

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

**Biomechanische Auswirkungen verschiedener orthodontischer Miniimplantate
auf den periimplantären Knochen- eine FEM Analyse**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Stefan Scheuermann
aus Schwäbisch Hall
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. Dr. Christof Holberg

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Jan Kühnisch

Dekan: Herr Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen
Prüfung: 20.10.2009

Meiner Familie in großer Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis	Seite
1. Einleitung	4
2. Literaturübersicht	7
2.1. Implantologie in der Kieferorthopädie	7
2.1.1 Historie	7
2.1.2 Vor- und Nachteile von Miniimplantaten	9
2.1.3 Indikationen und Behandlungszeitpunkt	10
2.1.4 Insertion	12
2.1.5 Implantatgeometrie	14
2.1.6 Einwirkende Kräfte	15
2.1.7 Periimplantäre Effekte und auftretende Belastungen	16
2.1.8 Histologische Aspekte	17
2.1.9 Virtuelle Simulation	19
2.2. Die Finite Elemente Methode (FEM)	20
2.2.1 Definition und Beschreibung des Verfahrens	20
2.2.2 Historische Entwicklung	22
2.2.3 Anwendungen in den Ingenieurwissenschaften	24
2.2.4 Anwendungen in der Medizin und Kieferorthopädie	25
2.2.5 Modellierungsverfahren in der Medizin	28
2.2.6 Materialeigenschaften kieferorthopädischer Simulationsmodelle	30
2.2.7 Kräfte und Belastungen in der Kieferorthopädie	30
2.2.8 Spannungs- und Dehnungsgrenzwerte des Knochens	31
3. Studienziele	32
3.1. Belastungen bei ansteigender Kraftentwicklung	32
3.2. Belastungen bei differierender Knochenqualität	32
3.3. Implantatsystemvergleich	32

4. Material und Methode	34
4.1. Mathematische Modellierung	34
4.1.1 Akquisition der Geometriedaten	34
4.1.2 Aufbereitung der numerischen Daten	35
4.1.3 Volumenkörpererstellung	35
4.2. Implantaterstellung	36
4.2.1 Digitalisierung der realen Implantate	36
4.2.2 Erstellung einer Implantatzeichnung	36
4.2.3 Erstellung eines Implantatvolumenkörpers	37
4.2.4 Zusammensetzen von Volumenkörpern	38
4.2.5 Weiterverarbeitung von zusammengesetzten Volumenkörpern	39
4.2.6 Dreidimensionale Vernetzung	41
4.2.7 Elemente und Materialeigenschaften	42
4.2.8 Lagerbedingungen	42
4.2.9 Belastungen	42
4.3. Gleichungslösung	42
4.4. Visualisierung	44
4.5. Messungen	45
4.5.1 Periimplantär bei ansteigender Kraftapplikation	45
4.5.2 Periimplantär bei differierenden Knochenqualitäten	46
4.5.3 Implantatsystemvergleich	46
5. Ergebnisse	48
5.1. Einfluss ansteigender Krafteinwirkung	49
5.1.1 Vergleichsdehnung	50
5.1.2 Vergleichsspannung	53
5.2. Einfluss der Knochenqualität	55
5.2.1 Vergleichsdehnung	55
5.2.2 Vergleichsspannung	57
5.3. Implantatsystemvergleich	60
5.3.1 Vergleichsdehnung	60
5.3.2 Vergleichsspannung	71

6. Diskussion	82
6.1. Kritische Diskussion der Methodik	82
6.1.1 Grad der morphologischen Lokalisierung	83
6.1.2 Materialeigenschaften	83
6.1.3 Randbedingungen	85
6.1.4 Messungen	85
6.2. Interpretation der Messwerte	85
6.3. Belastungsentwicklung bei zunehmender Kraftapplikation	87
6.4. Einfluss der Knochenqualität	88
6.5. Vergleich der Implantatsysteme und Einfluss der Implantatgeometrie	89
7. Schlussfolgerung	92
8. Literaturverzeichnis	93

1. Einleitung

Verankerung ist in der Kieferorthopädie bis zum heutigen Zeitpunkt eine zentrale Herausforderung und häufig steht und fällt der Behandlungserfolg damit. Zahlreiche intra- und extraorale Verankerungsmittel stehen dem Kieferorthopäden dafür zur Verfügung. Zwischen Verankerung und Kraftangriffspunkt entsteht dabei ein biomechanisches Kraftsystem, das auf den Gesetzmäßigkeiten der Mechanik Isaac Newtons beruht ($actio = reactio$) und somit abhängig von Dauer, Richtung und Größe der Kraft ist.

Für den Kieferorthopäden ist es von immenser Wichtigkeit alle auftretenden Kräfte einzuplanen, da es sonst während der Behandlung leicht zu unerwünschten Nebenwirkungen kommen kann. Werden Zähne als Verankerung genutzt, kann es dann unter Umständen zu Zahnstellungsänderungen im Sinne von Rotationen und Translationen führen. Generell bleibt bei inadäquater Verankerung der Behandlungserfolg aus. Gerade hieraus ergibt sich die Notwendigkeit einer zuverlässigen und stabilen Verankerung. Sind Zähne für die Verankerung, z.B. nach parodontalen und endodontischen Erkrankungen, oder vorzeitigem Zahnverlust nicht geeignet, ist es für den Kieferorthopäden bisher notwendig, extraorale Verankerungssysteme, wie z.B. Headgear, Delaire Maske, oder Klasse II Elastics einzusetzen. Viele der bisherigen Verankerungsmittel haben jedoch vor allem für den Patienten entscheidende Nachteile:

Sie sind abhängig von der Patientenmitarbeit, haben unerwünschte Nebenwirkungen und sind ästhetisch für viele Patienten nicht vertretbar, wodurch deren Compliance leidet und der Behandlungserfolg für beide Seiten gefährdet ist.

Besonders die erwachsenen Patienten legen großen Wert auf eine ästhetisch ansprechende, möglichst unsichtbare und mitarbeitsunabhängige Apparatur, die sie im Alltag und der Arbeitswelt nicht behindert. Zudem wäre eine einfache, schnelle und komplikationsarme Eingliederung und Entfernung der Apparatur wünschenswert. Für den Kieferorthopäden sind ein breites Indikationsspektrum, die Kombinierbarkeit mit bisherigen orthodontischen Behandlungssystemen und eine stabile, sofort belastbare Verankerung von großem Vorteil.

Durch die Synergie von Implantologie und Kieferorthopädie konnten in den letzten Jahren neue Behandlungskonzepte erschlossen werden. Grundlage dazu war das Prinzip der Osseointegration durch Brånemark et al. (Brånemark, Adell et al. 1969;

Branemark, Hansson et al. 1977). Hierdurch konnten enossale Titanimplantate unter Positionsstabilität lang einwirkenden orthodontischen Kräften widerstehen und somit als orthodontische Verankerung genutzt werden (Roberts, Smith et al. 1984; Roberts, Helm et al. 1989). Seit Roberts et al. enossale Implantate als orthodontische Verankerung einsetzten, haben sich diese intraoralen Verankerungssysteme außergewöhnlich entwickelt. Heute werden zur Verankerung keine dentalen Implantate mehr verwendet, sondern so genannte Miniscrews, die in Durchmesser und Länge deutlich kleiner sind (Kanomi 1997; Costa, Raffainl et al. 1998; Armbruster and Block 2001; Deguchi, Takano-Yamamoto et al. 2003; Melsen 2004; Berens, Wiechmann et al. 2006). Es wurden dazu Schrauben in verschiedenen Systemen mit verschiedensten Durchmessern, Längen, Oberflächen, Schraubendesign des Halses und des Gewindes entworfen. Durch die steigende Nachfrage entstanden diesbezüglich zwar einige klinische Berichte und Studien, die zeigten, dass Miniimplantate als maximale Verankerung dienen und somit extraorale Verankerungssysteme ersetzen können (Odman, Lekholm et al. 1988; Wehrbein, Glatzmaier et al. 1996; Melsen and Lang 2001; Bae, Park et al. 2002; Fritz, Diedrich et al. 2003; Melsen 2004; Berens, Wiechmann et al. 2006), doch gibt es bis heute nur wenige Studien, die die unterschiedlichen Systeme bei orthodontischer Belastung an Hand einer FEM Studie vergleichen und auftretende Kräfte an knöchernen anatomischen Strukturen untersuchen um damit Rückschlüsse der auftretenden Kräfte in Abhängigkeit von Design, Länge und Durchmesser der Miniimplantate zu gewinnen. In vielen durchgeführten klinischen Studien sind zwar Lockerung und Verlust des Implantats feststellbar, doch sind keinerlei Belastungswerte periimplantär registrierbar. Überbelastungsreaktionen nach zu hoher Kraftapplikation, sowie Einflüsse von Implantatgeometrie und Knochenqualität bleiben somit unerkannt. Klinische Studien und Erkenntnisse aus virtuellen Simulationen mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) stehen bezüglich der empfohlenen Kraftapplikation und einer daraus resultierenden Überbelastung nicht immer im Einklang (Costa, Raffainl et al. 1998; De Pauw G.A.M. 1999; Dalstra M 2004; Maino, Maino et al. 2005). So findet in zahlreichen klinischen Studien eine vollständige Osseointegration der inserierten Miniimplantate trotz hoher Krafteinwirkung bis zu 5 N statt (De Pauw G.A.M. 1999), obwohl nach FEM-Untersuchungen aber Miniimplantate bei Kräften über 100 cN verloren gehen können (Dalstra M 2004). Mit Hilfe von histologischen Studien hat man dazu zwar

Knochenanbauprozesse auch nach hoher Kraftapplikation an periimplantären ossären Strukturen feststellen können, welche die inserierten Implantate stabilisieren, doch gehen nach wie vor ein gewisser Anteil inserierter Implantate verloren. Hierbei stellen sich Fragen, zu Einflüssen von Knochenqualität, einwirkenden Kräften und daraus resultierenden Belastungen des periimplantären Knochenlagers hinsichtlich, einer Überbelastung und dem damit verbundenen Implantatverlust. Ziel dieser Studie war es deshalb, an Hand eines Systemvergleichs verschiedener Miniimplantate, auftretende periimplantäre Belastungen bei ansteigender Kraftapplikation zu registrieren und hinsichtlich einer möglichen Überbelastungsreaktion zu beurteilen. Zusätzlich sollten Rückschlüsse auf eine bevorzugte Schraubengröße und den Einfluss der Knochenqualität auf die Belastungsentwicklung geschlossen werden.

2. Literaturübersicht

2.1. Implantologie in der Kieferorthopädie

2.1.1. Historie

Mit der Entwicklung orthodontischer Mini-Implantate wird das Ziel verfolgt, eine möglichst stabile orthodontische Verankerung zu schaffen (Odman, Lekholm et al. 1988; Roberts, Helm et al. 1989; Wehrbein 1994), die für den Patienten angenehm und ästhetisch zu tragen ist und für den Kieferorthopäden keine außergewöhnliche Patientencompliance erfordert (Costa, Raffainl et al. 1998), Diese begann mit der Einführung des Prinzips der Osseointegration durch Brånemark (Branemark, Adell et al. 1969; Branemark, Hansson et al. 1977), und der Belastung enossaler Implantate durch Roberts et al. (Roberts, Smith et al. 1984; Roberts, Helm et al. 1989), der dentale Implantate auf Grund ihrer Positionsstabilität auch zur längeren Kraftapplikation als orthodontische Verankerungselemente einsetzte. Damit begann seit den frühen 80er (Creekmore and Eklund 1983) Jahren eine stetige Entwicklung neuer Systeme bis zum heutigen Zeitpunkt. 1995 veröffentlichten Block und Hoffmann ein palatinales Onplant (Block and Hoffman 1995) (Abb.1), gefolgt von palatinalen Implants durch Wehrbein et al.(Wehrbein, Glatzmaier et al. 1996) (Abb. 2,3). Beide waren jedoch auf den Bereich der Palatinalregion beschränkt (Block and Hoffman 1995; Wehrbein, Glatzmaier et al. 1996). Überwunden wurde diese durch die Einführung der Miniscrews (Abb. 4,5), oder Mini-Implantaten durch Costa et al.1998 (Costa, Raffainl et al. 1998) (Abb. 5), Kanomi (Kanomi 1997) (Abb. 6), Park und den Miniplatten durch Erverdi 2002 (Erverdi and Kargul 2002).

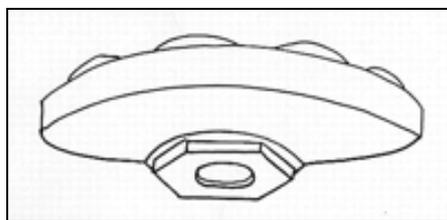


Abbildung 1.

Schematische Zeichnung eines Onplants von S. F. H. Ismail and A. S. Johal Journal of Orthodontics, Vol. 29, No. 3, 239-245, September 2002.

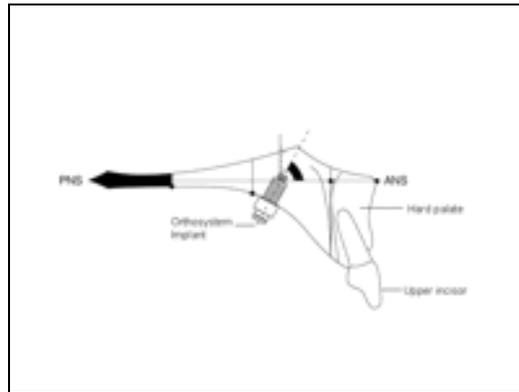


Abbildung 2.

Schematische Zeichnung eines palatinalen Orthosystem Implants von Straumann,
 S. F. H. Ismail and A. S. Johal Journal of Orthodontics, Vol. 29, No. 3, 239-245, September 2002.

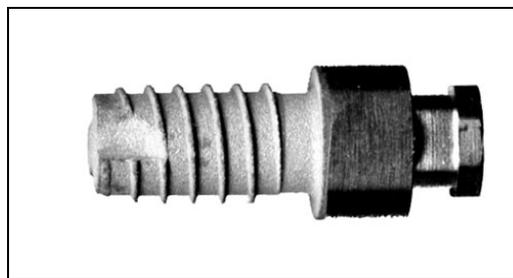


Abbildung 3.

Detaillierte Darstellung eines palatinalen orthodontischen Implantates vom Typ Straumann mit der
 Länge 4mm.

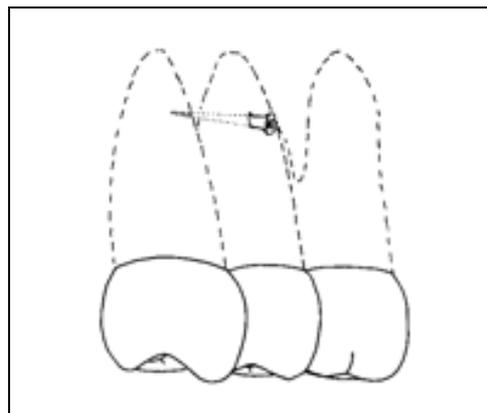


Abbildung 4.

Schematische Zeichnung eines Aarhus Miniimplants, S. F. H. Ismail and A. S. Johal Journal of
 Orthodontics, Vol. 29, No. 3, 239-245, September 2002.



Abbildung 5.
 Detaillierte Darstellung eines Mini-Implantates vom Typ Aarhus.

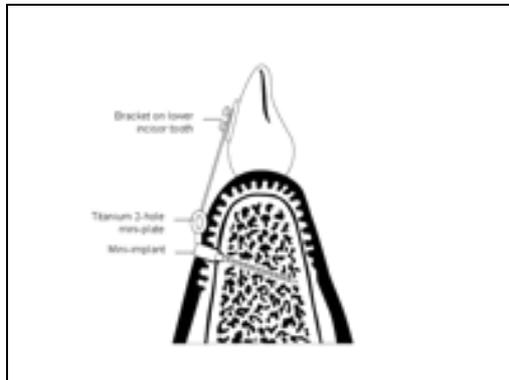


Abbildung 6.
 Ein Mini-implant, wie von Kanomi beschrieben, S. F. H. Ismail and A. S. Johal Journal of Orthodontics, Vol. 29, No. 3, 239-245, September 2002.

2.1.2. Vor- und Nachteile von Mini-Implantaten

Der Einsatz von Mini-Implantaten bietet nicht nur für den Kieferorthopäden, sondern auch für den Patienten ausgesprochene Vorteile. Für den Behandler zählen neben einer guten und zügigen Verarbeitbarkeit auch Wirtschaftlichkeit und die Möglichkeit, neue Verankerungssysteme mit bestehender Multiband-Technik kombinieren zu können. Mini-Implantate bieten dem Kieferorthopäden eine maximale Verankerungsmöglichkeit (Ismail and Johal 2002; Mah and Bergstrand 2005; Maino, Maino et al. 2005; Berens, Wiechmann et al. 2006; Kuroda, Sugawara et al. 2007), nahezu ohne anatomische Lokalisationseinschränkungen, deren Insertion schnell zu erlernen und ohne großen Aufwand (flapless) (Mah and Bergstrand 2005; Maino, Maino et al. 2005) durchzuführen ist. Durch die sofortige Belastbarkeit der Mini-

Implantate nach Insertion, wodurch eine zeitaufwändige Einheilphase entfällt und durch eine zusätzlich von der Patientencompliance unabhängige Behandlung, ist eine straffe und zeitsparende Therapie für Kieferorthopäde und Patient möglich (Mah and Bergstrand 2005). Dem Patienten bieten sich zudem weitere unter anderem ästhetische Vorteile, denn durch den Einsatz von Mini-Implantaten können extraorale Verankerungselemente ersetzt werden, die vor allem für erwachsene Patienten aus sozialen und beruflichen Gründen nicht tolerabel sind. Die Insertion erfolgt für den Patienten innerhalb weniger Minuten minimal invasiv unter Lokalanästhesie und hinterlässt nahezu keine Beschwerden (Kyung, Park et al. 2003; Mah and Bergstrand 2005). Komplikationen sind entweder bei der Insertion, oder der nachfolgenden Behandlung beschrieben und betreffen fast ausschließlich die Stabilität des Mini-Implantats im Knochen (Bae, Park et al. 2002; Miyawaki, Koyama et al. 2003; Mah and Bergstrand 2005; Chen, Chang et al. 2007; Kravitz and Kusnoto 2007; Kuroda, Sugawara et al. 2007; Baek, Kim et al. 2008). Hauptfaktoren sind dabei die Implantatgeometrie, das Knochenangebot, bzw. dessen Qualität, mögliche Entzündungen des periimplantären Gewebes, die Verletzung von Zahnwurzeln und die Höhe der wirkenden Kräfte während der Behandlung (Bae, Park et al. 2002; Deguchi, Takano-Yamamoto et al. 2003; Miyawaki, Koyama et al. 2003; Dalstra M 2004; Mah and Bergstrand 2005; Chen, Chang et al. 2007; Kravitz and Kusnoto 2007; Kuroda, Sugawara et al. 2007; Baek, Kim et al. 2008; Moon, Lee et al. 2008). Sämtliche Faktoren sollten aber vom erfahrenen Behandler in der Therapieplanung berücksichtigt werden und somit den Behandlungserfolg nicht verhindern.

2.1.3. Indikationen und Behandlungszeitpunkt

Für Mini-Implantate haben sich in den letzten Jahren die Indikationsgebiete enorm erweitert. So können heute zwei Hauptanwendungsgebiete unterschieden werden. Dies sind zum einen die Korrektur von skelettalen Diskrepanzen und zum anderen die Korrektur von dentalen Diskrepanzen (Kanomi 1997; Melsen and Lang 2001; Park, Bae et al. 2001; Everdi N 2002; Ismail and Johal 2002; Park, Kyung et al. 2002; Deguchi, Takano-Yamamoto et al. 2003; Kyung, Park et al. 2003; Melsen 2004; Mah and Bergstrand 2005).



Abbildung 7.

Intrusion eines linken zweiten Prämolaren und ersten und zweiten Molaren mit Hilfe von Spider Screws. Maino, Bednar, Pagin, Mura Journal of Orthodontics The Spider Screw for Skeletal Anchorage Volume 37 : Number 02 : Pages (90-97) 2003.



Abbildung 8.

Mesialisierung der oberen Molaren ohne Distalisierung der Frontzähne. B. Zwei Mini-Implantate wurden in oberer Prämolaren Region inseriert. C. Mini-Implantat in rechter unterer Molarenregion inseriert. D. Patient nach orthodontischer Behandlung und vor anschließender Implantatversorgung. (Behandlung von Jörg Thorman).

Birte Melsen, DDS, DO Journal of Orthodontics Overview Mini-Implants: Where Are We? Volume 39 : Number 09 : Pages (539-547) 2005

Dalstra, M.; Cattaneo, P.M.; and Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage, Orthod. 2004 1:53-62, 2004.

In der Diskussion steht dabei noch der Langzeiterfolg beim Einsatz von Mini-Implantaten bei skelettalen Abweichungen (Mah and Bergstrand 2005). Hier sind noch weiter reichende klinische Langzeitstudien erforderlich, um eine abgesicherte Aussage zu treffen.

Etabliert sind hingegen die Anwendungen im Bereich der dentalen Korrekturen. Diese reichen von der reinen Zahnbewegung in anterior-posteriorer Richtung, über die Aufrichtung von Molaren bis zu Intrusionen und Extrusionen von einzelnen Zähnen und Zahngruppen (Melsen 2004; Mah and Bergstrand 2005) (Abb. 7,8). Zusätzlich können sie als Verstärkung von dentalen Verankerungen dienen.

2.1.4. Insertion

Bei der Insertion von Mini-Implantaten sollten zur Therapieplanung, Beurteilung des Knochenangebots und zur anatomischen Übersicht radiologische bildgebende Verfahren herangezogen werden. Zwar wären dazu dreidimensionale Verfahren ideal, doch ist auch die Kombination aus periapikale Röntgen- und Panoramaschichtaufnahmen ausreichend (Mah and Bergstrand 2005).

Nach lokaler Anästhesie kann ohne Bildung eines Weichgewebslappens (flapless) das Mini-Implantat zügig und schmerzfrei eingedreht werden (Abb. 9,10). Bezüglich der Insertionsmethode gibt es verschiedene Möglichkeiten, so kann das Einbringen mit Hilfe eines Schraubenziehers unter Fingerdruck, durch eine passende Ratsche, oder einem elektrischen Winkelstück mit Drehzahl- und Drehmomentbegrenzung geschehen.



Abbildung 9.

Ossäre Aufbereitung mit einem 1,5mm Pilotbohrer für das anschließend inserierte Mini-Implantat. Maino, Bednar, Pagin, Mura Journal of Orthodontics The Spider Screw for Skeletal Anchorage Volume 37: Number 02: Pages (90-97) 2003.



Abbildung 10.

Insertion einer Spider Screw in der linken Prämolaren Region. Maino, Bednar, Pagin, Mura Journal of Orthodontics The Spider Screw for Skeletal Anchorage Volume 37: Number 02: Pages (90-97) 2003.



Abbildung 11.

Mandibular mini-implant locations. A. Retromolar area and molar region. B. Alveolar process. C. Symphysis.

Birte Melsen, DDS, DO Journal of Orthodontics Overview Mini-Implants: Where Are We? Volume 39 : Number 09 : Pages (539-547) 2005

Dalstra, M.; Cattaneo, P.M.; and Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage, Orthod. 2004 1:53-62, 2004.

Die Insertionsrichtung sollte dabei perpendicular zur Knochenoberfläche sein, wobei eine Abweichung bis zu 10° bei schwierigen anatomischen Verhältnissen noch tolerabel ist. Ein Grenzwert von 20° sollte aber nicht überschritten werden (Mah and Bergstrand 2005) (Abb. 11).

2.1.5. Implantatgeometrie

Die Entwicklung der Mini-Implantate ging zwar von den enossalen, dentalen Implantaten aus (Odman, Lekholm et al. 1988; Roberts, Helm et al. 1989; Wehrbein 1994), doch haben sie mit denen wenig gemeinsam. So unterscheiden sie sich in vielen Parametern bezüglich Insertion, Schrauben- und Gewindegeometrie, Länge, Durchmesser und Oberflächenbeschaffenheit (Abb. 12). Dabei fallen Mini-Implantate, wie der Name schon sagt, in Länge und Durchmesser wesentlich kleiner aus und liegen im Längenbereich zwischen 6mm und 12mm, mit einem Durchmesser von ca. 1.2mm bis zu 2mm. Bei Implantaten mit einem Durchmesser von weniger als 1.2mm besteht die Gefahr des Materialversagens (Wehrbein, Glatzmaier et al. 1996; Kanomi 1997; Costa, Raffainl et al. 1998; Ismail and Johal 2002; Kyung, Park et al. 2003; Mah and Bergstrand 2005; Maino, Maino et al. 2005).

Man unterteilt die Implantate in drei Segmente. Das Gewinde, das das Implantat im Knochen stabilisiert und hält, den Implantathals und den Implantatkopf.



Abbildung 12.

Tomos Miniimplantat mit einer Länge von 8-10mm und selbst schneidendes Gewinde zur einfacheren Insertion.

Betrachtet man die Geometrie der Gewinde, so können diese in zylindrisch und konisch zulaufende Formen eingeteilt werden, wobei die konischen Gewinde bevorzugt angesehen werden (Mah and Bergstrand 2005). Gemeinsam ist den Implantaten ein selbst bohrendes bzw. selbst schneidendes Gewinde, das es ermöglicht, die Implantate zügig und für den Patienten schonend einzudrehen. Zusätzlich unterscheiden sich Implantate in ihrer Oberflächenbeschaffenheit. So findet man unter anderem hochglanzpolierte, sandgestrahlte, oder säuregeätzte Oberflächen der Gewinde (Costa, Raffainl et al. 1998; Ismail and Johal 2002; Kyung, Park et al. 2003; Mah and Bergstrand 2005). Der Implantathals ist der transmucosale Übergang von Gewinde zum Implantatkopf. Da er ständig in engem Kontakt zur Mukosa des Alveolarfortsatzes steht, ist eine glatte und polierte Oberfläche zur

Vermeidung von Schleimhautirritationen und damit verbundenen Entzündungen des Weichgewebes von großer Bedeutung.

Der Implantatkopf dient der Verbindung der kieferorthopädischen Apparaturen mit dem Implantat. Dabei werden bevorzugt Implantatköpfe mit .022 slots für archwire Drähte benutzt und mit licht-härtendem Kunststoff Drähte und Implantatkopf verbunden (Mah and Bergstrand 2005).

2.1.6. Einwirkende Kräfte

Eine wichtige Frage für die Kieferorthopäden ist der Zeitpunkt der Kraftapplikation auf das eingesetzte Implantat. Zu Beginn scheute man sich vor der sofortigen Belastung und vermutete einen Stabilitätsverlust des Implantats im Knochen und den damit verbundenen Misserfolg. Doch gilt heute die Meinung, dass eine sofortige Belastung nach Insertion des Implantates möglich ist bzw. erfolgen sollte (Park 2001). In einer histologischen Studie von Romanos et al. zeigten sofort belastete Implantate dieselben positiven Einheilzeichen, wie verzögert belastete Implantate (Romanos, Toh et al. 2002; Romanos, Toh et al. 2003). Auch Freire et al. und Vaude et al. zeigten, dass Miniimplantate nach sofortiger Belastung als kieferorthopädische Verankerung dienen können und durch sofortige Belastung keine Beeinträchtigung der Implantatfunktion festzustellen ist (Freire, Silva et al. 2007; Vande Vannet, Sabzevar et al. 2007). Abgesehen vom Zeitpunkt der Belastung ist die Höhe der applizierten Kraft sicherlich ein mitentscheidender Faktor bei der Behandlung mit Miniimplantaten, da weder das Implantat selbst, noch der das Implantat umgebende Knochen überbelastet werden sollen. Die Höhe der empfohlenen Kräfte wird jedoch kontrovers diskutiert und ist auch in aktuellen Studien nicht in einheitlichen Bereichen zu finden. Freire et al belastete 78 Implantate mit 2,5 N und einer Erfolgsquote von fast 80 %. Maino et al. gibt bei einer Untersuchung zur Spider Screw eine ideale Kraftapplikation von 0,5-2,5 N an während de Pauw et al. 1999 in einer klinischen Studie an Hunden Implantate der Länge 7, 10 und 15 mm über 2 Monate mit einer Kraft von 5 N belastete. Keines der Implantate ging während dieser Zeit verloren, sondern alle waren als kieferorthopädisches Verankerungselement voll funktionstüchtig (De Pauw G.A.M. 1999; Maino, Maino et al. 2005; Freire, Silva et al. 2007). Zusammengefasst werden in der bisherigen Literatur aus klinischen und FEM Studien Kraftapplikationen zwischen 50 cN und 5 N angegeben (De Pauw G.A.M.

1999; Melsen and Lang 2001; Fritz, Diedrich et al. 2003; Melsen 2004; Maino, Maino et al. 2005; Freire, Silva et al. 2007).

2.1.7. Periimplantäre Effekte, auftretende Belastungen

In der kieferorthopädischen Behandlung dient das Implantat als Verankerungselement. Dabei werden Kräfte, die während der Therapie auftreten über das Implantat auf den das Implantat umgebenden Knochen übertragen und wirken dort in Form von Dehnung und Spannung auf knöchernen Strukturen ein (Bourauel 2002; Dalstra M 2004; Buchter, Wiechmann et al. 2005; Freire, Silva et al. 2007). Wirkungsort der entstehenden Belastung stellt vor allem der cervicale periimplantäre Bereich dar (Ohmae, Saito et al. 2001; Romanos, Toh et al. 2002; Fritz, Diedrich et al. 2003; Romanos, Toh et al. 2003) (Abb. 13). Folgt man dem Gewindegang nach apikal in die Spongiosa, nehmen die auftretende Stresswerte deutlich ab (Bourauel 2002). Somit kann der anatomische Bereich der Kompakta als entscheidend für die Aufnahme der entstehenden Kräfte angesehen werden und dieser als kritischer Bereich für mögliche Überbelastungen gelten. De Pauw et al. 1999 belastete in einer klinischen Studie an Hunden Implantate der Länge 7,10 und 15 mm über 2 Monate mit 5 N. In der anschließenden histologischen Analyse konnte nach einem initialen, marginalen Knochenabbau kein zunehmender Verlust an ossären Strukturen festgestellt werden. Vielmehr lag ein radiologisch und histologisch physiologisch völlig intakter spongiöser und kompakter Knochen vor. Alle Implantate waren fest und unbeweglich (De Pauw G.A.M. 1999). Nach einer FEM Studie von Bourauel et al. 2002 mit einer identisch aufgewendeten Kraft von 5 N ist dies durch die auftretenden Belastungen erklärbar. Diese betragen im kompakten Knochen zwischen 300-650 microstrain und im spongiösen Knochen mit 25 microstrain weniger als ein Zehntel der in der Kompakta auftretenden Werte, die weit unterhalb der Frost'schen Grenzen des Knochens bei Dehnungs- und Spannungsbelastungen liegen. Hiernach ist der Erhalt der knöchernen Strukturen sicher (Bourauel 2002). Dalstra et al. allerdings kommt in seiner FEM Studie zu dem Ergebnis, dass bei einer Kraftaufwendung von nur 50 cN Überbelastungen hinsichtlich der Frost'schen Grenzen bei herabgesetzten knöchernen Voraussetzungen durchaus möglich sind und deswegen Implantatverluste nicht sicher auszuschließen sind (Dalstra M 2004).

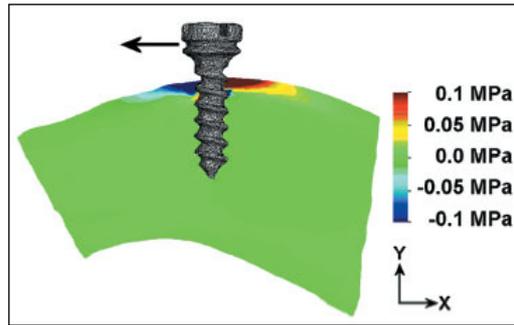


Abbildung 13.

Bei Kraftapplikation entstehen die höchsten Belastungen im Bereich der Kompakta.

Birte Melsen, DDS, DO Journal of Orthodontics Overview Mini-Implants: Where Are We? Volume 39 : Number 09 : Pages (539-547) 2005

Dalstra, M.; Cattaneo, P.M.; and Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage, Orthod. 2004 1:53-62, 2004.

2.1.8. Histologische Aspekte

Während einer kieferorthopädischen Therapie dienen inserierte Miniimplantate als Verankerungspunkte. Kräfte, die bei dieser Behandlung auftreten, werden über das Implantat auf den periimplantären Knochen übertragen. Dieser stabilisiert das eingebrachte Implantat und ist somit mitentscheidend für den Verbleib des Implantats. Können die umliegenden knöchernen Strukturen das Miniimplantat nicht halten, fallen die kieferorthopädische Verankerung und damit der Behandlungserfolg aus. Grundlage für die histologische Betrachtung waren Brånemarks Studien zur Osseointegration (Brånemark, Adell et al. 1969; Brånemark, Hansson et al. 1977). Fritz et al. und Wehrbein et al. postulierten in histologischen Studien eine zunehmende Osteoblastenaktivität nach Belastung während kieferorthopädischer Therapien im Sinne eines Remodellings (Wehrbein and Diedrich 1993; Wehrbein, Yildirim et al. 1999; Fritz, Diedrich et al. 2003). Dies bedeutet eine vermehrte Knochenapposition zur Stabilisierung der inserierten Implantate bei Krafteinwirkung vor allem im cervicalen Bereich des Implantats, da hier die größten Belastungen auftreten (Abb. 14,15). Wehrbein et al. wiesen bei zunehmender Krafteinwirkung eine umfangreichere Aktivität der Osteoblasten im umliegenden Gewebe nach und damit einen positiven Einfluss der Belastung für die Integration des Implantats (Wehrbein and Diedrich 1993; Wehrbein, Yildirim et al. 1999). Diese durch orthodontische Kräfte bewirkte Neuformation des Knochens verhindert Mikrobewegungen des Implantats, welche die Integration stören könnte (Costa, Raffainl et al. 1998). Somit können

auftretende Kräfte ein wichtiger Reiz zur Osseoinduktion sein, was durch positive Knochenremodellation zur verbesserten Stabilität kieferorthopädischer Implantate führt (Costa, Raffaini et al. 1998; Romanos, Toh et al. 2002; Fritz, Diedrich et al. 2003; Romanos, Toh et al. 2003; Vande Vannet, Sabzevar et al. 2007).

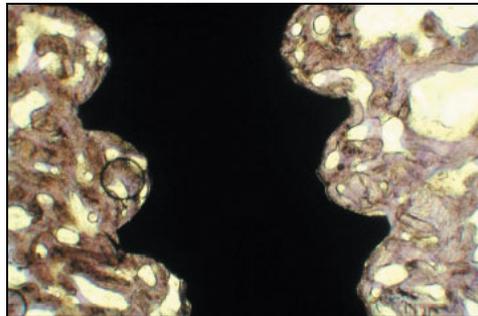


Abbildung 14.

Histologischer Schnitt nach dreimonatiger Belastungszeit. Bemerkenswert ist die periimplantäre Knochendichte und der große Knochen-Implantat Kontaktfläche
 Birte Melsen, DDS, DO Journal of Orthodontics Overview Mini-Implants: Where Are We? Volume 39 : Number 09 : Pages (539-547) 2005
 Dalstra, M.; Cattaneo, P.M.; and Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage, Orthod. 2004 1:53-62, 2004.

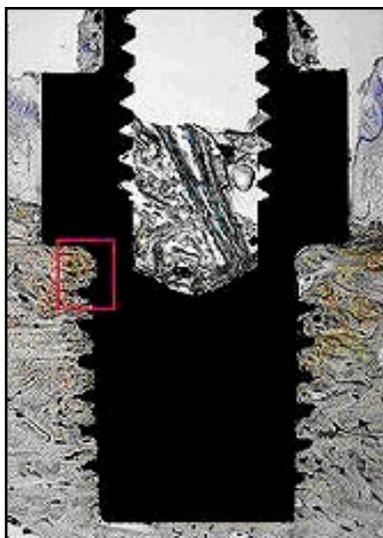


Abbildung 15.

Links: Implantat nach translatorisch-sagittaler Belastung mit vollständiger Osseointegration des gesamten Implantatkörpers und Knochenapposition bis oberhalb der Unterkante des Halsteils. Die Sequenz der kalziumaffinen Farbstoffe (Ausschnittvergrößerung) belegt die vollständige Mineralisation und den kontinuierlichen Reifungsprozess des periimplantären Lamellenknochens. Dies gilt sowohl für die Zugseite links als auch für die Druckseite rechts. Ulrike Fritz, Peter Diedrich, Andreas Ehmer.

Rechts: Vertikal belastete Fixtur mit nahezu vollständiger Osseointegration: Der reife periimplantäre Knochen reicht links bis unter den Halsteil, rechts bis zur obersten Schraubenwindung. In der Mitte des rechten Halsteils. Ulrike Fritz, Peter Diedrich, Andreas Ehmer

2.1.9. Virtuelle Simulation

Klinische und tierexperimentelle Studien stellen bisher die Grundlage für Untersuchungen kieferorthopädischer Miniimplantate dar. Allerdings ist es mit den daraus gewonnenen Ergebnissen nicht möglich genaue Angaben zu sämtlichen auftretenden Belastungen zu machen. Meist kann nur zwischen Erfolg und Misserfolg im Sinne eines Implantatverlustes unterschieden werden, wobei Ursachen oft nicht klar definiert werden können. Deshalb haben sich in letzter Zeit Simulationsverfahren etabliert (Dalstra, Huiskes et al. 1995; Costa, Raffaini et al. 1998; Bourauel 2002; Gedrange, Bourauel et al. 2003; Dalstra M 2004; Gallas, Abeleira et al. 2005; Al-Sukhun, Kelleway et al. 2007). Diese beruhen auf der FEM und erlauben es auch kleinste Belastungen auf den periimplantären Knochen zu registrieren. Dazu können Analysen bei beliebig wählbaren Ausgangsparametern wiederholt und an individuell definierten Messpunkten bestimmt und auftretende Dehnungen und Spannungen auf ossäre Strukturen zuverlässig erfasst und analysiert werden. Allerdings sollte dabei immer eine gewisse anatomische Individualität beachtet werden, die in die Modellherstellung nach anatomischen Mittelwerten nicht immer übernommen werden kann (Holberg 2005).

2.2. Die Finite Elemente Methode (FEM)

Für die Berechnungen der Spannungs- und Dehnungswerte wurde in dieser Arbeit ein Verfahren, FEM verwendet, das seinen Ursprung im Maschinenbau- und Ingenieurwesen hat und dort seit mehreren Jahrzehnten erfolgreich verwendet wird. Es dient hierbei zur strukturabhängigen Belastungsanalyse von komplexen Körpern (Müller G 2002). In den letzten Jahren konnte die FEM zunehmend auch im medizinischen Forschungsbereich integriert werden und in der vorliegenden Studie zur Darstellung und Belastungssimulation der Maxilla herangezogen werden (Costa, Raffainl et al. 1998; Gedrange, Bourauel et al. 2003; Dalstra M 2004; Holberg 2005; Al-Sukhun, Kelleway et al. 2007).

2.2.1 Definition und Beschreibung des Verfahrens

Die FEM stellt ein Näherungsverfahren dar, die es im Bereich der Strukturmechanik erlaubt, Verformungen, Spannungen, Temperaturen und andere Größen von beliebigen komplizierten Bauteilen zu berechnen (Müller G 2002)

Wörtlich genommen bedeutet sie eine Zerlegung eines komplexen Körpers in eine Anzahl endlich großer Elemente (Müller G 2002). Dabei wird der Körper in möglichst kleine Elemente einfacher Form zerlegt, welche über Knotenpunkte miteinander verknüpft sind (Müller G 2002). Diese Elemente haben die Form von Linien, Dreiecken, Vierecken, Tetraedern, Pentaedern oder Hexaedern (Müller G 2002) (Abb. 16). Die Annäherung an das reale zu konstruierende Objekt ist dabei umso besser je kleiner die Elemente sind. Diese Zerlegung wird heute im Preprozessor automatisch berechnet und im Postprozessor graphisch gezeigt (Müller G 2002). Zusätzlich können noch verschiedene Elementarten in Stab-, Schalen- oder Volumenelemente unterschieden werden, was die große Variabilität des Verfahrens verdeutlicht. Durch die Verknüpfung entsteht ein Netzwerk, das basierend auf der Lösung von Differentialgleichungen die mathematischen Berechnungen von Verformungen, Dehnungen und Spannungen bei beliebigen Körpern und Objekten an den verschiedenen Knotenpunkten ermöglicht (Müller G 2002). Bevor die eigentliche Berechnung und Simulation erfolgen kann, muss aus dem realen Objekt ein Simulationsmodell konstruiert werden. Dieser Vorgang wird als Preprocessing bezeichnet und stellt die Konstruktion eines möglichst exakten mathematischen Modells aus finiten Elementen dar. Dabei sollen Geometrie und Materialeigenschaften möglichst realitätsnah sein. Nach Approximation der

Geometrie durch finite Elemente, Eingabe der geometrischen Randbedingungen und der spezifischen Materialeigenschaften der Objekte, können Belastungen mit verschiedensten Richtungsvektoren auf das konstruierte Modell angewendet werden. Es entsteht ein komplexes lineares Gleichungssystem, das die mathematische Berechnung der Verformungen an allen Knotenpunkten in allen Dimensionen ermöglicht und Rückschlüsse auf wirkende Spannungen und Dehnungen am Objekt erlaubt (Müller G 2002).

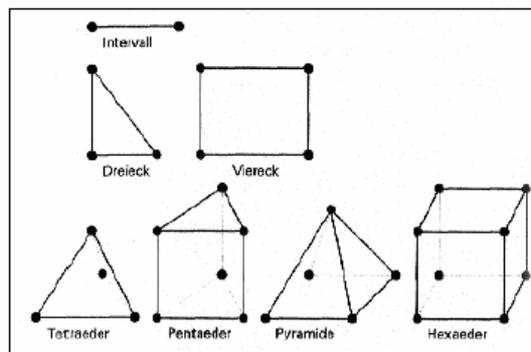


Abbildung 16.
Schematische Darstellung geometrischer Elemente eines FEM-Modells.

Die errechneten Spannungen können dann direkt am Computer farblich visualisiert werden. Durch die variablen Materialeigenschaften können so nahezu sämtliche Körper in verschiedenen Aggregatzuständen imitiert und deren physikalisches Verhalten in gasförmigem, flüssigem oder festem Zustand simuliert werden. Es ergeben sich daraus zahlreiche Einsatzgebiete, welche hauptsächlich in der Belastungs-, Spannungs-, Dehnungs- und Strukturanalyse in den Ingenieurwissenschaften liegen. Zusätzlich kann die FEM auch in der Temperaturfeldanalyse, der Magnetfeldanalyse, der Analyse elektrischer Felder und der Fluidanalyse verwendet werden, da neben komplexen linearen Differentialgleichungen bei Strukturanalysen auch Differentialgleichungen der Elastizitätstheorie (Zienkiewicz 1984). Laplace-Gleichungen zur Temperaturfeldanalyse, oder Maxwell-Gleichungen zur Berechnung von Magnetfeldern möglich sind.

2.1.2. Historische Entwicklung

Bereits im 19-ten Jahrhundert beschäftigten sich zahlreiche Gelehrte mit den Grundlagen der Elastizitätstheorie. Unter anderem sind die Navier, Saint-Venant und Cauchy. Sie beschreiben die Elastizitätstheorie an Hand der Navier'schen und Beltrami'schen Differentialgleichungssysteme, welche aber bis zu diesem Zeitpunkt nur selten oder nur unzureichend zu lösen waren (Müller G 2002).

Den Grundstein für die Entwicklung der Finite-Elemente-Methode (FEM) lieferte 1908 das Ritz'sche Verfahren, womit erstmals die Navier'schen und Beltrami'schen Differentialgleichungssysteme über eine Funktion beschrieben wurde, die noch den geometrischen Randbedingungen genügte und somit zu einer Näherungslösung der Gleichungssysteme führte (Müller G 2002). Dies kann als Vorstufe der FEM angesehen werden. 1941 entwickelt Hrennikoff ein Stabmodell als Ersatz für eine Scheibe und ab dem Jahr 1943 lieferten Courant, Argyris und Zienkiewicz entscheidende Schritte für die Weiterentwicklung des Ritz'schen Verfahren zur FEM (Müller G 2002). Doch dauerte es noch bis zum Jahre 1956 bis Turner, Clough, Martin und Topp das erste vollständige Finite Element für die Scheibe als Weiterentwicklung des Stabmodells von Hrennikoff vorstellten und bis zum Jahre 1960, ehe Clough den endgültigen Begriff des Finiten Elementes festlegte (Müller G 2002). Der Grundgedanke war eine physikalische und mechanische Idealisierung eines realen Modells, wobei der endgültige Beweis für die Zulässigkeit des Verfahrens fehlte (Müller G 2002).

Bis zum Jahre 1965 entstand eine rasante Entwicklung der FEM an den europäischen Universitäten. Vor allem an den Universitäten Lüttich und Swansea in Wales, an der Berkley University in San Fransisco, am Imperial College in London und der Universität Stuttgart wurde mit Hochdruck an der Weiterentwicklung der FEM gearbeitet. 1965 fand man dann auch den endgültigen mathematischen Beweis für die Richtigkeit der Finite-Elemente-Methode, indem man feststellte, dass die FEM nichts anderes als die bereichsweise Anwendung des Ritz'schen Verfahren ist (Müller G 2002).

Dies hatte Courant zwar schon im Jahre 1943 veröffentlicht (Müller G 2002), doch konnten die entstehenden Gleichungssysteme ohne Hilfe von entsprechender Hardware der Computer nicht gelöst werden. Erst Mitte der 50er Jahre waren die damaligen Univac- und IBM-Rechner vorhanden, riesige Maschinen in gekühlten

Räumen, bei denen die Dateneingabe über Lochkarten im so genannten Batch-Modus erfolgte.

Das bedeutet, dass viele Benutzer nacheinander an einem Computer arbeiten (Müller G 2002), die „Jobs“ also nacheinander abgefertigt werden.

Die folgende Entwicklung der Finite-Elemente-Methode war eng mit der Entwicklung neuer Hard- und Software verknüpft. So kamen um 1970 leistungsfähigere Rechner auf den Markt, die die so genannte Timesharing-Nutzung der Rechner erlaubte, bei der viele Benutzer von einem Computer bedient wurden (Müller G 2002). Ende der 70er Jahre wurde mit der Einführung der Minirechner die Rechenleistung vom zentralen Rechenzentrum auf die Fachabteilungen verteilt und mit der Entstehung von Workstations in den 80er Jahren mit Vektor- und Parallelrechnern die Rechenleistung erweitert (Müller G 2002). Spätestens seit den 90er Jahren wurde mit der Weiterentwicklung der Rechenleistung und der Einführung von Netzwerken, bei denen mehrere Computer für jeden Nutzer zur Verfügung stehen, können nahezu alle Berechnungen der Finite-Elemente-Methode auf Workstations oder Personalcomputern am Arbeitsplatz der Ingenieure erfolgen (Müller G 2002).

Während seit Ende der 60er Jahre bis Anfang der 70er Jahre der Nutzen der Finite-Elemente-Methode fast ausschließlich bei der Luft- und Raumfahrtindustrie lag, konnte durch die zunehmende Vereinfachung der Modellierung der Finite-Elemente-Modellen nun auch die Ingenieurwissenschaften an der Entwicklung teilnehmen. Vor allem die Entwicklung einer CAD-FEM-Schnittstelle (Müller G 2002) ermöglichte die direkte Vernetzung der CAD-Modelle und damit die schnelle Verbreitung der Finite-Elemente-Methode.

Im Gegensatz zu den Ingenieurwissenschaften lief die Entwicklung im Bereich der Medizin bedeutend langsamer ab, was vor allem auf die komplexen, schwer zu modellierenden anatomischen Strukturen zurückzuführen ist. So sind Daten aus der Computertomographie, der Kernspintomographie und der Volumetomographie nicht primär für die CAD-FEM Schnittstelle nutzbar (Holberg 2005). Mit Hilfe von Algorithmen zur Flächenrückführung im Bereich der Reverse Engineering (Holberg 2005) oder spezieller Verfahren zur Umwandlung von Polygonnetzen über bilineare NURBS-Patches in geometrisch identische Volumenkörper (Holberg 2005) kann auch heute in der Medizin eine effiziente und schnelle Modellierung erfolgen.

2.2.3. Anwendung in den Ingenieurwissenschaften

Die FEM hatte ihren Ursprung in der Luft- und Raumfahrtentwicklung, in der es auf Grund der Anforderungen des Leichtbaus notwendig war, die Belastungsgrenzen der Werkstoffe zu bestimmen (Müller G 2002).

Kurz darauf entdeckte auch die Automobilindustrie das Potential der FEM. Ab dem Jahr 1969 begann der Einzug in die Automobilentwicklung, wobei die damaligen Rechenleistungen der Computer noch nicht ausreichten, Raum- und Volumenelemente zur Motorenberechnung einzusetzen. So beschränkte sich der Einsatzbereich auf den Achsen- und Karosseriebau mit Flächen- und Balkenelementen (Müller G 2002). Bis zur Anwendung der FEM im Ingenieurwesen mussten Bauteile hergestellt werden, bevor man sie auf Belastungen testen konnte. Dazu war es nötig, eine Konstruktionszeichnung auf Papier anzufertigen, um anschließend einen Prototypen zu konstruieren, den man dann mit realen Versuchen auf Belastungen testete (Müller G 2002). Dies stellte für viele Industriezweige einen enormen finanziellen und zeitlichen Aufwand dar. Mit der Einführung der FEM in die Automobilindustrie und der stetig steigenden Rechenleistung der Computer begann der weltweite Siegeszug der FEM sodann auch im Maschinen- und Anlagenbau und auf allen Gebieten der Technik (Müller G 2002). Mit der fortlaufenden Entwicklung neuer Software setzte sich das „Computer Aided Design“ (CAD) zunehmend durch. Nun konnten beliebige Bauteile im virtuellen Raum entworfen, konstruiert und getestet werden (Abb.17). Problematisch war damals die Überführung eines konstruierten Bauteils in ein FEM-System. Da eine direkte Übernahme der CAD-Konstruktion nicht möglich war, musste das Bauteil ein zweites Mal in einem separaten FEM-Programm neu erstellt werden (Müller G 2002). Dies war zeitintensiv und enorm aufwendig, da die FEM-Software über deutliche schlechtere Möglichkeiten zur virtuellen Konstruktion bot (Holberg 2005). Erst Mitte der 90er Jahre konnte dieses Problem mit der Entwicklung einer CAD-FEM Schnittstelle gelöst werden. Es konnten nun beliebige virtuell konstruierte Bauteile schnell und effizient in ein geometrisch identisches FEM-Modell umgewandelt werden (Holberg 2005) und ohne real vorzuliegen auf Belastungen getestet werden. Entwicklungszeiten und -kosten konnten so erheblich gesenkt und Produktqualität verbessert werden. Somit stellt die CAD-FEM Schnittstelle einen wesentlichen Faktor für den Siegeszug und die weltweite Verbreitung der FEM im Ingenieurwesen dar (Müller G 2002).

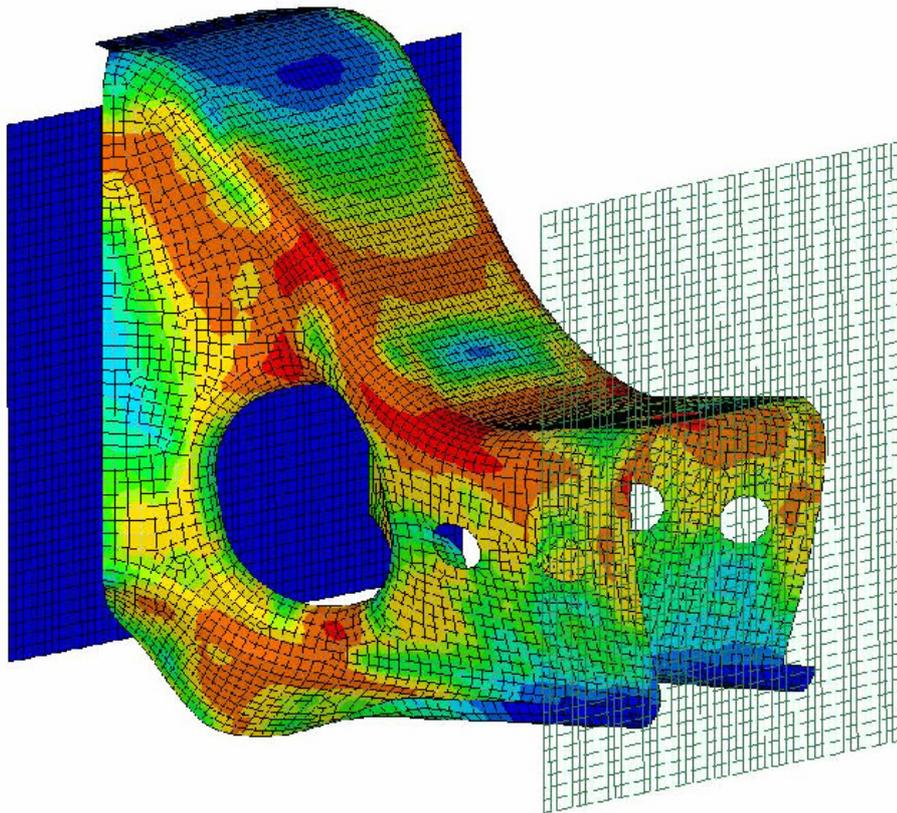


Abbildung 17.

Simulation von kurzzeitdynamischen Vorgängen wie Aufprall, Stöße und Umformung. Firma Cadfem, Grafing bei München.

2.2.4. Anwendung in der Medizin und Kieferorthopädie

In der Medizin ist die Anwendung der FEM gegenüber den Ingenieurwissenschaften erheblich erschwert. Dies begründet sich vor allem darauf, dass hier komplexe anatomische Strukturen mit unklaren Material-eigenschaften und komplizierter Geometrie vorliegen (Müller G 2002). Aus diesem Grund ist eine exakte Erstellung anatomischer Strukturen im CAD-System auch mit großem Aufwand nicht zufrieden stellend möglich (Zienkiewicz 1984; Holberg 2005).

So werden in der Medizin, nicht wie in den Ingenieurwissenschaften direkte CAD – Modelle erstellt, sondern ein dreidimensionales Polygonnetz entwickelt (Holberg 2005). Dabei können Oberflächen anatomischer Modelle mit einem 3D-Scanner digitalisiert und zu Teilpunktwolken umgewandelt werden (Holberg 2005). Die verschiedenen Teilpunktwolken werden dann zu einer Gesamtpunktwolke verbunden, welche anschließend durch ein Triangulationsverfahren in ein CAD-Modell überführt werden (Holberg 2005). Nach der Herstellung eines CAD-Modells aus dem numerischen Polygonnetz wird dieses über eine CAD-FEM Schnittstelle in

ein FEM-Modell umgewandelt (Holberg 2005) (Abb. 18,19). Während für gut einsehbare Oberflächen Oberflächenscanner (Laserscanner oder Scanner mit strukturiertem Licht) zur Digitalisierung und Herstellung einer Punktwolke ausreichend sind, gilt dies nicht für verdeckte anatomische Strukturen.

Sind Oberflächen nicht von allen Seiten einsehbar, müssen zur Herstellung des Polygonnetzwerks dreidimensionale bildgebende Verfahren herangezogen werden. Hier stehen die Computertomographie, Magnetresonanztomographie, Sonographie und Digitale Volumetomographie zur Verfügung.

Die erschwerten Bedingungen zur Modellherstellung führten dazu, dass die FEM-Modelle vieler Untersuchungen ungenau sind und die komplexen anatomischen Strukturen nur grob wiedergeben (Holberg 2005).

Die FEM bietet aber gerade im Bereich der Medizin trotz der Schwierigkeiten in der Modellherstellung auch zahlreiche Vorteile. So können durch virtuelle Belastungstests Kräfte in jeder Größenkategorie gemessen werden, wohingegen in klinischen und tierexperimentellen Versuchen meist nur Auswirkungen großer Kräfte registriert werden können und die Versuche zudem nicht wiederholbar sind (Holberg 2005). Mit den computergestützten virtuellen Belastungssimulationen können die Auswirkungen kleinster Kräfte auf die anatomischen Strukturen beliebig oft analysiert werden (Abb. 20). Dabei sind Ausgangsparameter und Materialeigenschaften durch den Untersucher frei zu wählen und können bei Wiederholungsmessungen selektiv verändert werden (Holberg 2005). Dank dieser Vorteile konnte die Finite Elemente Methode auch in der Kieferorthopädie Einzug halten und etablieren (Costa, Raffaini et al. 1998; Bourauel 2002; Gedrange, Bourauel et al. 2003; Dalstra M 2004; Holberg 2005; Motoyoshi, Yano et al. 2005) und zeigten mit ihren Studien die Eignung des Verfahrens zur Belastungssimulation in der Kieferorthopädie. Dabei können Belastungen in Form von Dehnungen und Spannungen gemessen und erfasst werden (Abb. 19-22). Holberg et al. untersuchte in seiner Studie die Auswirkungen der forcierten Gaumennahterweiterung an Hand der Finite Elemente Methode und konnte nachweisen, dass eine chirurgische Trennung des Keilbein von der Maxilla bei der Behandlung von Erwachsenen von großer Bedeutung ist, um Komplikationen, wie Nervschädigungen an den Foramina der Schädelbasis zu verhindern (Holberg 2005). Motoyoshi et al. untersuchten den Einfluss verschiedener Gewindegänge von 0,5mm – 1,5mm. Es zeigte sich ein eher untergeordneter Einfluss des Gewindegangs auf die Belastungsentstehung. Identisch war bei allen Versuchen ein

Belastungsmaximum am Kopf der Implantate (Motoyoshi, Yano et al. 2005; Motoyoshi, Matsuoka et al. 2007). Gallas et al. untersuchte in seiner Studie die Belastungsverteilung von Implantaten als kieferorthopädische Verankerung. Dabei wurden die Implantate virtuell in ein Finite Elemente Modell der Mandibula inseriert und die anschließend auftretenden Spannungen gemessen. Das Ergebnis zeigte bei allen Simulationen ein Belastungsmaximum im Implantathalsbereich. Für eine stabile Verankerung ist dieser Bereich der Entscheidende (Gallas, Abeleira et al. 2005) (Abb. 22). Allerdings gilt es bei jeder durchgeführten Simulation und deren anschließende Interpretation die anatomische Individualität der anatomischen Strukturen zu beachten.

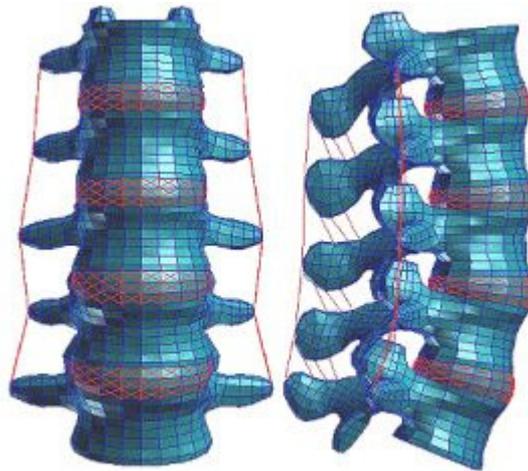


Abbildung 18.

FEM-Modell der Lendenwirbelsäule

Anpassung der Lendenwirbelsäulenbelastung im Finite-Elemente-Modell an die reale Belastung, Dipl. Ing. (FH) Lars Bauer TFH Berlin.

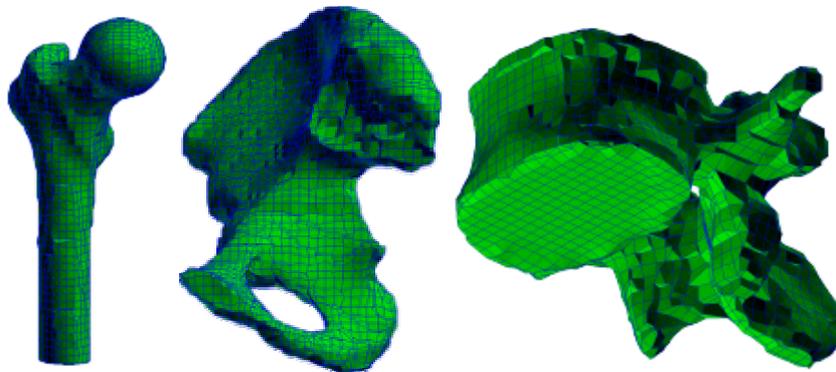


Abbildung 19.

FE-Netz einer Hüftpfanne, eines Oberschenkelknochens und eines Wirbelkörpers, PD Dr.-Ing. Gunter Kullmer, Universität Paderborn.

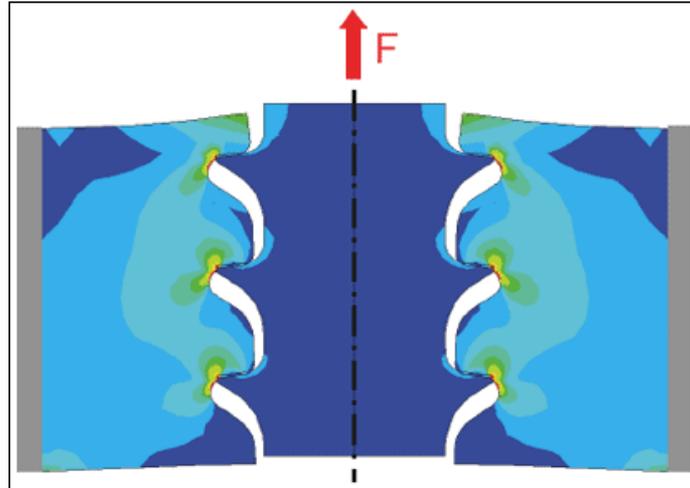


Abbildung 20.

Belastungsanalyse einer Knochenschraube mit Hilfe der Finite Elemente Methode Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik Universität Ulm (Direktor: Prof. Dr. L. Claes).

2.2.5. Modellierungsverfahren in der Medizin

In der Medizin werden hinsichtlich des Modellierungsmodus ein manuelles und semi-automatisches Herstellungsverfahren unterschieden. Wird ein Finite-Elemente-Modell manuell erstellt, kann es als zwei- oder dreidimensionales (Holberg 2005) Konstrukt vorliegen, wobei die Knotenpunkte vom Konstrukteur in einem dreidimensionalen Koordinatensystem manuell festzulegen sind. Dieses Verfahren erfordert einen enormen finanziellen, wie auch zeitlichen Aufwand und ist meist nur von mäßiger Wiedergabegenauigkeit.

Das semi-automatische Verfahren basiert auf der Verwendung von digitalen radiologischen Schichtaufnahmen. Dazu werden anatomische Grenzstrukturen manuell vom Konstrukteur festgelegt und durch Punkte markiert. Es entsteht ein dreidimensionales Oberflächennetz, das anschließend zu einem Finite-Element-Modell umgewandelt werden kann (Holberg 2005).

Die Vernetzung zu einem FEM-Modell geschieht dabei entweder über Vernetzungsalgorithmen, oder eine CAD-FEM-Schnittstelle (Holberg 2005).

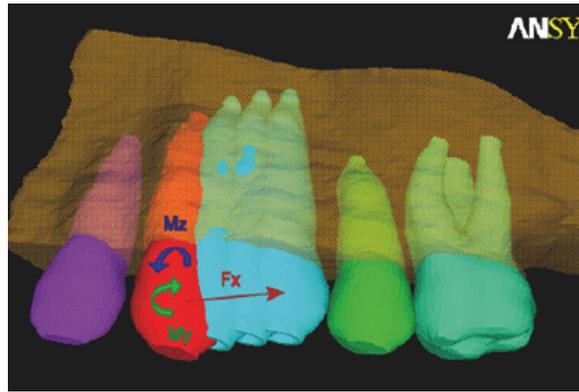


Abbildung 21.

Simulation der initialen Zahnbewegung und FE Simulation mit realitätsgetreuen, individuellen dreidimensionalen FE-Modellen der Zähne eines Patienten (C. Dorow). Finite Elemente Simulation in der Kieferorthopädie Universität Ulm (Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. F. G. Sander).

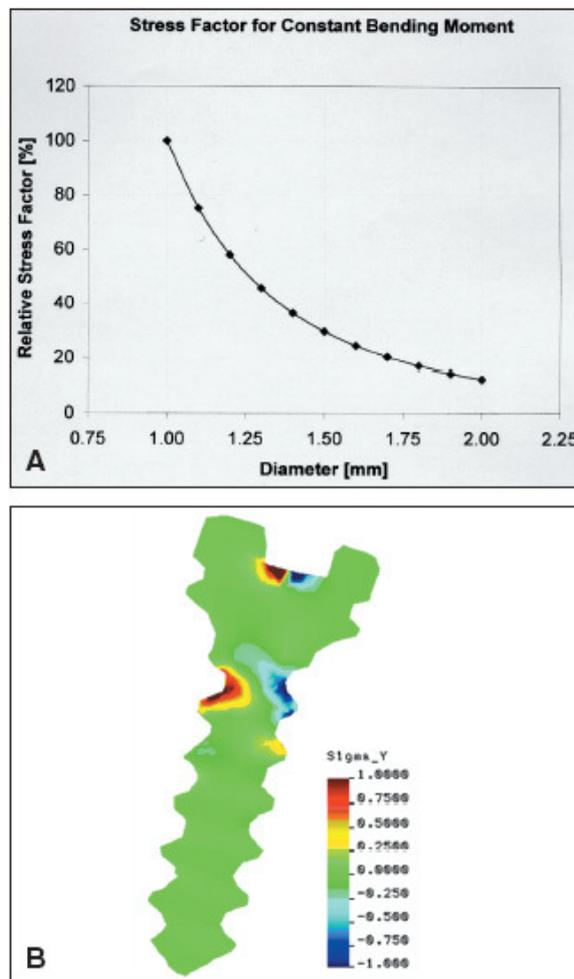


Abbildung 22.

Zusammenhang zwischen auftretender Belastung und Durchmesser des Mini-Implantates. B. Belastungsverteilung bei Implantatentfernung konzentriert sich hauptsächlich auf den Halsbereich des Implantats. Birte Melsen, DDS, DO Journal of Orthodontics Overview Mini-Implants: Where Are We? Volume 39 : Number 09 : Pages (539-547) 2005
 Dalstra, M.; Cattaneo, P.M.; and Melsen, B.: Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage, Orthod. 2004 1:53-62, 2004.

2.2.6. Materialeigenschaften der kieferorthopädischen Simulationsmodelle

In der Kieferorthopädie spielen zum einen skelettale, zum anderen dentale Strukturen eine entscheidende Rolle. Der skelettale Anteil kann in spongiösen und kortikalen Knochen eingeteilt werden, der dentale in Dentin und Schmelz. Jede der vier Materialien unterscheidet sich in den Eigenschaften Elastizitätsmodul, Härte und Dichte. Dabei schwanken die den Materialien zugewiesenen Eigenschaften beträchtlich. So weist Tanne et al. (Tanne, Hiraga et al. 1989) dem Elastizitätsmodul der Kompakta den Wert $1,37 \times 10^3 \text{ kg/mm}^2$ (13,7 GPa) und der Spongiosa den Wert $8,00 \times 10^2 \text{ kg/mm}^2$ (8,0 GPa) zu, während er Dentin und Schmelz nicht unterscheidet und für beide den Wert $2,07 \times 10^3 \text{ g/mm}^2$ annimmt. Dalstra et al. (Dalstra M 2004) gibt für den kortikalen Knochen ein Elastizitätsmodul (Young's modulus) von 17,5 GPa mit einer Poisson's ratio von 0,3 und für den trabekulären Knochen einen Wert von 50, 200 und 1000 MPa mit einer Poisson's ratio von 0,2 an. Cattaneo et al. (Cattaneo, Dalstra et al. 2003; Cattaneo, Dalstra et al. 2005) benutzte für das Elastizitätsmodul eines kompakten Knochens 22 GPa und 25 MPa für die Spongiosa. Schmelz und Dentin wurden auch in dieser Arbeit nicht differenziert und generell mit 22 GPa angegeben. Es zeigen sich also Schwankungen des angegebenen Elastizitätsmoduls für die Kompakta (13,7 GPa und 22 GPa) und für die Spongiosa (25 MPa und 8 GPa).

2.2.7. Kräfte und Belastungen in der Kieferorthopädie

In der Kieferorthopädie spielen Richtung, Höhe und Dauer der Kraft eine entscheidende Rolle. Vor allem die Höhe der einwirkenden Kraft beeinflusst neben der Knochenqualität die Stabilität des eingebrachten Implantats im Knochen. Klinische Versuche zeigten, dass Implantate bei Kräften bis zu 100 cN eine gute mechanische Stabilität im Knochen aufweisen, aber bei Kräften über 100 cN verloren gehen können (Dalstra M 2004). Dalstra et al. wendete dazu eine Kraft von 50 cN parallel zur Oberfläche des Alveolarfortsatzes auf und errechnete eine Belastung des Knochens zwischen 10 und 100 microstrain (Dalstra M 2004). Auch Melsen et al. nutzten nach Implantat Insertion eine Kraft von 50 cN in distaler Richtung zur Distalisierung eines Prämolaren und Aufrichtung eines Molaren (Melsen 2004). Fritz et al. wendete in einem klinischen Versuch eine Kraft von 50 cN mit extrusiver Richtung und 200 cN auf Zugbelastung auf (Fritz, Diedrich et al. 2003) während Freire et al. bei einer histomorphologischen Untersuchung bei sofortiger Belastung

der Implantate eine Kraft von 2,5 N aufbrachten (Freire, Silva et al. 2007). Maino et al. gaben bei ihrer Studie eine ideale Kraftapplikation zwischen 0,5 N und 2,5 N an (Maino, Maino et al. 2005). Bei klinischen Untersuchungen lagen die einwirkenden Kräfte zum Teil auch deutlich höher bis zu einem Wert von 5 N, ohne Verlust der Kieferorthopädischen Verankerung (De Pauw G.A.M. 1999).

2.2.8. Spannungs- und Dehnungsgrenzwerte des Knochens

Die einwirkenden Kräfte führen zu einer Belastung des das Implantat umgebenden Knochens in Form von Dehnung und Kompression der Hartsubstanzen. Diese verursachen biodynamische Effekte im Sinne einer Knochenneubildung und Knochenremodelling, -hypertrophie, -mikrofrakturen, -frakturen, oder -atrophie. Dies ist neben der Schraubengeometrie und der Knochenqualität (Dalstra M 2004) hauptsächlich von der einwirkenden Kraft abhängig. Es gilt also für den Kieferorthopäden Belastungsgrenzwerte einzuhalten, um die Stabilität des Implantats im Knochen nicht zu gefährden und einen Verlust des Implantates zu riskieren. Frost untersuchte hierzu in seiner mechanostatischen Theorie (Frost 1983; Frost 1990; Frost 1990; Frost 1994) die Dehnungsgrenzen des Knochens, welche bei ca. 20000 microstrain liegt. Bei Dehnung des Knochens über 20000 microstrain kommt es zur Überlastung des periimplantären Knochens und zur Fraktur. Bei Dehnungen unterhalb von 2000 microstrain findet kein Knochenanbau statt, während Dehnungen über 2000 microstrain zum Anbau des periimplantären Knochens über Remodelling führen (Frost 1983; Frost 1990; Frost 1990; Frost 1994).

Dalstra stellte dabei fest, dass es bei schlechter Qualität der Spongiosa und Kompakta zu Überlastungen des Knochens und zum Verlust des Implantats kommen kann. Bei gesundem Knochenangebot sind die Risiken der Überbeanspruchung des Knochens jedoch gering und liegt meist unter 50 microstrain (Dalstra M 2004). Untersucht man anstelle der Dehnung die Spannung auf den Knochen, so wird als Belastungsgrenze ca. 140 MPa angegeben (Frost 1983; Frost 1990; Frost 1990; Frost 1994). Bei Spannungen oberhalb dieser kommt es zur Fraktur, bzw. mechanischen Versagen des Knochens.

3. Studienziele

Ziel der vorliegenden Studie war die Simulation und Analyse von Dehnungs- und Spannungsbelastungen nach Implantatinsertion am Modell einer Maxilla. Dazu sollen Belastungsentwicklung auf den periimplantären Knochen bei ansteigender Kraftapplikation untersucht werden. Anschließend wurde der Einfluss von Knochenqualität und Schraubengeometrien als Implantatsystemvergleich bewertet und Belastungswerte an definierten anatomischen Punkten gemessen, um Erkenntnisse über mögliche Überbelastungen zu erhalten.

3.1. Belastungen bei ansteigender Krafteinwirkung

Bei den Simulationen zu ansteigender Kraftapplikation sollten die periimplantären knöchernen Verhältnisse auf Spannungs- und Dehnungsbelastungen untersucht werden. Dabei galt es vor allem bei vorher definierter Knochenelastizität, mögliche Überbelastungen bei steigender Kraftapplikation zu erkennen und zu analysieren. Ebenso sollte die Verteilung der Belastung entlang des inserierten Implantats beurteilt werden. Dies sollte bei zuvor definierter Knochenelastizität für Kinder, Jugendliche und Erwachsene geschehen. Aus den ermittelten Werten für die Höhe und Verteilung der Spannung und Dehnung konnte so auf mögliche Nebenwirkungen und unerwünschte Effekte geschlossen werden, die einen kieferorthopädischen Therapieerfolg gefährden könnten.

3.2. Belastungen bei unterschiedlicher Knochenqualität

Bei den Simulationen zur Belastung bei unterschiedlicher Knochenqualität galt es den Einfluss der Knochenelastizität bei der Spannungs- und Dehnungsentwicklung zu beurteilen. Dabei sollten bei vorher definierter Kraftapplikation Unterschiede in der Belastungsverteilung und -entwicklung zwischen kindlichen, jugendlichen und erwachsenen Knochenstrukturen erfasst und visuell dargestellt werden. Beachtung sollte auch hier die Lokalisation, sowie die Höhe der entstehenden Belastungen unter dem Hintergrund einer möglichen Überbelastung finden.

3.3. Implantatsystemvergleich

Bei der Untersuchung der verschiedenen Implantatsysteme war es Ziel, die virtuell inserierten Implantate unter möglichst gleichen Rahmenbedingungen zu vergleichen.

Dazu wurden Knochenqualität und einwirkende Kraft definiert und anschließend die auftretenden Dehnungs- und Spannungswerte an zuvor festgelegten anatomischen Punkten gemessen. Es galt hier Vor- und Nachteile in der Implantatgeometrie, der Schraubenlänge und des Durchmessers der Implantate abzuleiten. Beachtung sollte auch die Lokalisation auftretender Belastungen und mögliche Überbelastungen finden.

4. Material und Methode

Zum Erhalt der Ergebnisse dieser Studie, wurden verschiedene kieferorthopädische Kräfteszenarien mit Hilfe der FEM simuliert um deren Auswirkungen auf den periimplantären Knochen zu untersuchen. Zur Durchführung der entsprechenden Simulationen wurde ein virtueller Raum geschaffen und dort Versuche zur Belastungsverteilung der einwirkenden Kräfte simuliert, wobei für diese Studie verschiedene Parameter variabel gestaltet werden sollten. So sollten verschiedene Knochenqualitäten an Maxilla untersucht, Implantatgeometrien verglichen und Kräftegrößen bzw. -richtungen analysiert werden. Für die Modellierung der Finite-Elemente-Modelle wurde ein neuartiges Verfahren benutzt, das eine weitaus größere anatomische Genauigkeit wiedergibt und somit exakte Messdaten zulässt. Dieses innovative Verfahren erlaubt eine direkte Herstellung von CAD-Volumenkörpern aus Punktwolken oder geschlossenen Polygonnetzen ohne geometrische Fehler (Holberg 2005) und die Weiterverarbeitung über eine CAD-FEM Schnittstelle zu einem dreidimensional vernetzten Finite-Elemente-Modell auf schnellem und einfachem Wege. Auf diese Weise konnte ein Virtuelles Biomechanik Labor (VBL) geschaffen werden, in dem auch sämtliche Operationen dieser Studie durchgeführt wurden.

4.1. Mathematische Modellierung

Der Begriff der mathematischen Modellierung bedeutet die Herstellung eines virtuellen Modells auf der Basis einer realen Struktur. Dazu wird das hochkomplexe anatomische Modell virtuell auf seine physikalisch wichtigen Eigenschaften beschränkt und somit rechnerisch im Vergleich zum Original optimiert. In diesem Fall mussten sowohl das Abbild einer Maxilla, als auch der Implantate geschaffen werden. Zur Kreation von Maxilla konnte ein innovatives und schnelles Verfahren zur direkten Verarbeitung von polygonen Netzen und Punktwolken über eine CAD-FEM Schnittstelle zu einem dreidimensionalen Finite-Element-Modell genutzt werden.

4.1.1. Akquisition der Geometriedaten

Um die Geometriedaten von anatomischen Oberflächen zu erhalten werden verschiedene bildgebende Verfahren herangezogen werden. Diese können die Computertomographie (CT), die Kernspintomographie (NMR), die digitale Volumentomographie (DVT) oder ein 3d-Oberflächenscanner sein, die die realen

anatomischen Strukturen in dreidimensionale virtuelle Punktwolken überführen. Für diese Arbeit konnte ein Modell der Maxilla genutzt werden, dessen anatomische und ossäre Strukturen über einen 3D-Scanner (Vivid-700, Firma Minolta, Langenhagen) erstellt wurden. Bei diesem wird mathematisch eine Tiefenfunktion abhängig von messbaren Oberflächenparametern entwickelt und somit eine dreidimensionale, virtuelle Punktwolke geschaffen, was auch als Triangulationsverfahren bezeichnet wird. Nach der Digitalisierung des anatomischen realen Modells erfolgte anschließend die Erstellung der virtuellen Oberfläche durch Delauney-Triangulation.

4.1.2. Aufbereitung der numerischen Daten

Die Aufbereitung numerischer Daten diente zur Verbesserung des erstellten polygonen Netzwerkes, indem irreguläre Flächen des Polygonnetzes durch reguläre Flächen ersetzt werden.

4.1.3. Volumenkörpererstellung

Die anatomischen Modelle lagen zum Zwecke dieser Untersuchungen bereits als generierte Volumenkörper im Dateiformat SAT vor. Vorausgegangen war die Akquisition der Geometriedaten der konfektionierten Mittelwertmodelle (Firma Somso) mit Hilfe eines 3D-Oberflächenscanners (Vivid-700, Firma Minolta, Langenhagen). Dabei wird der dreidimensionale Kunststoffkörper über das Triangulationsprinzip in eine dreidimensionale Punktwolke umgewandelt. Die Überführung in ein inhaltsloses Polygonnetz erfolgte dann durch Delauney-Triangulation. Anschließend erfolgte eine Aufbereitung der numerischen Daten, um den Aufbau des Polygonnetzes zu verbessern. Dies erfolgte über die Software Rapidform (Inus Technologies, Seoul, Südkorea) indem irreguläre Flächen der virtuellen Oberfläche durch reguläre Flächen ersetzt wurden. Zudem konnten die Netzpunkte so verändert werden, dass eine möglichst gleichmäßige Kantenlänge der geschaffenen Flächen resultierte. Mit Hilfe der Software Mechanical Desktop (Firma Autodesk, München, Deutschland) konnte nun die inhaltslose, virtuelle Oberfläche in einen Volumenkörper im Dateiformat SAT überführt werden.

4.2. Implantaterstellung

4.2.1. Digitalisierung der realen Implantate

Nach Erhalt der realen Implantate erfolgte die Umsetzung in eine qualitativ verwertbare Bilddatei mit Hilfe eines hoch auflösenden Scanners bei 12000 dpi (Epson) und das Sichern der Datei im JPG-Format (Abb. 23). Anschließend konnten diese dann im CAD-Softwareprogramm (Mechanical Desktop, Firma Autodesk, München, Deutschland) importiert werden.

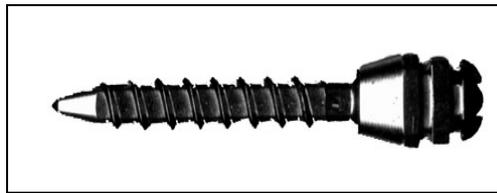


Abbildung 23.

Darstellung eines Tomas Mini-Implantat nach Digitalisierung mit Hilfe eines hoch auflösenden Scanners bei einer Bildqualität von 12000 DPI.

4.2.2. Erstellung einer Implantatzeichnung

Die importierte Bilddatei konnte nun durch die manuelle Zeichenfunktion des CAD-Softwareprogramms (Mechanical Desktop, Firma Autodesk, München, Deutschland) in eine zweidimensionale Profilzeichnung überführt und als DWG Datei abgespeichert werden (Abb. 24).

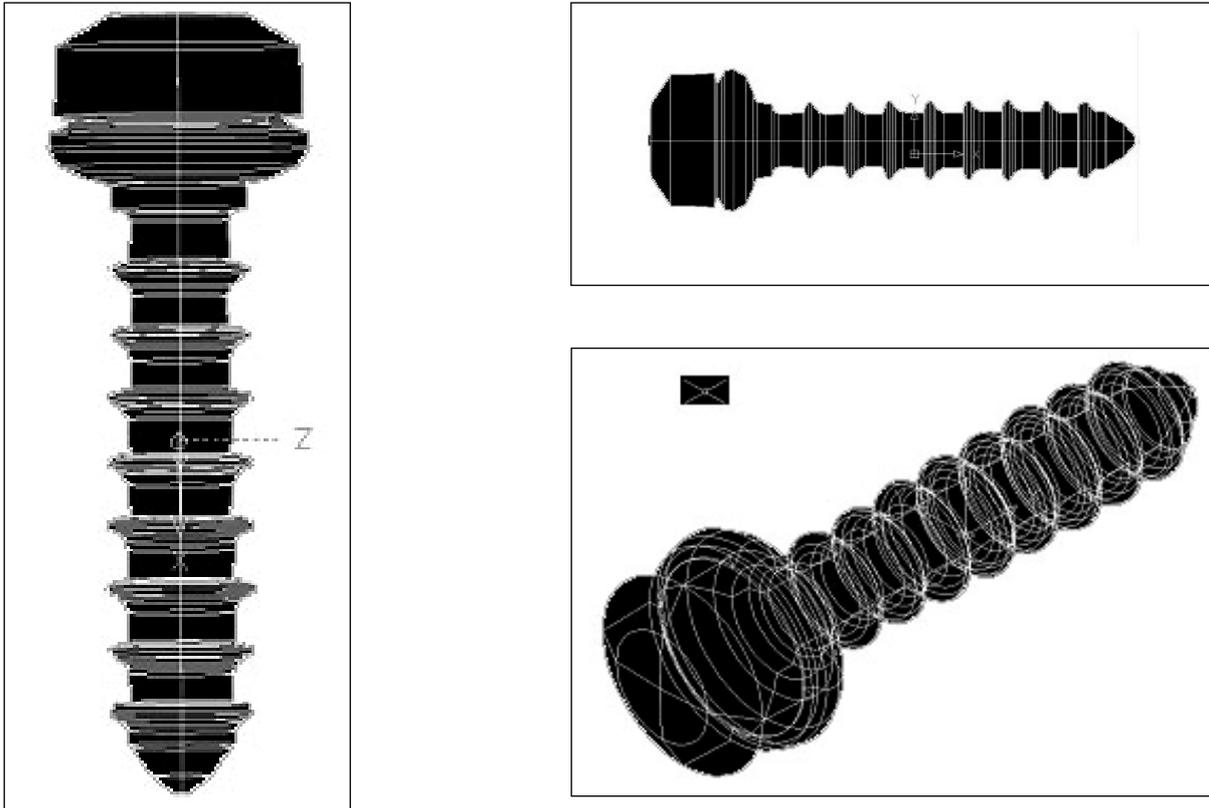


Abbildung 24.

Schematische Darstellung einer Implantatzzeichnung nach Größenkalibrierung mit Hilfe der CAD/CAM Software Autodesk.

4.2.3. Erstellung eines Implantatvolumenkörpers

Nun musste die bisher inhaltslose Profilzeichnung in einen Volumenkörper umgewandelt werden. Dies ermöglichte das CAD Softwareprogramm (Mechanical Desktop, Firma Autodesk, München, Deutschland) mit der Funktion der Profilrotation, wodurch ein dreidimensionaler Volumenkörper generiert wird, der anschließend als SAT Datei gespeichert und exportiert werden konnte (Abb. 25).

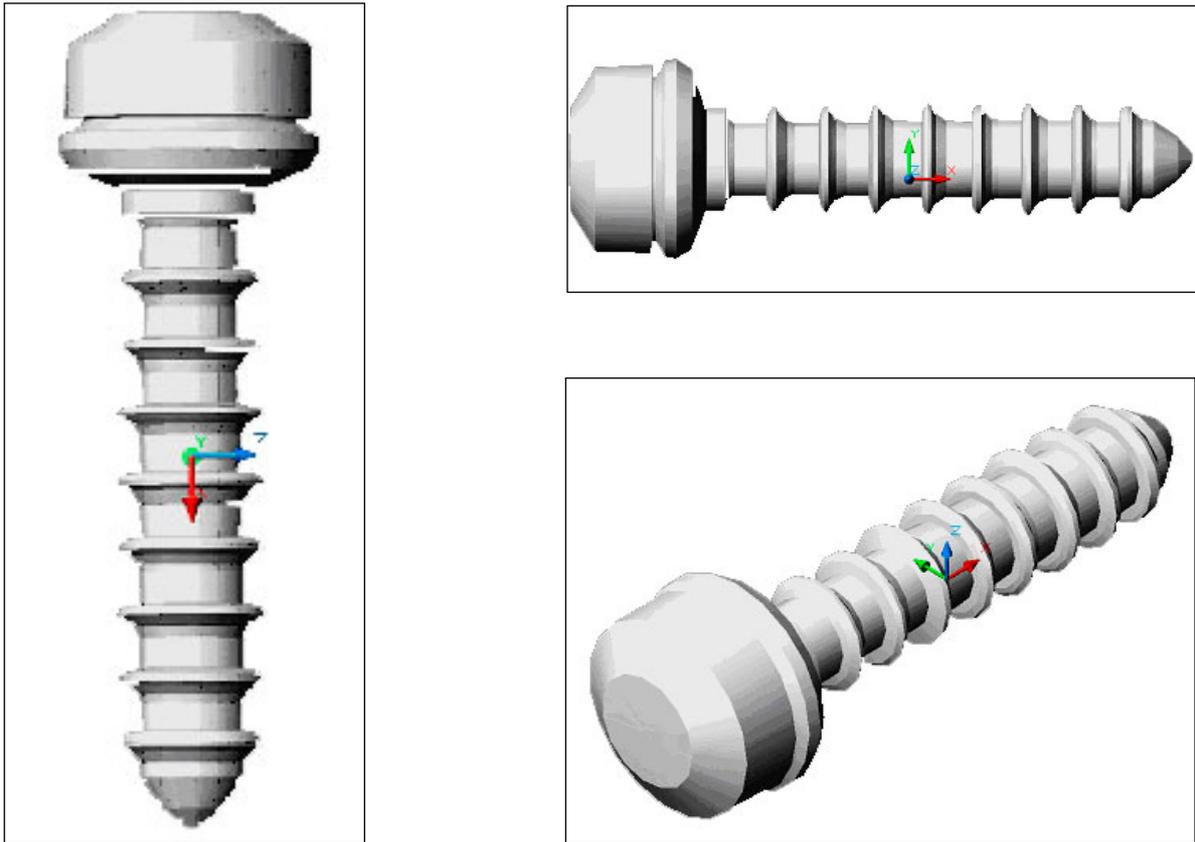


Abbildung 25.

Schematische Darstellung eines gouraudschattierten Implantatvolumenkörpers nach Rotation der zuvor angefertigten Implantatzeichnung.

4.2.4. Zusammensetzen von Volumenkörpern

Im CAD-Softwareprogramm (Mechanical Desktop, Firma Autodesk, München, Deutschland) war es nun möglich, sowohl die generierten Implantate, als auch die anatomischen Modelle im SAT Dateiformat zu importieren. Die Implantate konnten nun an den ausgewählten anatomischen Strukturen eingebracht werden, wodurch Überlappungen der anatomischen Volumenkörper und der Implantate entstanden, welche es zu beseitigen galt (Abb. 26).

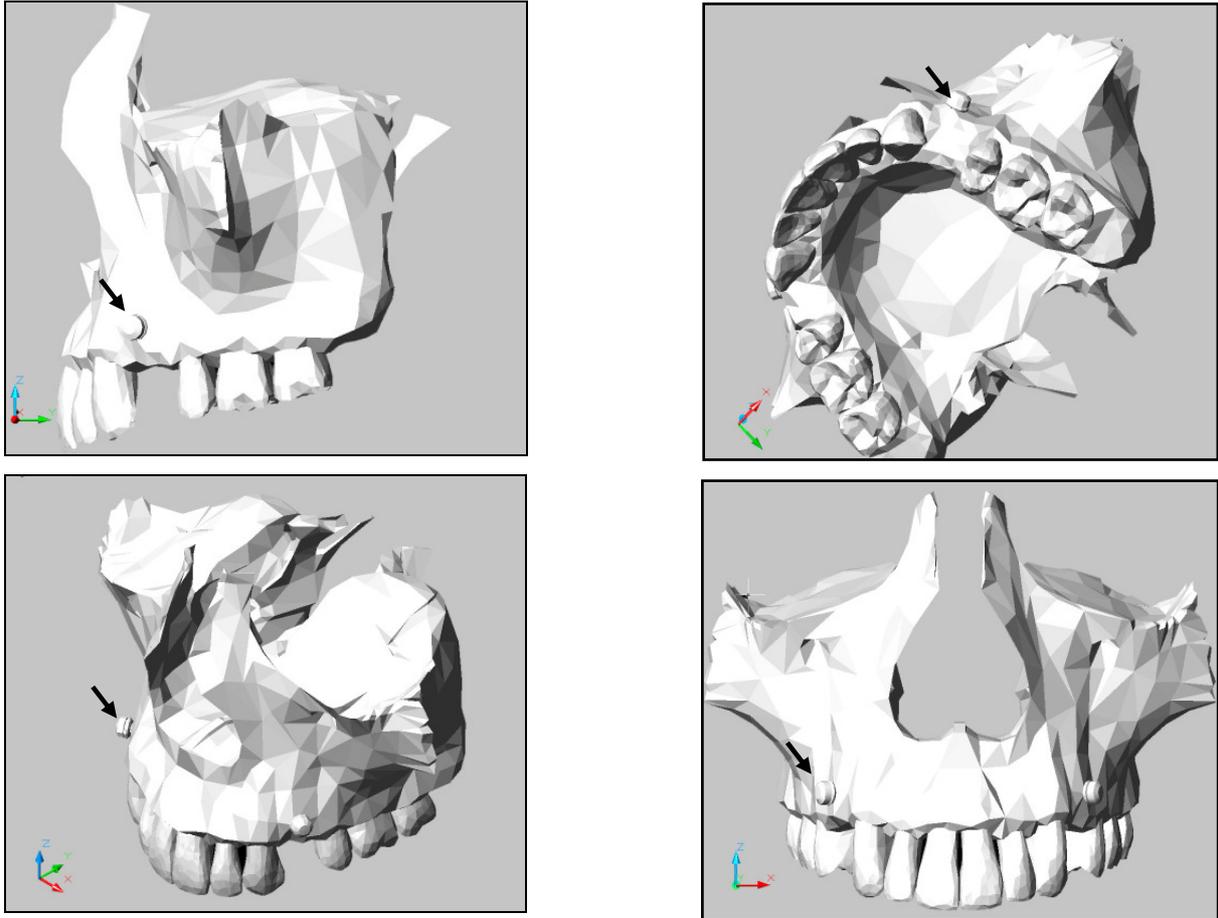


Abbildung 26.

Nach Kombination des Volumenkörpers der Maxilla mit dem generierten Implantatmodell. Es fehlt ein der Implantatform entsprechendes Gewinde im Körper der Maxilla.

4.2.5. Weiterverarbeitung von zusammengesetzten Volumenkörpern

Die folgenden Ziele waren die Beseitigung dieser Überschneidungen und das Schneiden eines Gewindes in den anatomischen Modellen, die der Oberfläche der Implantate entsprechen sollten. Dies war anhand der Subtraktionsfunktion des CAD-Softwareprogramms (Mechanical Desktop, Firma Autodesk, München, Deutschland) möglich, indem der Volumenkörper selektiv vom anatomischen Modell subtrahiert werden konnte und nun ein dem Implantatvolumenkörper entsprechendes Gewinde im anatomischen Modell hergestellt war (Abb. 27). Nun konnte das zuvor gesicherte Implantat erneut positionsgenau wieder importiert werden. Abschließend war es nun möglich die fusionierten Volumenkörper als SAT Datei zu speichern und zu exportieren.

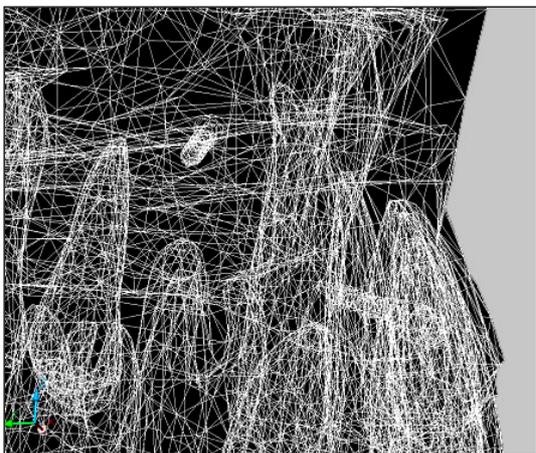
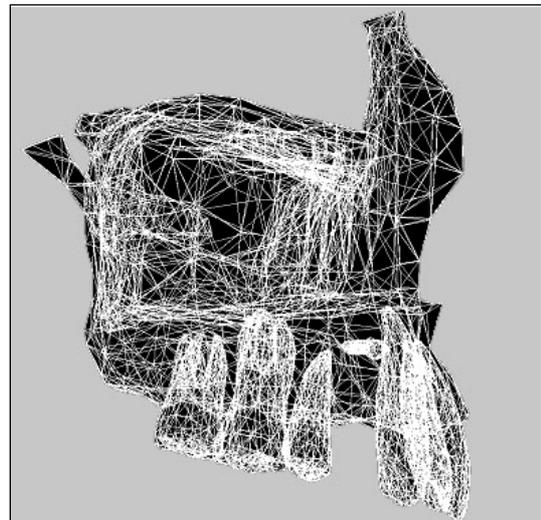
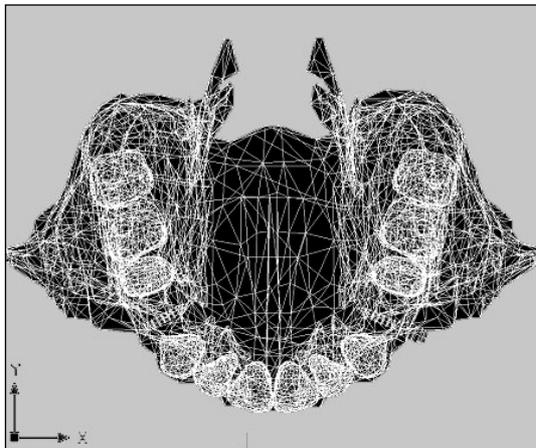
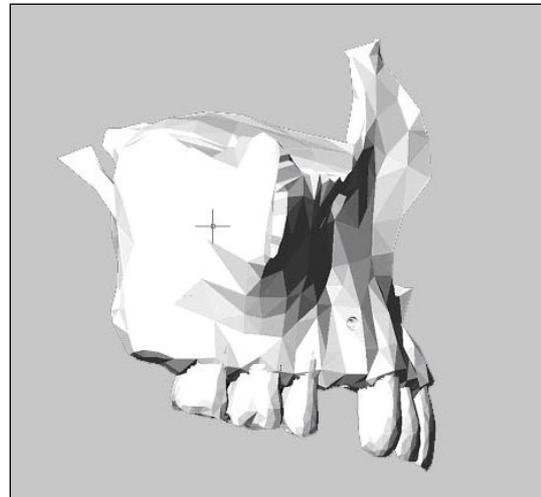
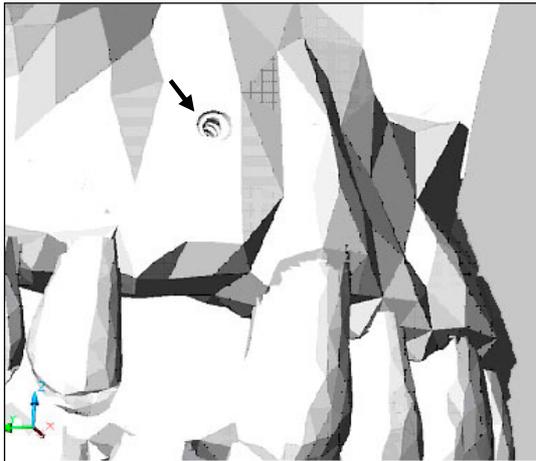


Abbildung 27.
Volumenkörper einer Maxilla mit einem der Implantatform entsprechendem Gewindegang.

4.2.6. Dreidimensionale Vernetzung

Der im SAT Dateiformat vorliegende Volumenkörper musste nun in ein Finite-Elemente-Modell umgewandelt werden. Dies war mit Hilfe des Softwareprogramms Design Space (Ansys Inc, Canonsburg, USA) möglich. Hierzu konnte der Volumenkörper im SAT Format über die „CAD-FEM-Schnittstelle“ importiert und über Delauney -Triangulation dreidimensional zu einem Finite-Elemente-Modell vernetzt werden. Nach erfolgreichem Preprocessing wurde nun das fertige Finite-Elemente-Modell im Dateiformat dsdb abgespeichert (Abb. 28,29).

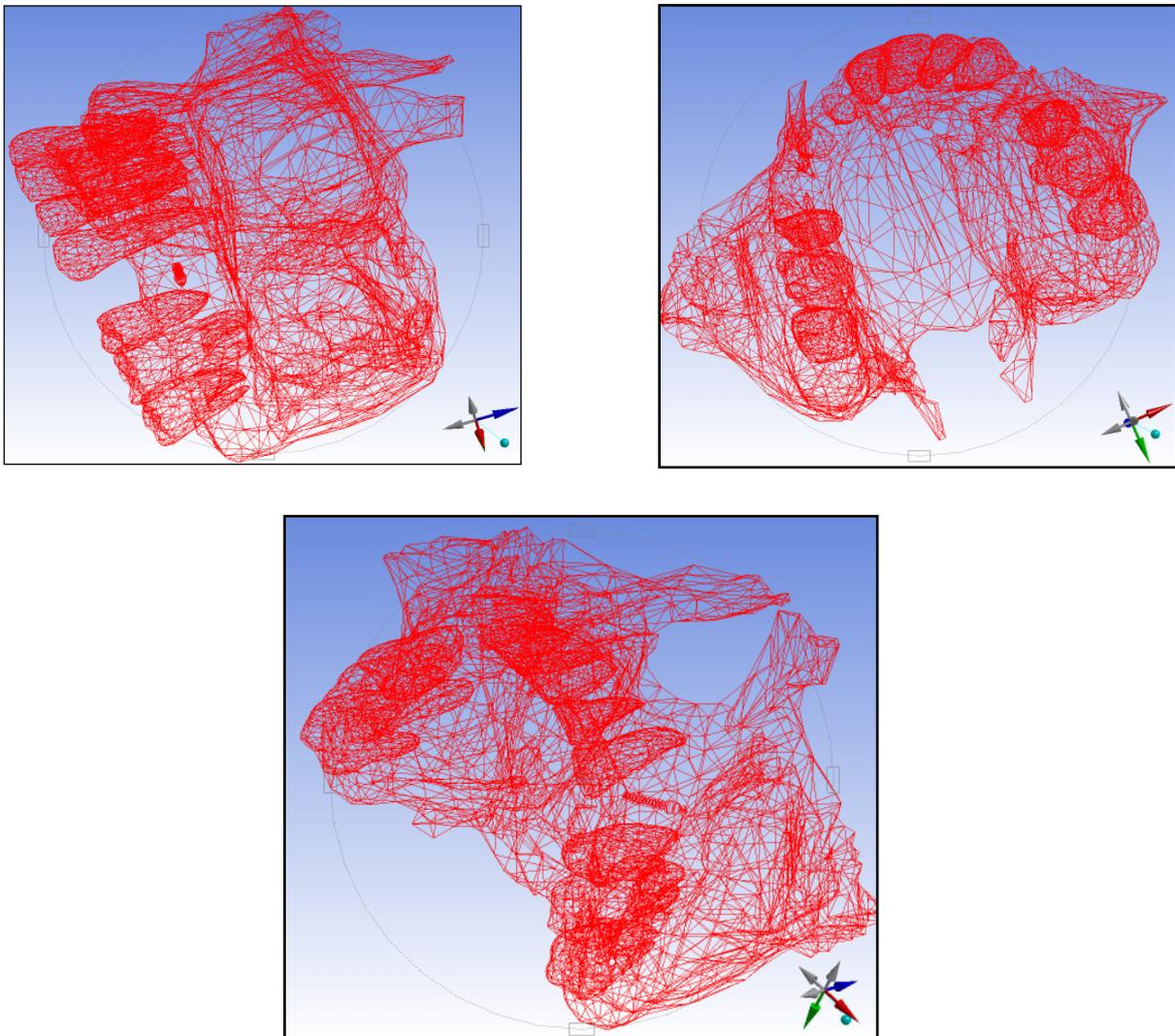


Abbildung 28.

Darstellung eines Finite Elemente Modells. Nach dreidimensionaler Vernetzung konnte aus dem vorliegenden Volumenköpers der Maxilla durch Delauney-Triangulation ein Finite-Elemente-Modell geschaffen werden.

4.2.7. Elemente und Materialeigenschaften

Bei der Generierung des Finite-Elemente-Modells wurden ausschließlich Elemente in Tetraederform erstellt, welche an die anatomischen Voraussetzungen der Volumenkörper optimiert sind. Die Materialeigenschaften der einzelnen Elementen wurden den Angaben der Literatur angepasst (Holberg 2005). Daraus ergaben sich Werte für die Kompakta der Maxilla, die für Kinder mit 10 GPa, für den Jugendlichen mit 12 GPa und den Erwachsenen mit 15 GPa deklariert wurden.

Die Materialeigenschaften der Implantate wurden den entsprechenden Werten einer Titanlegierung und mit 110 GPa angenommen.

4.2.8. Lagerbedingungen

Um eine Krafteinwirkung auf die Simulationsmodelle durchzuführen, müssen diese an zuvor fest definierten Knochenstrukturen fixiert werden. Hierzu wurde an den Modellen der Maxilla der Processus (Proc.) pterygoideus und das Os sphenoidale und an den Modellen der Mandibula der Proc. coronoideus und der Proc condylaris ausgewählt.

4.2.9. Belastungen

Bei den hier untersuchten Behandlungsszenarien wird die Auswirkung einer aufbrachten Kraft auf die periimplantären ossären Strukturen beurteilt. Bei der aufgewendeten Kraft handelt es sich dabei um genau definierte Kraftvektoren, welche eine exakte, aber auswählbare dreidimensionale Ausrichtung, eine variable Größe und Länge besitzen. Die Größe der aufgewendeten Kraftvektoren betragen in dieser Studie 1 N, 2 N und 5 N.

4.3. Gleichungslösung

Nach Überführung des Volumenkörpers in ein Finite-Elemente-Modell, der Festlegung der Kraftvektoren und Fixation der Modelle kann die Belastungssimulation gestartet werden (Abb. 29). Hier entstehen Gleichungen mit mehreren tausend Unbekannten, was darauf zurückzuführen ist, dass jeder einzelne Knotenpunkt des Finite-Elemente-Modells drei Freiheitsgrade besitzt, die ihn in seiner dreidimensionalen Position festlegen. Für jeden dieser Knotenpunkte muss nun eine neue dreidimensionale Lokalisation berechnet werden, wodurch für jeden Knotenpunkt drei Unbekannte in die zu lösende Gleichung eingehen. Nach Lösung

der Gleichung und der Bestimmung der neuen Positionen der Knotenpunkte, können neue und alte Position verglichen werden. Davon können anschließend Dehnungs-, Verformungs- und Spannungswerte abgelesen werden.

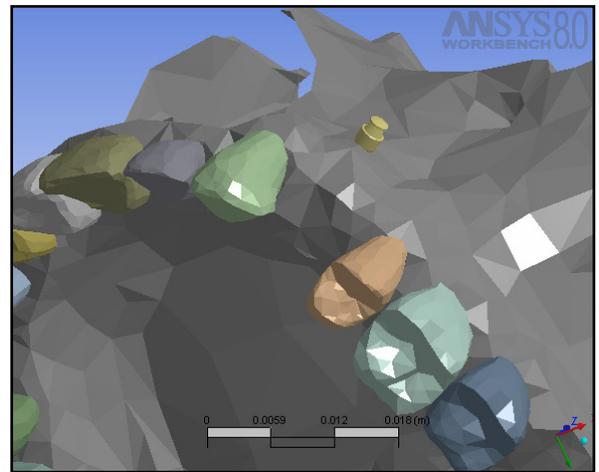
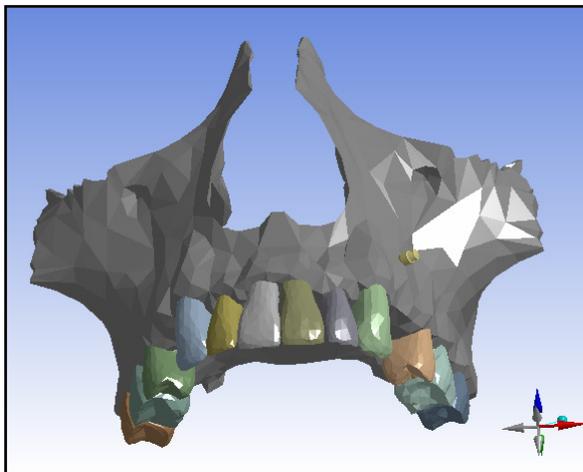
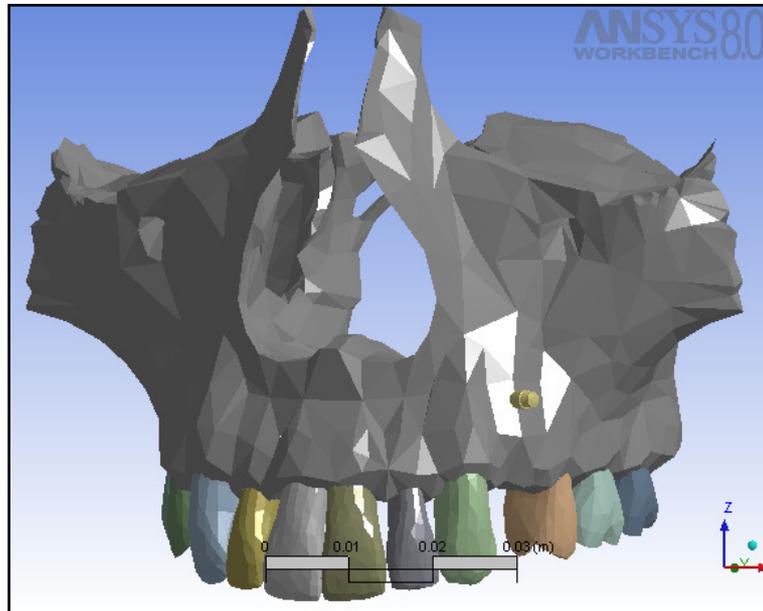


Abbildung 29.

Fertiges dreidimensionales Finite Elemente Modell der Maxilla mit inseriertem Implantat, bestehend aus 52046 Knotenpunkten und 29340 Elementen.

4.4. Visualisierung

Die Design Space (Ansys Inc, Canonsburg, USA) ermöglichte nach erfolgreicher Gleichungslösung eine visuelle Aufbereitung der durchgeführten Simulationen. Somit konnten Dehnungs- und Spannungswerte grafisch dargestellt und die Verteilung dieser verglichen und beurteilt werden. Darüber hinaus war es möglich, beliebige Schnittebenen durch anatomische Strukturen und Implantate zu legen und anschließend mit einem programminternen Messinstrument an jeder gewünschten Stelle Spannungs- und Dehnungswerte zu ermitteln (Abb. 30).

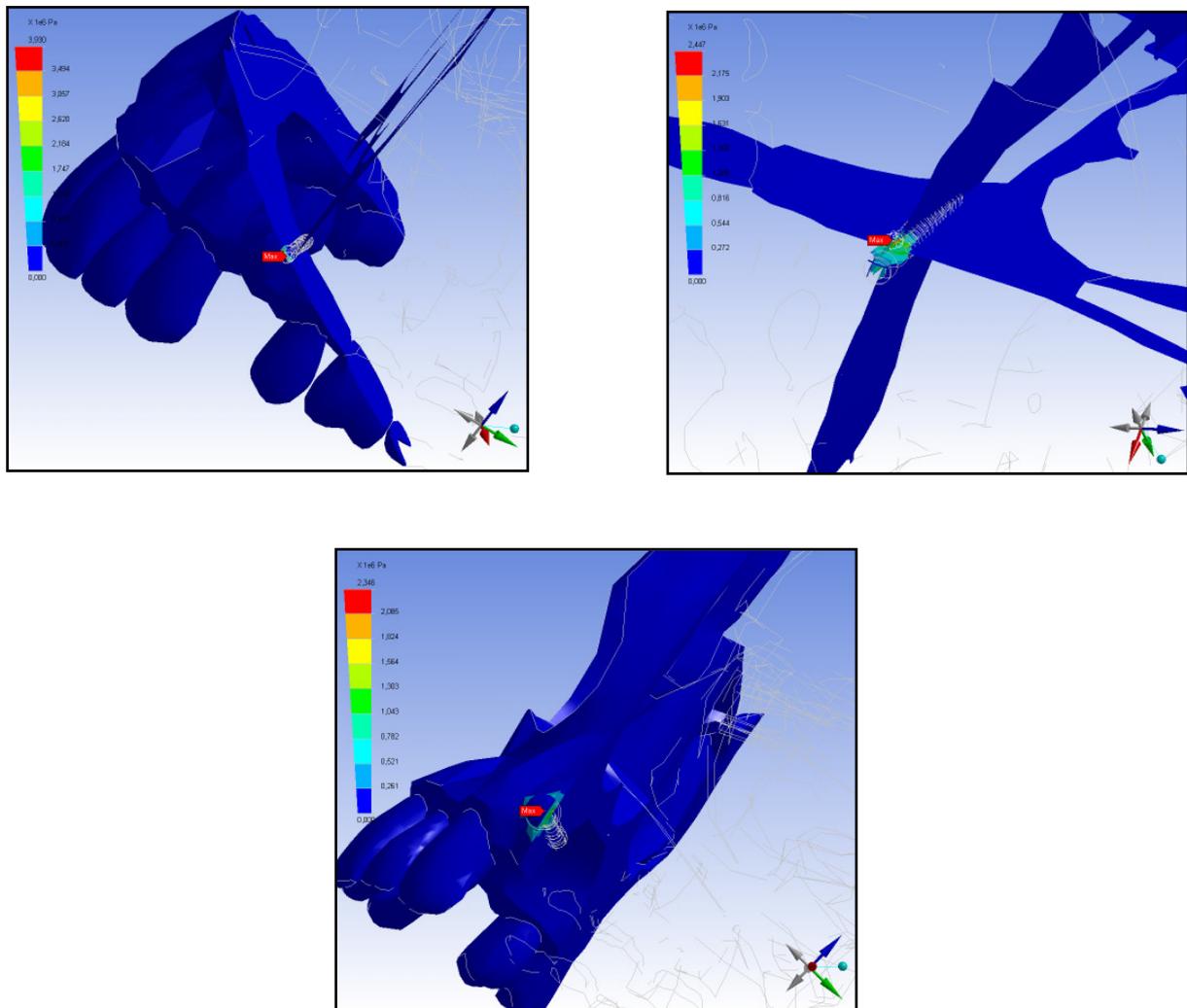


Abbildung 30.

Nach Belastungssimulation wurden Schnittbilder des Finite Elemente Modells zur Verbesserung der Visualisierung der gewonnenen Ergebnisse erstellt.

4.5. Messungen

Die Messungen der auftretenden Spannungs- und Dehnungswerte können in der Software Design Space®(Ansys Inc., Canonsburg, USA) mit Hilfe eines interaktiven Messtools vorgenommen werden. Dazu werden an zuvor festgelegten anatomischen Strukturen per Messsonde die auftretenden Belastungen erfasst und können anschließend analysiert werden.

4.5.1. Periimplantär bei ansteigender Kraftapplikation

Zur Simulation der Belastungsentwicklung bei ansteigender Kraftapplikation an periimplantären Knochenstrukturen von Kindern, Jugendlichen und Erwachsenen wurde ein Modell der Maxilla eingesetzt, das aus insgesamt 29340 Elementen in Tetraederform und 52046 Knoten bestand. Das verwendete Finite Elemente Modell wurde dabei nach dem in 4.1. beschriebenen Verfahren hergestellt. Das virtuell inserierte Implantat wurde bezüglich der Kontaktbedingung mit dem umgebenden Knochen als „bonded“ verbunden angenommen, wodurch kleinste Restbeweglichkeiten zwischen Implantat und Knochen erhalten bleiben. Dies soll Primärstabilität des Implantats imitieren, jedoch ohne vollständige Osseointegration dessen anzunehmen. Für die Simulationen wurde der kindliche Knochen mit einem Elastizitätsmodul von 10 GPa, die jugendliche Maxilla mit 12 GPa und der adulte Knochen mit 15 GPa definiert. Die Querkontraktionszahl betrug bei allen Simulationen 0,3. Zur Lagerung der Simulationsmodelle wurden diese an den Proc. pterygoidei fixiert, um damit den anatomisch natürlichen Bedingungen einer knöchernen Verbindung zum Os sphenoidale zu entsprechen. In dieser Untersuchungsreihe wurden insgesamt 33 Simulationen mit einer Kraftapplikation von 1 N, 2 N und 5 N in disto-kaudaler Richtung durchgeführt und anschließend nach erfolgter Gleichungslösung die entstehenden Spannungs (in MPa) - und Dehnungswerte (in microstrain) mit Hilfe des interaktiven Messtools registriert. Dabei wurden die entstehenden Belastungen entlang des Implantatgewindes nach Herstellung von Querschnitten durch die zu untersuchenden Strukturen gemessen. Die erfassten Werte konnten nun bei Simulationen gleicher Knochenelastizität verglichen und die Belastungsentwicklung hinsichtlich Spannungen und Dehnungen analysiert werden. Die aufgenommenen Werte konnten schließlich tabellarisch erfasst werden. Sämtliche Simulationen wurden mit Hilfe der Software-Paket Ansys WORKBENCH® der Firma ANSYS Inc. (Canonsburg, USA) durchgeführt.

4.5.2. Periimplantär bei differierenden Knochenqualitäten

Zur Analyse der Belastungsentwicklung bei verschiedenen Knochenqualitäten wurden insgesamt 33 Simulationen durchgeführt. Die verwendeten Knochenqualitäten entsprachen dabei den ossären Bedingungen von Kindern (10 GPa) Jugendlichen (12 GPa) und Erwachsene (15 GPa). Zur Simulation wurde ein Modell der Maxilla eingesetzt, das aus insgesamt 29340 Elementen in Tetraederform und 52046 Knoten bestand. Das verwendete Finite Elemente Modell wurde dabei nach dem in 4.1. beschriebenen Verfahren hergestellt. Das virtuell inserierte Implantat wurde bezüglich der Kontaktbedingung mit dem umgebenden Knochen als „bonded“ verbunden angenommen, wodurch kleinste Restbeweglichkeiten zwischen Implantat und Knochen erhalten bleiben. Dies soll Primärstabilität des Implantats imitieren, jedoch ohne vollständige Osseointegration dessen anzunehmen. Die Querkontraktionszahl betrug bei allen Simulationen 0,3. Zur Lagerung der Simulationsmodelle wurden diese an den Proc. pterygoidei fixiert um damit den anatomisch natürlichen Bedingungen einer knöchernen Verbindung zum Os sphenoidale zu entsprechen. Zur Untersuchung des Einflusses der Knochenqualität wurden Simulationen mit einer Kraftapplikation von 1 N in disto-kaudaler Richtung parallel zur knöchernen Oberfläche des Alveolarfortsatzes durchgeführt. Im Anschluss erfolgten nach Gleichungslösung die Akquisition der entstehenden Spannungs (in MPa) - und Dehnungswerte (in microstrain) mit Hilfe eines interaktiven Messtools. Dabei wurden die entstehenden Belastungen entlang des Implantatgewindes nach Herstellung von Querschnitten durch die zu untersuchenden Strukturen gemessen. Die erfassten Werte konnten nun bei Simulationen gleicher Kraftapplikation verglichen und die Belastungsentwicklung hinsichtlich Spannungen und Dehnungen registriert und beurteilt werden. Die aufgenommenen Werte wurden letztlich in tabellarischer Form erfasst und dargestellt. Sämtliche Simulationen wurden mit Hilfe der Software-Paket Ansys WORKBENCH® der Firma ANSYS Inc. (Canonsburg, USA) durchgeführt.

4.5.3. Implantatsystemvergleich

Zur Analyse der Belastungsentwicklung bei verschiedenen Knochenqualitäten wurden insgesamt 99 Simulationen durchgeführt. Die verwendeten Knochenqualitäten entsprachen dabei den ossären Bedingungen von Kindern (10 GPa)

Jugendlichen (12 GPa) und Erwachsene (15 GPa). Zur Simulation wurde ein Modell der Maxilla eingesetzt, das aus insgesamt 29340 Elementen in Tetraederform und 52046 Knoten bestand. Das verwendete Finite Elemente Modell wurde dabei nach dem in 4.1. beschriebenen Verfahren hergestellt. Das virtuell inserierte Implantat wurde bezüglich der Kontaktbedingung mit dem umgebenden Knochen als „bonded“ verbunden angenommen, wodurch kleinste Restbeweglichkeiten zwischen Implantat und Knochen erhalten bleiben. Dies soll Primärstabilität des Implantats imitieren, jedoch ohne vollständige Osseointegration dessen anzunehmen. Die Querkontraktionszahl betrug bei allen Simulationen 0,3. Zur Lagerung der Simulationsmodelle wurden diese an den Proc. pterygoidei fixiert um damit den anatomisch natürlichen Bedingungen einer knöchernen Verbindung zum Os sphenoidale zu entsprechen. Zur Untersuchung des Einflusses der Knochenqualität wurden für die der Kinder, Jugendliche und Erwachsenen entsprechenden Elastizitätsmodule Simulationen mit einer Kraftapplikation von 1 N, 2 N und 5 N in disto-kaudaler Richtung parallel zur knöchernen Oberfläche des Alveolarfortsatzes durchgeführt. Im Anschluss erfolgten nach Gleichungslösung die Akquisition der entstehenden Spannungs- (in MPa) und Dehnungswerte (in microstrain) mit Hilfe eines interaktiven Messtools. Dabei wurden die entstehenden Belastungen entlang des Implantatgewindes nach Herstellung von Querschnitten durch die zu untersuchenden Strukturen gemessen. Die erfassten Werte konnten nun bei Simulationen gleicher Kraftapplikation verglichen und die Belastungsentwicklung hinsichtlich Spannungen und Dehnungen registriert und beurteilt werden. Aus statistischen Gründen wurden für diese Untersuchung zwei Messreihen in identischer Vorgehensweise wie bereits beschrieben durchgeführt. Die aufgenommenen Werte wurden letztlich in tabellarischer Form erfasst und dargestellt. Sämtliche Simulationen wurden mit Hilfe der Software-Paket Ansys WORKBENCH® der Firma ANSYS Inc. (Canonsburg, USA) durchgeführt.

5. Ergebnisse

Die Höhe der gemessenen periimplantären Belastungen war von verschiedenen Faktoren abhängig. Eine größere Krafteinwirkung führte zu höheren Vergleichs- und von-Mises Spannungswerten in nahezu linearer Abhängigkeit zur Größe der eingesetzten Kraft (Kapitel 5.1). Bei konstanter Kraft konnten geringfügige Unterschiede der Stresswerte bei verschiedenen Knochenqualitäten festgestellt werden. So nahm die Belastung periimplantär mit zunehmender Knochenqualität ab. (Kapitel 5.2). In vergleichbarem Ausmaß zeigten sich Veränderungen der Belastungsentwicklung in Abhängigkeit der Schraubengeometrie bezüglich ihres Durchmessers und ihrer Länge. So konnte eine Abnahme der Vergleichsdehnung und –spannung bei zunehmender Implantatlänge und Durchmesser verzeichnet werden (Kapitel 5.3). Gemeinsam bei allen durchgeführten Simulationen war die Lokalisation der Belastungsspitzen im Bereich der cervicalen Implantatregion. Diese nehmen in apikaler Richtung rasch ab und betragen schon bei halber Implantatlänge nur noch ca. 25 % - 35 % der cervicalen Belastungswerte. An der Gewindespitze sind dagegen nur noch ca. 1,5 % der Maximalbelastung nachzuweisen. Diese Entwicklung ist unabhängig von der aufgewendeten Krafteinwirkung. Der Hauptstress verteilt sich somit um die obersten drei Gewindegänge (Abb. 31).

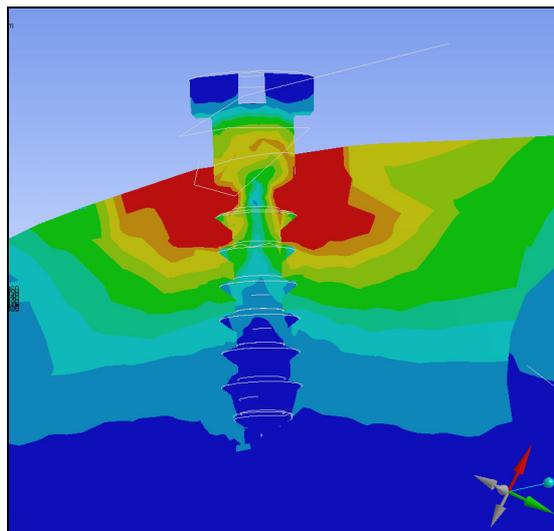


Abbildung 31.
Dehnungsverteilung bei einer Krafteinwirkung von 1 N bei einer Knochenqualität von 10 GPa.

5.1. Einfluss ansteigender Krafteinwirkung

Bei den Simulationen zur Untersuchung der Einwirkung ansteigender Kräfte konnten auftretende Spannungs- und Dehnungsmaximalwerte stets im Cervicalbereich der inserierten Implantate registriert werden. Je größer die applizierte Kraft war, desto höher waren auch die induzierten Belastungswerte (Abb. 32,33).

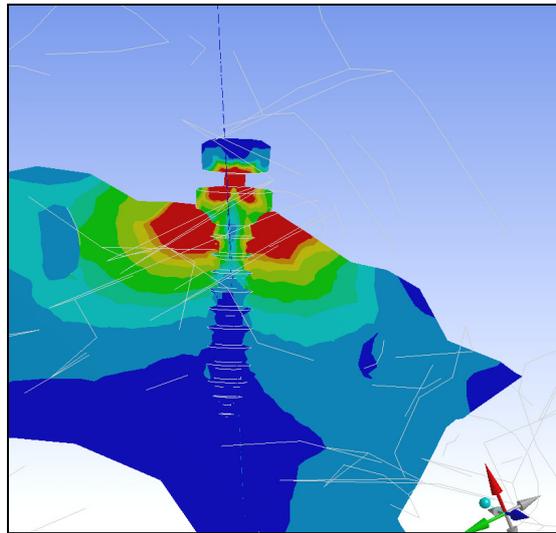


Abbildung 32.
Dehnungsverteilung bei einer Krafteinwirkung von 1 N bei einer Knochenqualität von 10 GPa.

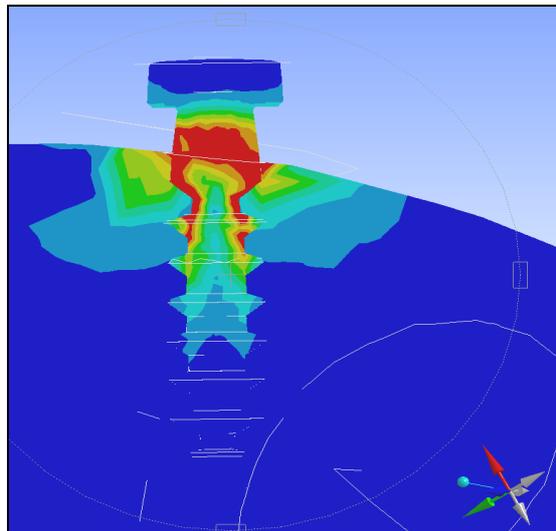


Abbildung 33.
Spannungsverteilung bei einer Krafteinwirkung von 5 N bei einer Knochenqualität von 10 GPa.

Die Verteilung der Vergleichsdehnung bzw. –Spannung erfolgte dabei unabhängig der aufgewendeten Kraft, der Implantatgeometrie oder der Knochenqualität nach ähnlichem Muster, Form und Ausdehnung. Im Vergleich der Implantatgeometrie zeigten längere Implantate in der Belastungsentwicklung etwas bessere Resultate als kleiner dimensionierte und auch eine steigende Knochenqualität konnte eine Verbesserung der Dehnungs- und Spannungswerte bewirken. Messungen in Regionen der Gewindemitte und der Gewindespitze zeigten unabhängig der aufgebrauchten Kraft deutlich geringere Spannungs- und Dehnungswerte auf.

5.1.1. Vergleichsdehnung

Die gemessenen Werte der Vergleichsdehnung waren abhängig von der Höhe der aufgewendeten Kraft, wobei eine erhöhte Krafteinwirkung auf das Implantat eine Zunahme der Stresswerte in nahezu linearer Abhängigkeit induzierte (Tab.1, Abb. 36). So wurde bei einer Belastung von 1 N ein Maximum der Vergleichsdehnung von 54,2 microstrain erfasst, welches bei einer Kraftverstärkung auf 2 N 111,8 microstrain betrug. Wurde eine Kraft von 5 N aufgewendet, so steigerte sich das Maximum der Vergleichsdehnung auf 288,4 microstrain. Die Maximalwerte wurden dabei stets bei allen Implantaten im cervicalen periimplantären Bereich gemessen (Abb.34, 35).

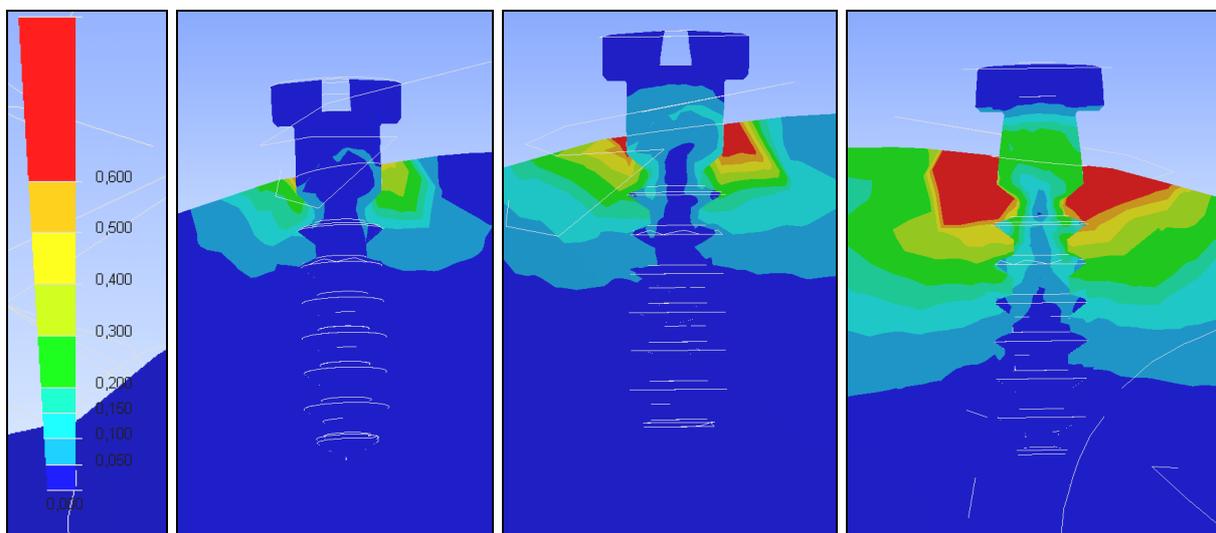


Abbildung 34.

Dehnungsverteilung eines Mini Implantates mit der Länge 6 mm bei einer Krafteinwirkung von 1,2 und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

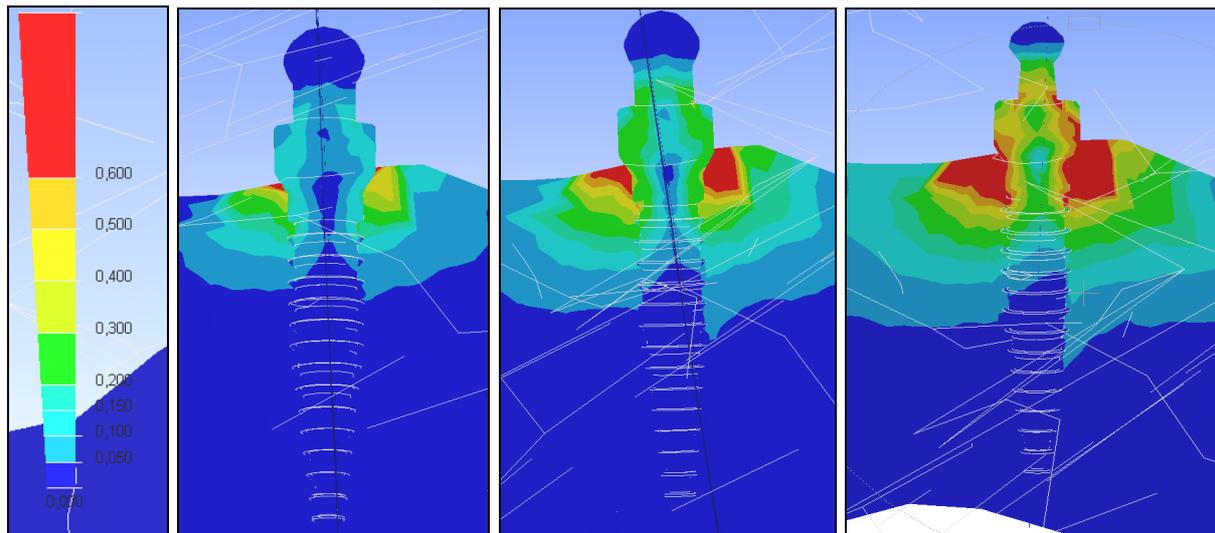


Abbildung 35.

Dehnungsverteilung eines Mini Implantates mit der Länge 8 mm bei einer Kräfteinwirkung von 1, 2 und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

Bezüglich der Belastungsentwicklung bei zunehmender Knochenqualität konnte ein nur geringfügig verändertes Muster registriert werden. So lag bei allen Knochenqualitäten ein nahezu lineares Entwicklungsmuster vor. So konnte für eine Kraftapplikation von 1 N maximale Dehnungswerte 7,03 – 54,21 microstrain registriert werden. Verdoppelt man die aufgewendete Kraft auf 2 N entsteht ein Wertebereich in der cervicalen Implantatregion von 14,49 – 111,83 microstrain. Die Vergleichsdehnungswerte für eine Kraft von 5 N konnten von 37,37 - 288,35 microstrain erfasst werden. Insgesamt liegen die maximalen Dehnungswerte im Bereich von 7,03 - 288,35 microstrain. Die Dehnungswerte in der Region der Schraubenmitte lagen bei ca. 25 %, die an der Gewindespitze bei ca. 1,5 % der maximalen Werte der Cervicalregion und zeigten sich unabhängig von der aufgewendeten Kraftapplikation (Tab. 5-13).

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Kraft		
			1N	2N	5N
Aarhus	11,6	2,0	10,40	21,12	53,63
AbsoAnchor	7,0	1,3	52,30	108,05	279,02
AbsoAnchor	7,0	1,4	46,22	95,39	246,10
AbsoAnchor	8,0	1,3	44,33	91,44	235,77
AbsoAnchor	8,0	1,5	33,40	68,86	177,48
AbsoAnchor	10,0	1,4	35,30	72,78	187,58
Dual Top	6,0	1,6	54,21	111,83	288,35
Dual Top	8,0	1,6	27,11	55,95	144,35
Imtec	8,0	1,8	42,37	96,91	251,01
tomas	8,0	1,6	44,97	97,25	252,00
tomas	10,0	1,6	33,50	69,76	181,58

Tabelle 1.

Darstellung der Belastungsentwicklung bei einer Kräfteinwirkung von 1 N, 2 N und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

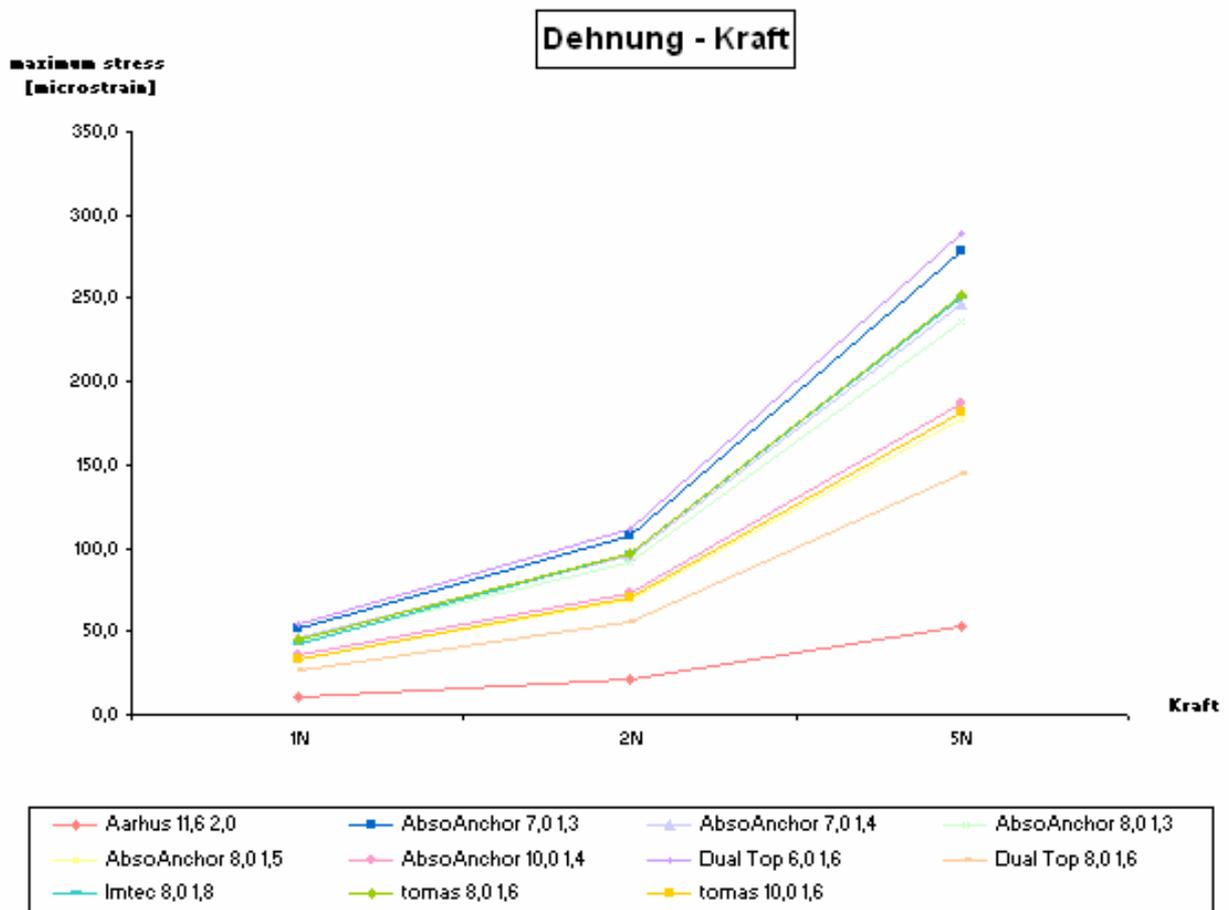


Abbildung 36.

Grafische Darstellung der Belastungsentwicklung bei einer Kräfteinwirkung von 1 N, 2 N und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

5.1.2. Vergleichsspannung

Die gewonnenen Ergebnisse der Vergleichsspannungswerte zeigten ein Verteilungsmuster auf, das den Werten der Vergleichsdehnung entsprach (Abb. 37, 38). Eine zunehmende Krafteinwirkung auf das Implantat ging mit einer Zunahme der messbaren Spannungswerte in periimplantären Strukturen einher. Bei einer Kraftapplikation von 1 N wurde ein Maximum der Vergleichsspannung von 0,51 MPa erfasst, welches bei einer Krafterhöhung auf 2 N 1,05 MPa ergab. Die Vergleichsspannung erhöhte sich bei einer Krafteinwirkung von 5 N auf 2,26 MPa. Auch hier wurden sämtliche Maximalwerte aller Implantate im cervicalen periimplantären Bereich gemessen (Tab. 2). Betrachtet man alle untersuchten Miniimplantate wurde für die im Halsbereich auftretende Maximalspannung bei 1 N ein Wertebereich von 0,054 – 0,51 MPa erfasst. Erhöhte man die Kraft auf 2 N stiegen die auftretenden Spannungen zwischen 0,108 MPa und 1,05 MPa an und wendete man gar 5 N auf, so ließen sich Spannungen von 0,27 – 2,26 MPa messen. Insgesamt lagen die registrierten Maximalspannungswerte demzufolge im Bereich von 0,054- 2,26 MPa. Die Spannungswerte in der Region der Schraubenmitte und der Gewindespitze entsprachen dabei, unabhängig der einwirkenden Kraft, lediglich ca. 35 % bzw. 1,5 % der gemessenen Maximalwerte im cervicalen Bereich. In einer grafischen Aufbereitung der erhaltenen Spannungswerte erhält man eine nahezu linear verlaufende Entwicklung der Stresswerte bei ansteigender Krafteinwirkung unabhängig vom Design der getesteten Miniimplantate (Abb. 38).

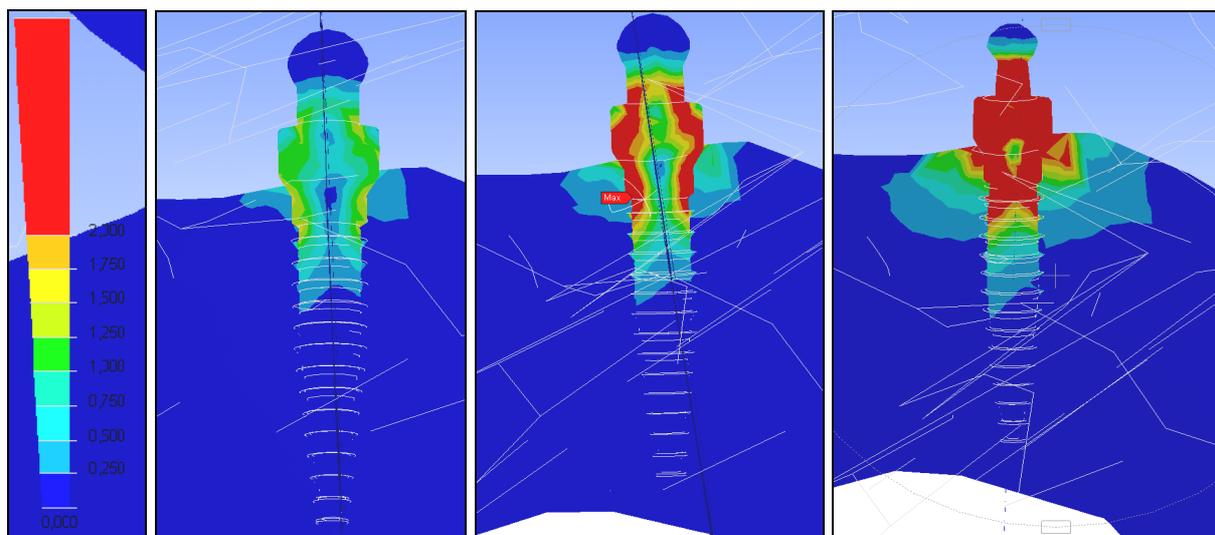


Abbildung 37.

Spannungsverteilung bei einer Krafteinwirkung von 1 N, 2 N und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Kraft		
			1N	2N	5N
Aarhus	11,6	2,0	0,085	0,171	0,427
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,424	0,854	2,178
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,378	0,759	1,541
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,391	0,785	1,961
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,294	0,588	1,100
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,286	0,571	1,731
DualTop	6,0	1,6	0,510	1,050	2,260
DualTop	8,0	1,6	0,250	0,500	1,100
IMTEC	8,0	1,8	0,298	0,476	1,940
Tomas	8,0	1,6	0,299	0,602	1,663
Tomas	10,0	1,6	0,237	0,481	1,174

Tabelle 2:

Tabellarische Darstellung der Spannungsentwicklung bei einer Kräfteinwirkung von 1 N, 2 N und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

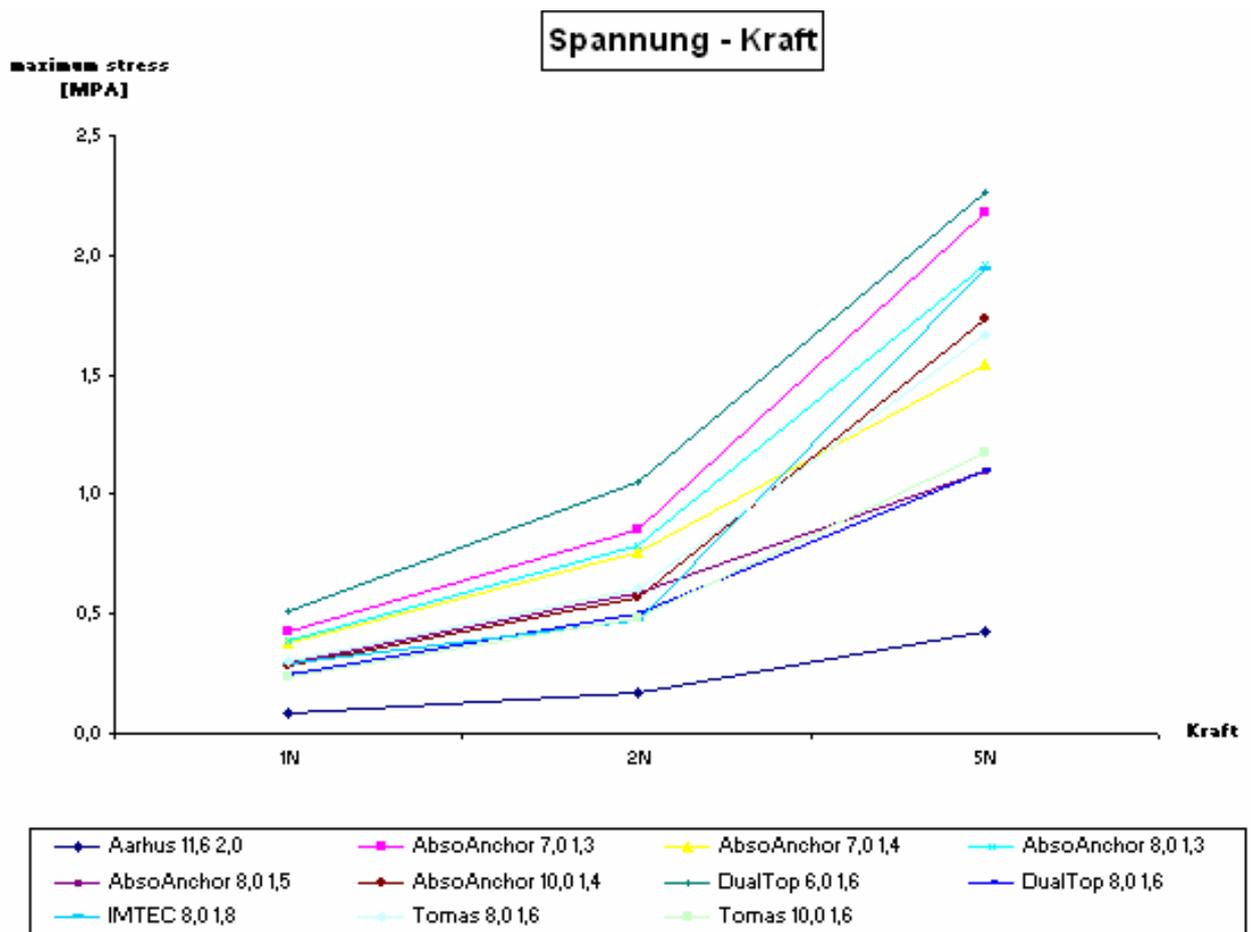


Abbildung 38.

Grafische Darstellung der Spannungsentwicklung bei einer Kräfteinwirkung von 1 N, 2 N und 5 N bei einer konstanten Knochenqualität von 10 GPa.

5.2. Einfluss der Knochenqualität

Bei den Simulationen zur Untersuchung der Einwirkung der Knochenqualität konnten bei allen Untersuchungen die auftretenden Spannungs- und Dehnungsmaximalwerte im Cervicalbereich der eingebrachten Implantate registriert werden. Bei konstanter Kraftereinwirkung von je 1 N, 2 N und 5 N konnte bei ansteigender Knochenqualität eine Verringerung der auftretenden Vergleichsdehnung und –Spannung beobachtet werden. Bei steigendem Elastizitätsmodul traten somit geringfügig kleinere Spannungs- und Dehnungswerte auf (Abb. 40,43). Die Verteilung der Vergleichsdehnung bzw. –spannung erfolgte dabei unabhängig der aufgewendeten Kraft, der Implantatgeometrie, oder der Knochenqualität nach ähnlichem Muster, Form und Ausdehnung. In Regionen der Gewindemitte und der Gewindespitze konnten unabhängig der Knochenqualität, oder der einwirkenden Kraft deutlich geringere Spannungs- und Dehnungswerte gemessen werden.

5.2.1. Vergleichsdehnung

Bei konstanter Kraftereinwirkung von je 1 N konnte bei ansteigender Knochenqualität eine Verringerung der auftretenden Vergleichsdehnung beobachtet werden (Abb. 39,40). So wurde am kindlichen Knochen mit 10 GPa eine Maximaldehnung von 54,2 microstrain ermittelt, die bei juvenilen Verhältnissen auf 51,5 microstrain abnahm. Bei adulten Knochenstrukturen mit 15 GPa betrug diese nur noch 45,9 microstrain, was eine Differenz von ca. 10 microstrain im Vergleich zur Ausgangssituation bei kindlichen Verhältnissen ergibt. Dies entspricht einer Abnahme der Vergleichsdehnung von ca. 5 % vom kindlichen zum juvenilen Knochen und von ca. 12 % von kindlichen zu adulten Knochenverhältnissen. Im Mittel ergaben sich bei allen Simulationen eine Reduktion der auftretenden Vergleichsdehnung von ca. 8 % von kindlichen zu juvenilen Knochenstrukturen und eine Verringerung von ca. 14 % vom kindlichen zum adulten Knochen(Tab. 3, Abb. 40).

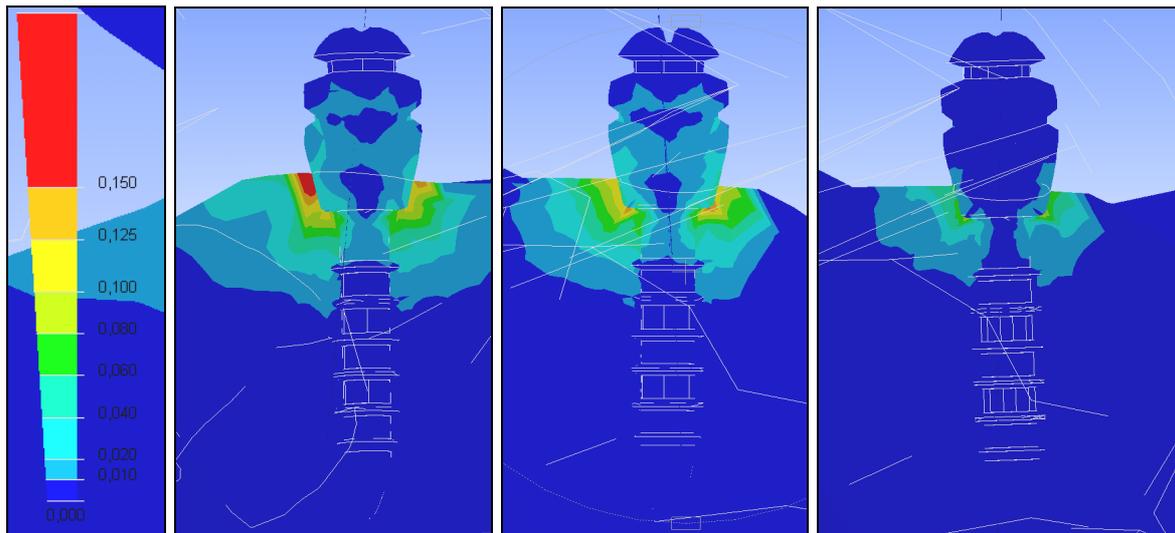


Abbildung 39.

Dehnungsverteilung bei einer Knochenqualität von 10, 12 und 15 GPa bei einer konstanten Krafteinwirkung von 1 N.

Insgesamt lagen sämtliche Ergebnisse in einem Bereich von 7,03 – 54,2 microstrain für 1N, von 17,3 – 111,8 microstrain bei 2 N und von 43,7 -288,4 microstrain bei 5 N. (Tab. 5-13).

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Knochenqualität		
			10GPa	12GPa	15GPa
Aarhus	11,6	2,0	10,40	9,85	8,56
AbsoAnchor	7,0	1,3	52,30	49,45	48,47
AbsoAnchor	7,0	1,4	46,22	33,80	31,70
AbsoAnchor	8,0	1,3	44,33	42,78	42,80
AbsoAnchor	8,0	1,5	33,40	32,90	26,70
AbsoAnchor	10,0	1,4	35,30	31,56	30,62
Dual Top	6,0	1,6	54,21	51,45	45,87
Dual Top	8,0	1,6	27,11	25,74	29,28
Imtec	8,0	1,8	42,37	39,84	35,71
tomas	8,0	1,6	44,97	43,87	38,85
tomas	10,0	1,6	33,50	31,11	22,55

Tabelle 3.

Tabellarische Darstellung der Dehnungsentwicklung bei einer Knochenqualität von 10, 12 und 15 GPa und einer konstanten Krafteinwirkung von 1 N.

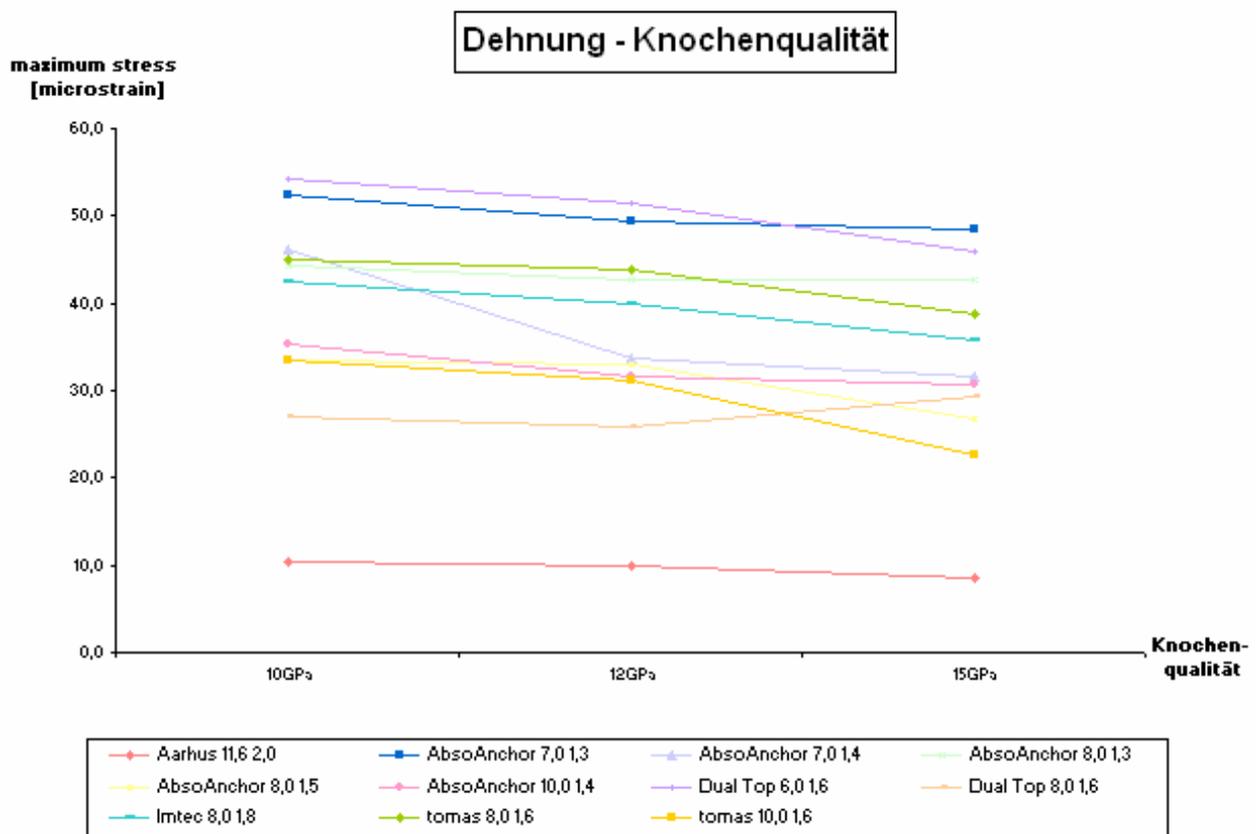


Abbildung 40.

Grafische Darstellung der Dehnungsentwicklung bei einer Knochenqualität von 10, 12 und 15 GPa und einer konstanten Kräfteinwirkung von 1 N.

5.2.2. Vergleichsspannung

Bei konstanter Kräfteinwirkung von je 1 N konnte bei ansteigender Knochenqualität eine Verringerung der auftretenden Vergleichsspannung beobachtet werden (Abb. 41-43). So wurde am kindlichen Knochen mit 10 GPa eine Maximalspannung von 0,59 MPa microstrain ermittelt, die bei juvenilen Verhältnissen auf 0,58 MPa abnahm. Bei adulten Knochenstrukturen mit 15 GPa betrug diese nur noch 0,57 MPa, was eine Differenz von ca. 0,02 MPa im Vergleich zur Ausgangssituation bei kindlichen Verhältnissen ergibt. Dies entspricht einer Abnahme der Vergleichsdehnung von ca. 2 % vom kindlichen zum juvenilen Knochen und von ca. 4% von kindlichen zu adulten Knochenverhältnissen.

Im Mittel ergaben sich bei allen Simulationen eine Reduktion der auftretenden Vergleichsdehnung von ca. 5 % von kindlichen zu juvenilen Knochenstrukturen und eine Verringerung von ca. 12 % vom kindlichen zum adulten Knochen.

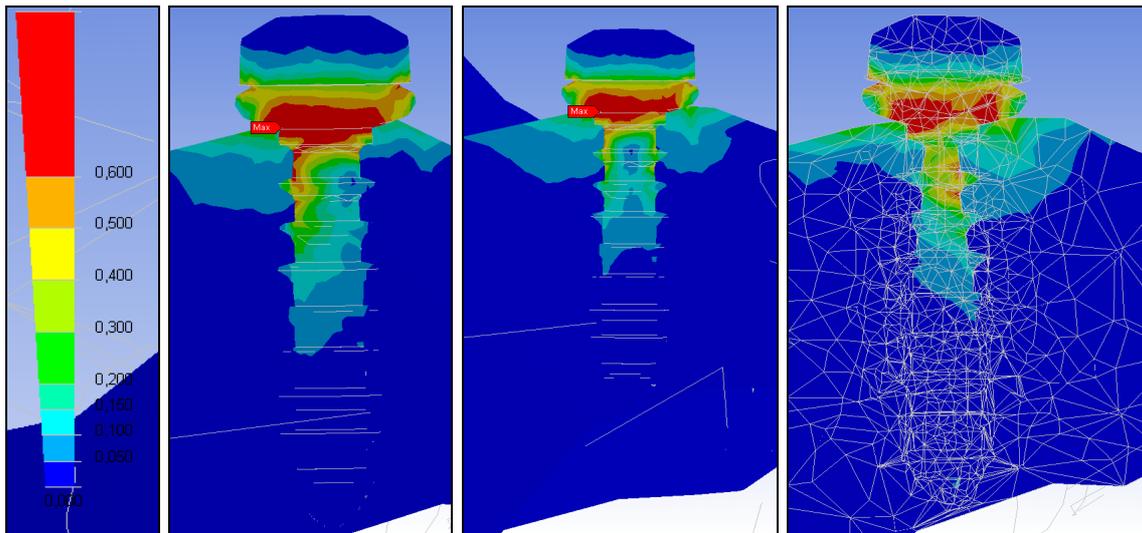


Abbildung 41.

Spannungverteilung bei einer Knochenqualität von 10, 12 und 15 GPa bei einer konstanten Kräfteinwirkung von 1 N.

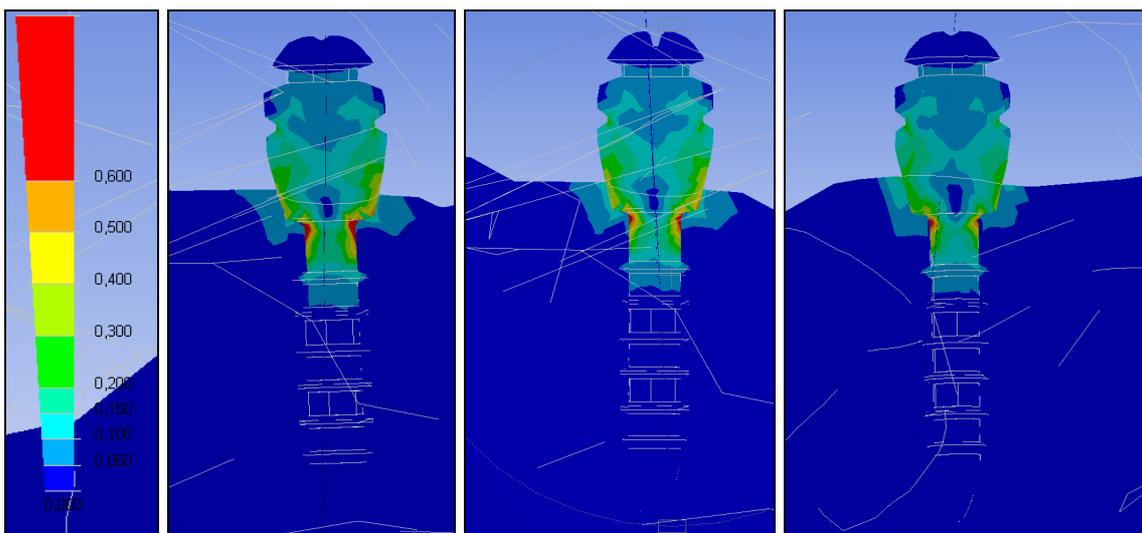


Abbildung 42.

Spannungverteilung bei einer Knochenqualität von 10, 12 und 15 GPa bei einer konstanten Kräfteinwirkung von 1 N.

Insgesamt lagen sämtliche Ergebnisse in einem Bereich von 0,05 – 0,59 MPa für 1 N, von 0,1 – 1,2 MPa bei 2 N und von 0,27- 2,6 MPa bei 5 N.

Die Auswirkung der Knochenqualität betrug bei allen durchgeführten Simulationen eine Abnahme der Vergleichsspannung von ca. 12 % vom kindlichen zum adulten Knochen (Tab.4, Abb. 43).

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Knochenqualität		
			10GPa	12GPa	15GPa
Aarhus	11,6	2,0	0,085	0,071	0,054
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,424	0,452	0,428
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,378	0,376	0,320
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,391	0,350	0,321
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,294	0,278	0,272
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,286	0,273	0,232
DualTop	6,0	1,6	0,510	0,510	0,420
DualTop	8,0	1,6	0,250	0,250	0,240
IMTEC	8,0	1,8	0,298	0,231	0,258
Tomas	8,0	1,6	0,299	0,249	0,229
Tomas	10,0	1,6	0,237	0,225	0,222

Tabelle 4.

Tabellarische Darstellung der Spannungsentwicklung bei einer Knochenqualität von 10, 12 und 15 GPa und einer konstanten Kräfteinwirkung von 1 N.

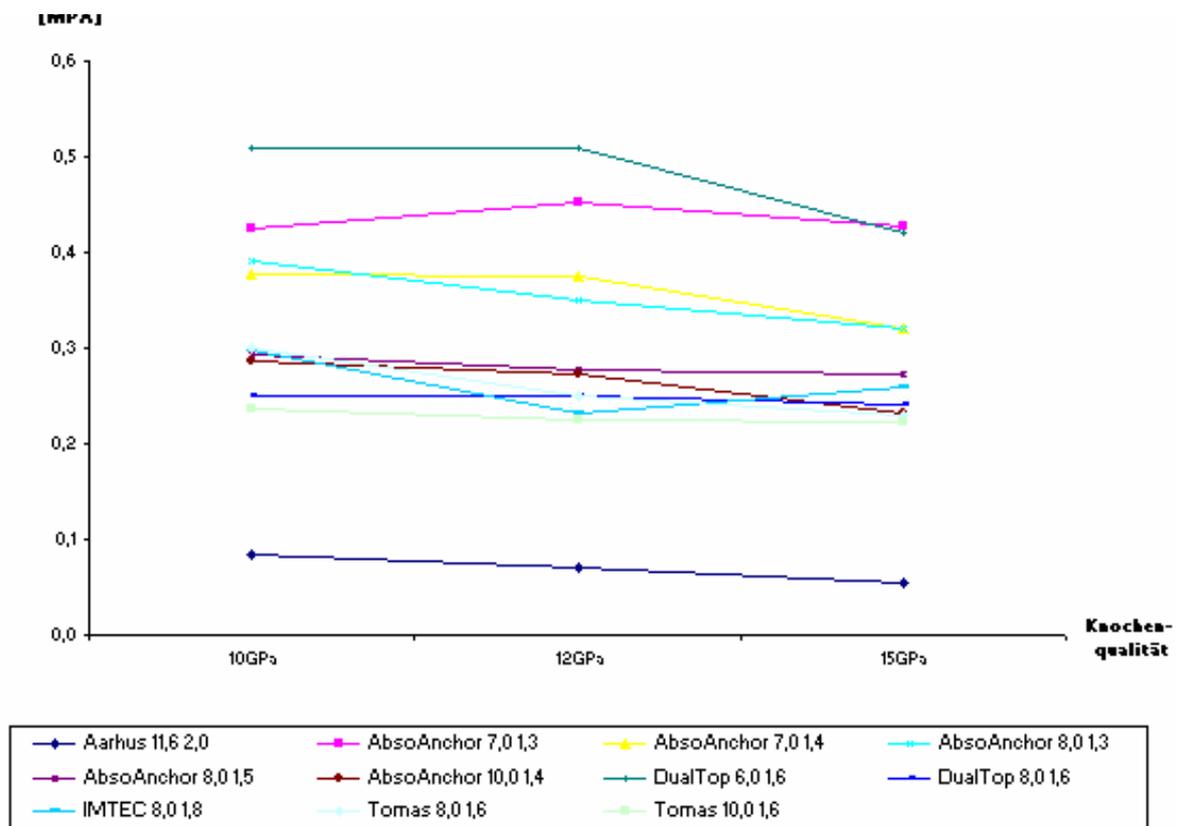


Abbildung 43.

Grafische Darstellung der Spannungsverteilung bei einer Knochenqualität von 10,12 und 15 GPa bei einer konstanten Kräfteinwirkung von 1 N.

5.3. Implantatsystemvergleich

Die eingesetzten und untersuchten Implantate unterscheiden sich in Länge und Durchmesser, welche auch begrenzte Auswirkungen auf die Höhe der Vergleichsdehnung und –spannung haben. Dabei wurden für längere Implantatschrauben geringere Belastungswerte als für vergleichbar kleiner dimensioniert. Auch ein etwas größerer Durchmesser wirkte sich positiv auf entstehende Stresswerte aus. Bei den Simulationen zur Untersuchung der Einwirkung ansteigender Kräfte konnten auftretende Spannungs- und Dehnungsmaximalwerte stets im Cervicalbereich der inserierten Implantate registriert werden. Die Verteilung und Form der auftretenden Spannungs- und Dehnungswerte war dabei unabhängig von Gewindegeometrie, Länge oder Durchmesser der Implantate, bei allen Simulationen ähnlich (Abb. 44, 45).

5.3.1. Vergleichsdehnung

Für die kürzeste Schraube mit 6 mm Länge wurde ein Maximum der Vergleichsdehnung von 54,21 microstrain bei einer Krafteinwirkung von 1 N und einer Knochenqualität von 10 GPa gemessen. Kleinere Maxima zeigten bei gleichen Bedingungen die Implantate mit größerer Länge, welche bei Implantaten mit einer Länge von 7 mm im Bereich von 45,41 – 52,3 microstrain und bei einer Länge von 8 mm im Bereich von 24,54 – 44,97 microstrain lagen. Geringere Belastungen zeigten sich nur noch bei Implantatlänge von 10 mm mit Belastungsmaxima von 33 – 35,3 microstrain und bei einer Implantatlänge von 11,6 mm mit einem Maximum von 10,4 microstrain. In den Tabellen 5-13 ist eine übersichtliche Darstellung aller gemessenen Dehnungswerte in Abhängigkeit von Kraft und Knochenqualität ersichtlich. Die Entwicklung der Dehnungswerte in apikaler Richtung war bei allen Schrauben sehr ähnlich, so nahmen diese in Region der Gewindemitte auf ca. 25 % der ursprünglichen Maximalwerte im Gebiet des Implantathalses ab. Es erfolgte somit eine Abnahme der Vergleichsdehnung von ca. 75 % bis zur Implantatmitte. An der Gewindespitze konnten dann nur noch ca. 1,5 % der maximalen Vergleichsdehnungswerte gemessen werden (Tab. 5-13).

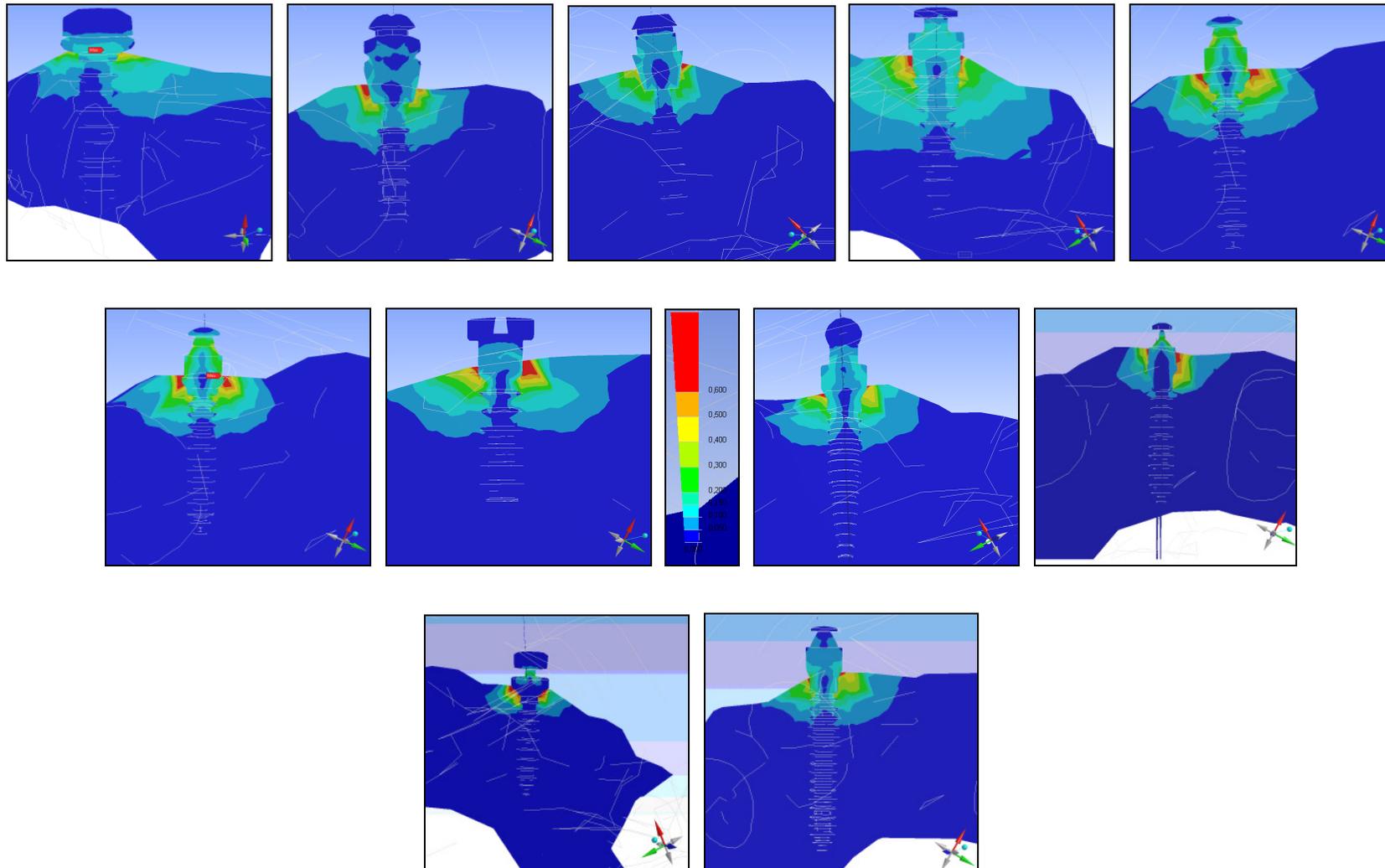


Abbildung 44.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	10,32	10,04	4,53	3,81	0,86
Aarhus	11,6	2,0	10,40	6,67	3,72	3,30	0,62
AbsoAnchor	10,0	1,4	33,00	23,52	5,98	4,75	0,21
AbsoAnchor	10,0	1,4	35,30	24,50	4,52	4,15	0,26
AbsoAnchor	8,0	1,5	32,50	12,60	9,26	5,42	0,39
AbsoAnchor	8,0	1,5	33,40	19,50	9,81	7,96	0,01
AbsoAnchor	8,0	1,3	44,33	21,56	11,56	8,79	0,46
AbsoAnchor	8,0	1,3	42,71	20,79	14,74	7,45	0,24
AbsoAnchor	7,0	1,4	46,22	28,90	6,83	6,88	0,21
AbsoAnchor	7,0	1,4	45,41	27,37	7,06	6,67	0,21
AbsoAnchor	7,0	1,3	52,30	23,41	10,73	8,96	0,61
AbsoAnchor	7,0	1,3	47,89	24,47	11,63	9,64	0,00
Dual Top	8,0	1,6	27,11	15,35	10,27	9,95	0,60
Dual Top	8,0	1,6	24,54	17,60	8,96	9,18	0,88
Dual Top	6,0	1,6	54,21	30,51	13,56	11,56	0,63
Dual Top	6,0	1,6	50,17	33,50	13,46	10,71	0,43
Imtec	8,0	1,8	42,37	41,78	22,45	27,53	1,03
Imtec	8,0	1,8	41,23	36,67	20,52	28,36	0,47
tomas	10,0	1,6	33,20	25,20	4,87	4,83	0,49
tomas	10,0	1,6	33,50	28,90	6,00	5,74	0,33
tomas	8,0	1,6	42,51	18,26	10,50	17,14	0,67
tomas	8,0	1,6	44,97	17,41	9,86	17,64	1,49

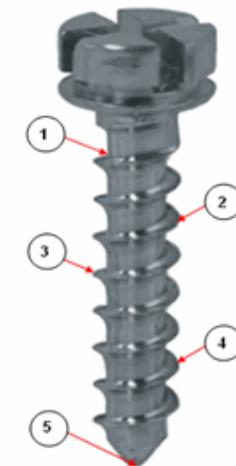


Tabelle 5.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	7,19	7,06	4,26	3,03	0,09
Aarhus	11,6	2,0	9,85	8,99	3,26	3,21	0,29
AbsoAnchor	10,0	1,4	31,20	28,20	4,17	4,02	0,29
AbsoAnchor	10,0	1,4	31,56	32,40	4,42	3,45	0,42
AbsoAnchor	8,0	1,5	28,32	9,19	7,25	7,60	0,23
AbsoAnchor	8,0	1,5	32,90	10,26	7,13	6,72	0,27
AbsoAnchor	8,0	1,3	41,29	30,70	10,16	7,85	0,54
AbsoAnchor	8,0	1,3	42,78	33,75	11,75	6,42	0,43
AbsoAnchor	7,0	1,4	33,80	22,05	5,59	3,34	0,20
AbsoAnchor	7,0	1,4	29,50	10,76	5,81	6,59	0,27
AbsoAnchor	7,0	1,3	48,10	37,50	9,76	7,88	0,39
AbsoAnchor	7,0	1,3	49,45	37,70	10,54	7,46	0,35
Dual Top	8,0	1,6	25,74	14,44	9,11	9,51	0,64
Dual Top	8,0	1,6	22,60	15,07	8,17	9,47	0,77
Dual Top	6,0	1,6	50,40	26,08	9,71	10,24	0,49
Dual Top	6,0	1,6	51,45	25,15	10,00	10,78	0,47
Imtec	8,0	1,8	39,84	27,23	19,05	16,03	0,71
Imtec	8,0	1,8	37,86	12,79	16,75	14,94	0,26
tomas	10,0	1,6	31,11	24,40	6,45	4,79	1,87
tomas	10,0	1,6	29,51	25,09	6,48	4,12	1,51
tomas	8,0	1,6	43,87	17,86	9,46	10,23	0,79
tomas	8,0	1,6	37,41	15,78	10,74	9,75	0,89

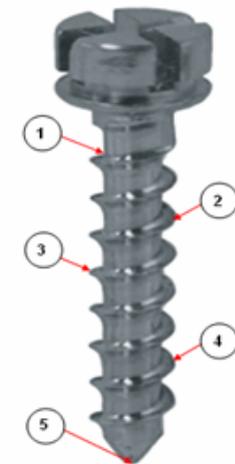


Tabelle 6.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 12 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	7,03	7,09	4,52	3,00	0,61
Aarhus	11,6	2,0	8,56	7,88	4,23	3,71	0,23
AbsoAnchor	10,0	1,4	30,62	24,20	4,11	2,45	0,12
AbsoAnchor	10,0	1,4	28,15	20,80	4,27	2,15	0,25
AbsoAnchor	8,0	1,5	25,60	11,11	5,24	5,90	0,02
AbsoAnchor	8,0	1,5	26,70	10,00	4,74	5,65	0,44
AbsoAnchor	8,0	1,3	42,80	27,60	9,99	7,85	0,43
AbsoAnchor	8,0	1,3	33,00	22,80	10,23	6,42	0,42
AbsoAnchor	7,0	1,4	28,70	21,10	5,03	3,96	0,28
AbsoAnchor	7,0	1,4	31,70	10,02	4,84	4,51	0,29
AbsoAnchor	7,0	1,3	48,47	37,79	10,25	7,88	0,37
AbsoAnchor	7,0	1,3	46,25	32,88	11,24	7,46	0,28
Dual Top	8,0	1,6	29,28	17,98	15,92	15,04	0,04
Dual Top	8,0	1,6	26,01	20,56	15,71	12,51	0,52
Dual Top	6,0	1,6	45,87	22,40	11,00	9,89	0,32
Dual Top	6,0	1,6	43,22	24,10	12,44	9,42	0,41
Imtec	8,0	1,8	46,00	28,40	18,29	12,61	0,81
Imtec	8,0	1,8	50,71	25,70	14,46	10,80	0,42
tomas	10,0	1,6	22,55	14,96	6,67	4,45	0,49
tomas	10,0	1,6	21,85	15,20	7,88	6,48	0,59
tomas	8,0	1,6	38,85	28,45	13,10	9,93	0,74
tomas	8,0	1,6	32,55	15,80	14,70	12,96	0,75

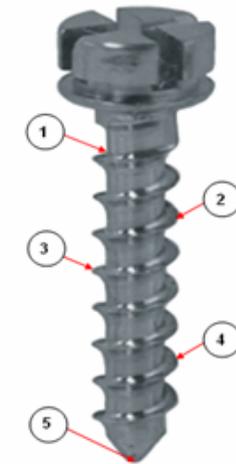


Tabelle 7.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 15 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	20,94	20,38	9,19	7,73	1,75
Aarhus	11,6	2,0	21,12	13,54	7,56	6,69	1,27
AbsoAnchor	10,0	1,4	67,36	48,02	12,21	9,70	0,43
AbsoAnchor	10,0	1,4	72,78	50,51	9,33	8,56	0,53
AbsoAnchor	8,0	1,5	67,68	26,24	19,28	11,29	0,81
AbsoAnchor	8,0	1,5	68,86	40,21	20,23	16,41	0,02
AbsoAnchor	8,0	1,3	91,44	44,48	23,84	18,13	0,95
AbsoAnchor	8,0	1,3	88,50	43,07	30,54	15,43	0,50
AbsoAnchor	7,0	1,4	95,39	59,65	14,10	14,19	0,42
AbsoAnchor	7,0	1,4	93,77	56,51	14,57	13,77	0,43
AbsoAnchor	7,0	1,3	108,05	48,36	22,16	18,50	1,26
AbsoAnchor	7,0	1,3	98,95	50,55	24,03	19,92	0,00
Dual Top	8,0	1,6	55,95	31,68	21,19	20,54	1,24
Dual Top	8,0	1,6	50,87	47,22	18,58	19,04	1,83
Dual Top	6,0	1,6	111,83	62,94	22,21	23,85	1,31
Dual Top	6,0	1,6	103,49	69,11	25,15	22,10	0,88
Imtec	8,0	1,8	96,91	95,57	35,41	62,97	2,36
Imtec	8,0	1,8	94,30	93,76	29,23	64,87	1,06
tomas	10,0	1,6	68,79	52,22	18,96	10,00	1,00
tomas	10,0	1,6	69,76	60,18	17,89	11,95	0,68
tomas	8,0	1,6	97,25	41,78	24,02	39,21	1,53
tomas	8,0	1,6	91,80	35,54	20,12	36,01	3,05

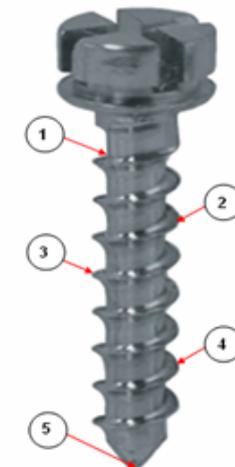


Tabelle 8.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kraftereinwirkung von 2 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	14,82	14,56	8,77	6,25	0,18
Aarhus	11,6	2,0	19,90	18,16	6,58	6,49	0,58
AbsoAnchor	10,0	1,4	63,37	57,28	8,47	8,17	0,58
AbsoAnchor	10,0	1,4	65,08	66,80	9,12	7,10	0,87
AbsoAnchor	8,0	1,5	58,79	19,08	15,05	15,78	0,47
AbsoAnchor	8,0	1,5	67,87	21,16	14,71	13,86	0,55
AbsoAnchor	8,0	1,3	72,10	63,30	20,96	16,18	1,12
AbsoAnchor	8,0	1,3	71,50	69,90	24,33	13,29	0,89
AbsoAnchor	7,0	1,4	81,50	45,04	11,42	6,82	0,40
AbsoAnchor	7,0	1,4	82,40	21,96	11,86	13,45	0,55
AbsoAnchor	7,0	1,3	99,27	78,67	20,14	16,26	0,80
AbsoAnchor	7,0	1,3	102,10	77,85	21,77	15,40	0,71
Dual Top	8,0	1,6	53,34	29,92	18,88	19,70	1,32
Dual Top	8,0	1,6	68,40	31,21	16,91	19,60	1,60
Dual Top	6,0	1,6	104,12	53,88	20,07	21,16	1,01
Dual Top	6,0	1,6	106,29	51,96	20,66	22,27	0,98
Imtec	8,0	1,8	82,15	56,14	27,27	33,06	1,46
Imtec	8,0	1,8	77,93	26,32	25,65	30,75	0,53
tomas	10,0	1,6	64,50	50,58	15,85	9,92	3,87
tomas	10,0	1,6	61,07	51,92	15,78	8,51	3,13
tomas	8,0	1,6	75,20	36,66	29,90	21,00	1,63
tomas	8,0	1,6	76,61	32,30	25,26	19,96	1,83

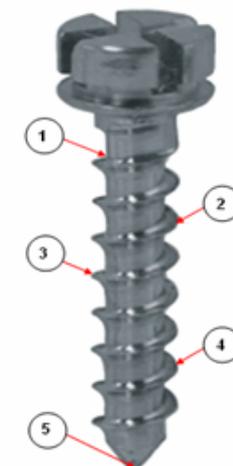


Tabelle 9.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 12 GPa und einer Kräfteinwirkung von 2 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	14,49	14,63	9,33	6,19	1,25
Aarhus	11,6	2,0	17,30	15,93	8,54	7,50	0,46
AbsoAnchor	10,0	1,4	61,88	48,90	8,31	4,95	0,23
AbsoAnchor	10,0	1,4	56,25	41,56	8,52	4,30	0,49
AbsoAnchor	8,0	1,5	49,79	21,61	10,19	11,48	0,04
AbsoAnchor	8,0	1,5	55,05	20,62	9,77	11,65	0,91
AbsoAnchor	8,0	1,3	88,29	56,93	20,60	16,19	0,89
AbsoAnchor	8,0	1,3	68,38	47,24	21,19	13,29	0,88
AbsoAnchor	7,0	1,4	71,31	52,43	12,50	9,84	0,69
AbsoAnchor	7,0	1,4	80,84	25,55	12,34	11,50	0,73
AbsoAnchor	7,0	1,3	89,40	77,95	21,14	16,26	0,77
AbsoAnchor	7,0	1,3	92,40	68,13	23,30	15,46	0,58
Dual Top	8,0	1,6	60,43	37,11	32,85	31,05	0,09
Dual Top	8,0	1,6	53,93	42,62	32,56	25,93	1,09
Dual Top	6,0	1,6	94,67	46,23	22,70	20,40	0,67
Dual Top	6,0	1,6	96,00	49,96	25,78	19,53	0,85
Imtec	8,0	1,8	80,90	64,96	23,60	28,85	1,85
Imtec	8,0	1,8	81,50	58,80	31,45	24,71	0,96
tomas	10,0	1,6	44,65	29,62	9,56	8,81	0,97
tomas	10,0	1,6	42,89	29,83	9,68	12,72	1,15
tomas	8,0	1,6	91,44	66,96	11,35	23,36	1,75
tomas	8,0	1,6	78,74	38,21	12,74	31,35	1,81

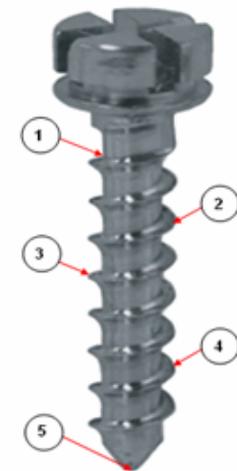


Tabelle 10.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 15 GPa und einer Kräfteinwirkung von 2 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	53,14	51,69	23,30	19,61	4,44
Aarhus	11,6	2,0	53,63	34,38	19,20	16,99	3,22
AbsoAnchor	10,0	1,4	171,89	122,52	31,15	24,74	1,10
AbsoAnchor	10,0	1,4	187,58	130,19	24,03	22,05	1,37
AbsoAnchor	8,0	1,5	176,16	68,29	50,19	29,38	2,12
AbsoAnchor	8,0	1,5	177,48	103,62	52,13	42,30	0,06
AbsoAnchor	8,0	1,3	235,77	114,68	61,48	46,75	2,46
AbsoAnchor	8,0	1,3	229,22	111,55	79,11	39,96	1,29
AbsoAnchor	7,0	1,4	246,10	153,88	36,37	36,62	1,09
AbsoAnchor	7,0	1,4	242,03	145,87	37,62	35,55	1,11
AbsoAnchor	7,0	1,3	279,02	124,89	57,22	47,78	3,25
AbsoAnchor	7,0	1,3	255,52	130,55	62,05	51,43	0,00
Dual Top	8,0	1,6	144,35	81,73	54,67	52,98	3,20
Dual Top	8,0	1,6	131,83	108,27	48,15	49,34	4,74
Dual Top	6,0	1,6	288,35	162,29	57,28	61,49	3,37
Dual Top	6,0	1,6	266,86	178,19	64,84	56,98	2,27
Imtec	8,0	1,8	251,01	247,54	91,72	163,11	6,11
Imtec	8,0	1,8	243,28	235,42	75,40	167,36	2,74
tomas	10,0	1,6	178,18	135,25	49,10	25,90	2,60
tomas	10,0	1,6	181,58	156,64	46,55	31,12	1,78
tomas	8,0	1,6	252,00	108,26	62,24	101,60	3,96
tomas	8,0	1,6	234,23	90,69	51,34	91,88	7,78

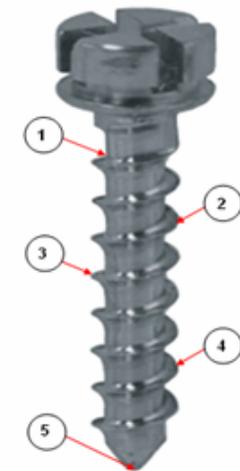


Tabelle 11.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 5 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	38,17	37,49	22,59	16,11	0,47
Aarhus	11,6	2,0	50,26	45,87	16,62	16,39	1,46
AbsoAnchor	10,0	1,4	160,88	145,41	21,49	20,74	1,47
AbsoAnchor	10,0	1,4	167,73	152,17	23,50	18,31	2,25
AbsoAnchor	8,0	1,5	152,53	49,50	39,05	40,93	1,23
AbsoAnchor	8,0	1,5	175,00	54,57	37,93	35,74	1,42
AbsoAnchor	8,0	1,3	185,82	163,14	54,01	41,69	2,88
AbsoAnchor	8,0	1,3	185,10	180,95	62,98	34,41	2,31
AbsoAnchor	7,0	1,4	208,10	115,00	29,16	17,42	1,03
AbsoAnchor	7,0	1,4	210,25	56,05	30,26	34,33	1,40
AbsoAnchor	7,0	1,3	256,11	206,16	51,96	41,95	2,06
AbsoAnchor	7,0	1,3	263,54	200,93	56,18	39,74	1,84
Dual Top	8,0	1,6	138,16	77,50	48,91	51,03	3,41
Dual Top	8,0	1,6	177,08	80,80	43,78	50,75	4,14
Dual Top	6,0	1,6	268,89	139,13	51,82	54,65	2,60
Dual Top	6,0	1,6	274,47	134,18	53,35	57,50	2,53
Imtec	8,0	1,8	211,72	144,70	70,28	85,20	3,75
Imtec	8,0	1,8	200,47	67,72	65,99	79,10	1,37
tomas	10,0	1,6	167,15	131,08	41,06	25,71	10,04
tomas	10,0	1,6	157,95	134,28	40,83	22,02	8,10
tomas	8,0	1,6	192,98	94,08	76,73	53,89	4,18
tomas	8,0	1,6	196,11	82,69	64,67	51,09	4,68

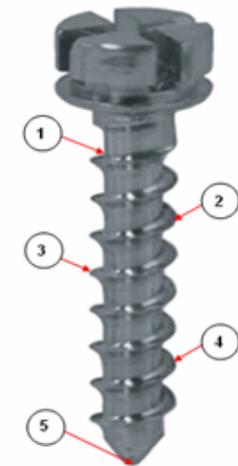


Tabelle 12.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 12 GPa und einer Kräfteinwirkung von 5 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	37,37	37,71	24,06	15,95	3,23
Aarhus	11,6	2,0	43,70	40,24	21,57	18,94	1,16
AbsoAnchor	10,0	1,4	156,30	123,53	21,00	12,51	0,59
AbsoAnchor	10,0	1,4	140,50	103,82	21,29	10,75	1,22
AbsoAnchor	8,0	1,5	121,06	52,55	24,78	27,90	0,11
AbsoAnchor	8,0	1,5	141,88	53,14	25,19	30,02	2,34
AbsoAnchor	8,0	1,3	227,66	146,81	53,12	41,74	2,30
AbsoAnchor	8,0	1,3	177,11	122,37	54,88	34,43	2,27
AbsoAnchor	7,0	1,4	183,88	135,18	32,23	25,37	1,77
AbsoAnchor	7,0	1,4	209,39	66,18	31,97	29,79	1,88
AbsoAnchor	7,0	1,3	230,64	201,11	54,53	41,96	1,99
AbsoAnchor	7,0	1,3	239,33	176,46	60,35	40,03	1,50
Dual Top	8,0	1,6	155,90	95,74	84,74	80,10	0,24
Dual Top	8,0	1,6	139,68	110,40	84,33	67,17	2,82
Dual Top	6,0	1,6	245,28	119,77	58,82	52,85	1,73
Dual Top	6,0	1,6	248,95	129,56	66,85	50,66	2,21
Imtec	8,0	1,8	208,71	167,60	60,88	74,42	4,77
Imtec	8,0	1,8	211,09	152,30	81,46	64,00	2,48
tomas	10,0	1,6	110,54	73,32	23,66	21,82	2,41
tomas	10,0	1,6	105,23	73,19	23,74	31,20	2,82
tomas	8,0	1,6	235,89	172,74	29,27	60,27	4,51
tomas	8,0	1,6	204,04	99,03	33,02	81,24	4,68

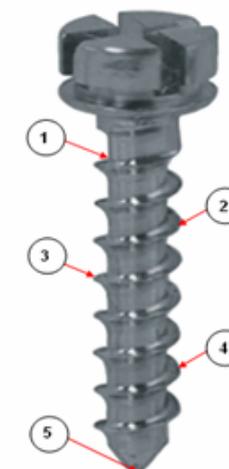


Tabelle 13.

Darstellung der Dehnungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 15 GPa und einer Kräfteinwirkung von 5 N.

5.3.2. Vergleichsspannung

Für die kürzeste Schraube mit 6 mm Länge wurde ein Maximum der Vergleichsspannung von 0,51 MPa in der Cervicalregion bei einer Kraftapplikation von 1 N und einer Knochenqualität von 10 GPa registriert. Unter gleichen Bedingungen stellte dies auch den höchsten Wert für die Untersuchung des Implantatvergleichs dar. Geringere Maxima zeigten die Implantate mit größerer Länge, welche bei Implantaten mit einer Länge von 7 mm im Bereich von 0,34 – 0,42 MPa und bei einer Länge von 8 mm im Bereich von 0,25 – 0,391 MPa lagen. Geringere Belastungen zeigten sich nur noch bei einer Implantatlänge von 10 mm mit Belastungsmaxima von 0,227 – 0,286 MPa und bei einer Implantatlänge von 11,6 mit einem Maximum von 0,085 MPa. Insgesamt lagen die bei diesem Implantatvergleich untersuchten Implantate in einem Wertebereich von 0,056- 0,510 MPa bei einer Kraftapplikation von 1 N und einer Knochenqualität von 10 GPa. In Tabelle 14-22 ist eine übersichtliche Darstellung aller erfassten Spannungswerte in Abhängigkeit von aufgewendeter Kraft und Knochenqualität aufgelistet. Die Entwicklung der Vergleichsspannungswerte in apikaler Richtung war bei allen Schrauben sehr ähnlich, so nahmen diese in Region der Gewindemitte auf ca. 35 % der ursprünglichen Maximalwerte im Gebiet des Implantathalses ab. Es erfolgte somit eine Abnahme der Vergleichsspannung von ca. 65 % bis zur Implantatmitte. An der Gewindespitze konnten dann nur noch ca. 1,5 % der maximalen Vergleichsspannungswerte gemessen werden (Tab. 5-13), was der Belastungsentwicklung der Vergleichsdehnung entspricht (Kapitel 5.3.1.). Diese Abnahme der Spannungswerte entlang des Gewindes lag unabhängig der aufgewendeten Kraft, oder der festgelegten Knochenqualität, prozentual nahezu konstant bei den oben aufgeführten Werten. Der gesamte Wertebereich aller Untersuchungen in der entscheidenden Cervicalregion lag zwischen 0,054 – 2,26 MPa.

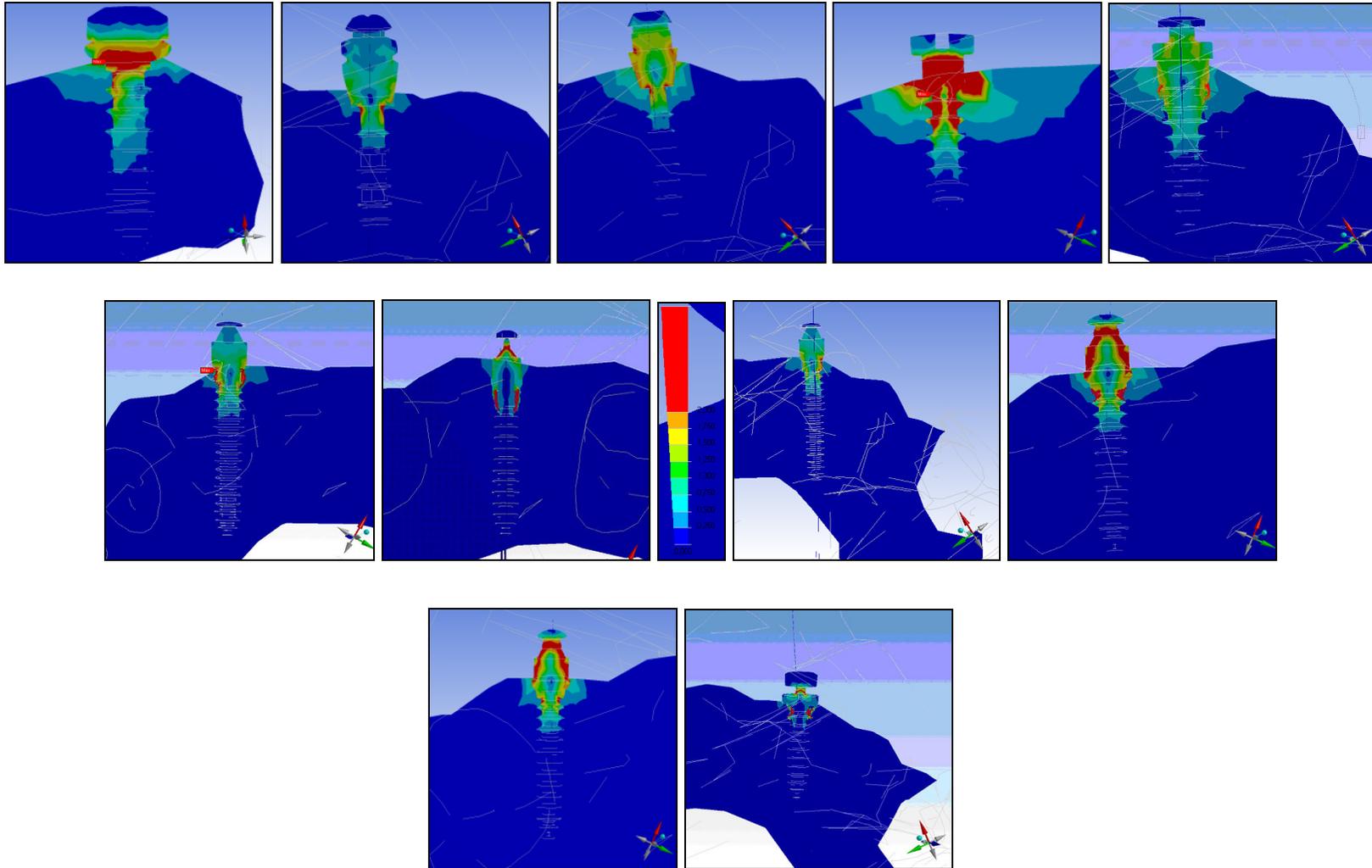


Abbildung 45.
 Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,085	0,033	0,023	0,012	0,002
Aarhus	11,6	2,0	0,056	0,043	0,021	0,014	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,341	0,168	0,136	0,069	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,378	0,162	0,132	0,071	0,001
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,286	0,142	0,130	0,058	0,002
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,256	0,150	0,123	0,055	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,424	0,241	0,154	0,053	0,007
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,424	0,241	0,154	0,053	0,007
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,349	0,239	0,135	0,037	0,005
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,391	0,221	0,138	0,032	0,006
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,287	0,214	0,132	0,050	0,006
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,294	0,216	0,135	0,049	0,006
DualTop	6,0	1,6	0,440	0,320	0,230	0,070	0,010
DualTop	6,0	1,6	0,510	0,240	0,250	0,070	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,230	0,200	0,110	0,050	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,250	0,220	0,120	0,040	0,010
IMTEC	8,0	1,8	0,298	0,175	0,093	0,035	0,001
IMTEC	8,0	1,8	0,269	0,175	0,098	0,030	0,004
Tomas	8,0	1,6	0,299	0,163	0,062	0,026	0,004
Tomas	8,0	1,6	0,274	0,173	0,056	0,029	0,009
Tomas	10,0	1,6	0,237	0,156	0,051	0,024	0,007
Tomas	10,0	1,6	0,227	0,164	0,052	0,020	0,008

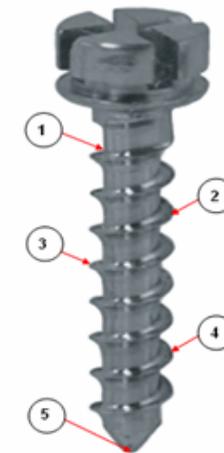


Tabelle 14.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,071	0,026	0,017	0,009	0,002
Aarhus	11,6	2,0	0,064	0,035	0,017	0,009	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,376	0,148	0,147	0,042	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,339	0,165	0,149	0,045	0,001
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,273	0,134	0,133	0,049	0,001
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,238	0,135	0,131	0,042	0,001
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,452	0,234	0,131	0,037	0,007
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,423	0,228	0,150	0,032	0,006
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,360	0,233	0,129	0,022	0,004
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,325	0,227	0,127	0,037	0,004
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,278	0,208	0,128	0,046	0,006
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,270	0,199	0,120	0,047	0,006
DualTop	6,0	1,6	0,440	0,240	0,230	0,070	0,010
DualTop	6,0	1,6	0,510	0,240	0,250	0,070	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,250	0,200	0,110	0,040	0,000
DualTop	8,0	1,6	0,240	0,190	0,100	0,040	0,000
IMTEC	8,0	1,8	0,231	0,131	0,098	0,014	0,005
IMTEC	8,0	1,8	0,231	0,199	0,100	0,018	0,005
Tomas	8,0	1,6	0,225	0,140	0,040	0,025	0,007
Tomas	8,0	1,6	0,249	0,155	0,050	0,022	0,007
Tomas	10,0	1,6	0,225	0,157	0,049	0,023	0,004
Tomas	10,0	1,6	0,222	0,160	0,047	0,022	0,004

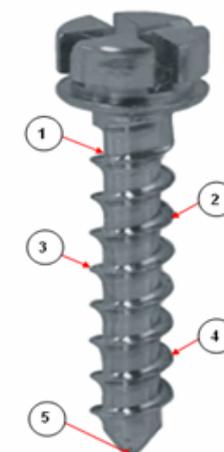


Tabelle 15.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 12 GPa und einer Krafteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,054	0,031	0,010	0,005	0,002
Aarhus	11,6	2,0	0,054	0,021	0,010	0,005	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,320	0,154	0,108	0,057	0,001
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,309	0,154	0,116	0,050	0,001
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,232	0,135	0,123	0,043	0,001
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,201	0,130	0,118	0,050	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,417	0,239	0,129	0,029	0,006
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,428	0,223	0,125	0,024	0,005
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,319	0,228	0,135	0,013	0,006
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,321	0,212	0,147	0,015	0,005
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,266	0,177	0,121	0,040	0,005
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,272	0,168	0,120	0,041	0,005
DualTop	6,0	1,6	0,410	0,300	0,210	0,040	0,000
DualTop	6,0	1,6	0,420	0,280	0,200	0,050	0,000
DualTop	8,0	1,6	0,240	0,180	0,110	0,040	0,000
DualTop	8,0	1,6	0,240	0,180	0,110	0,030	0,000
IMTEC	8,0	1,8	0,182	0,114	0,096	0,023	0,001
IMTEC	8,0	1,8	0,258	0,134	0,100	0,021	0,005
Tomas	8,0	1,6	0,229	0,160	0,049	0,021	0,009
Tomas	8,0	1,6	0,227	0,139	0,045	0,023	0,007
Tomas	10,0	1,6	0,222	0,145	0,047	0,021	0,004
Tomas	10,0	1,6	0,190	0,137	0,037	0,011	0,003

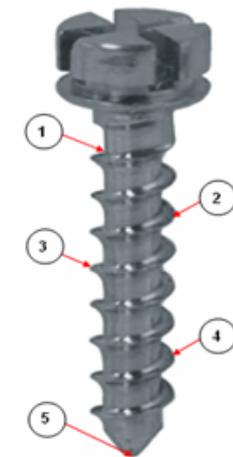


Tabelle 16.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 15 GPa und einer Kräfteinwirkung von 1 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,171	0,067	0,046	0,025	0,004
Aarhus	11,6	2,0	0,113	0,086	0,042	0,028	0,004
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,685	0,338	0,273	0,139	0,004
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,759	0,325	0,265	0,143	0,002
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,571	0,285	0,261	0,115	0,004
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,512	0,300	0,245	0,111	0,003
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,853	0,485	0,311	0,106	0,013
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,854	0,485	0,311	0,106	0,013
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,701	0,480	0,270	0,114	0,010
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,785	0,443	0,277	0,105	0,011
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,576	0,429	0,264	0,100	0,013
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,588	0,432	0,270	0,097	0,012
DualTop	6,0	1,6	1,030	0,600	0,400	0,080	0,020
DualTop	6,0	1,6	1,050	0,690	0,350	0,090	0,000
DualTop	8,0	1,6	0,480	0,360	0,230	0,110	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,500	0,350	0,210	0,090	0,020
IMTEC	8,0	1,8	0,476	0,182	0,114	0,068	0,027
IMTEC	8,0	1,8	0,468	0,290	0,229	0,135	0,046
Tomas	8,0	1,6	0,602	0,309	0,124	0,053	0,009
Tomas	8,0	1,6	0,551	0,348	0,113	0,059	0,017
Tomas	10,0	1,6	0,421	0,361	0,242	0,044	0,017
Tomas	10,0	1,6	0,481	0,378	0,253	0,033	0,009

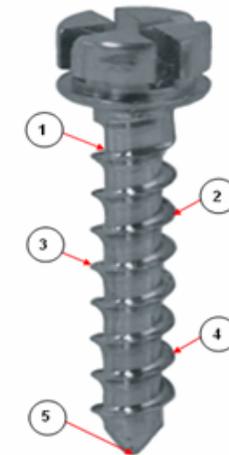


Tabelle 17.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 2 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,143	0,053	0,034	0,018	0,004
Aarhus	11,6	2,0	0,108	0,070	0,034	0,018	0,004
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,755	0,298	0,296	0,084	0,004
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,680	0,331	0,298	0,090	0,003
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,551	0,270	0,269	0,098	0,003
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,480	0,273	0,265	0,085	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,909	0,471	0,264	0,074	0,014
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,850	0,459	0,301	0,064	0,012
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,702	0,467	0,258	0,104	0,009
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,651	0,454	0,254	0,093	0,008
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,556	0,416	0,256	0,092	0,011
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,542	0,399	0,241	0,094	0,012
DualTop	6,0	1,6	1,020	0,600	0,270	0,060	0,000
DualTop	6,0	1,6	1,010	0,650	0,250	0,070	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,440	0,370	0,230	0,080	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,430	0,380	0,210	0,070	0,010
IMTEC	8,0	1,8	0,464	0,218	0,064	0,060	0,015
IMTEC	8,0	1,8	0,417	0,269	0,087	0,062	0,014
Tomas	8,0	1,6	0,490	0,301	0,070	0,040	0,021
Tomas	8,0	1,6	0,453	0,377	0,062	0,043	0,026
Tomas	10,0	1,6	0,398	0,310	0,261	0,034	0,011
Tomas	10,0	1,6	0,410	0,314	0,297	0,030	0,009

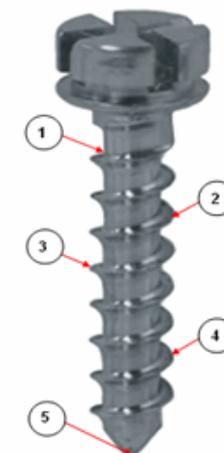


Tabelle 18.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 12 GPa und einer Kräfteinwirkung von 2 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,108	0,062	0,021	0,011	0,003
Aarhus	11,6	2,0	0,108	0,042	0,021	0,011	0,004
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,642	0,308	0,217	0,114	0,002
AbsoAnchor	7,0	1,4	0,618	0,307	0,233	0,100	0,003
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,467	0,272	0,247	0,086	0,003
AbsoAnchor	10,0	1,4	0,406	0,262	0,237	0,101	0,003
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,839	0,480	0,260	0,059	0,011
AbsoAnchor	7,0	1,3	0,859	0,448	0,250	0,049	0,010
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,638	0,457	0,270	0,026	0,011
AbsoAnchor	8,0	1,3	0,641	0,423	0,295	0,031	0,010
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,534	0,356	0,243	0,080	0,010
AbsoAnchor	8,0	1,5	0,545	0,337	0,240	0,082	0,010
DualTop	6,0	1,6	0,980	0,510	0,240	0,040	0,000
DualTop	6,0	1,6	1,010	0,590	0,210	0,050	0,000
DualTop	8,0	1,6	0,410	0,320	0,210	0,080	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,400	0,300	0,200	0,070	0,000
IMTEC	8,0	1,8	0,428	0,246	0,078	0,041	0,020
IMTEC	8,0	1,8	0,462	0,246	0,080	0,040	0,011
Tomas	8,0	1,6	0,372	0,302	0,065	0,036	0,017
Tomas	8,0	1,6	0,336	0,300	0,056	0,033	0,014
Tomas	10,0	1,6	0,448	0,293	0,094	0,043	0,009
Tomas	10,0	1,6	0,383	0,276	0,074	0,023	0,007

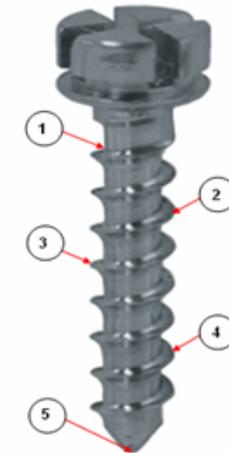


Tabelle 19.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 15 GPa und einer Kräfteinwirkung von 2 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,427	0,167	0,115	0,062	0,011
Aarhus	11,6	2,0	0,283	0,215	0,215	0,105	0,022
AbsoAnchor	7,0	1,4	1,301	0,746	0,632	0,125	0,012
AbsoAnchor	7,0	1,4	1,541	0,890	0,635	0,125	0,015
AbsoAnchor	10,0	1,4	1,731	0,636	0,554	0,100	0,014
AbsoAnchor	10,0	1,4	1,580	0,667	0,584	0,090	0,019
AbsoAnchor	7,0	1,3	2,178	1,100	0,677	0,200	0,032
AbsoAnchor	7,0	1,3	2,110	1,070	0,634	0,106	0,024
AbsoAnchor	8,0	1,3	1,752	1,199	0,676	0,284	0,025
AbsoAnchor	8,0	1,3	1,961	1,108	0,692	0,262	0,028
AbsoAnchor	8,0	1,5	1,100	0,725	0,519	0,214	0,020
AbsoAnchor	8,0	1,5	1,027	0,861	0,505	0,201	0,015
DualTop	6,0	1,6	2,220	1,550	1,020	0,260	0,040
DualTop	6,0	1,6	2,260	1,490	0,990	0,250	0,040
DualTop	8,0	1,6	1,020	0,810	0,500	0,190	0,010
DualTop	8,0	1,6	1,100	0,800	0,520	0,180	0,020
IMTEC	8,0	1,8	1,940	0,924	0,504	0,359	0,081
IMTEC	8,0	1,8	1,520	0,843	0,633	0,217	0,079
Tomas	8,0	1,6	1,663	1,061	0,340	0,176	0,041
Tomas	8,0	1,6	1,579	1,224	0,353	0,155	0,059
Tomas	10,0	1,6	1,124	0,810	0,521	0,124	0,039
Tomas	10,0	1,6	1,174	0,720	0,500	0,099	0,021

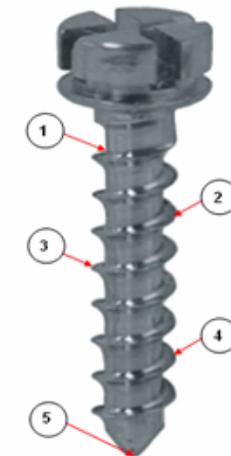


Tabelle 20.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 10 GPa und einer Kräfteinwirkung von 5 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,357	0,133	0,086	0,045	0,010
Aarhus	11,6	2,0	0,271	0,176	0,085	0,045	0,010
AbsoAnchor	7,0	1,4	1,886	0,745	0,739	0,209	0,009
AbsoAnchor	7,0	1,4	1,700	0,828	0,746	0,226	0,007
AbsoAnchor	10,0	1,4	1,378	0,676	0,673	0,245	0,007
AbsoAnchor	10,0	1,4	1,199	0,683	0,661	0,213	0,006
AbsoAnchor	7,0	1,3	2,272	1,178	0,659	0,185	0,034
AbsoAnchor	7,0	1,3	2,125	1,147	0,753	0,160	0,030
AbsoAnchor	8,0	1,3	1,756	1,168	0,645	0,259	0,022
AbsoAnchor	8,0	1,3	1,628	1,135	0,636	0,233	0,021
AbsoAnchor	8,0	1,5	1,390	1,040	0,640	0,229	0,028
AbsoAnchor	8,0	1,5	1,354	0,997	0,601	0,234	0,029
DualTop	6,0	1,6	2,130	1,350	1,010	0,240	0,020
DualTop	6,0	1,6	2,070	1,350	0,850	0,250	0,020
DualTop	8,0	1,6	1,000	0,800	0,500	0,150	0,010
DualTop	8,0	1,6	1,100	0,740	0,520	0,170	0,010
IMTEC	8,0	1,8	1,435	0,980	0,890	0,148	0,027
IMTEC	8,0	1,8	1,490	0,889	0,950	0,150	0,024
Tomas	8,0	1,6	1,245	0,963	0,728	0,462	0,067
Tomas	8,0	1,6	1,262	0,899	0,355	0,235	0,044
Tomas	10,0	1,6	1,127	0,788	0,244	0,113	0,022
Tomas	10,0	1,6	1,110	0,798	0,234	0,108	0,022

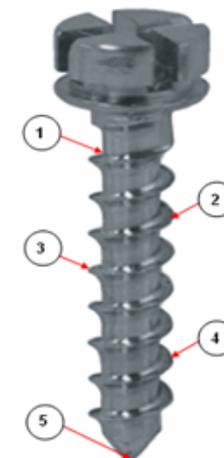


Tabelle 21.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 12 GPa und einer Kräfteinwirkung von 5 N.

Miniimplantat	Länge [mm]	Ø [mm]	Messpunkt 1	Messpunkt 2	Messpunkt 3	Messpunkt 4	Messpunkt 5
Aarhus	11,6	2,0	0,270	0,155	0,053	0,027	0,009
Aarhus	11,6	2,0	0,270	0,106	0,053	0,027	0,009
AbsoAnchor	7,0	1,4	1,604	0,769	0,542	0,284	0,005
AbsoAnchor	7,0	1,4	1,546	0,769	0,582	0,251	0,006
AbsoAnchor	10,0	1,4	1,168	0,681	0,618	0,216	0,007
AbsoAnchor	10,0	1,4	1,015	0,656	0,593	0,251	0,008
AbsoAnchor	7,0	1,3	2,096	1,200	0,649	0,148	0,029
AbsoAnchor	7,0	1,3	2,148	1,119	0,625	0,122	0,026
AbsoAnchor	8,0	1,3	1,595	1,142	0,674	0,164	0,028
AbsoAnchor	8,0	1,3	1,604	1,059	0,737	0,177	0,024
AbsoAnchor	8,0	1,5	1,336	0,889	0,608	0,199	0,026
AbsoAnchor	8,0	1,5	1,363	0,843	0,600	0,204	0,024
DualTop	6,0	1,6	2,020	1,120	0,970	0,150	0,020
DualTop	6,0	1,6	2,050	1,260	0,780	0,210	0,010
DualTop	8,0	1,6	1,030	0,700	0,440	0,120	0,010
DualTop	8,0	1,6	0,980	0,710	0,420	0,140	0,010
IMTEC	8,0	1,8	1,305	1,520	0,925	0,870	0,147
IMTEC	8,0	1,8	1,356	1,530	1,160	1,003	0,133
Tomas	8,0	1,6	1,149	0,803	0,244	0,106	0,044
Tomas	8,0	1,6	1,138	0,902	0,224	0,114	0,036
Tomas	10,0	1,6	1,121	0,733	0,235	0,107	0,021
Tomas	10,0	1,6	0,959	0,691	0,184	0,057	0,016

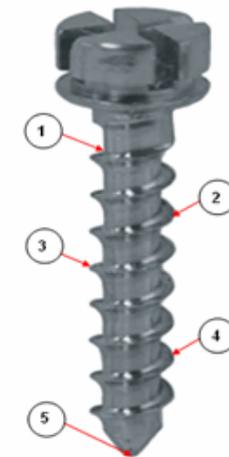


Tabelle 22.

Darstellung der Spannungswerte der untersuchten Miniimplantate bei einer Knochenqualität von 15 GPa und einer Kräfteinwirkung von 5 N.

6. Diskussion

Sämtliche Ergebnisse der hier vorliegenden Studie wurden mit Hilfe der FEM gewonnen. Diese stellt ein mathematisches Verfahren zur Spannungs- und Dehnungsanalyse dar, welches sich den realen Verhältnissen zwar annähert, diesen aber nicht entspricht, womit eine gewisse Fehlertoleranz durch den Lösungsalgorithmus schon vorgegeben ist. Daher ist es notwendig die aufgewendete Methodik einem kritischen Blick zu unterziehen um Grenzen und Fehler des Näherungsverfahrens aufzuzeigen und die Interpretation der Ergebnisse kritisch zu hinterfragen. Anschließend kann dann die Einordnung und Interpretation der gewonnenen Ergebnisse erfolgen.

6.1. Kritische Diskussion der Methodik

Schon Dalstra et al (Dalstra M 2004), Costa et al (Costa, Raffaini et al. 1998) und Boureau (Bourauel 2002) führten mit Hilfe der Finite Elemente Methode Belastungsanalysen von Miniimplantaten durch und konnten zeigen, dass sie für virtuelle Untersuchungen von Dehnungen, Spannungen und Verformungen auf den periimplantären Knochen geeignet ist. Doch darf nicht vergessen werden, dass die Finite Elemente Methode die realen anatomischen und implantologischen Verhältnisse vereinfacht darstellt und sich der Wirklichkeit nur annähert. So werden komplexe anatomische Strukturen auf geometrische Elemente reduziert, die über Knotenpunkte miteinander verbunden sind. Diesen können dann physikalische Eigenschaften zugeschrieben werden. Je genauer und differenzierter das verwendete anatomische Situationsmodell gestaltet ist, desto realitätsnäher sind auch die gemessenen Belastungswerte einzuordnen. Trotzdem sollte vor allem bei der Interpretation absoluter Werte Vorsicht geboten sein, da diese durch vereinfachte Modellannahmen und den gewählten mathematischen Berechnungsansatz von der Realität abweichen können.

Da in der Kompakta die höchsten Belastungswerte messbar sind, kann sie als entscheidend für die Analyse von möglichen Überbelastungen angesehen werden. Wohingegen Belastungswerte im spongiösen Knochen als eher unterschwellig einzuschätzen sind und somit der Einfluss auf die entstehenden Höchstbelastungen in der Kompakta beziehungsweise der Differenzierung zwischen Kompakta und Spongiosa auf die eintretenden Spannungs- und Dehnungswerte als gering

einzuschätzen waren. Folglich wurde in dieser Studie ein bezüglich der ossären Eigenschaften vereinfachtes Modell der Maxilla verwendet. Das Elastizitätsmodul wurde dabei ohne Differenzierung zwischen Kompakta und Spongiosa über den gesamten Knochen mit 10, 12 oder 15 GPa angenommen. Ebenso wurde für die Herstellung der Implantatmodelle eine vereinfachte Vorgehensweise herangezogen, indem auf eine individuelle Gestaltung des Gewindegangs verzichtet wurde.

6.1.1. Grad der morphologischen Lokalisierung

Betrachtet man die Modellierung eines anatomischen Körpers, so stellt sich die Frage, wie genau eine reale Struktur abgebildet werden muss, um in einem akzeptablen Zeitrahmen qualitativ gute Ergebnisse zu erhalten. Im Allgemeinen gilt, je genauer die gewünschten Informationen einer Simulationsreihe sein sollen, desto exakter sollte auch die Modellierung erfolgen. Oder je präziser das generierte Modell die zu untersuchende Struktur abbildet, desto realitätsnäher ist auch die Simulation. Ein Maßstab für die Genauigkeit der zu untersuchten Struktur sind die Dichte des Vernetzungsgrades und die Anzahl der Finiten Elemente.

Für die exakte Darstellung feiner anatomischer Strukturen und die realitätsgetreue Simulation für periimplantäre Belastungen wurde für die vorliegende Studie ein Modell der Maxilla mit fast 40000 tetraederförmigen Einzelementen eingesetzt. Dies stellte einen ausreichenden Differenzierungsgrad für die genaue Beurteilung von periimplantären Spannungen und Dehnungen dar.

Leider konnten keine individuellen Unterschiede bezüglich der ossären Knocheneigenschaften Einzug in die Modelgenerierung halten, womit eine individuelle Vorhersage für inserierte Miniimplantate vorerst nicht möglich ist, da sich reale individuelle anatomische Strukturen deutlich von hier verwendeten Finite Elemente Modellen unterscheiden können.

6.1.2. Materialeigenschaften

In der Literatur hatte bereits 2004 Dalstra et al. Belastungsanalysen mit Hilfe FEM durchgeführt (Dalstra M 2004). Das Elastizitätsmodul des Miniimplantates wurde dabei mit 110 GPa für Titan angenommen und so auch in dieser Studie übernommen. Das Elastizitätsmodul des kompakten Knochens wird in der Literatur mit ganz verschiedenen Werten deklariert. Bei Dalstra et al. betrug das E-Modul der Kompakta im Jahre 2004 17,5 GPa (Dalstra M 2004). Leider sind die Angaben zur

Belastungsanalyse der Miniimplantate mit Hilfe der FEM nicht sehr umfangreich, wodurch Vergleichswerte der Materialeigenschaften von Finite Elemente Simulationen aus anderen Bereichen der Kieferorthopädie berücksichtigt wurden. Tanne et al hatten das E-Modul im Jahre 1989 mit 13,7 GPa für den kompakten Knochen angegeben (Holberg 2005). Diesen Wert übernahmen Jafari et al. 14 Jahre später (Holberg 2005), während Vollmer 2001 mit einem E-Modul von 20 GPa rechnete. Diese wenigen Werte zeigen bereits die große Bandbreite an möglichen E-Modulen für die Kompakta und es stellt sich die Frage, was für die entsprechende Auswahl ausschlaggebend war. Da mit zunehmendem Alter die Knochenelastizität abnimmt und sich somit das E-Modul erhöht, ist es anzunehmen, dass die verschiedenen E-Module eine fortschreitende Knochenreifung widerspiegeln. So kann man davon ausgehen, dass Werte für das E-Modul im Bereich von Tanne et al. für die Eigenschaften eines jugendlichen Knochens stehen und die weitaus höheren Werte um 20 GPa von Vollmer et al. (Holberg 2005) für die Simulation eines eher erwachsenen Knochens stehen. Für die die hier vorliegende Studie dürfte somit ein Elastizitätsmodul von 10GPa für den kompakten Knochen des Kindes realistisch sein. Für den Jugendlichen wurde ein Wert von 12 GPa und für den Erwachsenen von 15 GPa angenommen. Die Verbindung zwischen Knochen und Miniimplantatgewinde wurde durch eine passende Kontaktbedingung festgelegt.

Die inserierten Miniimplantate besitzen häufig ein Hochglanz poliertes Gewinde, womit eine vollständige Osseointegration zur leichteren Entfernung vermieden werden soll. Somit kann zwar von einer Primärstabilität, aber nicht von einer Osseointegration ausgegangen werden.

Ausgewählt wurde deswegen die Kontaktbedingung „bonded“, welches eine gewisse Restbeweglichkeit zwischen Implantat und Knochengewebe zulässt.

Die Benennung der Materialeigenschaften mit ausgewählten Durchschnittswerten entspricht nicht den individuellen Maßstäben der Realität und stellen eine Vereinfachung und Idealisierung dessen dar. Die Deklaration von Durchschnittswerten für die Materialeigenschaften tragen auch zu einem gesamten systematischen Fehler bei, der bei der Beurteilung der Messwerte nicht vernachlässigt werden darf.

6.1.3. Randbedingungen

Bezüglich der Lagerung der Finiten Elemente Modelle der Maxilla sollte den anatomischen Voraussetzungen möglichst entsprochen werden. Deshalb wurden die Simulationsmodelle an den Proc. pterygoidei fixiert. Somit wird man den anatomischen Bedingungen gerecht und sich da der Messbereich außerhalb des Lagerungsbereichs befindet, können darüber hinaus irreführende Messwerte ausgeschlossen werden, die häufig an den Fixationspunkten liegen.

6.1.4. Messungen

Die Messungen in der hier vorliegenden Studie wurden mit Hilfe eines interaktiven Messtools vorgenommen. Dazu wurden Messpunkte mit möglichst hoher Reproduktivität entlang des Schraubengewindes festgelegt. Diese befanden sich am periimplantär im Halsbereich, in der Gewindemitte und der Gewindespitze.

Somit konnten sowohl Vergleiche der Maximalbelastungen zwischen den Implantaten, als auch die Belastungsentwicklung entlang des Implantatgewindes registriert und verglichen werden. Das Verfahren entspricht dabei dem von Dalstra et al. verwendeten (Dalstra M 2004).

6.2. Interpretation der Messwerte

Im Rahmen dieser Studie konnte dank der Finite Elemente Methode die Auswirkungen der Mini-Implantate in der kieferorthopädischen Therapie auf die umliegenden knöchernen Strukturen untersucht werden. Dabei wurden periimplantäre Belastungen in Form von Spannungs- (in MPa) und Dehnungswerten (in microstrain) mit Hilfe eines interaktiven Messtools erfasst und anschließend analysiert. Um dabei Auswirkungen auf knöcherne Strukturen deuten zu können, ist die Kenntnis von physiologischen und pathologischen Grenzen ossärer Strukturen essentiell. Nur so ist es beispielsweise möglich Überbelastungen bei großer Kraftapplikation als Ursache des Implantatverlusts richtig zu deuten.

Bereits Ende des 19. Jahrhunderts schuf Julius Wolff mit seinen Untersuchungen über die Zusammenhänge zwischen einwirkenden Muskelkräften und den knöchernen Anpassungsreaktionen Grundlagen zur Transformation des Knochens (Wolff 1892). Er postulierte in seinen Arbeiten, dass nicht nur die Trabekel in Richtung der Hauptbelastung ausgerichtet sind, sondern sich die Trabekel in einem osteodynamischen Prozess bei wechselnder Belastung neu orientieren können.

Somit kann ein Minimum an Knochenmasse ausreichen, um auch großen Belastungen widerstehen zu können (Wolff 1892). Doch erst Frost führte diese Erkenntnisse weiter und entwickelte in seiner mechanostatischen Theorie physikalische Grenzen für knöchernen Strukturen und deren morphologisches Anpassungsverhalten (Frost 1983; Frost 1990; Frost 1990; Frost 1994). Kraft wirkt dabei in Form von Dehnungs- und Spannungsbelastung auf den Knochen und dient als Stimulus zu ossären An- und Umbauprozessen. Dadurch kann sich der Knochen auf von außen einwirkende Kräfte und Belastungen in Form, Größe und Ausrichtung anpassen. Voraussetzung dazu ist die Umwandlung eines ausreichend großen mechanischen Reizes in ein zelluläres Signal, wodurch es zur Aktivierung von Osteoblasten und bzw. oder Osteoklasten, kommt (Frost 1990; Frost 1990). Entsprechend der einwirkenden Belastung kommt es zum Remodelling Prozess, einem Anpassungs- und Umbauvorgang der Knochenmasse und –Dichte. Der Vorgang des Remodellings ist ein Mechanismus, bei dem sich Knochengewebe in seiner Gesamtstruktur wechselnden Belastungen anpasst, indem es seinen Aufbau und seine Morphologie trajektorieell den einwirkenden Belastungen abhängig ausrichtet. Frost entwickelte dazu als Erster in seinen Studien konkrete physikalische und physiologische Grenzwerte für das Verhalten der knöchernen Strukturen. Dabei führte er den Begriff des „Minimal effective Strain“ (MES) ein, ein Belastungswert, der gerade noch zu einer Zellaktivierung und damit zur Knochenapposition im Sinne des Remodellings führt (Frost 1983). Dieser unterste Grenzwert ist bei Frost bei einer Knochendehnung von 2000 microstrain definiert. Erst bei Belastungswerten oberhalb dieser so genannten „Frost’schen Grenze“ kommt es zu einem zunehmenden Knochenanbau. Liegt die Belastung dagegen unter 1000 microstrain ist laut Frost sogar mit einem Knochenabbau im Sinne einer Inaktivitätsatrophie zu rechnen (Frost 1983). Ab einer Knochendehnung von 4000 microstrain kann es dann zu einer Überbelastungsreaktion im Rahmen eines Knochenrückgangs kommen, die Frakturgrenze knöcherner Strukturen ist jedoch erst bei 25000 microstrain erreicht (Frost 1983). Dies entspricht einer Druckbelastung des Knochens von umgerechnet 140 MPa. Grundlagen zum Prozess des Remodeling zeigte Huiskes et al. (Huiskes, Ruimerman et al. 2000) in seinen Studien auf, in denen er die Umwandlung des mechanischen Signal in ein zelluläres beschrieb, indem Osteozyten als Belastungssensoren wirken und die Höhe der einwirkenden Kräfte messen. Die Höhe der registrierten Kraft ist dabei abhängig von der Kraft selbst und der den

Osteozyten umgebenden Knochenstruktur und –masse (Huiskes, Ruimerman et al. 2000). Die Osteozyten sind durch Zellausläufer netzwerksartig verbunden, was die Weitergabe des empfangenen Signals ermöglicht. Es kommt anschließend zur Aktivierung von Knochen bildenden Osteoblasten und damit zum Knochenanbau, was eine Reduktion der messbaren Belastungen für die Osteozyten bedeutet (Huiskes, Ruimerman et al. 2000).

Bei der Analyse der vorliegenden Messergebnisse diente der MES in Höhe von 2000 microstrain als Referenz. Zwar ist die kieferorthopädische Therapie mit Implantaten zeitlich begrenzt und nach Ende der Behandlungszeit werden inserierte Implantate wieder entfernt, doch wäre es ganz sicher von Nutzen, könnten Anbau und Anpassungsreaktionen des Knochens inserierte Implantate während deren Verbleib stabilisieren und festigen. Um dies zu erreichen sollten die auftretenden Belastungen wenigstens so hoch sein um den MES zu überschreiten. Darüber hinaus können Überbelastungsreaktionen vor allen bei hohen Krafterwirkungen beurteilt werden. Liegen die gemessenen Werte unter 4000 microstrain so muss trotz möglicher Überlastungsatrophien auch nach alternativen Gründen für den Verlust der Mini-implantate gesucht und diese erörtert werden.

6.3. Belastungsentwicklung bei zunehmender Kraftapplikation

Im Rahmen dieser durchgeführten Studie bestätigte sich die Eignung der Miniimplantate als mögliches Verankerungselement zur Aufnahme orthodontischer Kräfte. Ohmae et al. (Ohmae, Saito et al. 2001) zeigt dazu, dass diese orthodontische Belastung vor allem im cervicalen periimplantären Bereich wirkt und somit eine stärkere ossäre Umbauaktivität im periimplantären Cervicalbereich auftritt, als an anderen umgebenden Bereichen (Ohmae, Saito et al. 2001). Diese Studie bestätigt dies, denn die gemessenen Stresshöchstwerte liegen bei allen Implantaten im cervicalen Bereich der perimplantären Kompakta an den obersten Gewindegängen. In apikaler Richtung nehmen diese rapide ab, wodurch an der Schraubenspitze die kleinsten Belastungswerte zu finden waren. Bourauel et al. registrierte in einer FEM Studie bei einer Kraft von 5N Maximalwerte von 350-600 microstrain in der kompakten Schicht und 25 microstrain in der Kortikalis (Bourauel 2002). Dies lässt den Schluss zu, dass der cervicale periimplantäre Bereich der Kompakta der entscheidende für die Stabilität des Implantats ist.

In dieser Studie zeigte sich dazu die Entwicklung der Belastungswerte in Abhängigkeit der Qualität der Kompakta als eher untergeordnet. Die Messungen ließen den Schluss zu, dass bei vorhandener ausreichender Schichtstärke der Kompakta bei kindlichem, jugendlichem und adultem Knochen mit differierender Knochendichte eine vollständige Osseointegration möglich ist, da keinerlei Überlastung registrierbar ist.

De Pauw et al. (De Pauw G.A.M. 1999) belastete in einer klinischen Untersuchung Implantate über 2 Monate mit einer Kraft von 5 N, ein Wert, der wesentlich höher liegt, als die in der Orthodontie auftretenden Belastungen. Trotzdem zeigten alle untersuchten Schrauben nach zweimonatiger Belastungszeit vollständige Osseointegration (De Pauw G.A.M. 1999). Unterstützt werden kann dieses Ergebnis durch Bourauel et al., in dessen FEM Studie bei gleicher Krafteinwirkung maximale Belastungswerte im Bereich zwischen 300-650 microstrain auftraten (Bourauel 2002) die durch die hier gemessenen Dehnungswerte bestätigt werden können. Mit zunehmender Krafteinwirkung zeigt sich eine nahezu lineare Belastungszunahme im cervicalen periimplantären Bereich. Doch selbst bei einer auftretenden Kraft von 5 N liegen die gemessenen Werte aller untersuchten Implantattypen deutlich unterhalb der Frost'schen Grenze, was eine komplikationslose Osseointegration bei intakten Knochenstrukturen erlaubt.

6.4. Einfluss der Knochenqualität

Im Rahmen dieser durchgeführten Studie bestätigte sich die Eignung der Miniimplantate als mögliches Verankerungselement zur Aufnahme orthodontischer Kräfte. Ohmae et al (Ohmae, Saito et al. 2001), der zeigte dazu, dass diese orthodontische Belastung vor allem im cervicalen periimplantären Bereich wirkt und somit eine stärkere ossäre Umbauaktivität im periimplantären Cervicalbereich auftritt, als an anderen umgebenden Bereichen (Ohmae, Saito et al. 2001). Diese Studie bestätigt dies, denn die gemessenen Stresshöchstwerte liegen bei allen Implantaten im cervicalen Bereich der perimplantären Kompakta an den obersten Gewindegängen. Nach apikal nehmen diese rapide ab, wodurch an der Schraubenspitze die kleinsten Belastungswerte zu finden waren. Bourauel et al. (Bourauel 2002) registrierte in einer FEM Studie bei einer Kraft von 5 N Maximalwerte von 350-600 microstrain in der kompakten Schicht und 25 microstrain in der Kortikalis (Bourauel 2002). Dies lässt den Schluss zu, dass der cervicale

periimplantäre Bereich der Kompakta der entscheidende für die Stabilität des Implantats ist.

Zu einem ähnlichen Ergebnis kam Dalstra et al. in einer FEM Studie, in der er die Abhängigkeit der Belastungswerte von der Knochenqualität und der Dicke der Kompakta untersuchte (Dalstra M 2004). Es zeigte sich eine mögliche Überbelastung nach der Frost'schen Grenze beim Fehlen der Kompakta und zusätzlich schlechter Knochenqualität. Bei gesunder Knochendichte und einer mindestens 2 mm dicken vorhandenen Kompakta, sind Belastungen um 10 microstrain in der Implantatregion messbar (Dalstra M 2004).

Dies bestätigte die FEM Studie von Costa et al. (Costa, Raffainl et al. 1998), der feststellte, dass erst bei schlechter Knochenqualität (500 MPA) und einem Fehlen der Kompakta eine leichte Überlastungsreaktion nach den Frost'schen Grenzen (Frost 1983; Frost 1990; Frost 1990; Frost 1994; Dalstra M 2004) messbar war. Trotzdem konnte an allen Untersuchungen nach sechsmonatiger Belastungszeit eine Knochenapposition festgestellt werden, indem durch orthodontische Krafteinwirkung eine vermehrte Stabilisierung des Implantats mittels ossären Adaptionsmechanismen induziert wird (Wehrbein, Yildirim et al. 1999) und so in einer histomorphologischen und histomorphometrischen Analyse des Knochenremodelling feststellbar war, dass orthodontische Kraftapplikation eine erhöhte osteodynamische Aktivität bewirkt. (Wehrbein, Yildirim et al. 1999; Fritz, Diedrich et al. 2003). In dieser Studie zeigte sich dazu die Entwicklung der Belastungswerte in Abhängigkeit der Qualität der Kompakta als eher untergeordnet. Die Messungen ließen den Schluss zu, dass bei vorhandener ausreichender Schichtstärke der Kompakta bei kindlichem, jugendlichem und adultem Knochen mit differierender Knochendichte eine vollständige Osseointegration möglich ist, da keinerlei Überlastung registrierbar ist.

6.5. Vergleich der Implantatsysteme und Einfluss der Implantatgeometrie

Bereits Dalstra et al., Costa et al. und Bourauel et al. führten Simulationen zur quantitativen Spannungsanalyse bei orthodontischen Miniimplantaten mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode durch (Costa, Raffainl et al. 1998; Bourauel 2002; Dalstra M 2004). Es zeigte sich bei der Entwicklung des Aarhus Microanchorage Systems unter Melsen, Dalstra und Costa (Costa, Raffainl et al. 1998; Melsen and Lang 2001; Bourauel 2002; Dalstra M 2004; Melsen 2004) und des Tomas Pins unter Bourauel (Bourauel 2002), dass die Finite-Elemente-Methode ein geeignetes Instrument zur

virtuellen Belastungsanalyse von Miniimplantaten ist. Im Zuge der damaligen Untersuchungen beschränkten sich die Spannungsanalysen jedoch auf das jeweilige zu entwickelnde System (Wehrbein, Glatzmaier et al. 1996; Costa, Raffainl et al. 1998; Bourauel 2002; Dalstra M 2004). In dieser quantitativen Analyse der Spannungsverteilung sollte ein Vergleich einiger dieser entwickelten Systeme orthodontischer Miniimplantate erfolgen um Rückschlüsse auf eine zu bevorzugende Geometrie aus biomechanischer Sicht der Miniimplantate schließen zu können. Durch den Wunsch nach früher belastbaren und immer kleiner dimensionierten Implantaten, stellen sich Fragen hinsichtlich der biologischen Belastungsgrenzen und der Spannungsverteilung. So nahm in dieser Untersuchung die Höhe der Vergleichsdehnung und -spannung abhängig von Implantatlänge und -durchmesser hinsichtlich der Frost'schen Grenze (Frost 1983; Frost 1990; Frost 1990; Frost 1994) eine zentrale Bedeutung ein.

De Pauw et al. inserierte in einer klinischen Studie an Hunden Implantate verschiedener Länge von 7 mm - 15 mm, worauf alle Implantate nach zweimonatiger Belastungszeit vollständige Osseointegration zeigten. Die Untersuchung wies keinen Unterschied der Belastungsanalyse zwischen kurzen und langen Implantaten auf. (De Pauw G.A.M. 1999). Länge ist somit kein entscheidender Faktor für den Behandlungserfolg und die Verlustrate (Chen, Chang et al. 2007), obwohl für längere Implantate in einer histologischen Studie die Überlebensrate eines 10 mm langen Implantats im Vergleich zu einem 6 mm langen Implantat vom 66,67 % auf 88,89 % ansteigt (Freire, Silva et al. 2007). Zudem die Verlustrate mit Zunahme des Durchmessers von 23 % auf 5 % in einer abnahm (Berens, Wiechmann et al. 2006). In Abhängigkeit ihrer Länge und Durchmesser waren die Spannungs- und Dehnungswert-unterschiede der verschiedenen Implantatsysteme im Vergleich in dieser Studie als eher geringfügig einzustufen. Die Belastungsanalyse registrierte längere Implantate und Implantate mit größerem Durchmesser mit etwas geringeren Belastungswerten und so war das Implantat mit den geringsten Belastungswerten auch das am größtem dimensionierte. Doch lagen auch die Dehnungs- und Spannungswerte aller anderen untersuchten Miniimplantate deutlich unterhalb der ossären Belastungsgrenze. Die Abnahme der Belastungswerte bei Zunahme von Schraubenlänge und -durchmesser mag als Resultat einer höheren Primärstabilität angesehen werden, zum anderen geht eine konstante Kraft auf eine größere Fläche verteilt stets mit einem geringeren Druck auf die umgebenden Gewebe einher.

Klinische Ergebnisse zeigten nach Insertion der Implantate eine ausreichend mechanische Stabilität zur orthodontischen Belastung auch nach längerer Kraftapplikation (Roberts, Smith et al. 1984; Odman, Lekholm et al. 1988; Roberts, Helm et al. 1989; Wehrbein and Diedrich 1993; Wehrbein 1994; Wehrbein, Glatzmaier et al. 1996; Costa, Raffaini et al. 1998; De Pauw G.A.M. 1999; Wehrbein, Yildirim et al. 1999; Ohmae, Saito et al. 2001; Ismail and Johal 2002; Deguchi, Takano-Yamamoto et al. 2003).

Kommt es im Laufe einer kieferorthopädischen Therapie dennoch zum Verlust eines oder mehrerer Miniimplantate, sollte im Anschluss daran eine biomechanische Analyse vorgenommen werden. Dabei könnten in Zukunft, durch Verwendung anatomischer Daten des jeweiligen Patienten, ganz individuell mögliche Ursachen des Implantatverlusts biomechanisch untersucht werden.

Darüber hinaus könnten vor Implantation, durch individuelle Simulationen mit Hilfe eines eigens für den zu behandelnden Patienten generierten FEM-Modells, Rückschlüsse auf ideale Größe, Länge, Durchmesser, Form und Geometrie der Implantate gewonnen werden, um damit einen möglichen Implantatverlust zu verhindern.

7. Schlussfolgerung

Die Simulationen zeigten, dass die Belastungswerte der untersuchten Schrauben selbst bei großer Kraftapplikation, die bei orthodontischen Behandlungen in der Regel nicht auftreten im Vergleich zur biomechanischen Grenze nach Frost eher unerschwellig waren, so dass Komplikationen bei intakten Knochenverhältnissen eher unwahrscheinlich sind. Die höchsten Werte traten dabei cervical im periimplantären Gewebe auf, sanken aber dann Richtung apikal rapide ab, weshalb die Belastungen am Implantat als entscheidend für den Verbleib der Schraube scheinen. Nimmt die einwirkende Kraft auf das Implantat zu, erkennt man eine nahezu lineare Entwicklung der Belastungswerte. Bei Untersuchung der Abhängigkeit der Implantatlänge zur Höhe der Belastungswerte ließ sich feststellen, dass diese bei zunehmender Implantatlänge geringfügig abnahmen, wobei sowohl bei keinerlei Schraubenlängen Überbelastungen festgestellt werden konnten. Auch waren die Belastungsunterschiede bei der Belastungssimulation bei vorhandener Kompakta verschiedener Knochendichten eher marginal.

Die Belastungsanalyse zeigt zwar, dass Miniimplantate mit größerer Länge und Durchmesser im Systemvergleich etwas geringere periimplantäre Spannungs- und Dehnungswerte auslösen, dies dürfte jedoch nicht entscheidend für die Implantatüberlebensrate und damit für den Behandlungserfolg sein. Auch bei höheren Kräften von 5 N und einer geringeren Knochenqualität sind die gemessenen Belastungswerte als eher unerschwellig hinsichtlich der Frost'schen Belastungsgrenze einzuordnen. Eine Überbelastung kann somit für intakte ossäre Verhältnisse als unwahrscheinlich angenommen werden. Nach dieser Studie gibt es also keinen Grund, warum Miniimplantate nicht als orthodontische Verankerungselemente eingesetzt werden könnten.

8. Literaturverzeichnis

- Al-Sukhun, J., J. Kelleway, et al. (2007). "Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification." *J Biomed Mater Res A* 80(1): 234-46.
- Armbruster, P. C. and M. S. Block (2001). "Onplant-supported orthodontic anchorage." *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 9(1): 53-74.
- Bae, S. M., H. S. Park, et al. (2002). "Clinical application of micro-implant anchorage." *J Clin Orthod* 36(5): 298-302.
- Baek, S. H., B. M. Kim, et al. (2008). "Success rate and risk factors associated with mini-implants reinstalled in the maxilla." *Angle Orthod* 78(5): 895-901.
- Berens, A., D. Wiechmann, et al. (2006). "Mini- and micro-screws for temporary skeletal anchorage in orthodontic therapy." *J Orofac Orthop* 67(6): 450-8.
- Block, M. S. and D. R. Hoffman (1995). "A new device for absolute anchorage for orthodontics." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107(3): 251-8.
- Bourauel, C. B. A., Jäger A. (2002). "Finite element simulation of the loading of mini-implants for orthodontic anchorage." *Eur J Orthod* 24: 536.
- Branemark, P. I., R. Adell, et al. (1969). "Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies." *Scand J Plast Reconstr Surg* 3(2): 81-100.
- Branemark, P. I., B. O. Hansson, et al. (1977). "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period." *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16: 1-132.
- Buchter, A., D. Wiechmann, et al. (2005). "Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage." *Clin Oral Implants Res* 16(4): 473-9.
- Cattaneo, P. M., M. Dalstra, et al. (2003). "The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123(4): 367-73.
- Cattaneo, P. M., M. Dalstra, et al. (2005). "The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement." *J Dent Res* 84(5): 428-33.
- Chen, Y. J., H. H. Chang, et al. (2007). "A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems." *Clin Oral Implants Res* 18(6): 768-75.
- Costa, A., M. Raffaini, et al. (1998). "Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report." *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13(3): 201-9.
- Creekmore, T. D. and M. K. Eklund (1983). "The possibility of skeletal anchorage." *J Clin Orthod* 17(4): 266-9.
- Dalstra M, C. P., Meslen B. (2004). "Load transfer of miniscrew for orthodontic anchorage." *Orthodontics* 1: 53-62.
- Dalstra, M., R. Huiskes, et al. (1995). "Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone." *J Biomech Eng* 117(3): 272-8.
- De Pauw G.A.M., D. L., de Bruyn H, Johansson C. (1999). "Stability of implants as anchorage for orthopedic traction." *Angle Orthod* 69: 401-407.
- Deguchi, T., T. Takano-Yamamoto, et al. (2003). "The use of small titanium screws for orthodontic anchorage." *J Dent Res* 82(5): 377-81.
- Erverdi, N. and B. Kargul (2002). "Complete intrusion of maxillary permanent central incisors." *J Clin Pediatr Dent* 27(1): 9-11.

- Everdi N, T., Keles A. (2002). "A new anchorage site for treatment of anterior open bite: Zygomatic anchorage. Case report." *World L Orthod* 3: 147-154.
- Freire, J. N., N. R. Silva, et al. (2007). "Histomorphologic and histomorphometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131(6): 704 e1-9.
- Fritz, U., P. Diedrich, et al. (2003). "The anchorage quality of mini-implants towards translatory and extrusive forces." *J Orofac Orthop* 64(4): 293-304.
- Frost, H. M. (1983). "A determinant of bone architecture. The minimum effective strain." *Clin Orthop Relat Res*(175): 286-92.
- Frost, H. M. (1990). "Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem." *Anat Rec* 226(4): 403-13.
- Frost, H. M. (1990). "Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem." *Anat Rec* 226(4): 414-22.
- Frost, H. M. (1994). "Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians." *Angle Orthod* 64(3): 175-88.
- Gallas, M. M., M. T. Abeleira, et al. (2005). "Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage." *Eur J Orthod* 27(1): 12-6.
- Gedrange, T., C. Bourauel, et al. (2003). "[Simulation of bone strain by orthodontic implants using the finite element method]." *Biomed Tech (Berl)* 48(10): 287-90.
- Gedrange, T., C. Bourauel, et al. (2003). "Three-dimensional analysis of endosseous palatal implants and bones after vertical, horizontal, and diagonal force application." *Eur J Orthod* 25(2): 109-15.
- Holberg, C. (2005). "Effects of Rapid Maxillary Expansion on the Cranial Base-an FEM-Analysis*." *J Orofac Orthop* 66(1): 54-66.
- Holberg, C. (2005). "Kieferorthopädische Maßnahmen an der Maxilla und ihre Auswirkungen auf das Viszero- und Neurokranium." *Habilitationschrift der Ludwig-Maximilians-Universität München.*
- Huiskes, R., R. Ruimerman, et al. (2000). "Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone." *Nature* 405(6787): 704-6.
- Ismail, S. F. and A. S. Johal (2002). "The role of implants in orthodontics." *J Orthod* 29(3): 239-45.
- Kanomi, R. (1997). "Mini-implant for orthodontic anchorage." *J Clin Orthod* 31(11): 763-7.
- Kravitz, N. D. and B. Kusnoto (2007). "Risks and complications of orthodontic miniscrews." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131(4 Suppl): S43-51.
- Kuroda, S., Y. Sugawara, et al. (2007). "Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 131(1): 9-15.
- Kyung, H. M., H. S. Park, et al. (2003). "Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage." *J Clin Orthod* 37(6): 321-8; quiz 314.
- Mah, J. and F. Bergstrand (2005). "Temporary anchorage devices: a status report." *J Clin Orthod* 39(3): 132-6; discussion 136; quiz 153.
- Maino, B. G., G. Maino, et al. (2005). "Spider Screw: skeletal anchorage system." *Prog Orthod* 6(1): 70-81.
- Melsen, B. and N. P. Lang (2001). "Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants." *Clin Oral Implants Res* 12(2): 144-52.
- Melsen, B. G., D. (2004). "Treating the impossible case with the use of the Aarhus Anchorage Aystem." *Orthodontics* 1: 13-20.

- Miyawaki, S., I. Koyama, et al. (2003). "Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(4): 373-8.
- Moon, C. H., D. G. Lee, et al. (2008). "Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region." *Angle Orthod* 78(1): 101-6.
- Motoyoshi, M., M. Matsuoka, et al. (2007). "Application of orthodontic mini-implants in adolescents." *Int J Oral Maxillofac Surg* 36(8): 695-9.
- Motoyoshi, M., S. Yano, et al. (2005). "Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis." *Clin Oral Implants Res* 16(4): 480-5.
- Müller G, G. C. (2002). "FEM für Praktiker Band I: Grundlagen." München Expert Verlag.
- Odman, J., U. Lekholm, et al. (1988). "Osseointegrated titanium implants--a new approach in orthodontic treatment." *Eur J Orthod* 10(2): 98-105.
- Ohmae, M., S. Saito, et al. (2001). "A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119(5): 489-97.
- Park (2001). "The orthodontic treatment using micro-implant: the clinical application of MIA." Seoul: Narae Publishing
- Park, H. S., S. M. Bae, et al. (2001). "Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion." *J Clin Orthod* 35(7): 417-22.
- Park, H. S., H. M. Kyung, et al. (2002). "A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage." *J Clin Orthod* 36(10): 592-6.
- Roberts, W. E., F. R. Helm, et al. (1989). "Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage." *Angle Orthod* 59(4): 247-56.
- Roberts, W. E., R. K. Smith, et al. (1984). "Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants." *Am J Orthod* 86(2): 95-111.
- Romanos, G. E., C. G. Toh, et al. (2002). "Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*." *Int J Oral Maxillofac Implants* 17(1): 44-51.
- Romanos, G. E., C. G. Toh, et al. (2003). "Bone-implant interface around titanium implants under different loading conditions: a histomorphometrical analysis in the *Macaca fascicularis* monkey." *J Periodontol* 74(10): 1483-90.
- Tanne, K., J. Hiraga, et al. (1989). "Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95(3): 200-7.
- Vande Vannet, B., M. M. Sabzevar, et al. (2007). "Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation." *Eur J Orthod* 29(5): 437-42.
- Wehrbein, H. (1994). "[Endosseous titanium implants as orthodontic anchoring elements. Experimental studies and clinical application]." *Fortschr Kieferorthop* 55(5): 236-50.
- Wehrbein, H. and P. Diedrich (1993). "Endosseous titanium implants during and after orthodontic load--an experimental study in the dog." *Clin Oral Implants Res* 4(2): 76-82.
- Wehrbein, H., J. Glatzmaier, et al. (1996). "The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate." *J Orofac Orthop* 57(3): 142-53.
- Wehrbein, H., M. Yildirim, et al. (1999). "Osteodynamics around orthodontically loaded short maxillary implants. An experimental pilot study." *J Orofac Orthop* 60(6): 409-15.

Wolff (1892). "Das Gesetz der Transformation des Knochen." Berlin A. Hirschwald.
Zienkiewicz, O. (1984). "Methode der finiten Elemente." München-Wien: Hanser.

Danksagung

Die vorliegenden Untersuchungen wurden allesamt in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität München durchgeführt.

Der hochverehrten Direktorin Frau Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus und Ihrer Vorgängerin Frau Prof. Dr. med. dent. Ingrid Rudzki gilt mein herzlicher Dank für den Aufbau eines Virtuellen Biomechanik Labors, der erst die Ausübung der hier vorliegenden Untersuchung ermöglichte und damit gleichzeitig ideale Rahmenbedingungen für diese Studie schuf.

Ganz besonders herzlich möchte ich mich bei PD. Dr. Dr. Christoph Holberg bedanken, der meine Studie stets mit viel Enthusiasmus und Begeisterung unterstützte und mir alle erdenklichen Ressourcen und Räumlichkeiten der kieferorthopädischen Abteilung und des Virtuellen Biomechanik Labors vertrauensvoll zur Verfügung stellte. Darüber hinaus bedanke ich mich für die zahlreichen konstruktiven Diskussionen, die Korrekturen sämtlicher Manuskripte und natürlich alle Bemühungen und Zeit für die Betreuung meiner Arbeit. Deine Hilfe war auf Grund deiner immensen Erfahrung immer eine unverzichtbare Hilfe für mich. Vielen Dank für die Zusammenarbeit.

Ein weiterer Dank gilt meiner Familie, die mich immer unterstützt und moralisch getragen hat. Gerade in schwierigen Zeiten war Sie ein Garant auch für fachliche Ideen und Anreize. Danke für eure aufgebrachten Bemühungen und nie endende Geduld.

Für den unermüdlichen und selbstlosen Einsatz danke ich von ganzem Herzen meiner lieben Schwester Sabine Scheuermann und meinem guten Freund Hannes Bolsinger. Sie waren für mich durch die gesamte Zeit und darüber hinaus unentbehrlich, Ihre Hilfsbereitschaft und Einsatz selbst- und grenzenlos. Vielen lieben Dank euch beiden.

Danke an die kieferorthopädische Abteilung der Universität München für die Hilfe, Unterstützung und Bereitstellung der Räumlichkeiten zur Anfertigung der hier vorliegenden Studie.

Curriculum Vitae

Geburt	geboren am 21.03.1980 in Schwäbisch Hall
Grundschulzeit	Besuch der Grundschule Bühlertann von 1986 bis 1990
Gymnasialzeit	Besuch des Gymnasiums bei St. Michael in Schwäbisch Hall von 1990 bis 1999
Abitur	bestandenes Abitur 1999
Studium	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwigs-Maximilians-Universität in München von 2000 bis 2006
Staatsexamen	Erhalt des Staatsexamens im Januar 2006
Approbation	Approbation als Zahnarzt seit dem 15.03.2006
Assistenzzeit	Absolvierung der Assistenzzeit in den Zahnarztpraxen Dr. Sirch in Augsburg von April 2006 bis September 2006, Jarl Dahlen in Neckarwestheim von Oktober 2006 bis Dezember 2008 und Dr. Artur Weiss in Oedheim von Januar 2008 bis März 2008.
Niederlassung	Niederlassung in überörtlicher Gemeinschaftspraxis Zahnärzte am Schloss in Oedheim und Neuenstadt am Kocher mit Dres. Artur Weiss und Nadine Harsch.