2,0	3,7	5,6	7,9	16,1

Bei orthotroper Kortikalis variierte die Auslenkung zwischen 2,4 µm (Åarhus 11,6 mm x 2 mm bei 2 mm Kortikalisdicke) und 22,4 µm (AbsoAnchor® 10,5 mm x 1,4 mm bei 1 mm Kortikalisdicke). 50 % der Schrauben hatten Auslenkungen zwischen 4 µm und 11 µm. Bei Verdopplung der Kortikalisdicke wurde eine Reduktion des Medians von 11 % bei beiden Belastungsrichtungen erreicht (vgl. Abbildung 38 und Tabelle 14).



**Abbildung 38:** Auslenkung bei orthotroper Kortikalis mit Dicken von 1 mm und 2 mm sowie bei Belastung in X- und Y-Richtung. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

**Tabelle 14:** Auslenkung bei orthotroper Kortikalis mit Dicken von 1 mm und 2 mm sowie bei Belastung in X- und Y-Richtung.

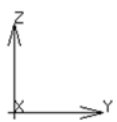
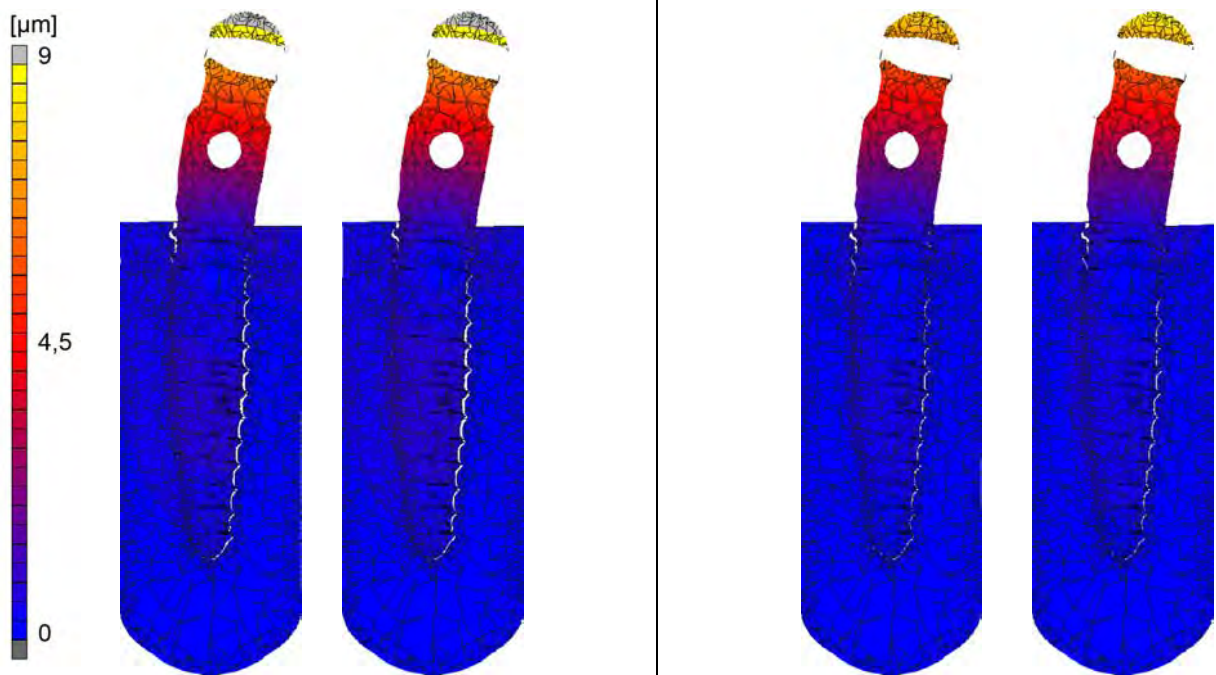
Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Minimum [µm]	25%-Perzentil [µm]	Median [µm]	75%-Perzentil [µm]	Maximum [µm]
1 mm X	2,9	5,4	7,2	10,8	15,7
2 mm X	2,5	4,4	6,5	8,5	12,9
1 mm Y	2,7	4,8	6,8	11,1	22,4
2 mm Y	2,4	4,0	6,0	9,0	15,7

Im direkten Vergleich von Auslenkungen in isotroper und orthotroper Kortikalis unterschieden sich die Mediane zwischen 2 % bis 8 %, abhängig von Kortikalisdicke und Belastungsrichtung.

Die folgende Abbildung stellt die Auslenkung der Mini-Schraube OrthoImplant 8 mm x 1,8 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei iso- bzw. orthotroper Kortikalis dar. Zur besseren Sichtbarkeit erfolgt die Darstellung der Auslenkung stark überhöht mit einem Deformationsfaktor von 100.

Im Vergleich der Einzelbilder von Abbildung 39 ist anhand des Spaltes zwischen Schaft und Knochen zu erkennen, dass die Auslenkung bei 1 mm dicker Kortikalis größer ist als bei 2 mm dicker Kortikalis. Im direkten Vergleich zwischen der Auslenkung bei isotroper und orthotroper Kortikalis ist trotz stark überhöhter Darstellung der Auslenkung kein Unterschied zu sehen.



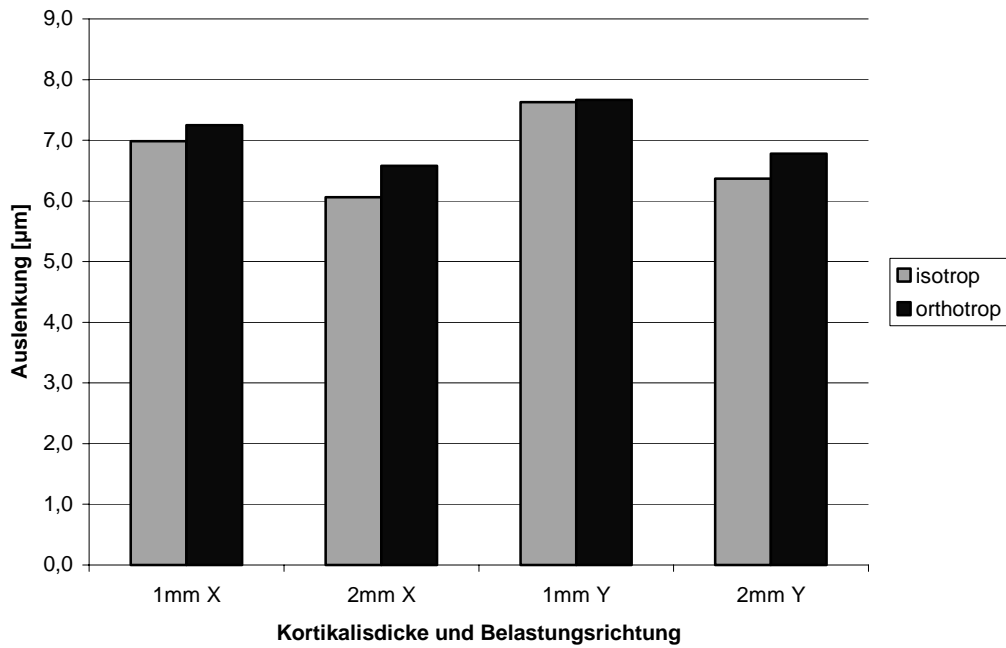


**Abbildung 39:** Auslenkung der Mini-Schraube OrthoImplant 8 mm x 1,8 mm bei 1 mm dicker Kortikalis (linke Bildhälfte) bzw. 2 mm dicker Kortikalis (rechte Bildhälfte) unter Belastung in Richtung der Y-Achse.

Jeweils links: isotrope Kortikalis, jeweils rechts: orthotrope Kortikalis.

Die den FE-Bildern zugrunde liegenden Werte der Auslenkung sowie die entsprechenden Werte bei Belastung in Richtung der X-Achse sind Abbildung 40 und Tabelle 15 zu entnehmen.





**Abbildung 40:** Gegenüberstellung der Auslenkung bei isotroper bzw. orthotroper Kortikalis am Beispiel der Mini-Schraube OrthoImplant 8 mm x 1,8 mm. Dargestellt sind Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm bei Belastung in Richtung der X- bzw. Y-Achse.

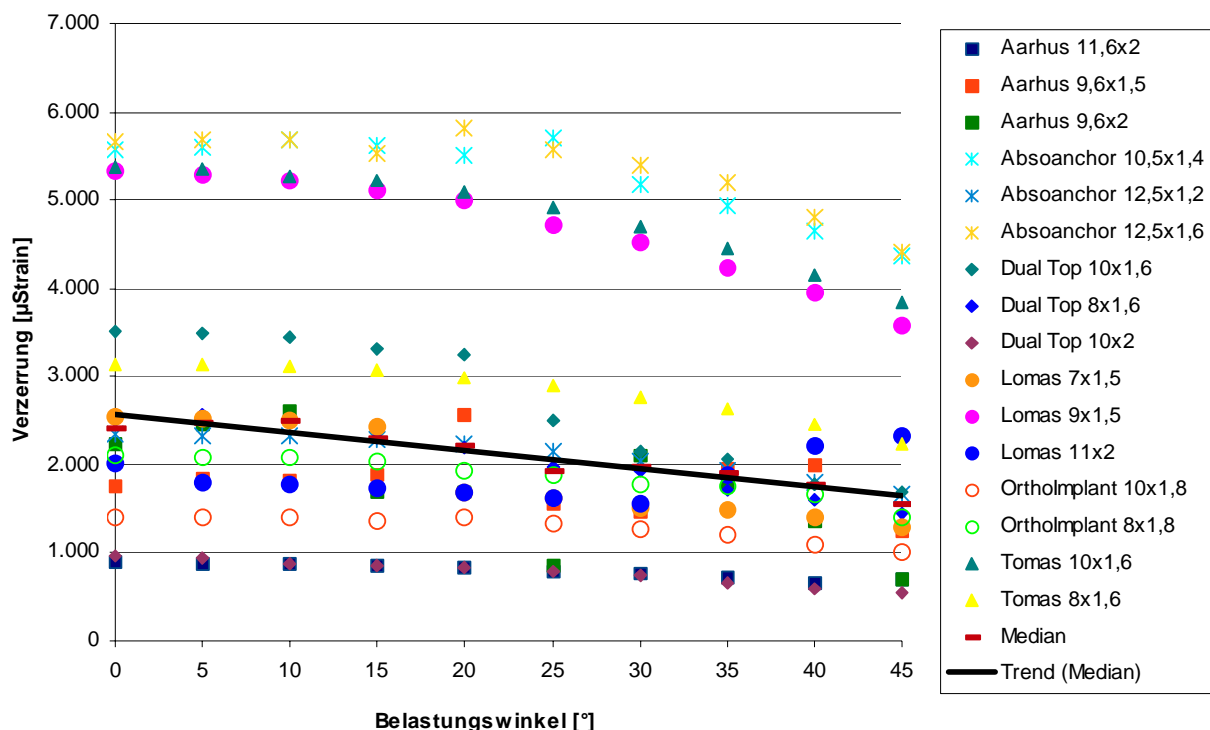
**Tabelle 15:** Zu Abbildung 40 zugehörige Werte der Auslenkung bei isotroper bzw. orthotroper Kortikalis.

Kortikalisdicke und Belastungsrichtung	Auslenkung [µm] bei isotroper Kortikalis	Auslenkung [µm] bei orthotroper Kortikalis
1 mm X	7,0	7,3
2 mm X	6,1	6,6
1 mm Y	7,6	7,7
2 mm Y	6,4	6,8

## 5.2 Verteilung der Verzerrung in Kortikalis und Spongiosa bei Variation des Belastungswinkels

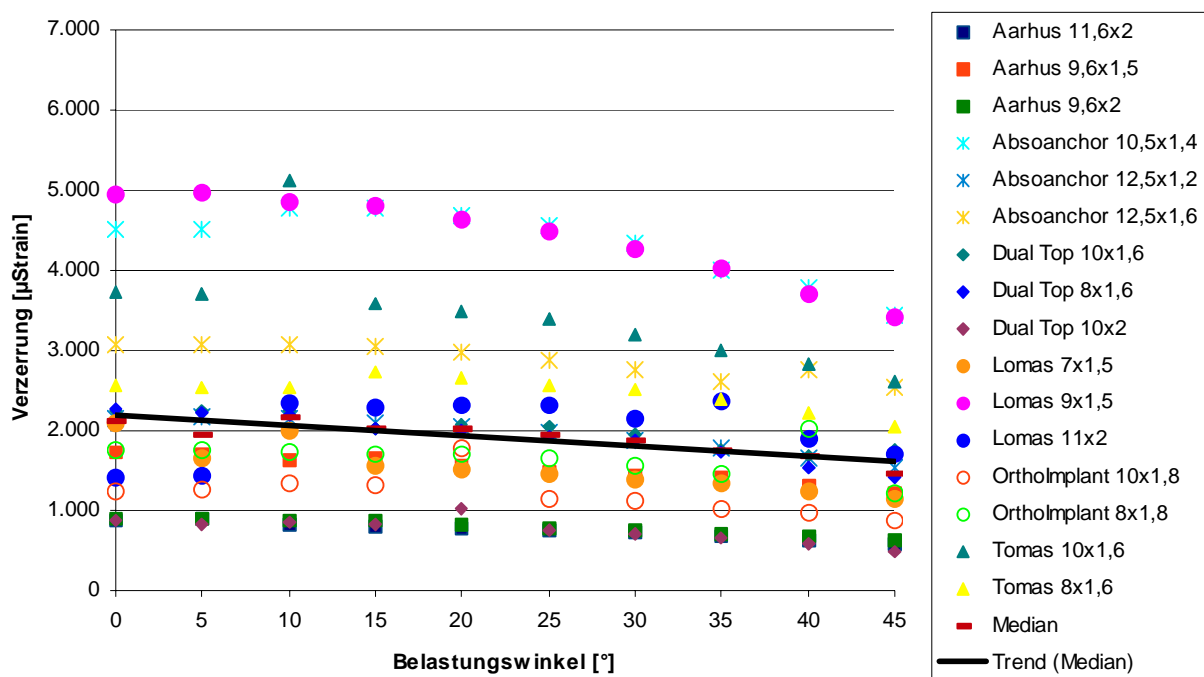
Wie in Abbildung 41 ersichtlich, verminderte sich die Verzerrung in 1 mm dicker Kortikalis bei Variation des Belastungswinkels von rechtwinkliger Belastung bezogen auf die Implantatlängsachse bis Belastung im Winkel von 45° bei allen Implantaten mit Ausnahme von LOMAS 11 mm x 2 mm. Die lineare Trendgerade durch den Median beschrieb dabei eine Steigung von  $-20,5$  ( $y = -20,5x + 2.571$ ). Bei rechtwinkliger Belastung (0°) entstanden bei 12 Mini-Schrauben Verzerrungen im Bereich von 890  $\mu$ Strain bis 3.517  $\mu$ Strain (Median: 2.423,0  $\mu$ Strain).

Die vier Mini-Schrauben LOMAS 9 mm x 1,5 mm, *tomas*<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm, AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm und AbsoAnchor<sup>®</sup> 12,5 mm x 1,6 mm bildeten eine eigene Gruppe. Ihre Belastung, bezogen auf den Median, bewirkte mit Ergebnissen im Bereich von 5.329  $\mu$ Strain bis 5.676  $\mu$ Strain doppelt so hohen Verzerrungen in der Kortikalis. Auffällig in dieser Gruppe war der stärkere Abfall der Werte ab einem Belastungswinkel von 20° als bei der Hauptgruppe.



**Abbildung 41:** Darstellung der Verzerrung innerhalb 1 mm dicker Kortikalis sowie der linearen Trendgerade zum Median.

Bei Verdopplung der Kortikalisdicke auf 2 mm bewirkte die Variation des Belastungswinkels geringere Veränderungen als in 1 mm dicker Kortikalis. Die Steigung der linearen Trendgerade durch den Median betrug noch  $-12,7$  ( $y = -12,7x + 2.187$ ). Eine ebenso deutliche Abgrenzung der zwei Gruppen, wie sie bei 1 mm dicker Kortikalis zu erkennen war, bestand nicht (vgl. Abbildung 42). Bei einem Belastungswinkel von  $0^\circ$  variierten die Werte zwischen  $882 \mu\text{Strain}$  (Dual-Top<sup>TM</sup> 10 mm x 2 mm) und  $4.946 \mu\text{Strain}$  (LOMAS 9 mm x 1,5 mm). Der Median lag bei  $2.129 \mu\text{Strain}$ . Bei einem Belastungswinkel von  $45^\circ$  reduzierte sich dieser um 31 % auf  $1.469 \mu\text{Strain}$ .

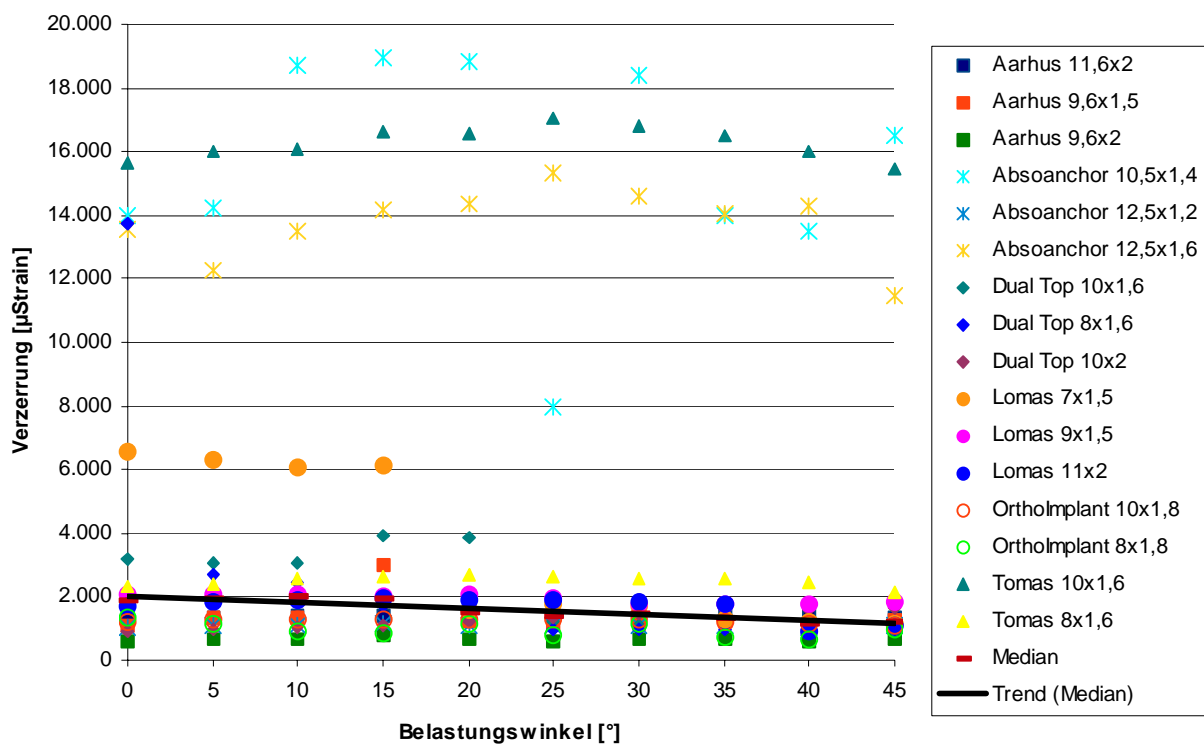


**Abbildung 42:** Darstellung der Verzerrung innerhalb 2 mm dicker Kortikalis sowie der linearen Trendgerade zum Median.

Wie bei der Spannung innerhalb 1 mm dicker Kortikalis ließen sich die Mini-Schrauben bei Auswertung der Verzerrung ebenfalls innerhalb Spongiosa, die mit 1 mm dicker Kortikalis kombiniert ist, gruppieren. Abbildung 43 zeigt die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen deutlich. Die 13 Mini-Schrauben der Hauptgruppe bewirkten bei einem Belastungswinkel von  $0^\circ$  Verzerrungen im Bereich von  $586 \mu\text{Strain}$  (Aarhus 9,6 mm x 2 mm) bis  $3.220 \mu\text{Strain}$  (Dual-Top<sup>TM</sup> 10 mm x 1,6 mm). Der Median lag bei

1.895  $\mu\text{Strain}$  und sank bei einem Belastungswinkel von  $45^\circ$  um 35 % auf 1.237  $\mu\text{Strain}$  ab. Die lineare Trendgerade des Medians wies eine Steigung von  $-19,8$  auf ( $y = -19,8x + 2.046$ ). Die Ergebnisse der Schrauben Dual-Top<sup>TM</sup> 8 mm x 1,6 mm bei  $0^\circ$  und LOMAS 7 mm x 1,5 mm bei  $0^\circ$  bis  $15^\circ$  zeigten Ausreißer nach oben.

Die zweite Gruppe, die die Mini-Schrauben AbsoAnchor<sup>®</sup> 12,5 mm x 1,6 mm, AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm sowie tomas<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm enthält, beschrieb einen bogenförmigen Verlauf: Die maximal erreichten Werte lagen bei den Belastungswinkeln  $15^\circ$  bis  $25^\circ$  in einem Bereich von 14.000  $\mu\text{Strain}$  bis 19.000  $\mu\text{Strain}$ . Dies bedeutete eine Erhöhung um das 7- bis 8,5-fache bezogen auf den Median. AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm zeigte unabhängig davon einen Ausreißer nach unten bei  $25^\circ$ .

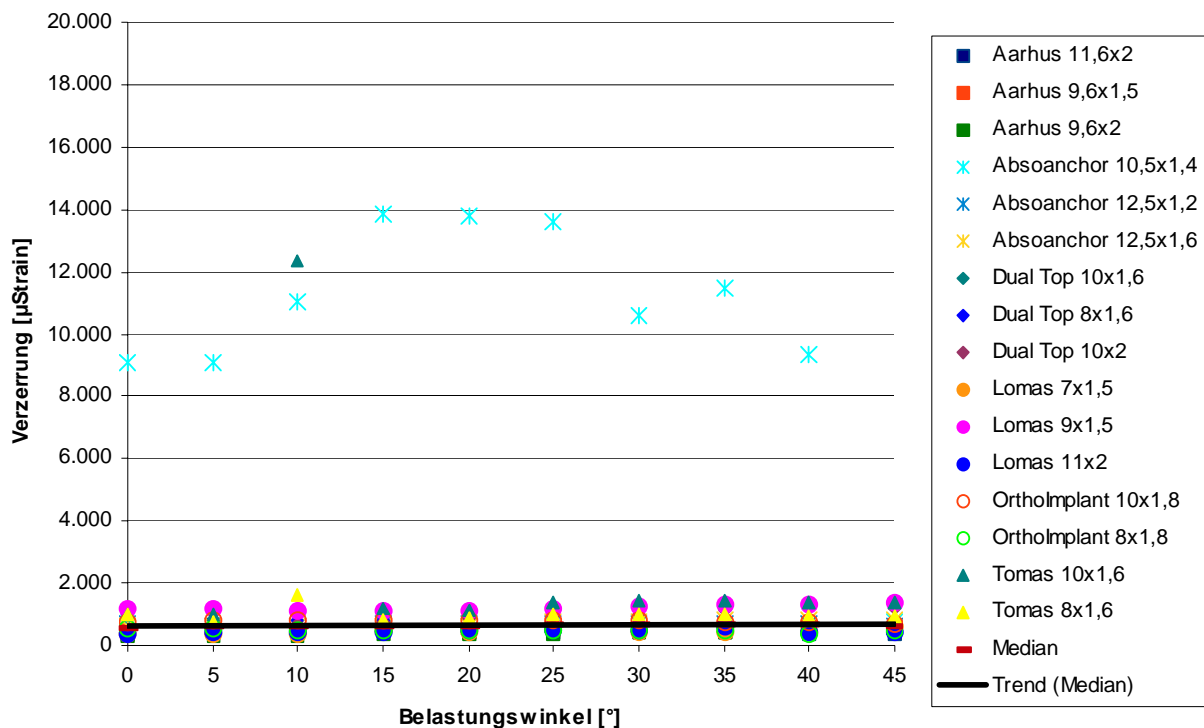


**Abbildung 43:** Darstellung der Verzerrung in der Spongiosa bei 1 mm dicker Kortikalis sowie der linearen Trendgerade zum Median.

Einheitlicher zeigten sich die Werte der Verzerrung in Spongiosa, die mit 2 mm dicker Kortikalis kombiniert ist. Bei rechtwinkliger Belastung lagen die erzielten Werte im

Bereich zwischen 303  $\mu$ Strain (Åarhus 9,6 mm x 2 mm) und 1.187  $\mu$ Strain. Der Median von 592  $\mu$ Strain stieg im Verlauf bis zum Belastungswinkel von 45° um Faktor 1,09 auf 646  $\mu$ Strain an. Die lineare Trendgerade des Medians zeigte eine Steigung von 1,5 ( $y = 1,4x + 632$ ).

Einzig AbsoAnchor® 10,5 mm x 1,4 mm (bei 0° bis 40°) und *tomas*® 10 mm x 1,6 mm (bei 10°) lagen mit einem Faktor 15 bis 23 über dem Median (vgl. Abbildung 44).



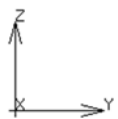
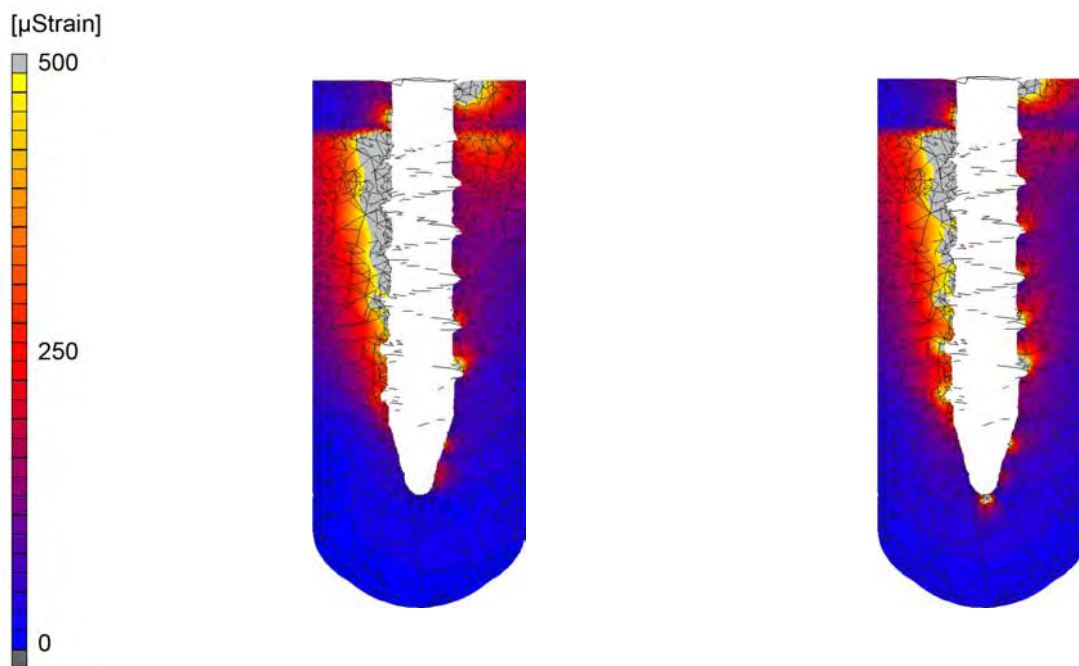
**Abbildung 44:** Darstellung der Verzerrung in der Spongiosa bei 2 mm dicker Kortikalis sowie der linearen Trendgerade zum Median.

Im Folgenden wird am Beispiel der Mini-Schraube *tomas*® 8 mm x 1,6 mm die Verteilung der Verzerrung in Kortikalis und Spongiosa grafisch dargestellt. Wie auch bei den Beispielen zuvor bezieht sich die Skala auf alle folgenden FE-Bilder.

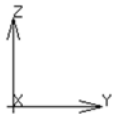
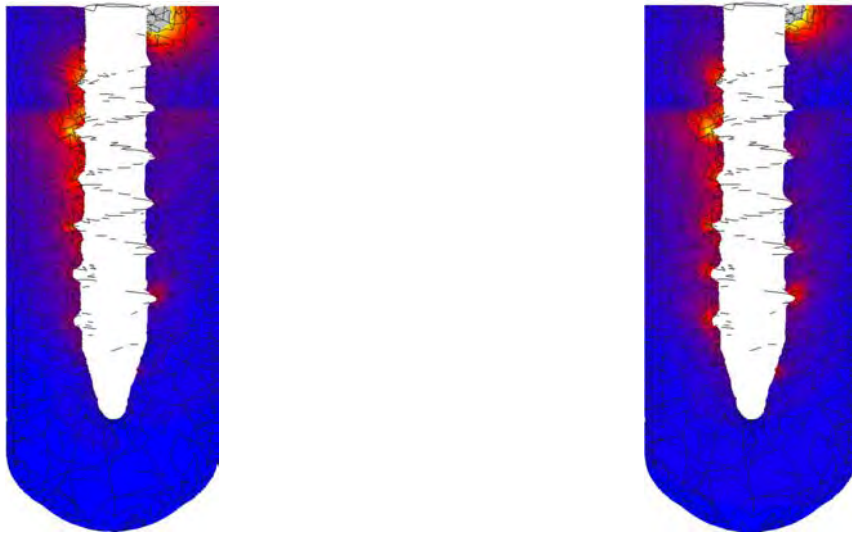
Bei Vergleich von Abbildung 45 und Abbildung 46 wird ersichtlich, dass die Verzerrung in der Spongiosa deutlich mit der Verdopplung der Kortikalis abnimmt. Unter einem Belastungswinkel von 45° vermindert sich die Verzerrung in Kortikalis und Spongiosa bei beiden Kortikalisdicken. Auffällig ist, dass bei diesem Belastungswinkel die Verzerrung in der Spongiosa in Belastungsrichtung gleichmäßiger verteilt ist. Dies ist

besonders deutlich am Übergang von Kortikalis zur Spongiosa zu erkennen. Bei Belastung unter einem Winkel von  $45^\circ$  und einer Kortikalisdicke von 1 mm wird dabei die Verzerrung bis in die Spongiosa angrenzend an den Schraubenapex weitergeleitet.

Die Verzerrung auf der der Belastungsrichtung gegenüberliegenden Knochenseite ist in der Spongiosa besonders hoch. Das spricht dafür, dass sich die Schraube bei Belastung durchbiegt. Bei 2 mm dicker Kortikalis tritt dieses Phänomen nur noch stark vermindert auf.

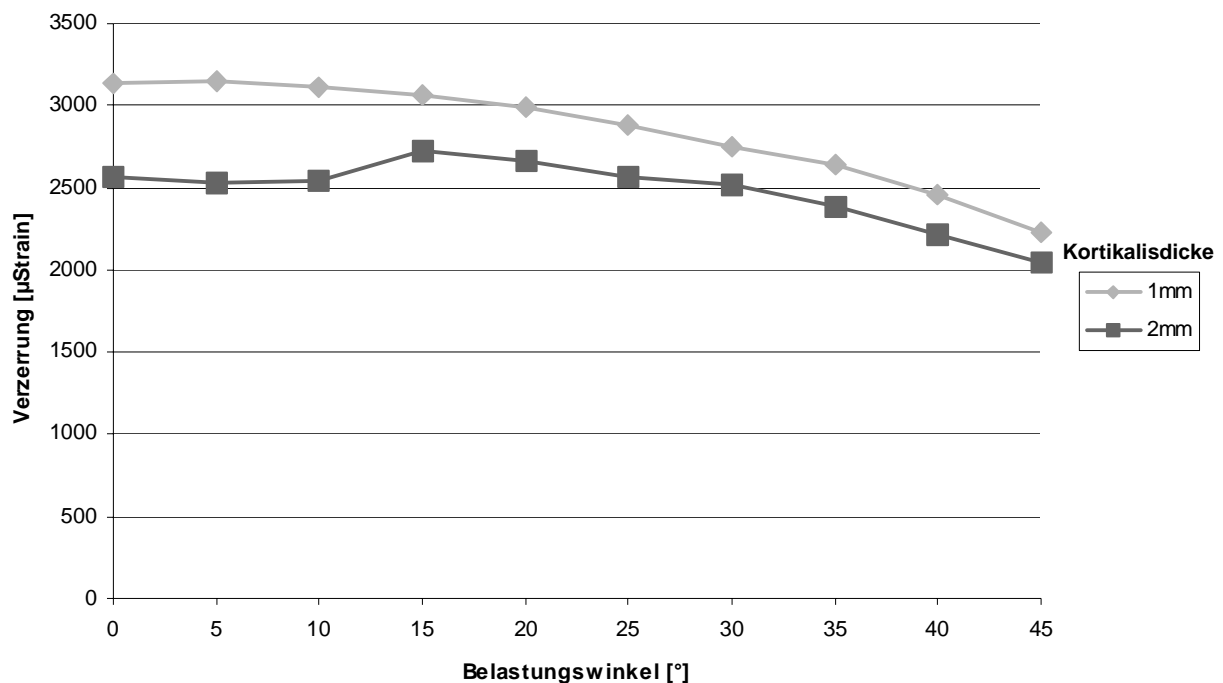


**Abbildung 45:** Verteilung der Verzerrung bei 1 mm dicker Kortikalis bei Belastung. Links:  $0^\circ$ , rechts:  $45^\circ$ .

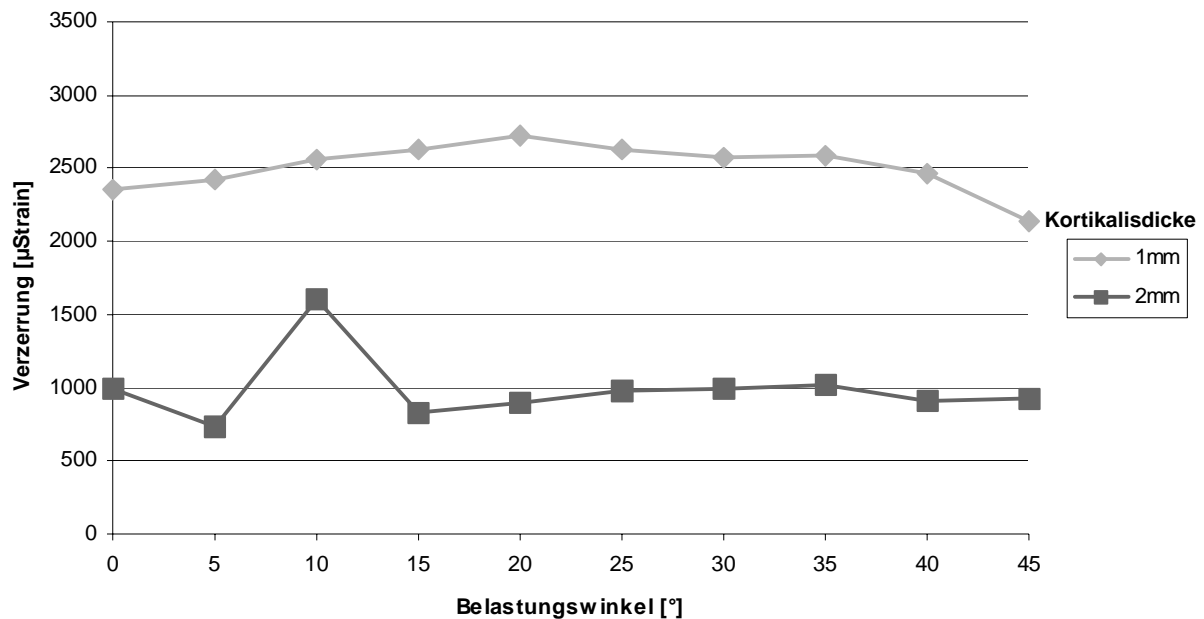


**Abbildung 46:** Verteilung der Verzerrung bei 2 mm dicker Kortikalis bei Belastung. Links: 0°, rechts: 45°.

Die den oben gezeigten FE-Bildern zugrunde liegenden Daten können Abbildung 47 sowie Abbildung 48 entnommen werden.



**Abbildung 47:** Verzerrung innerhalb der Kortikalis am Beispiel der Mini-Schraube tomas<sup>®</sup> 8 mm x 1,6 mm. Dargestellt sind Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm unter einem Belastungswinkel von 0° bis 45°.



**Abbildung 48:** Verzerrung innerhalb der Spongiosa am Beispiel der Mini-Schraube *tomas*<sup>®</sup> 8 mm x 1,6 mm. Dargestellt sind Spongiosadicken bei Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm unter einem Belastungswinkel von 0° bis 45°.

### 5.3 Variation des Spongiosa-E-Moduls

Nachfolgend wird die Verteilung von Spannungen und Verzerrungen sowie die Auslenkung der Mini-Schraube bei Variation des Spongiosa-E-Moduls analysiert.

#### 5.3.1 Verteilung der Verzerrung in der Spongiosa unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei Variation des E-Moduls der Spongiosa

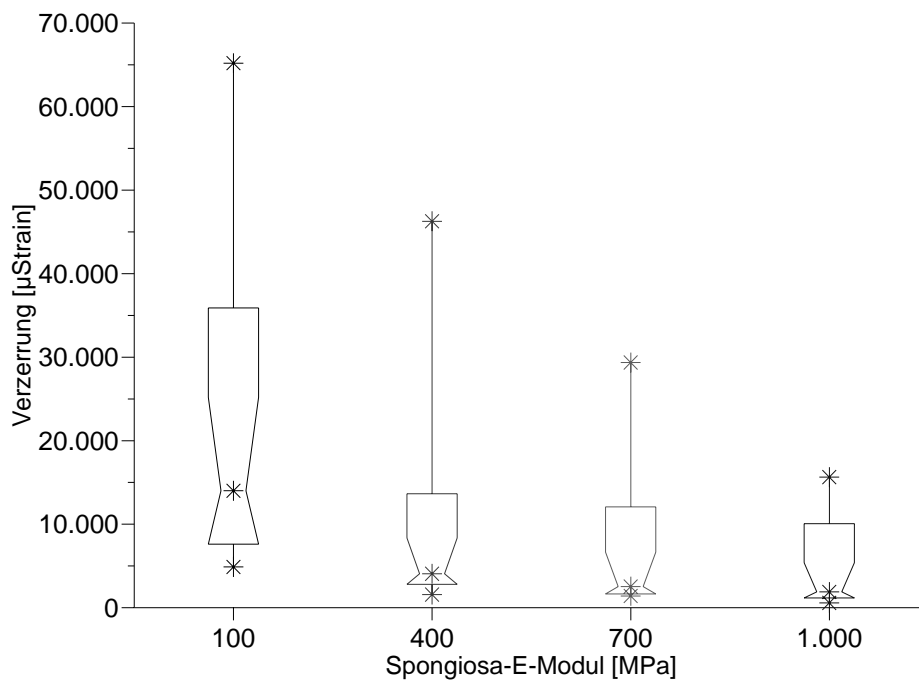
Bei einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa wurden im Vergleich die höchsten Verzerrungen in der Spongiosa erreicht. In Kombination mit 1 mm dicker Kortikalis lagen diese in einem Bereich von 4.890 µStrain (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 65.210 µStrain (*tomas*<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm). Durch Vervierfachung des E-Moduls reduzierte sich der Median um 71 %. Der Bereich der bei einem E-Modul von 400 MPa vorhandenen Verzerrungen lag zwischen 1.586 µStrain (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und 46.280 µStrain (*tomas*<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm). Bezogen auf den niedrigsten E-Modul der Simulationsreihe von 100 MPa bewirkte eine Erhöhung des E-Moduls auf 700 MPa eine Reduktion des



Medians um 82 %. Eine Erhöhung des E-Moduls auf 1 GPa hatte eine Verringerung des Medians um 87 % zur Folge. Verzerrungen lagen hierbei im Bereich von 586  $\mu$ Strain (Åarhus 9,6 mm x 2 mm) bis 15.650  $\mu$ Strain (tomas® 10 mm x 1,6 mm). Die vollständigen Werte können Tabelle 16 und Abbildung 49 entnommen werden.

**Tabelle 16:** Verzerrung innerhalb der Spongiosa bei einer Kortikalisdicke von 1 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.

E-Modul [MPa]	Minimum [ $\mu$ Strain]	25%-Perzentil [ $\mu$ Strain]	Median [ $\mu$ Strain]	75%-Perzentil [ $\mu$ Strain]	Maximum [ $\mu$ Strain]
100	4.890	7.628	14.010	35.910	65.210
400	1.586	2.801	4.072	13.652	46.280
700	1.420	1.661	2.543	12.079	29.360
1.000	586	1.177	1.895	10.061	15.650

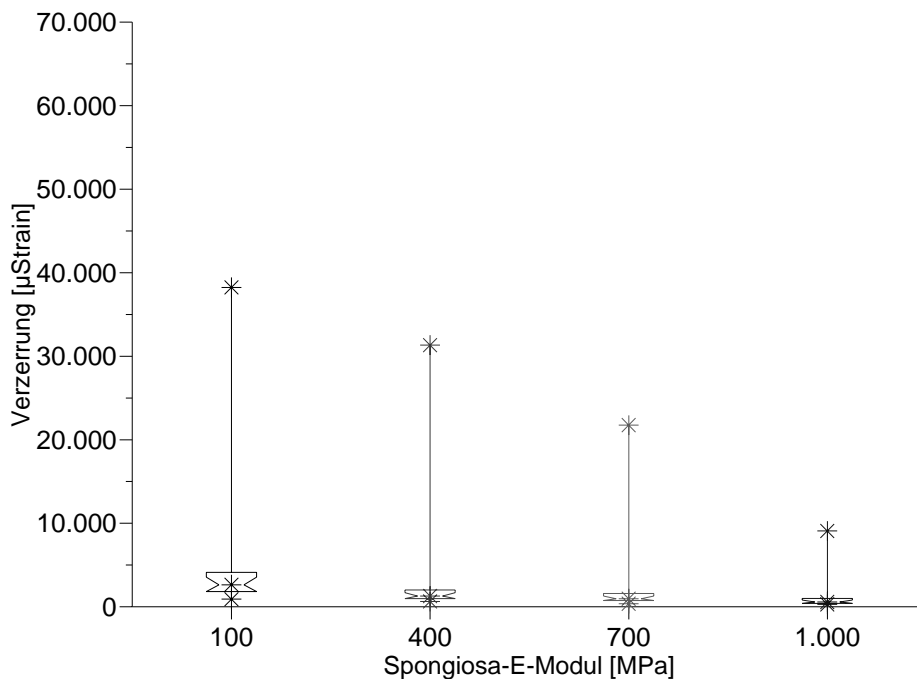


**Abbildung 49:** Verzerrung innerhalb der Spongiosa bei einer Kortikalisdicke von 1 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil unter Variation des Spongiosa-E-Moduls.

Durch Verdopplung der Kortikalisdicke auf 2 mm nahm der Median bei einem E-Modul von 100 MPa um 80 % bezogen auf 1 mm Kortikalisdicke ab. Die Spanne der erreichten Verzerrungen innerhalb der Spongiosa reichte bei dieser Konstellation noch von 915  $\mu$ Strain (Dual-Top™ 10 mm x 1,6 mm) bis 38.250  $\mu$ Strain (AbsoAnchor® 10,5 mm x 1,4 mm). Innerhalb der 2 mm-Simulationen führte die Erhöhung des E-Moduls auf 400 MPa zu einer Halbierung des Medians auf 1.289 MPa. Ein Spongiosa-E-Modul von 1 GPa bewirkte einen Median, der um 78 % reduziert ist. Bei Betrachtung aller Modelle wurden in Spongiosa mit 1 GPa Verzerrungen im Bereich von 303  $\mu$ Strain (Åarhus 9,6 mm x 2 mm) bis 9.081  $\mu$ Strain (AbsoAnchor® 10,5 mm x 1,4 mm) erreicht. Vollständige Daten sind Tabelle 17 und Abbildung 50 zu entnehmen.

**Tabelle 17:** Verzerrung innerhalb der Spongiosa bei einer Kortikalisdicke von 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.

<b>E-Modul [MPa]</b>	<b>Minimum [<math>\mu</math>Strain]</b>	<b>25%-Perzentil [<math>\mu</math>Strain]</b>	<b>Median [<math>\mu</math>Strain]</b>	<b>75%-Perzentil [<math>\mu</math>Strain]</b>	<b>Maximum [<math>\mu</math>Strain]</b>
<b>100</b>	915	1.828	2.650	4.127	38.250
<b>400</b>	645	975	1.289	2.026	31.340
<b>700</b>	381	776	970	1.599	21.760
<b>1.000</b>	303	424	592	992	9.081



**Abbildung 50:** Verzerrung innerhalb der Spongiosa bei einer Kortikalisdicke von 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil unter Variation des Spongiosa-E-Moduls.

Die Verteilung von Verzerrungen in der Spongiosa, abhängig vom E-Modul der Spongiosa, wird im Folgenden zusätzlich grafisch anhand von fünf Implantaten verschiedener Hersteller dargestellt. Die Kortikalisdicke beträgt stets 2 mm. Alle FE-Bilder beziehen sich auf die bei Abbildung 51 dargestellte Skala. Die Ergebnisse bei 100 MPa werden im Folgenden nicht grafisch präsentiert. Aufgrund der deutlich höheren Verzerrungen ist ein optischer Vergleich anhand einer einheitlichen Skalierung wie bei Ergebnissen bei E-Moduln zwischen 400 MPa und 700 MPa nicht möglich.

Unabhängig von der Mini-Schraube zeigen allgemein die Darstellungen bei einem E-Modul von 400 MPa mehr und höhere Verzerrungen als bei 700 MPa. Bei einem E-Modul von 1 GPa ist die Verzerrung am geringsten. Der Unterschied ist dabei zwischen 700 MPa und 1 GPa größer als zwischen 400 MPa und 700 MPa (vgl. Abbildung 51 bis Abbildung 55).

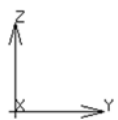
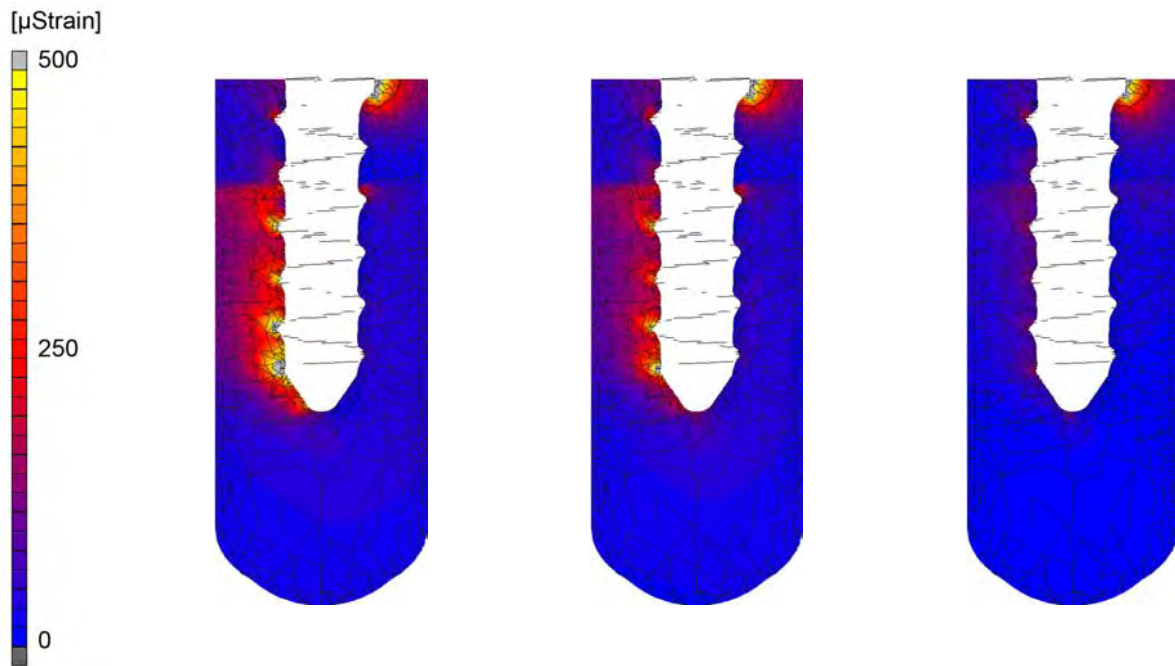
Bei Åarhus 9,6 mm x 2 mm sind in der Spongiosa auf der der Belastungsrichtung gegenüberliegenden Seite zum Apex hin an den Gewindegängen relativ hohe Verzerrungen bei einem E-Modul von 400 MPa zu erkennen. Diese verringern sich sehr

deutlich bei Erhöhung des E-Moduls. Bei 1 GPa zeigt sich nur noch niedrige, gleichmäßig verteilte Verzerrung. An der Kontaktfläche zwischen Kortikalis und Spongiosa treten deutliche Verzerrungen in der Spongiosa auf, die sich ebenfalls mit Erhöhung des E-Moduls verringern (vgl. Abbildung 51).

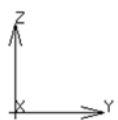
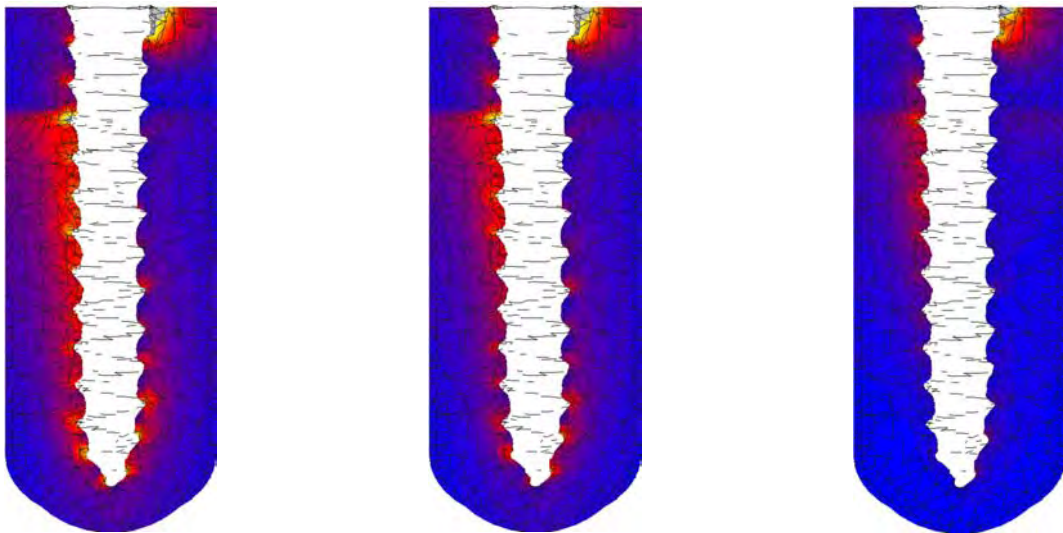
Dual-Top™ 1,6 mm x 10 mm (Abbildung 52) und LOMAS 9 mm x 1,5 mm (Abbildung 53) zeigen eine ähnliche, relativ gleichmäßige Verzerrungsverteilung rings um das Implantat. Die höchsten Verzerrungen werden dabei auf der der Belastungsrichtung entgegengesetzten Seite im oberen, kortikalisnahen Spongiosabereich sowie am Apex auf der Seite der Belastungsrichtung gefunden. Bei Erhöhung des E-Moduls auf 1 GPa reduziert und verändert sich die Verteilung in der Form, dass die Verzerrung hauptsächlich in der kortikalisnahen Spongiosa lokalisiert ist. Bei LOMAS 9 mm x 1,5 mm zeigen sich zusätzlich noch Verzerrungen in der Spongiosa um die selbstbohrende Schraubenspitze.

Bei OrthoImplant 8 mm x 1,8 mm befinden sich die sichtbaren Verzerrungen in der Spongiosa ausschließlich auf der der Belastungsrichtung gegenüberliegenden Seite und zusätzlich schwach im Grenzbereich zur Kortikalis. Die Lokalisation der Verzerrung verändert sich nicht in Abhängigkeit vom E-Modul, jedoch ist ebenso wie bei allen anderen Implantaten eine starke Reduktion zu verzeichnen (vgl. Abbildung 54).

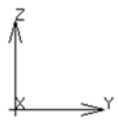
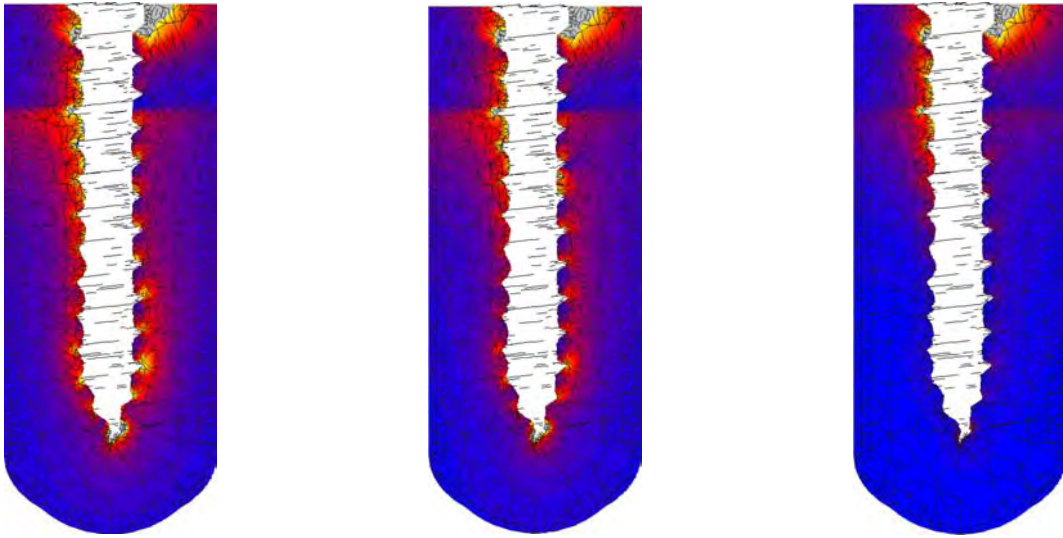
Bei *tomas*® 10 mm x 1,6 mm treten ungewöhnlich hohe Verzerrungen auf. Rings um die letzten beiden Gewindegänge vor Verjüngung zur selbstschneidenden Schraubenspitze zeigt sich ein ovaler Bereich mit hoher Verzerrung. Diese ist so hoch, dass die Skalierung bei E-Moduln von 400 MPa und 700 MPa überschritten wird (vgl. Abbildung 55). Dieser Bereich zeigt sich in der Art bei einem E-Modul von 1 GPa nicht mehr, jedoch sind auch in dieser Belastungssituation Spannungsspitzen an den letzten beiden Gewindegängen zu erkennen.



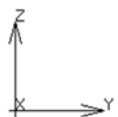
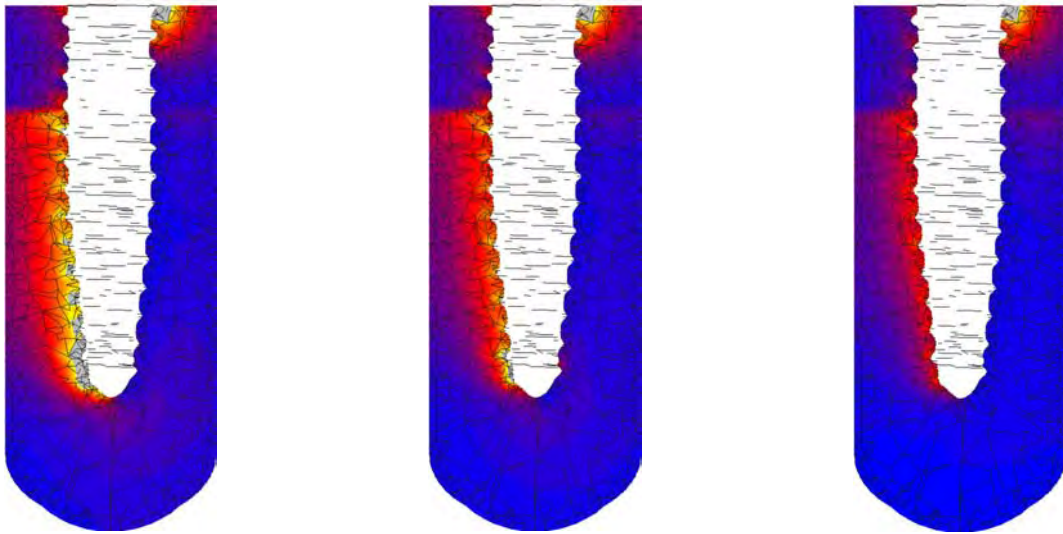
**Abbildung 51:** Verzerrung bei Åarhus 9,6 mm x 2 mm mit 2 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls. Links:  $E = 400$  MPa, Mitte:  $E = 700$  MPa, rechts:  $E = 1$  GPa.



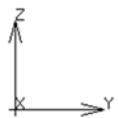
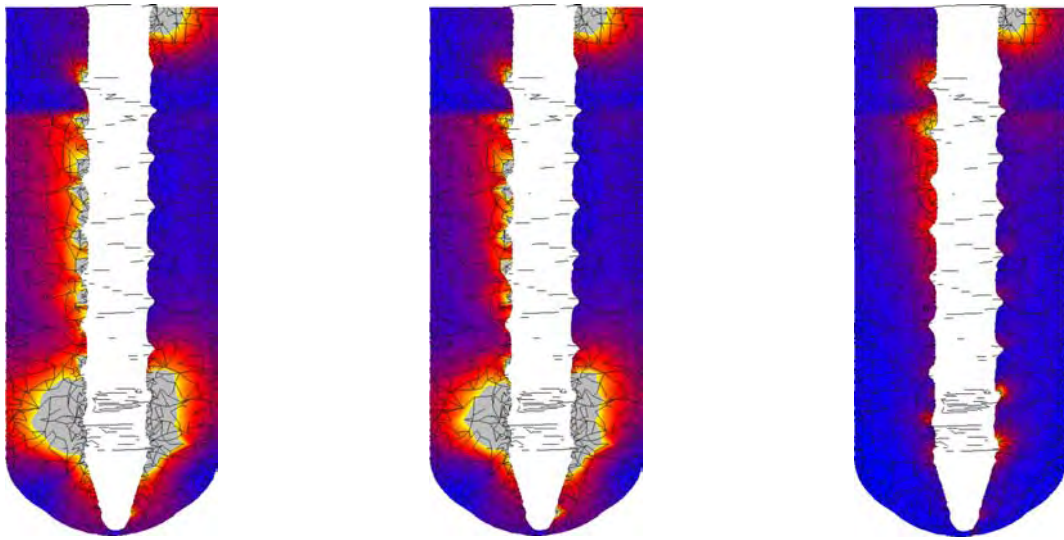
**Abbildung 52:** Verzerrung bei Dual-Top™ 1,6 mm x 10 mm mit 2 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls. Links:  $E = 400$  MPa, Mitte:  $E = 700$  MPa, rechts:  $E = 1$  GPa.



**Abbildung 53:** Verzerrung bei LOMAS 9 mm x 1,5 mm mit 2 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls. Links:  $E = 400$  MPa, Mitte:  $E = 700$  MPa, rechts:  $E = 1$  GPa.



**Abbildung 54:** Verzerrung bei Orthoimplant 8 mm x 1,8 mm mit 2 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls. Links:  $E = 400$  MPa, Mitte:  $E = 700$  MPa, rechts:  $E = 1$  GPa.



**Abbildung 55:** Verzerrung bei tomas<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm mit 2 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls. Links:  $E = 400$  MPa, Mitte:  $E = 700$  MPa, rechts:  $E = 1$  GPa.

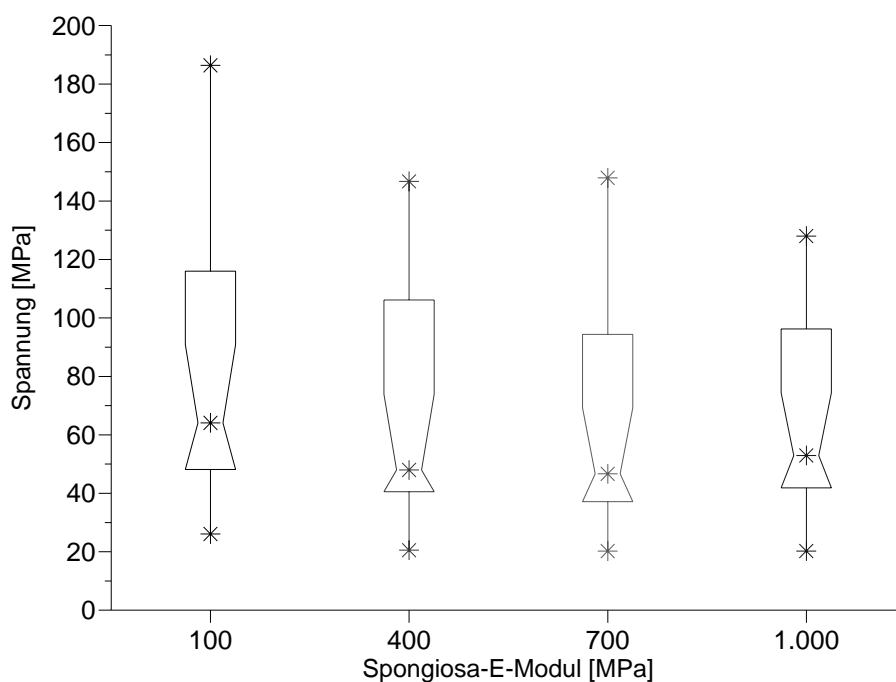
### 5.3.2 Verteilung der Spannung in der Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei Variation des E-Moduls der Spongiosa

Die höchste Spannung wurde in 1 mm dicker Kortikalis erreicht, wenn diese mit Spongiosa mit einem E-Modul von 100 MPa kombiniert war. Bei dieser Konstellation reichten die Spannungen von 26,1 MPa (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 186,4 MPa (tomas<sup>®</sup> 10) bei einem Median von 64,1 MPa. Durch Vervielfachung des Spongiosa-E-Moduls reduzierte sich der Median um 25 %. Eine Erhöhung auf einen E-Modul von 700 MPa bewirkte lediglich eine Reduktion um 27 %, ausgehend vom Median bei 100 MPa.

Spongiosa mit einem E-Modul von 1 GPa bewirkte bei 50 % der Mini-Schrauben höhere Spannungen in der Kortikalis als bei einem E-Modul von 700 MPa (vgl. hierzu Tabelle 18 und Abbildung 56).

**Tabelle 18:** Spannung innerhalb 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.

E-Modul [MPa]	Minimum [MPa]	25%-Perzentil [MPa]	Median [MPa]	75%-Perzentil [MPa]	Maximum [MPa]
100	26,1	48,2	64,1	116,0	186,4
400	20,5	40,5	48,0	106,2	146,7
700	20,2	37,2	46,7	94,4	147,9
1.000	20,2	41,9	52,9	96,2	128,0



**Abbildung 56:** Spannung innerhalb 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil unter Variation des Spongiosa-E-Moduls.

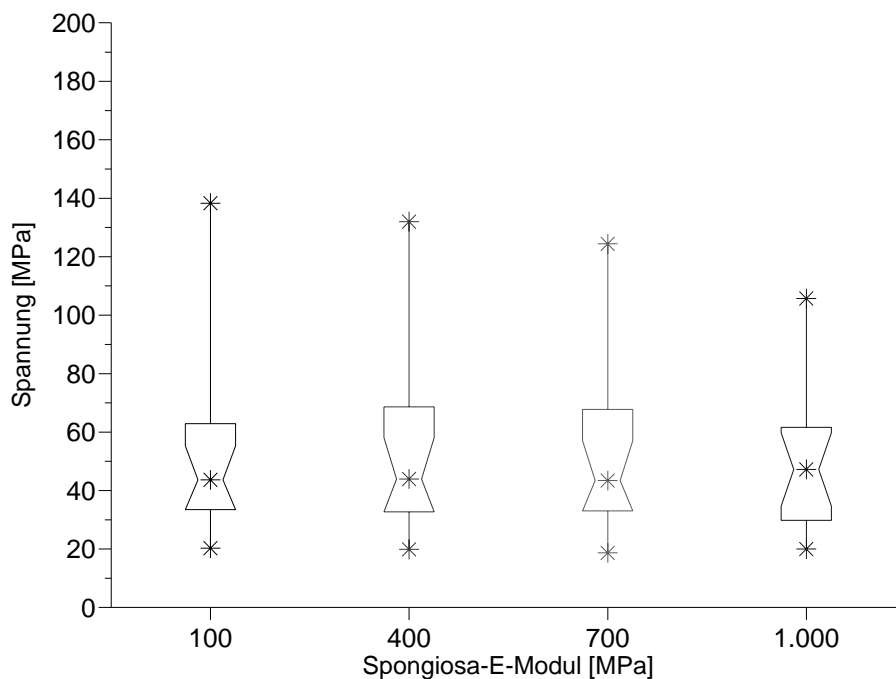
Innerhalb 2 mm dicker Kortikalis erreichten die Spannungen Werte zwischen 20,3 MPa (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und 138,3 MPa (tomas<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm), wenn diese mit Spongiosa mit einem E-Modul von 100 MPa kombiniert war. Der Median von 43,6 MPa reduzierte sich bei Vervielfachung bzw. bei Versiebenfachung des Spongiosa-E-Moduls



nicht. Dagegen bewirkte die Erhöhung des E-Moduls auf 1 GPa eine Erhöhung des Medians um 8 % (vgl. Tabelle 19 und Abbildung 57).

**Tabelle 19:** Spannung innerhalb 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.

E-Modul [MPa]	Minimum [MPa]	25%-Perzentil [MPa]	Median [MPa]	75%-Perzentil [MPa]	Maximum [MPa]
100	20,3	33,5	43,6	62,9	138,3
400	19,9	32,9	44,0	68,6	132,0
700	18,7	33,1	43,4	67,8	124,4
1.000	20,0	29,8	47,2	61,6	105,7

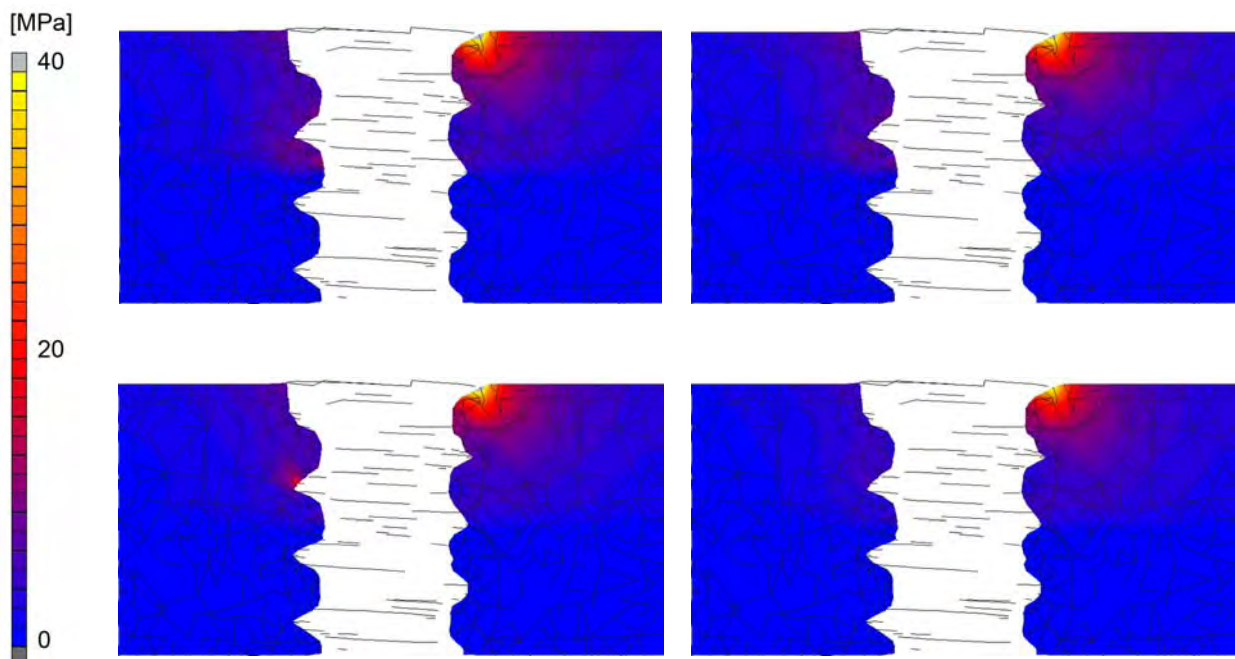


**Abbildung 57:** Spannung innerhalb 2 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil unter Variation des Spongiosa-E-Moduls.

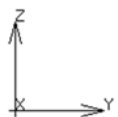
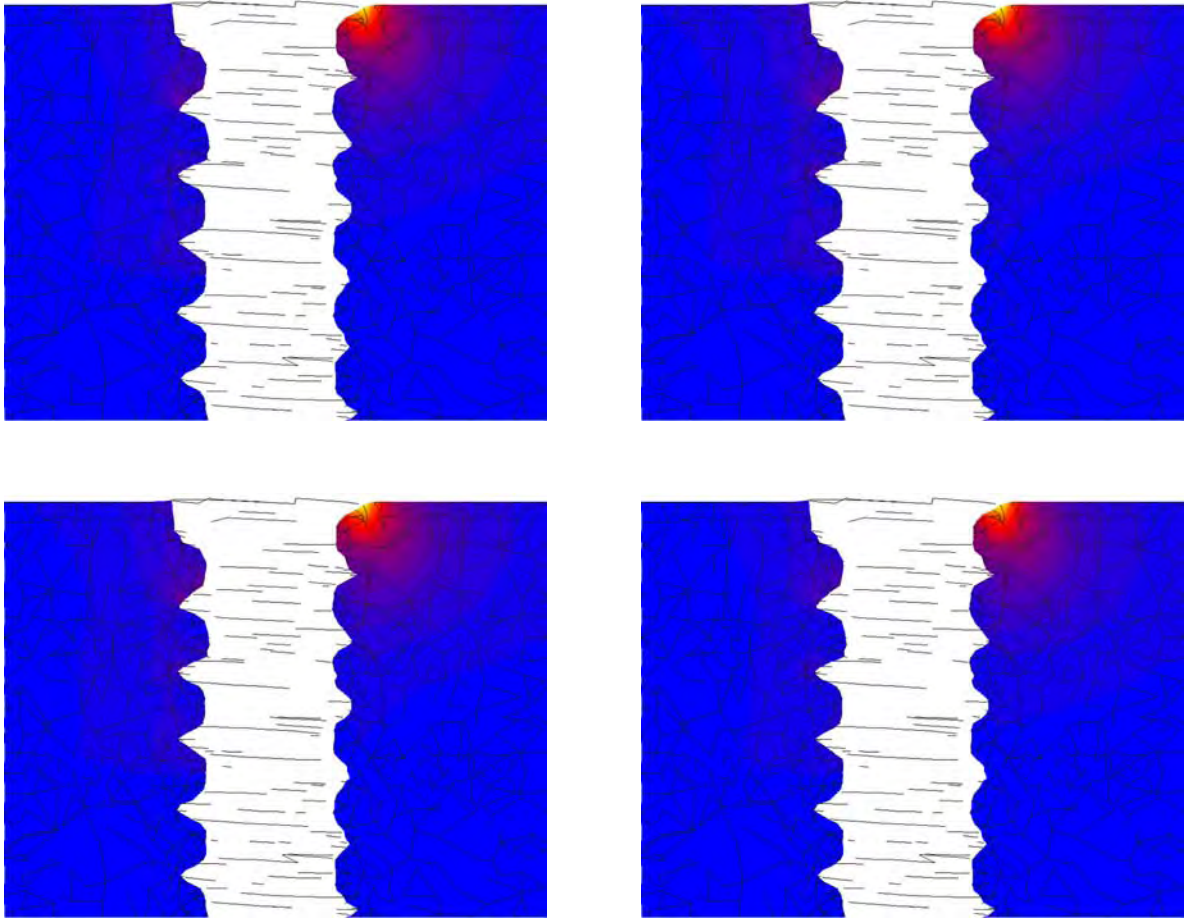
In den folgenden zwei Abbildungen wird die Verteilung der Spannung in 1 mm und 2 mm dicker Kortikalis unter Variation des Spongiosa-E-Moduls am Beispiel der Mini-Schraube AbsoAnchor® 12,5 mm x 1,2 mm grafisch dargestellt.

Die Unterschiede in der Verteilung der Spannung in 1 mm dicker Kortikalis sind sehr gering (vgl. Abbildung 58). Auf der der Belastungsrichtung gegenüberliegenden Seite ist die höchste Spannung bei einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa zu sehen. Bei 700 MPa tritt eine kleine Spannungsspitze am Gewindegang in der Nähe des Übergangs von Kortikalis und Spongiosa auf. Bei 1 GPa sind auf dieser Seite kaum Spannungen zu erkennen. Auf der Kortikalisseite in Belastungsrichtung ist die Ausbreitungsweite und –tiefe der Spannung bei allen vier E-Moduln gleich. Unterschiede in der Höhe der Spannungen sind kaum erkennbar.

Bei 2 mm dicker Kortikalis sind die Unterschiede noch geringer. Auf der der Belastungsrichtung abgewandten Seite sind nur geringe Spannungen zu finden. Die Spannungen der Kortikalis in Belastungsrichtung erscheinen nahezu identisch (vgl. Abbildung 59).

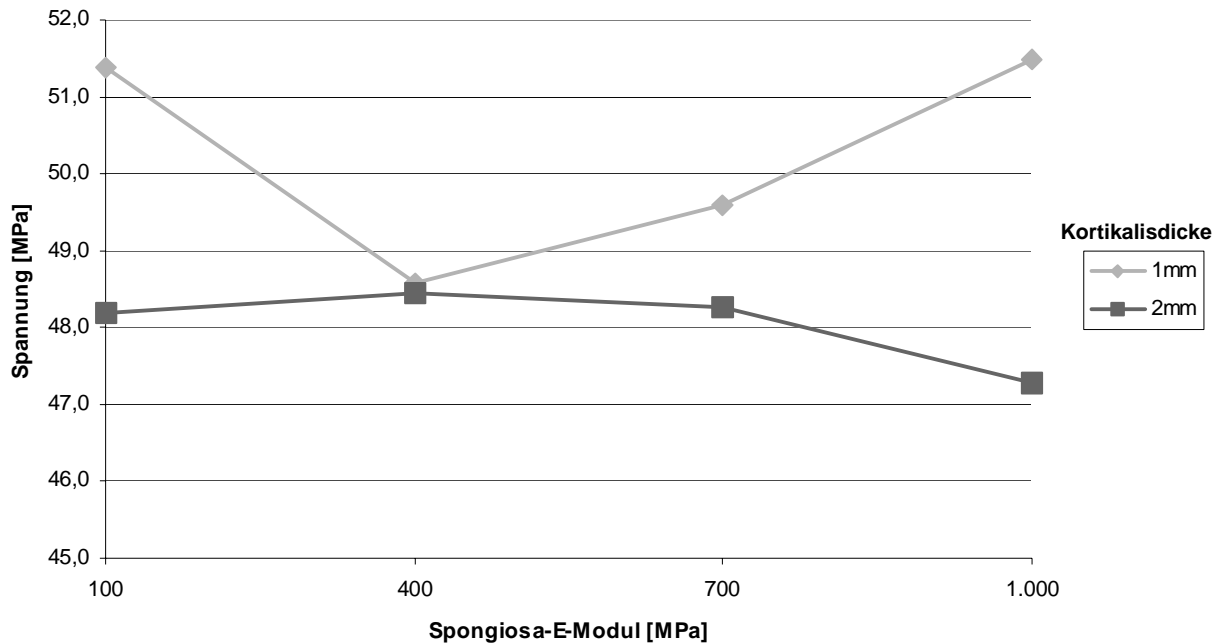


**Abbildung 58:** Spannung in 1 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls:  
links oben:  $E = 100 \text{ MPa}$ , rechts oben:  $E = 400 \text{ MPa}$ , links unten:  $E = 700 \text{ MPa}$ , rechts  
unten:  $E = 1 \text{ GPa}$ .



**Abbildung 59:** Spannung in 2 mm dicker Kortikalis bei Variation des Spongiosa-E-Moduls.  
 Links oben:  $E = 100 \text{ MPa}$ , rechts oben:  $E = 400 \text{ MPa}$ , links unten:  $E = 700 \text{ MPa}$ , rechts  
 unten:  $E = 1 \text{ GPa}$ .

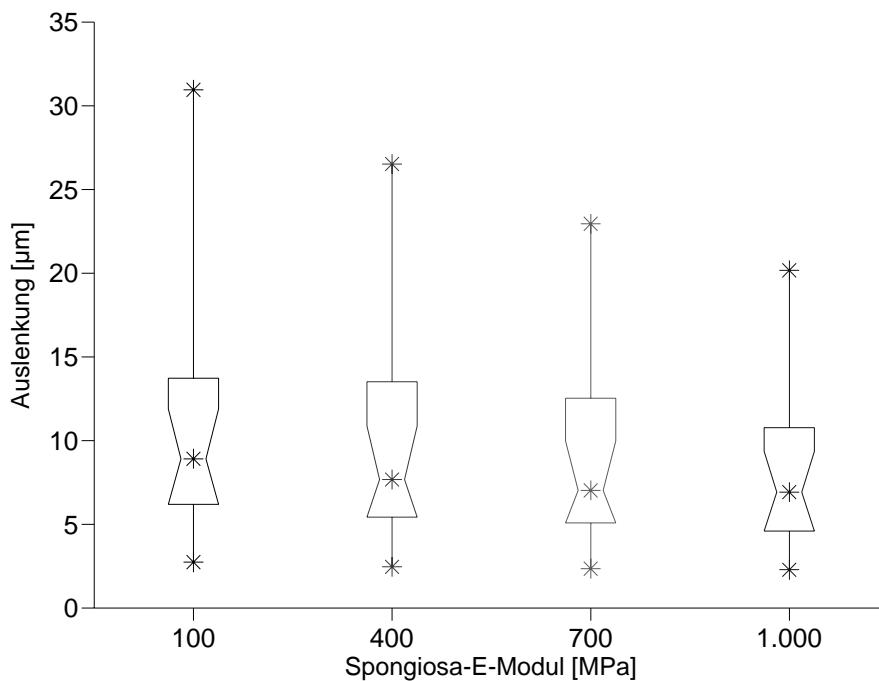
Einen Überblick über die genauen Werte der Mini-Schraube AbsoAnchor<sup>®</sup> 12,5 mm x 1,2 mm gibt Abbildung 60.



**Abbildung 60:** Spannung innerhalb der Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei variiertem E-Modul der Spongiosa im Bereich von 100 MPa bis 1 GPa am Beispiel der Mini-Schraube AbsoAnchor<sup>®</sup> 12,5 mm x 1,2 mm. Dargestellt sind Spannungen bei Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm.

### 5.3.3 Auslenkung bei Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse bei Variation des E-Moduls der Spongiosa

Bei 1 mm dicker Kortikalis und einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa wurden die höchsten Auslenkungen beobachtet. Sie reichten von 2,8  $\mu\text{m}$  (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) bis 31,0  $\mu\text{m}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm) mit einem Median von 8,9  $\mu\text{m}$ . Durch Vervierfachung des E-Moduls verringerte sich der Median um 14 % auf 7,7  $\mu\text{m}$ . Bei Erhöhung auf 700 MPa und 1 GPa reduzierte sich der Median um 22 % auf 7,0  $\mu\text{m}$  bzw. um 23 % auf 6,9  $\mu\text{m}$  bezogen auf den Median bei 100 MPa (vgl. Abbildung 61 und Tabelle 20).



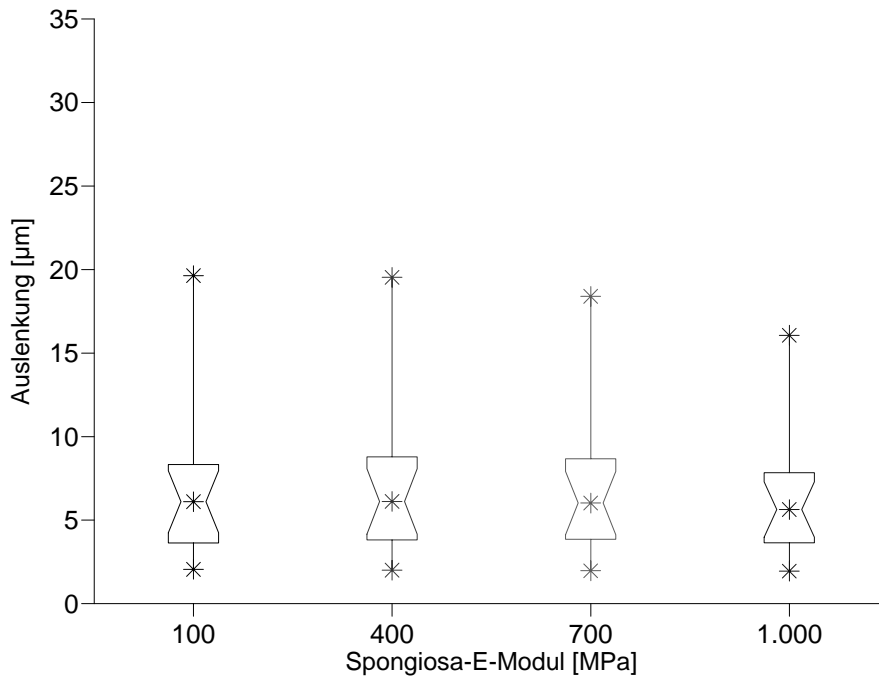
**Abbildung 61:** Auslenkung bei einer Kortikalisdicke von 1 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

**Tabelle 20:** Auslenkung bei einer Kortikalisdicke von 1 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.

E-Modul [MPa]	Minimum [ $\mu\text{m}$ ]	25%-Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	Median [ $\mu\text{m}$ ]	75%-Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	Maximum [ $\mu\text{m}$ ]
100	2,8	6,2	8,9	13,7	31,0
400	2,5	5,4	7,7	13,5	26,5
700	2,4	5,1	7,0	12,6	23,0
1.000	2,3	4,6	6,9	10,8	20,2

Durch Verdopplung der Kortikalisdicke auf 2 mm konnte eine Reduktion der Auslenkung um 32 % bei einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa erreicht werden. Die Auslenkungen lagen hierbei zwischen 2,1  $\mu\text{m}$  (Åarhus 11,6 mm x 2 mm) und 19,6  $\mu\text{m}$  (AbsoAnchor<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm) mit einem Median bei 6,1  $\mu\text{m}$ . Bei einem E-Modul von

100 MPa bis 700 MPa variierte der Median nicht. Lediglich durch Verzehnfachung auf 1 GPa wurde eine Reduktion des Medians von 8 % auf 5,6  $\mu\text{m}$  erreicht (vgl. Abbildung 62 und Tabelle 21)



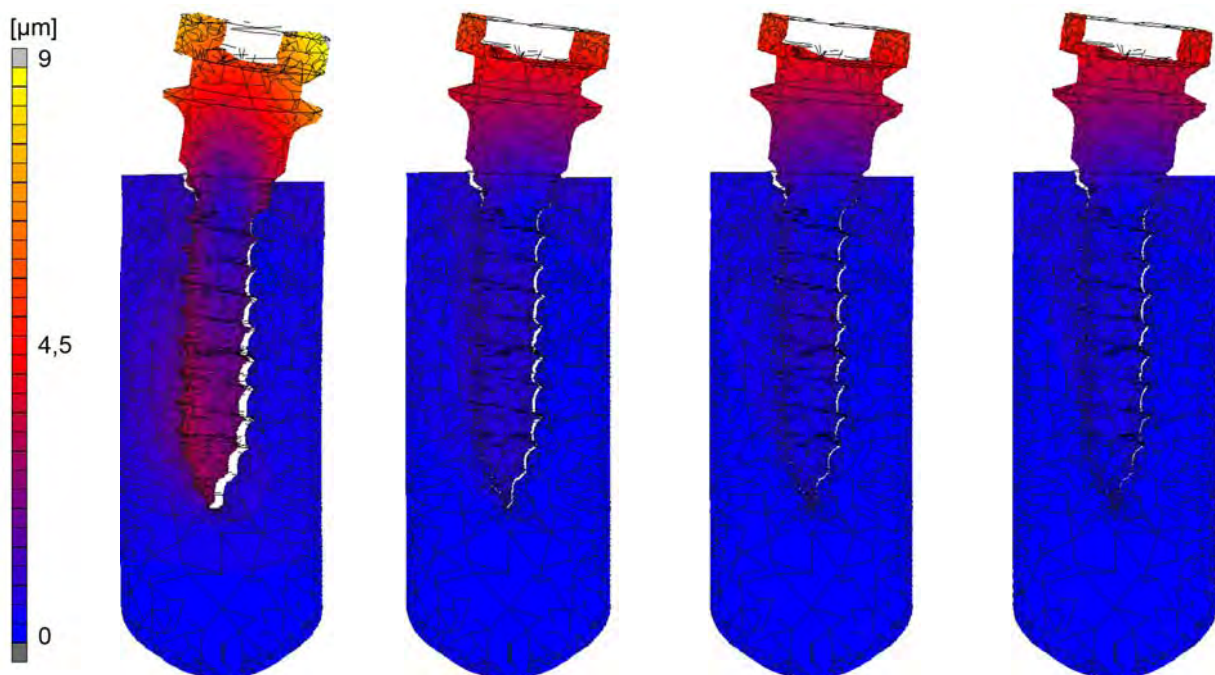
**Abbildung 62:** Auslenkung bei einer Kortikalisdicke von 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25%- und 75%-Perzentil.

**Tabelle 21:** Auslenkung bei einer Kortikalisdicke von 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.

E-Modul [MPa]	Minimum [ $\mu\text{m}$ ]	25%-Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	Median [ $\mu\text{m}$ ]	75%-Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	Maximum [ $\mu\text{m}$ ]
100	2,1	3,6	6,1	8,3	19,6
400	2,0	3,8	6,1	8,8	19,5
700	2,0	3,9	6,0	8,7	18,4
1.000	2,0	3,6	5,6	7,8	16,1

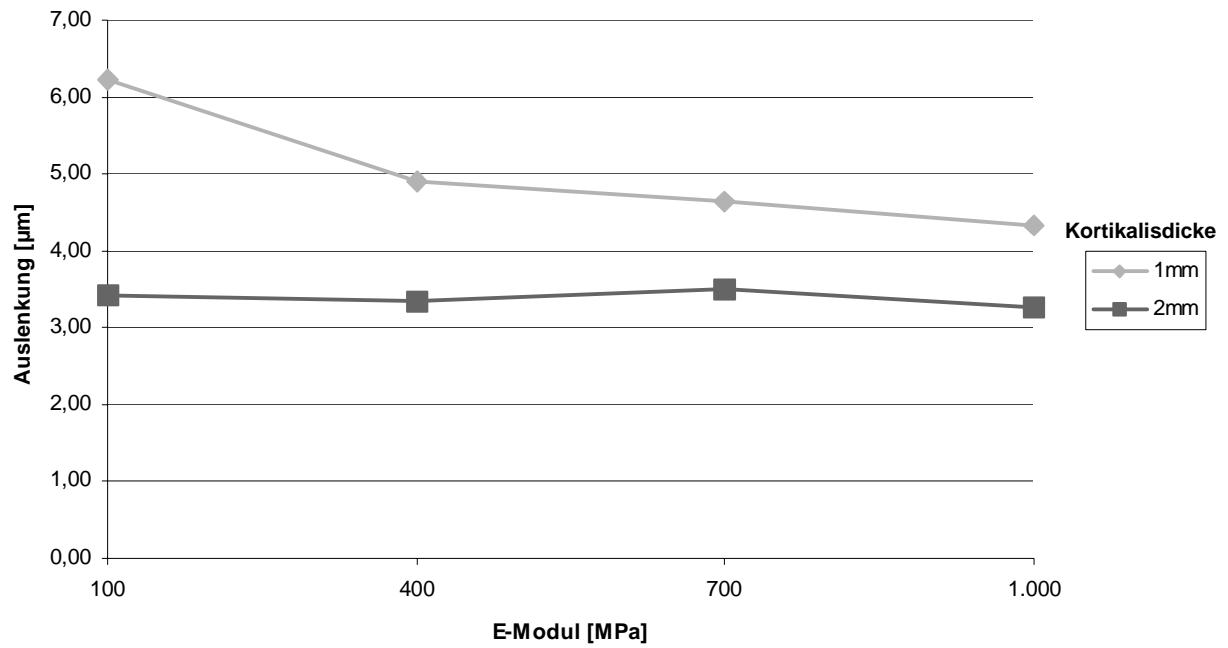
Da nur bei 1 mm dicker Kortikalis deutliche Unterschiede zwischen der Auslenkung bei Variation des Spongiosa-E-Moduls festgestellt werden konnten, werden im Folgenden am Beispiel der Mini-Schraube Åarhus 9,6 mm x 1,5 mm nur die entsprechenden FE-Bilder bei einer Kortikalisdicke von 1 mm dargestellt und erläutert. Zur besseren Darstellung sind die Auslenkungen mit einem Faktor 100 überhöht dargestellt.

Deutlich zu erkennen ist die größte Auslenkung der Schraube bei einem E-Modul von 100 MPa (vgl. Abbildung 63 links), die sich bei 400 MPa bereits deutlich verringert (vgl. Abbildung 63 Mitte links). Zwischen der Auslenkung der Mini-Schraube bei 700 MPa und 1 GPa (Abbildung 63 Mitte rechts und rechts) ist kein Unterschied sichtbar. Der zu erkennende Spalt ist jedoch geringer als bei 400 MPa.



**Abbildung 63:** Überhöhte Darstellung der Auslenkung von Åarhus 9,6 mm x 1,5 mm bei 1 mm dicker Kortikalis unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls. Links:  $E = 100$  MPa, Mitte Links:  $E = 400$  MPa, Mitte rechts:  $E = 700$  MPa, rechts:  $E = 1$  GPa.

Die den FE-Bildern zugrunde liegenden Werte der Auslenkung, die entsprechenden Werte bei 2 mm dicker Kortikalis sowie die Ergebnisse bei Belastung in Richtung der X-Achse sind Abbildung 64 zu entnehmen.



**Abbildung 64:** Auslenkung bei Aarhus 9,6 mm x 1,5 mm bei Kortikalisdicken von 1 mm bzw. 2 mm unter Belastung in Richtung der Y-Achse und Variation des Spongiosa-E-Moduls zwischen 100 MPa und 1 GPa.



## 6 Diskussion

---

### 6.1 *Zur Aussage dieser Arbeit*

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Simulationsreihen nach Parametern getrennt eingehender besprochen.

#### 6.1.1 Einfluss der Kortikalisdicke

Bei allen Simulationsreihen konnte ein Einfluss der Kortikalisdicke ermittelt werden. So ist festzustellen, dass die Dicke der Kortikalis den Haupteinfluss auf die Auslenkung der Mini-Schrauben nahm. Bei Simulationen mit 2 mm dicker Kortikalis war die Auslenkung bis zu 30 % geringer als bei 1 mm Dicke.

Innerhalb der Kortikalis bewirkte die Verdopplung der Materialdicke eine Reduktion der entstehenden Belastung: In orthotroper Kortikalis wurde durch die Verdopplung auf 2 mm Dicke die Spannung um ca. 10 % reduziert. In isotroper Kortikalis konnte nur bei den Medianen einer der beiden Belastungsrichtungen ein Einfluss gefunden werden. Bei Betrachtung der Maximalwerte ist die Abnahme der Spannungen jedoch ersichtlich, so dass hierbei von einem Mittelungsartefakt ausgegangen werden kann. Die Verzerrungen in der Kortikalis wurden ebenfalls durch die Verdopplung der Materialdicke um bis zu 12% reduziert.

Die Verzerrung der Spongiosa wird ebenso deutlich von der Kortikalisdicke beeinflusst. Bei 1 mm dicker Kortikalis treten hohe Verzerrungen in der Spongiosa auf. Zum Teil sind einzelne Spannungsspitzen an den Gewindegängen zu verzeichnen. Durch Verdopplung der Kortikalisdicke wird diese Belastung der Spongiosa verringert. Auch ein sekundärer Effekt bei Betrachtung der Verzerrung in der Spongiosa ist zu erkennen, da die Dicke der Kortikalis den Einfluss des Belastungswinkels auf diese modifiziert.

### 6.1.2 Einfluss der Materialanpassung an orthotrope Kortikalis

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die Anpassung der Materialeigenschaften der Kortikalis von Isotropie zu Orthotropie deutlichen Einfluss auf die kortikalen Ergebnisse hat. So ist in orthotroper Kortikalis der Median der Spannungen um ca. 40 % höher als in isotroper Kortikalis. Nicht allein die Höhe, sondern auch die Verteilung der Spannungen wird dabei in Richtung der geänderten Materialorientierung (hier Y-Achse) beeinflusst. Der Median der Verzerrungen in orthotroper Kortikalis ist ebenfalls mit ca. 30 % deutlich höher als in isotroper Kortikalis. Die höheren Spannungen und Verzerrungen im orthotropen Material lassen sich mit dem Hook'schen Gesetz  $\sigma = E \cdot \epsilon$  erklären. Dieses beschreibt die Abhängigkeit zwischen der Spannung  $\sigma$ , der relativen Längenänderung (Verzerrung)  $\epsilon$  und dem E-Modul  $E$ . Zur Einstellung eines Gleichgewichts begibt sich das System in den Zustand geringster Energie, so dass Materialien geringeren E-Moduls zuerst deformiert werden. Durch die Abhängigkeit von Spannung und Verzerrung resultieren bei verringertem E-Modul sowohl höhere Verzerrungen als auch höhere Spannungen. Die Unterschiede der Ergebnisse zwischen isotroper und orthotroper Kortikalis sind demnach weniger abhängig von den Orientierung der Elastizitätskonstanten des Materials als vielmehr Folge des zugrunde gelegten Werts dieser.

Bezüglich der Schraubenauslenkung existiert ein geringerer Einfluss der Materialanpassung. Abhängig von der Kortikalisdicke besteht ein Unterschied von 2 % (1 mm Kortikalis) bis 8 % (2 mm Kortikalis). Die geringen Unterschiede zwischen den beiden Kortikalistypen sind damit zu begründen, dass die Deformation vorwiegend in der Schraube oberhalb des Knochens stattfindet.

### 6.1.3 Einfluss des Spongiosa-E-Moduls

Der E-Modul der Spongiosa hat einen großen Einfluss auf entstehende Verzerrungen innerhalb des spongiösen Materials. Bei Erhöhung des E-Moduls kommt es zu einer Abnahme, deren Graph eine hyperbelförmige Gestalt hat. Eine Kortikalisdicke von 1 mm und ein E-Modul von 100 MPa stellen dabei die ungünstigste Kombination dar, da hierbei für alle Modelle mit Abstand die höchste Belastung im Knochen ermittelt werden kann.

Bei dieser ungünstigen Kombination ist nicht nur in der Spongiosa, sondern auch in der Kortikalis eine erhöhte Spannung zu beobachten. Ab einem E-Modul von 400 MPa sowie ab 2 mm dicker Kortikalis ist kein Einfluss mehr erkennbar.

Bei 1 mm dicker Kortikalis steigt die Auslenkung des Implantats mit sinkendem E-Modul der Spongiosa an. Dieser Zusammenhang kann bei doppelter Kortikalisdicke nicht mehr beobachtet werden. Dies lässt darauf schließen, dass die Dicke der Kortikalis für die Implantatverankerung den entscheidenden Faktor darstellt, während der E-Modul der Spongiosa nur bei unzureichender Kortikalisdicke einen Einfluss nimmt.

#### **6.1.4 Einfluss des Belastungswinkels**

Bei Neigung des Belastungswinkels um 45° nach bukkal ist kein Einfluss auf die Höhe der Verzerrung in der Spongiosa bei 2 mm dicker Kortikalis zu bemerken. Bei einer Kortikalisdicke von 1 mm reduziert sich die Verzerrung jedoch um 35 %. Unabhängig von der Kortikalisdicke erscheint die Verteilung der Verzerrung im Knochen bei einem Belastungswinkel von 45° gleichmäßiger als bei Belastung in reiner Achsrichtung. Auch die Verzerrung der Kortikalis ist durch Neigung des Belastungswinkels um 45° um 31 % (2 mm Kortikalisdicke) bis 36 % (1 mm Kortikalisdicke) verringert.

### **6.2 Einordnung der Ergebnisse anhand von Literaturangaben**

Mechanische Spannung verursacht im Knochen Verzerrung, die definiert ist als relative Längenänderung, 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 unterteilt dabei verschiedene Bereiche: Werte von 50  $\mu$ Strain bis 1.500  $\mu$ Strain bilden den Funktionsbereich des Knochens. Bei Überschreitung dieses Funktionsbereiches bis hin zu 3.000  $\mu$ Strain kommt es zu einer leichten Überlastung, die zu Ermüdungsschäden im Knochen führen kann. Durch Knochenumbauprozesse werden diese Schäden im Normalfall restlos beseitigt. Ab einer wiederholten Verzerrungsbelastung von über 3.000  $\mu$ Strain entstehen jedoch vermehrt Mikroschäden, die im Fall von Kumulation die

Reparaturmechanismen überlagern können. *Melsen und Lang* [2001] geben detaillierter an, dass bei Überschreitung von 6.700  $\mu$ Strain von einer negativen Bilanz im Knochenumbauprozess ausgegangen werden kann.

Zu einem normalen Knochenbruch kommt es dagegen erst nach Krafteinwirkung, die Verzerrungen von 25.000  $\mu$ Strain bewirkt. Zu geringe Verzerrung im Knochen ist ebenso kontraproduktiv. So resultiert Inaktivitätsatrophie, falls langfristig 50  $\mu$ Strain bis 100  $\mu$ Strain nicht überschritten werden [Frost, 2004].

Auch die in dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse der Verzerrung im Knochen können in oben erläuterte Bereiche eingeteilt werden: Dicke und dünne Spongiosa, also Spongiosa, die mit Kortikalisdicken von 1 mm bzw. 2 mm kombiniert ist, weist unter Variation des Belastungswinkels Verzerrungswerte auf, die größtenteils im Funktionsbereich liegen. In diesem Bereich siedeln sich ebenfalls die Werte für Verzerrung bei mit 2 mm dicker Kortikalis kombinierter Spongiosa mit einem E-Modul zwischen 400 MPa und 1 GPa an.

Leichte Überlastungswerte der Verzerrung zeigt iso- und orthotrope Kortikalis unabhängig von der Belastungsrichtung. Ähnliche Werte werden in mit 1 mm dicker Kortikalis kombinierter Spongiosa mit E-Moduln von 700 MPa und 1 GPa, sowie in mit 2 mm dicker Kortikalis kombinierter Spongiosa mit einem E-Modul von 100 MPa erreicht.

Bei Belastung von mit 1 mm dicker Kortikalis kombinierter Spongiosa mit E-Moduln von 100 MPa und 400 MPa entstehen Verzerrungen größer als 3000  $\mu$ Strain. Davon überschreiten die Werte in Spongiosa dieser Konstellation mit einem E-Modul von 100 MPa 6700  $\mu$ Strain, so dass hierbei von einer negativen Knochenbilanz ausgegangen werden muss.

Ebenfalls überschreiten bei dieser Kombination aus E-Modul von 100 MPa und 1 mm dicker Kortikalis mehr als 25 % der Simulationen die Bruchgrenze von 25000  $\mu$ Strain in der Spongiosa. Die Kombination aus Spongiosa mit einem geringen E-Modul von 100 MPa bei einer Kortikalisdicke von 1 mm muss demnach als ungünstigste Konstellation angesehen werden.

*Liou et al.* [2004] haben sich in einer kephalometrischen Studie mit der Frage beschäftigt, ob Mini-Schrauben unter orthodontischer Belastung ortsstabil verweilen. Dabei kommen sie zu dem Ergebnis, dass sich die Schrauben unter einer Belastung von

4 N im Durchschnitt am Schraubenkopf um 0,4 mm bewegen. Die Auslenkungen, die in dieser Arbeit unter einer Belastung von 5 N ermittelt wurden, sind mit Werten zwischen 4  $\mu\text{m}$  bis 14  $\mu\text{m}$ , abhängig von Kortikalisdicke und Materialeigenschaften, um ein Vielfaches niedriger. Dies lässt die Annahme zu, dass die Auslenkung und damit die Stabilität nicht nur von Knochenqualität und –quantität, sondern zu großen Anteilen von klinischen Gegebenheiten, wie beispielsweise der bindegewebigen Einlagerung zwischen Schraube und Knochen, Entzündungsverhalten der Gingiva oder mechanischer Irritation der Schraube abhängt.

### **6.3 Grenzen und Probleme der FE-Methode**

Die Finite-Elemente-Methode bietet eine gute Möglichkeit, komplexe Sachverhalte zu simulieren und im Optimalfall vorherzusagen. Gerade im medizinischen und biomechanischen Bereich ergänzt sie klinische Untersuchungen um Informationen wie Quantität und Lokalisation der zu ermittelnden Parameter, die am lebenden Objekt nicht zu ermitteln wären. Jedoch müssen bei jeder Simulation die Grenzen der FEM, die stets nur eine numerische Näherungslösung darstellt, bedacht werden. Je genauer die klinische Situation simuliert werden soll, desto komplexer werden die Modelle und desto größer wird die Rechenzeit. Zumeist wird aus diesem Grund auf vereinfachte Modelle mit vereinfachten Materialparametern ausgewichen. Diese können grundsätzliche Auskunft geben, dürfen aber nicht mit der realen Situation gleichgesetzt, sondern müssen stets validiert werden. Das Ergebnis hängt immer auch von der Erfahrung des Modellierers ab, denn Fehler in der Modellierung führen zwangsläufig zu Fehlern im Ergebnis, die erst als solche erkannt werden müssen.

Abgesehen von diesen grundsätzlichen Grenzen der FEM, gibt es spezielle Problematiken, die in die Ergebnisanalyse miteinbezogen werden müssen: Bei den in der vorliegenden Arbeit verwendeten Mini-Schrauben sind zum Beispiel von den inserierten Schrauben  $\mu\text{CT}$ -Scans angefertigt und anhand dieser Oberflächennetze automatisch generiert worden. Hierbei ist besondere Bedeutung auf die geometrischen Elemente zu legen, da bei Verwendung nicht optimaler Dreiecke, das bedeutet Dreiecke mit spitzen und stumpfen Winkeln, beispielsweise die Interpolationsfehlerrate aufgrund zu großer stumpfer Winkel ansteigt [Babuska und Aziz, 1976].

Nicht nur die Netzgenerierung, sondern auch bereits der Scan kann Problematiken hervorrufen. Fehler beim Scan führen zwangsläufig zu fehlerhaften FE-Modellen der Implantate. Gut zu erkennen ist dies am Beispiel der Mini-Schraube *tomas*<sup>®</sup> 10 mm x 1,6 mm. Die letzten beiden Gewindgänge vor dem Apex sind unvollständig ausgeprägt (vgl. Abbildung 9). Dies gibt Grund zur Annahme, dass die fehlerhafte Gewindestruktur Ursache der ovalen, stark erhöhten Verzerrung in der umliegenden Spongiosa ist (vgl. Abbildung 55).

Zum Teil kommt es zum Verbiegen der Schrauben während der Insertion. Bilden diese verbogenen Mini-Schrauben Grundlage für das entsprechende FE-Modell, so ist das Simulationsverhalten im Vergleich mit FE-Modellen gerader Mini-Schrauben verändert. Dies kann die Ursache dafür sein, dass die Werte einige Implantate, vor allem die der Mini-Schraube *AbsoAnchor*<sup>®</sup> 10,5 mm x 1,4 mm, in vielen Simulationen deutlich nach oben abweichen. Der direkte Vergleich einzelner Mini-Schrauben in der FE-Analyse wird dadurch erschwert, jedoch kann dieses Phänomen ebenso im klinischen Insertionsprozess auftreten und gegebenenfalls nachfolgend zum Verlust führen.

#### **6.4 Grenzen und Probleme bei der Behandlung mit Mini-Schrauben**

Mini-Schrauben erweitern das kieferorthopädische Behandlungsspektrum um die Möglichkeit der skelettalen Verankerung. Aufgrund der Complianceunabhängigkeit, der vielseitigen Einsatzmöglichkeit und der verbesserten Ästhetik gegenüber extraoralen Apparaturen bieten Mini-Schrauben Vorteile sowohl für den Behandler, als auch für den Patienten.

Dennoch müssen auch mögliche Problematiken bei der Behandlung mit Mini-Schrauben beachtet werden: *Kravitz und Kusnoto* [2007] unterteilen diese in mögliche Komplikationen während der Insertion, während orthodontischer Belastung, sowie in mögliche Komplikationen während der Entfernung. Während der Insertion besteht die Gefahr der Verletzung von Wurzel und Parodontalligament (PDL). Dies kann langfristig zur Devitalisation des betroffenen Zahns führen und eine Ankylose bewirken. *Asscherickx et al.* [2005] haben jedoch festgestellt, dass es nach superfizieller Wurzelverletzung innerhalb von 12 Wochen zum nahezu vollständigen Ersatz von Zement, PDL und Alveolarknochen kommt. Trotzdem sollte die Mini-Schraube unmittelbar nach

Wurzelkontakt entfernt werden, da die Erfolgsrate der Schraube in diesem Fall deutlich verringert ist [Chen et al., 2008]. *Ludwig und Böhm* [2007] diskutieren dabei die Eigenbeweglichkeit des kontaktierten Zahnes, durch die die Schraube permanenten Mikrobewegungen ausgesetzt ist. Ein Insertionswinkel von 30° - 40° zur Zahnlongsachse verringert das Risiko der Wurzelverletzung [Poggio et al., 2006]. Wird der Insertionswinkel jedoch mit weniger als 30° zu steil gewählt, so besteht das Risiko der Schraubenluxation unter die Schleimhaut. Nicht nur die Verletzung von Zahnwurzel und PDL, auch die Nervläsion stellt eine Gefahr dar. Durch Berücksichtigung anatomischer Topographie in Kombination mit individuellen Röntgenbildern des Insertionsgebietes kann diese Gefahr jedoch minimiert werden.

Bei der maschinellen Insertionstechnik kann ein subkutanes Emphysem entstehen, wenn Luft die Weichgewebe durchdringt. Deshalb sollte auf die Benutzung einer Turbine bei der Pilotbohrung durch die Gingiva verzichtet und statt dessen mit geringer Geschwindigkeit und geringem Druck rotierend der Zugang geschaffen werden.

Eine Insertion im Oberkiefer kann die Problematik einer Sinusperforation aufwerfen. Bei atrophischer Maxilla, besonders im posterioren Bereich, ist die Gefahr besonders hoch. Eine genaue röntgenologische Untersuchung im Vorfeld sowie tendenziell rechtwinklige Insertion bezogen zur Zahnlongsachse minimieren diese. Abgesehen von Komplikationen betreffend anatomischer Strukturen, kann es während der Insertion durch Torsionsspannung zur Implantatverbiegung bzw. zum Implantatbruch kommen. Deshalb sollte auch bei selbstbohrenden Schrauben die Kortikalis zuvor perforiert werden. Eine Überinsertion sowie zu schnelles Einschrauben sollte vermieden werden.

Während orthodontischer Belastung kann es zum Verlust der Schraube kommen. Dieser begründet sich zumeist durch eine Entzündung bzw. einer Periimplantitis aufgrund schlechter Mundhygiene, aber auch andere Risikofaktoren, wie beispielsweise Systemerkrankungen, Rauchen, Parafunktionen sowie fehlerhafte chirurgische Insertion, können die Ursache darstellen [Park et al., 2006]. Zu der fehlerhaften chirurgischen Insertion gehören Faktoren wie fehlende Primärstabilität oder Überhitzung des Insertionsgebietes über 47 °C.

Ein Schraubenverlust während der Behandlungszeit kann unter Umständen das gesamte Behandlungskonzept beeinträchtigen, wenn mehrere Schrauben erforderlich sind [Wehrbein und Göllner, 2007]. Einige Hersteller bieten hierfür sogenannte Notfall-

schrauben mit einem dickeren Durchmesser an, die in dieselbe Stelle inseriert werden. Auf die Schwierigkeiten des Platzbedarfs bei dickeren Schraubendurchmessern und dem reduzierten Platzangebot ist im Literaturüberblick ausführlich eingegangen worden.

Bei Insertion der Mini-Schraube in die nicht-befestigte Gingiva können Mukosa-irritationen auftreten. Zum Teil überwuchert die Schleimhaut den gesamten Schraubenkopf, so dass für den Patienten der Eindruck entstehen kann, dass die Schraube verloren gegangen ist. Um diese Mukosairritationen zu verhindern, sollte ausschließlich in die befestigte Schleimhaut inseriert werden. Zusätzlich ist gegebenenfalls ein Elastic um den Schraubenkopf als Barriere für das schnell wachsende Gingivaepithel anzubringen.

Der Verlust der Mini-Schraube unter orthodontische Belastung durch Fraktur ist ebenfalls möglich, jedoch ist die Gefahr der Fraktur am transgingivalen Schraubenhals während der Explantation größer. Eine richtige Insertionstechnik zu Beginn der Therapie reduziert diese Komplikation beträchtlich [Kravitz und Kusnoto, 2007].

## **6.5 Schlussfolgerungen**

Die zu Beginn aufgestellte These der Abhängigkeit der Verankerungseffizienz u.a. von der Qualität und Quantität des Knochens hat sich in der Weise bestätigt, dass die Auslenkung der Mini-Schrauben primär von der Kortikalisdicke und sekundär vom Spongiosa-E-Modul beeinflusst wird. Die sehr geringen Auslenkungen lassen im Vergleich mit kephalometrischen Studien nach Behandlung mit Mini-Implantaten jedoch darauf schließen, dass zusätzliche Faktoren, wie beispielsweise Insertionstechnik, Insertionsort und Mundhygiene, eine durchaus entscheidende Rolle spielen und in dieser Weise nicht zu simulieren sind.

Vom Einfluss auf die Auslenkung abgesehen führt eine höhere Kortikalisdicke zu einer geringeren Spannungs- und Verzerrungsbelastung der Spongiosa. Die Materialanpassung der Kortikalis zu orthotropen Eigenschaften bewirkt höhere Werte bezüglich Spannung und Verzerrung innerhalb des kortikalen Materials. Diese sind jedoch klinisch irrelevant, da sie in einem Bereich liegen, in dem diese durch Knochenumbauprozesse verarbeitet werden können. Die Auslenkung der Mini-Implantate wird von orthotropen Eigenschaften der Kortikalis nicht bedeutend beeinflusst. Die bis zu 100 % verlängerte



Rechenzeit ist folglich nicht mit den erzielten Ergebnissen zu rechtfertigen. Eine Idealisierung der Materialien für die FEM scheint weiterhin sinnvoll.

Eine begründete rechtwinklige Belastung der Mini-Schrauben, wie sie von manchen Herstellern gefordert wird, ist unter dem Aspekt der Knochenbelastung nicht zu erkennen. Im Gegenteil verringern sich die Verzerrungen bei Abwinklung der Belastungsrichtung auf bis zu 45° nach bukkal.

Dagegen sollte dem E-Modul der Spongiosa Aufmerksamkeit geschenkt werden: Sowohl Verzerrungen als auch Spannungen und in einem gewissen Maße auch die Auslenkung der Mini-Schrauben unterliegen dem Einfluss des E-Moduls. Die ungünstigsten Werte konnten dabei bei einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa im Zusammenhang mit 1 mm dicker Kortikalis ermittelt werden. Dies hat klinische Relevanz, da ähnlich niedrige E-Moduln in der Spongiosa osteoporotischer Patienten vorliegen. Da die Wirkung der Mini-Implantate nicht wachstumsabhängig ist, sind dem Alter der Patienten prinzipiell keine Grenzen gesetzt. Es muss lediglich darauf geachtet werden, dass zum Schutz der Zahnkeime Mini-Schrauben erst ab dem 12. Lebensjahr verwendet werden dürfen. Beim älteren Patienten hingegen können Mini-Implantate beispielsweise Verwendung bei der Distalisation endständiger Molaren im Rahmen der präprothetischen Kieferorthopädie finden. Gerade bei weiblichen Patienten sollte deswegen eine Erkrankung an Osteoporose vor einer möglichen Behandlung abgeklärt werden, um eventuelle Komplikationen im Vorfeld auszuschließen.

Es wäre wünschenswert das Knochenmodell in zukünftigen Arbeiten an anatomische Strukturbesonderheiten anzupassen. So könnte der „schwammartige“ Aufbau der Spongiosa mit Darstellung der Trabekel und Markräume berücksichtigt werden. Gerade im Hinblick auf Knochensystemerkrankungen, wie beispielsweise Osteoporose, ließe dies neue Erkenntnisse erwarten.

## 7 Zusammenfassung

---

Qualität und Quantität des Alveolarknochens gelten als bedeutende Einflussfaktoren auf die Verankerungseffizienz orthodontischer Mini-Implantate. Ziel dieser Untersuchung war es, die Auswirkung unterschiedlicher Materialparameter im Hinblick auf verschiedene Implantattypen und –größen sowie Belastungsrichtungen mithilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) zu ermitteln.

Hierfür wurden FE-Modelle 16 verschiedener Mini-Implantate von sechs verschiedenen Herstellern erstellt: Åarhus Mini Implant (American Orthodontics), AbsoAnchor<sup>®</sup> Micro Implant (Dentos), Dual-Top<sup>™</sup> (Jeil Medical Corporation), LOMAS (Mondeal Medical Systems GmbH), IMTEC Mini Ortho Implant (IMTEC Corporation), *tomas*<sup>®</sup> (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG). Diese wurden in ein idealisiertes Kieferknochensegment mithilfe des FE-Programmsystems MSC.Marc/Mentat 2007r1 integriert. Die Längen des intraossären Schraubenanteils der Mini-Implantate variierten zwischen 7,0 mm und 10 mm, der Durchmesser zwischen 1,2 mm und 2,0 mm. Es wurden Kortikalisdicken von 1 mm und 2 mm simuliert, die laut Literaturangaben den durchschnittlichen Kortikalisdicken im Insertionsgebiet entsprechen. Der Spongiosa-E-Modul wurde zwischen 100 MPa und 1 GPa, die Belastungsrichtung zwischen 0° bis 45° nach bukkal bei einer Belastung von 5 N variiert. Der Kortikalis wurden in einer Versuchsreihe orthotrope anstelle von isotropen Eigenschaften zugewiesen. Es wurden jeweils die Auslenkung des Implantatkopfes sowie die Verteilung von Spannungen und Verzerrungen in der Kortikalis und der Spongiosa ermittelt.

Bei einem Großteil der Mini-Implantate lag die Auslenkung zwischen 4 µm und 14 µm, abhängig von Kortikalisdicke und Materialeigenschaften. Bei einer Kortikalisdicke von 1 mm stiegen die ermittelten Auslenkungen des Implantatkopfes mit sinkendem E-Modul der Spongiosa an. Bei einer Kortikalisdicke von 2 mm konnte dieser Zusammenhang nicht beobachtet werden. Eine Kortikalisdicke von 1 mm in Kombination mit einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa verursachte bei allen Modellen die höchsten Belastungen im Knochen.

Durch das Kippen der Lastrichtung nach bukkal im Winkel von  $45^\circ$  reduzierten sich die Verzerrungen in der Kortikalis (542  $\mu$ Strain – 4.409  $\mu$ Strain) um bis zu 35 %. Durch Materialanpassung der Kortikalis zu orthotropen Eigenschaften entstanden um 40 % höhere Spannungen (26,1 MPa – 207,7 MPa) und um 30 % höhere Verzerrungen (885  $\mu$ Strain – 10.710  $\mu$ Strain) als in isotroper Kortikalis. Die Verteilung der untersuchten Parameter wurde in Richtung der geänderten Materialorientierung beeinflusst.

Insgesamt zeigte sich, dass die Kortikalisdicke den Haupteinfluss auf die Auslenkung der Mini-Schrauben ausübt. Einen sekundären Einfluss auf die Auslenkung konnte bei Variation des Spongiosa-E-Moduls gefunden werden.

Die Materialanpassung der Kortikalis zu orthotropen Eigenschaften führte zu höheren Werten bezüglich Spannung und Verzerrung innerhalb des kortikalen Materials, die jedoch klinisch irrelevant waren. Der deutlich höhere Aufwand an Rechenzeit war nicht mit den Ergebnissen zu rechtfertigen, so dass eine Idealisierung der Materialien für die FEM weiterhin sinnvoll erschien.

Vorteile von rechtwinkliger Belastung der Mini-Schrauben, wie sie von manchen Herstellern gefordert wird, waren im Hinblick der Knochenbelastung nicht zu erkennen. Statt dessen verringerten sich die Verzerrungen bei Neigung der Belastungsrichtung nach bukkal.

Sowohl Verzerrungen und Spannungen als auch Auslenkung der Mini-Schrauben unterlagen dem Einfluss des Spongiosa-E-Moduls. Die ungünstigsten Werte konnten bei einem Spongiosa-E-Modul von 100 MPa im Zusammenhang mit 1 mm dicker Kortikalis ermittelt werden. Die Verwendung von Mini-Implantaten bei osteoporotischen Patienten ist deshalb zu hinterfragen.

## 8 Literaturverzeichnis

---

- Abdelgader I. Numerical and experimental investigation of different types of mini implants used for orthodontic anchorage: Medizinische Fakultät der Universität Bonn, Diss., 2006
- Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 597-607
- Asscherickx K, Vannet BV, Wehrbein H, Sabzevar MM. Root repair after injury from mini-screw. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 575-578
- Babuska I, Aziz AK. On the Angle Condition in the Finite Element Method. *SIAM Journal on Numerical Analysis* 1976; 13: 214-226
- Berens A, Wiechmann D, Rüdiger J. Erfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie. *Inf Orthod Kieferorthop* 2005; 37: 283-287
- Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Meyer U, Wiesmann H-P, Joos U. Knochenregenerationsprozesse bei sofortbelasteten Mikroimplantaten. *Inf Orthod Kieferorthop* 2005; 37: 274-281
- Büchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 714-722
- Carlsson L, Röstellund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Branemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1986; 57: 285-289
- Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 213-225
- Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod* 2008; 78: 107-113

Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, Yang CF, Chen CM. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 1209-1213

Chen YH, Chang HH, Chen YJ, Lee D, Chiang HH, Yao CC. Root contact during insertion of miniscrews for orthodontic anchorage increases the failure rate: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 99-106

Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Semin Orthod* 2005; 11: 3-9

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

Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 721 e7-12

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

Delaire J, Verdon P, Flour Nantes J, übersetzt von Korkhaus G. Möglichkeiten und Grenzen extraoraler Kräfte in postero-anteriorer Richtung unter Verwendung der orthopädischen Maske. *Fortschr. Kieferorthop.* 1978; 39: 27-45

Diedrich P, Bauer W, Berg R. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000

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

Gedrange T, Bourauel C, Kobel C, Harzer W. Simulation of bone strain by orthodontic implants using the finite element method. *Biomed Tech (Berl)* 2003; 48: 287-290

Heibel H, Alt KW, Wachter R, Bahr W. Kortikalisdicke am Unterkiefer unter besonderer Berücksichtigung der Miniplattenosteosynthese. *Morphometrische Analyse an Sektionsmaterial. Mund Kiefer Gesichtschir* 2001; 5: 180-185

Hernandez LC, Montoto G, Puente Rodriguez M, Galban L, Martinez V. 'Bone map' for a safe placement of miniscrews generated by computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 576-581

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. Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida, 2003

Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. Bull Tokyo Dent Coll 2004; 45: 165-172

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

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München: Urban & Fischer, 2001

Kinzinger G, Diedrich P. Pendelapparaturen zur kooperationsunabhängigen Molarendistalisation im Oberkiefer. Inf Orthod Kieferorthop 2002; 34: 17-34

Kloehn SJ. Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. Angle Orthod 1947; 17: 10-33

Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131: S43-51

Linder L, Carlsson A, Marsal L, Bjursten LM, Branemark PI. Clinical aspects of osseointegration in joint replacement. A histological study of titanium implants. J Bone Joint Surg Br 1988; 70: 550-555

Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 42-47

Ludwig B, Böhm B. Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: innovative Verankerungskonzepte. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2007

Masumoto T, Hayashi I, Kawamura A, Tanaka K, Kasai K. Relationships among facial type, buccolingual molar inclination, and cortical bone thickness of the mandible. Eur J Orthod 2001; 23: 15-23

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

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

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

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

Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37: 334-340

Otto-von-Guericke-Universität-Magdeburg, 2008: Erarbeitung konstruktionsmethodischer Grundlagen für die Entwicklung von Produkten in der Medizintechnik. <http://www.biomaterialienkatalog.de/index.php?katalog=metalle> (Zugriffsdatum:21.04.2008)

Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: e6-15

Park HS, Kwon TG, Sung JH. Nonextraction treatment with microscrew implants. *Angle Orthod* 2003; 74: 539-549

Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 18-25

Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006; 76: 191-197

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

Schmuth GPF. *Kieferorthopädie: 20 Tabellen*. Stuttgart; New York: Thieme, 1994

Tsunori M, Mashita M, Kasai K. Relationship between facial types and tooth and bone characteristics of the mandible obtained by CT scanning. *Angle Orthod* 1998; 68: 557-562

Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod* 2007; 29: 437-442

Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 38-43

Wehrbein H, Göllner P. Skeletal anchorage in orthodontics - basics and clinical application. *J Orofac Orthop* 2007; 68: 443-461

Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of Implant Design on Primary Stability of Orthodontic Mini-implants. *J Orofac Orthop* 2008; 69: 42-50

Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod* 2006; 28: 541-546

Yoon HS, Katz JL. Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness. *J Biomech* 1976; 9: 459-464



## 9 Danksagung

---

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie, für die Überlassung des interessanten Themas, die guten Arbeitsbedingungen sowie insbesondere für die zielorientierte Betreuung.

Herrn Dr. Keilig danke ich für seine stetige Hilfsbereitschaft und seine Geduld, mir die finiten Elemente näherzubringen.

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

Meiner Familie möchte ich für ihre Verlässlichkeit, Motivation und Hilfsbereitschaft während meines gesamten Studiums sowie der Promotionszeit danken.

Danke an Anna und Simon für ihre Unterstützung und ihre konstruktive Kritik an dieser Arbeit.