

Numerische Simulation von Knochenumbauvorgängen
um zahnärztliche Implantate mit der
Finite-Elemente-Methode

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades (Dr. rer. nat.)
der
Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

vorgelegt von
Alireza Rahimi
aus
Teheran / Iran

Bonn 2012

Angefertigt mit Genehmigung der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Reinhard Klein

2. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel

Tag der Promotion: 17.12.2012

Erscheinungsjahr: 2013

Meinen lieben Eltern
und meiner lieben Frau

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	8
2 Grundlagen.....	11
2.1 Mechanik.....	11
2.1.1 Biomechanik.....	11
2.1.2 Kontinuumsmechanik und Festigkeitslehre.....	11
2.1.2.1 Spannung.....	11
2.1.2.2 Dehnung.....	14
2.1.2.3 Materialgesetz und -gleichung.....	16
2.2 Finite-Elemente-Methode (FEM).....	18
2.2.1 Zwei- und dreidimensionale Elemente.....	19
2.2.2 Finite-Elemente-Analyse (FEA).....	20
2.2.3 Lineare und nichtlineare Analyse.....	22
2.2.4 Kontaktanalyse.....	23
2.2.5 Struktur der Analysesoftware.....	23
2.3 Knochenumbautheorie.....	24
2.3.1 Knochenstruktur.....	24
2.3.2 Knochenumbauprozess.....	25
2.3.3 Numerische Formulierung.....	26
2.3.4 Numerische Simulation des Knochenumbaus.....	33
2.4 Dentalimplantologie.....	34
2.4.1 Osseointegration und Sofortbelastung.....	35
2.4.2 Implantatwerkstoffe.....	37
2.4.3 Implantatdesigns.....	39
2.4.4 Operationstechnik und Insertionstiefe.....	40
2.5 Tiermodell.....	42
2.5.1 Tierschutz.....	42
2.5.2 Rentiere als Tiermodell.....	43
2.5.3 Eigenschaften des Rentier-Geweihs und Vorteile.....	44

3 Konstruktion des Kau-Simulators	46
3.1 Hardware.....	47
3.1.1 Belastungseinheit.....	47
3.1.1.1 Motor.....	47
3.1.1.2 Trägerring.....	48
3.1.2 Steuereinheit.....	50
3.1.2.1 Controllereinheit.....	50
3.1.2.2 Hauptplatine.....	51
3.1.2.3 Motorsteuerung.....	53
3.1.2.4 Kommunikationsschnittstelle.....	55
3.1.2.5 Funkeinheit.....	56
3.1.2.6 Antenne.....	61
3.1.2.7 Leiterplattenfertigung.....	64
3.1.3 Gehäuse.....	65
3.2 Netzarchitektur der Funkmodule.....	67
3.3 Software des KauSi.....	68
3.3.1 Motortreiber.....	68
3.3.2 Kommunikationsprotokoll.....	70
3.3.2.1 Paketformat.....	70
3.3.2.2 Leitungscode.....	72
3.3.3 Systemverwaltung.....	73
3.3.4 Benutzeroberfläche.....	73
3.4 Kalibrierung und Tests.....	75
4 Biomechanische Untersuchungen	79
4.1 Präparataufbereitung.....	80
4.2 Experimentelle Bestimmung des Auslenkungs-Kraft-Verhaltens.....	81
4.2.1 Messaufbau HexMeS.....	82
4.2.2 Messprinzip.....	83
4.3 Dreidimensionale Modellgenerierung.....	84
4.3.1 Geometrierekonstruktion.....	85
4.3.2 Volumenmodellgenerierung.....	88
4.4 Numerische Berechnungen.....	89
4.4.1 Randbedingungen.....	89
4.4.2 Materialeigenschaften.....	90
4.4.3 FE-Simulation.....	92
4.5 In-vitro-Untersuchungen.....	92
4.5.1 Untersuchung zur Sofortbelastung.....	92
4.5.2 Untersuchung zur Insertionstiefe.....	95
4.5.3 Untersuchung zum Feingewinde.....	97
4.5.4 Sofortbelastung Rentiergeweih (in-vitro).....	99
4.6 In-vivo-Experimente am Rentier.....	101
4.7 Knochenbausimulation.....	103

5 Ergebnisse und Diskussion.....	108
5.1 Ergebnisse der Parametervariation.....	109
5.2 Ergebnisse zur Sofortbelastung.....	110
5.2.1 Experimentelle Ergebnisse.....	110
5.2.2 Validierende FE-Simulation.....	114
5.2.3 Ergänzende numerische Berechnungen.....	118
5.3 Insertionstiefe.....	127
5.3.1 Experimentelle Ergebnisse.....	127
5.3.2 Validierende FE-Simulation.....	130
5.3.3 Ergänzende numerische Berechnungen.....	134
5.4 Feingewinde.....	138
5.4.1 Osseointegrierte Ergebnisse.....	139
5.4.2 Sofortbelastung (Feingewinde).....	146
5.5 Sofortbelastung Rentiergeweih (in-vitro).....	148
5.6 In-vivo-Experimente am Rentier.....	149
5.7 Knochenumbauprozesse.....	151
5.7.1 Röhrchenmodell mit Umbauvorgang.....	151
5.7.2 Zylindermodell mit Lastvariation.....	154
6 Schlussfolgerung.....	158
7 Zusammenfassung.....	160
8 Literaturverzeichnis.....	162
Anhang.....	169
Danksagung.....	171
Publikationen.....	173

1 Einleitung

Die Verwendung von zahnärztlichen Implantaten hat die Therapiemöglichkeit nach Verlust von Zähnen grundlegend erweitert. Implantatgetragene und -gestützte Rekonstruktionen des Kauorgans haben sich aufgrund ihrer höherwertigen Qualität, ihrer längeren Lebensdauer und ihres Komforts zu einer brauchbaren Alternative zum herausnehmbaren Zahnersatz entwickelt. Die Zahl der Implantat-Versorgungen erlebt weltweit einen deutlichen Anstieg – deshalb wird in der Implantologie als Gebiet der Zahnheilkunde sehr intensiv geforscht. So wurden im Laufe der letzten Jahrzehnte in der Implantologie eine Vielzahl unterschiedlicher Systeme, Methoden und Indikationen eingeführt. Dabei konnten stets neuere und effizientere Implantatsysteme, -materialien und -methoden entwickelt werden, die den gewünschten Erfolg der Therapie verbesserten. Neben dem Material (Metall, Keramik, Kombinationen) sind es die Form, der Einheilungsmodus und die prothetische Versorgung, die bei den verschiedenen Systemen differieren [Greenfield 1913, Manski 1982, Newesely 1983].

Der Einheilungsmodus ist dabei ein sehr wichtiger Aspekt, welcher durch das Design, die Materialien, deren Oberfläche sowie die Knochendichte des Implantatlagere stark beeinflusst wird. So ist für den Langzeiterfolg der Therapie die primäre und sekundäre Stabilität des Implantats von großer Bedeutung. Implantate müssen direkt nach der Insertion möglichst stabil bleiben. Bei ausreichender Primärstabilität muss das Implantat eine bestimmte, messbare Festigkeit direkt nach dem Einsetzen aufweisen. Die Sekundärstabilität wird in der Einheilungsphase erreicht. Hierbei findet in der Kontaktzone zwischen Implantat und Knochen ein Remodeling statt [Bidez und Misch 1992]. Der Remodeling-Prozess kann durch die Mikrobewegungen in dieser Kontaktzone gestört werden, was letztlich zu Implantatverlust führen kann [Brånemark 1983]. Nach Brunski können Mikrobewegungen, die größer als 100 µm sind, die Einheilung negativ beeinflussen [Brunski 1993]. Eine minimale Belastung scheint jedoch nach klinischen Berichten vertretbar zu sein [Babbush 1986].

Obwohl nach heutigem Stand eine hohe Erfolgsquote erreicht werden kann, sind nach wie vor Implantatverluste in der klinischen Praxis keine Seltenheit. Einer der Faktoren, der bei biologischem Implantatverlust eine Rolle spielt, ist die mechanische Belastung. Um mehr Einblick in den Einfluss der biomechanischen Faktoren auf die adaptive Knochenreaktion zu erhalten, werden experimentelle und numerische Methoden eingesetzt. Mit Hilfe experimenteller und numerischer Biomechanik können Mikrobewegungen des Implantats, Stoffwechselforgänge und der Einfluss von Wachstumsfaktoren auf die Knochenheilung untersucht werden [Li et al. 2007, Weinans et al. 1992]. Die gewonnenen Erkenntnisse werden helfen, die klinische Zuverlässigkeit von Implantaten zu beurteilen und gegebenenfalls durch gezielte Designoptimierungen zu erhöhen sowie die bestehenden Konzepte zu überdenken.

Die Einheilung von Implantaten und die damit verbundenen Knochenumbauprozesse systematisch zu untersuchen, war Zielsetzung dieser Dissertation. Da sich diese Arbeit so zwangsläufig über ein großes Spektrum verschiedener Bereiche erstreckt, soll hier ein kurzer Überblick über die Gliederung der folgenden Kapitel gegeben werden:

Kapitel 2 gibt eine Einführung in die Mechanik und deren verwendete Teilbereiche, wie der Biomechanik, der Kontinuumsmechanik, der Elastostatik sowie der Materialkunde. In den weiteren Unterkapiteln werden Finite-Elemente-Methode, Knochenumbautheorie, Dentalimplantologie, Osseointegration und Tiermodell ausgeführt.

Kapitel 3 beschreibt die Entwicklung des Kausimulators (KauSi). Dieser wurde im Rahmen dieser Arbeit selbst konstruiert und mehrfach gefertigt.

Kapitel 4 beschreibt die durchgeführten experimentellen und biomechanischen Untersuchungen. Dazu wird zuerst das hochauflösende Hexapod-Mess-System (HexMeS) beschrieben, an dem die hier vorgestellten experimentellen Untersuchungen durchgeführt wurden.

Anschließend werden die Modellgenerierung und die numerischen Berechnungsparameter dargelegt, darunter auch die Materialparameter, die in zahlreichen unterschiedlichsten Modellen hauptsächlich zum Einsatz kamen. Darauf folgen die Beschreibungen aller durchgeführten Experimente, die zunächst hauptsächlich die Auslenkungen der Implantate zum Gegenstand haben, zuerst nur als Messung, dann im Vergleich zur Simulation und zuletzt auch in ausschließlich berechneten Modellen. Die Berechnungen erlauben, auch Spannung und Dehnung festzustellen. Zum Schluss rückt dann der Knochenumbau selbst in den Vordergrund. Dabei wurde durch Anpassung vieler Faktoren erreicht, dass sich die natürliche, gitterartige Knochenstruktur der Spongiosa sehr realitätsnah zur jeweiligen, über das Implantat eingebrachten, Belastung ausbildete.

Kapitel 5 gibt alle Ergebnisse entsprechend der vorigen Beschreibung mit zahlreichen Diagrammen und Modelldarstellungen wieder, bevor in Kapitel 6 eine Zusammenfassung der wesentlichen Erkenntnisse aus dieser Arbeit erfolgt.

2 Grundlagen

2.1 Mechanik

2.1.1 Biomechanik

Biomechanik beschreibt die Wechselwirkung mechanischer Einflüsse mit biologischen Strukturen [Benedikt 1911]. Mit Hilfe von numerischen und experimentellen Methoden und Werkzeugen werden auch in der Zahnmedizin Antworten zu gestellten biologischen Fragen und Problemen gefunden. In diesem Zusammenhang scheint die Entwicklung von neuen Algorithmen und Geräten unvermeidbar zu sein. Dabei werden für spezielle Fragestellungen spezifische Methoden gefordert. Dieses Vorgehen hilft, die biologischen Prozesse besser zu verstehen und durch Simulationen und Experimente neue Erkenntnisse zu gewinnen. Hierbei unterscheidet man zwischen theoretischer und experimenteller Biomechanik. In letzterer werden mechanische Aspekte auf den lebenden (in-vivo) oder bereits abgestorbenen (in-vitro) Organismus übertragen. In den nachstehenden Abschnitten folgen einige Grundlagen und häufig angewandte Methoden.

2.1.2 Kontinuumsmechanik und Festigkeitslehre

Reale Körper sind nie völlig starr und verformen sich unter Belastung. Diese Verformungen treten auf, wenn auf den Körper Zug-, Druck- oder Scherkräfte wirken. Der Aufgabenbereich der Festigkeitslehre umfasst die Berechnung von Spannungs- und Verzerrungszuständen sowie deren Verknüpfung durch die Materialgleichung.

2.1.2.1 Spannung

Bei allgemeiner Belastung eines Objektes sind die Spannungen beliebig über den Querschnitt verteilt. Diese Spannungen sind die in der Schnittfläche verteilten inneren Kräfte und stellen Flächenkräfte dar. Sie werden als Kraft pro Fläche dimensioniert und in der Einheit Pascal ($1 Pa = 1 N/m^2$) angegeben.

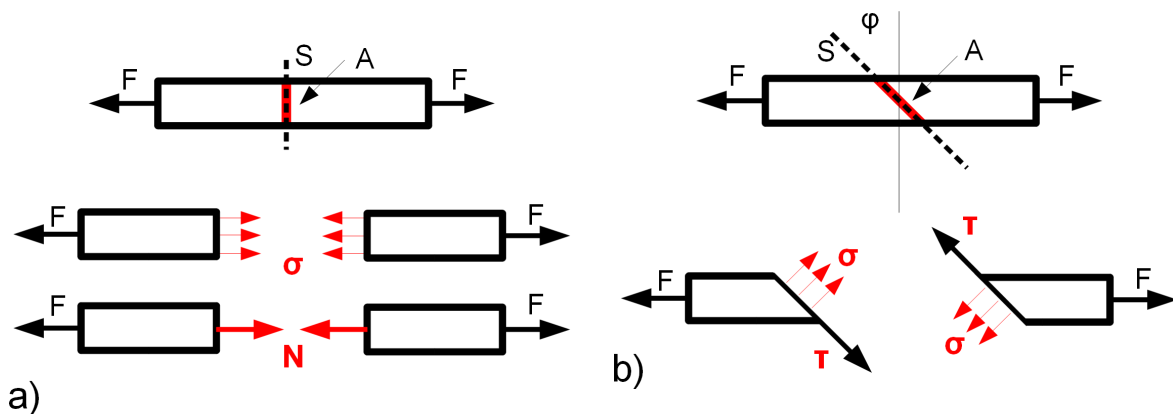


Abbildung 1: Spannung an einem geraden Stab mit einer Querschnittsfläche
a) senkrecht und b) mit einem beliebigen Winkel φ zur Stabachse
[nach Gross et al. 2009].

Abbildung 1a zeigt einen geraden Stab mit einer Querschnittsfläche A . Der Stab wird an seinen Enden mit einer Kraft F belastet. Die Spannungen σ an einem senkrechten Querschnitt S können dann als verteilte Flächenkräfte auf die Schnittfläche A berechnet werden. Diese Spannungen stehen senkrecht zur Querschnittsfläche und werden daher als Normalspannungen bezeichnet.

Die Größe von σ lässt sich dann aus der Normalkraft N bestimmen:

$$\sigma = N / A. \quad (1)$$

Wenn die Belastung in Form einer Zugspannung auftritt, sind die Werte für σ positiv, anderenfalls (Druckspannung) negativ.

Abbildung 1b zeigt einen nicht senkrechten Querschnitt S , der einen beliebigen Winkel φ zur Stabachse aufweist. In diesem Fall setzen sich die inneren Kräfte aus einer Normalspannung σ und einer Komponente τ zusammen. Die Komponente τ wirkt tangential zur Schnittfläche und wird als Schubspannung bezeichnet. Im Falle eines nicht senkrechten Querschnitts werden diese Spannungen auf eine Fläche $A^* = A / \cos \varphi$ verteilt.

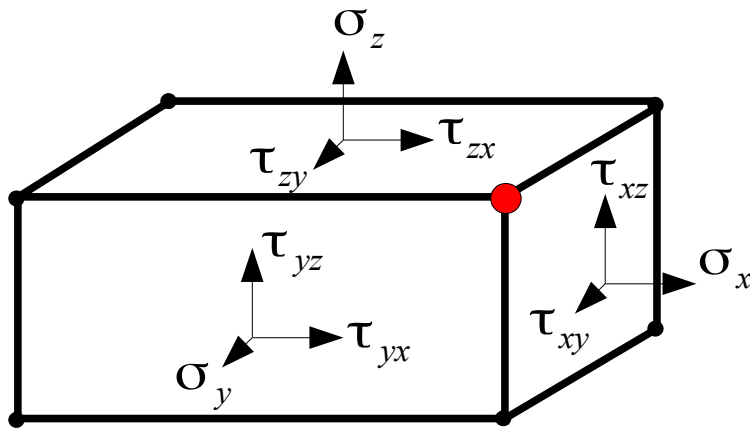


Abbildung 2: Der Spannungstensor an einem Volumenelement.
Die Betrachtungen gelten für die rechte, obere, vordere Ecke.

Im Allgemeinen wird die an einer bestimmten Stelle wirkende Spannung in ihrer Gesamtheit durch die Spannung in drei Schnittflächen beschrieben, welche sich an dieser Stelle kreuzen. Das Ergebnis nennt man Spannungstensor, er besteht aus drei Vektoren mit jeweils zwei weiteren Komponenten senkrecht und quer zu diesen. Dieser Tensor zweiter Stufe beschreibt die mechanischen Spannungen an einem bestimmten Punkt innerhalb der Materie.

Der Spannungstensor lässt sich als Spannungsvektor aus einer Zugspannungskomponente (rechtwinklig zur Schnittfläche wirkend) und zwei Schubspannungskomponenten (in der Schnittfläche wirkend) berechnen:

$$\underline{\underline{\sigma}} = \sum_{i,j=1}^3 \sigma^{ij} \underline{e}_i \otimes \underline{e}_j . \quad (2)$$

Dabei bezeichnen \underline{e}_1 , \underline{e}_2 und \underline{e}_3 die Basisvektoren des Koordinatensystems und \otimes ist das Tensorprodukt zweier Vektoren.

Der Spannungstensor kann allgemein wie folgt angegeben werden:

$$S = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} . \quad (3)$$

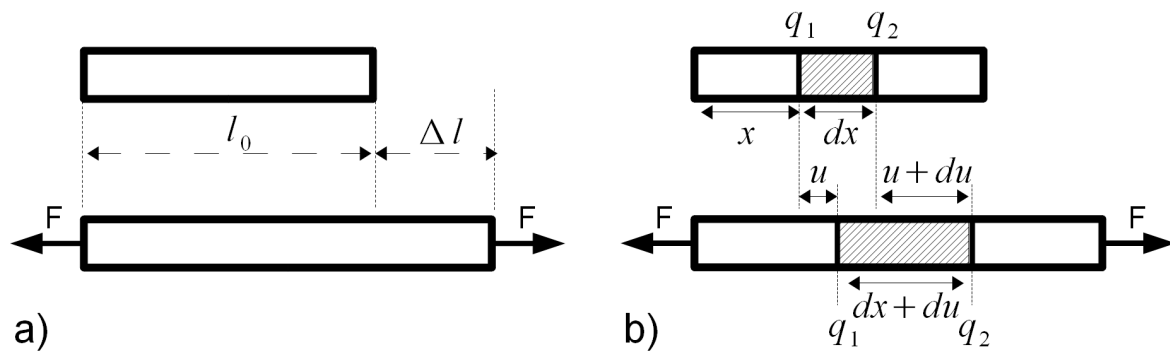


Abbildung 3: Dehnung eines elastischen Stabes durch eine Zugkraft F [nach Gross et al. 2009].

Die i -te Spalte des Spannungstensors beschreibt die auf eine Fläche wirkende Spannung, deren Normale in x_i -Richtung zeigt. Die Spannungstensoren für jeden Knoten in einem dreidimensionalen Raum werden daher aus neun Werten zusammengesetzt, von denen sich drei Werte direkt aus den übrigen ergeben und daher nicht mit angegeben werden. Abbildung 2 zeigt einen Spannungstensor an einem einzigen Element. Hierbei wurde der Spannungstensor für den rechten, oberen, vorderen Knoten dargestellt.

Der Spannungstensor auf eine beliebig orientierte Fläche A mit einem Normalenvektor \underline{n} lässt sich durch $\underline{s} = \underline{\sigma} \cdot \underline{n}$ berechnen [Gross et al. 2009].

2.1.2.2 Dehnung

Der Begriff Dehnung (Verzerrung) beschreibt eine relative Dimensionsänderung eines elastischen Körpers unter Belastung. Abbildung 3a zeigt einen elastischen Stab mit der Länge l_0 . Durch eine Zugkraft an seinen beiden Enden verlängert sich der Stab um Δl . Die Dehnung ε wird dann definiert als:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (4)$$

wobei ε dimensionslos ist.

In unbelastetem Zustand des Stabes haben die Querschnitte q_1 und q_2 einen Abstand dx (Abbildung 3b). Durch die Belastung verschiebt sich q_1 um u und q_2 um $u+du$ in Richtung der x -Achse. Die örtliche Dehnung $\varepsilon(x)$ kann nun aus diesen Auslenkungen berechnet werden.

Es gilt dann:

$$\varepsilon(x) = \frac{(dx + du) - dx}{dx} = \frac{du}{dx} . \quad (5)$$

Die Gleichung $\varepsilon(x) = du/dx$ wird als kinematische Beziehung bezeichnet. Hierbei beschreiben die Verschiebung u und die Dehnung ε die Geometrie der Verformung. Diese Gleichung gilt entsprechend für die y - und z -Achse:

$$\varepsilon(y) = dv/dy ; \quad \varepsilon(z) = dw/dz . \quad (6)$$

Die Scherungen γ lassen sich dann jeweils wie folgt berechnen:

$$\gamma_{xy} = \frac{du}{dy} + \frac{dv}{dx} , \quad \gamma_{yz} = \frac{dv}{dz} + \frac{dw}{dy} , \quad \gamma_{zx} = \frac{dw}{dx} + \frac{du}{dz} . \quad (7)$$

Dehnungen und Scherungen werden oft als Prozentwert oder in der Größe Strain angegeben. Diese ist in der Biomechanik ein üblicher Vergleichswert zur Charakterisierung der Knochenbelastung. Strain ist die englische Bezeichnung für Dehnungen und Scherungen (genauer *normal strains* und *shear strains*) und gibt die Längenänderung oder die Winkeländerung eines Volumenelements in Bezug zur Ausgangslänge bzw. zum Ausgangswinkel an (Winkel im Bogenmaß). Dabei entspricht für Normaldehnungen ein Strain ε von 1 einer Längenänderung von 100 Prozent, ein Strain von 0,01 demnach einer Dehnung von 1 Prozent und somit ein μ Strain (10^{-6}) einer Dehnung von 0,0001 Prozent.

Üblicherweise werden gemittelte Maße (z. B. *equivalent total strain*) verwendet, die sich aus Dehnungen und Scherungen zusammensetzen und als μ Strain wiedergegeben werden.

Es gilt:

$$1 \mu\text{Strain} = 1 \mu \varepsilon = 1 \frac{\mu\text{m}}{\text{m}} = 10^{-6} . \quad (8)$$

2.1.2.3 Materialgesetz und -gleichung

Durch die Belastung eines Körpers und den daraus resultierenden Spannungen und Dehnungen können Aussagen über den Werkstoff des Körpers getroffen werden. Durch die Verknüpfung der Spannung (als Kraft von außen) mit der Dehnung als kinematischer Größe wird das sogenannte Materialgesetz definiert. Dieses physikalische Gesetz (auch: Stoff- oder Werkstoffgesetz) wird als Grundlage in der Elastizitätstheorie angewandt und damit in der Berechnung der Verformung von Körpern benutzt.

Der Zusammenhang zwischen Spannung σ und Dehnung ε kann in einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm dargestellt werden. Die Messkurve in diesem Diagramm ist nur von Art und Struktur des Materials abhängig, die geometrische Abmessung der Probe spielt dabei keine Rolle. Der Verlauf der Kurve beschreibt die Materialeigenschaften eines Körpers infolge von Belastung. Abbildung 4 zeigt die schematische Darstellung des Spannungs-Dehnungs-Diagramms für Stahl.

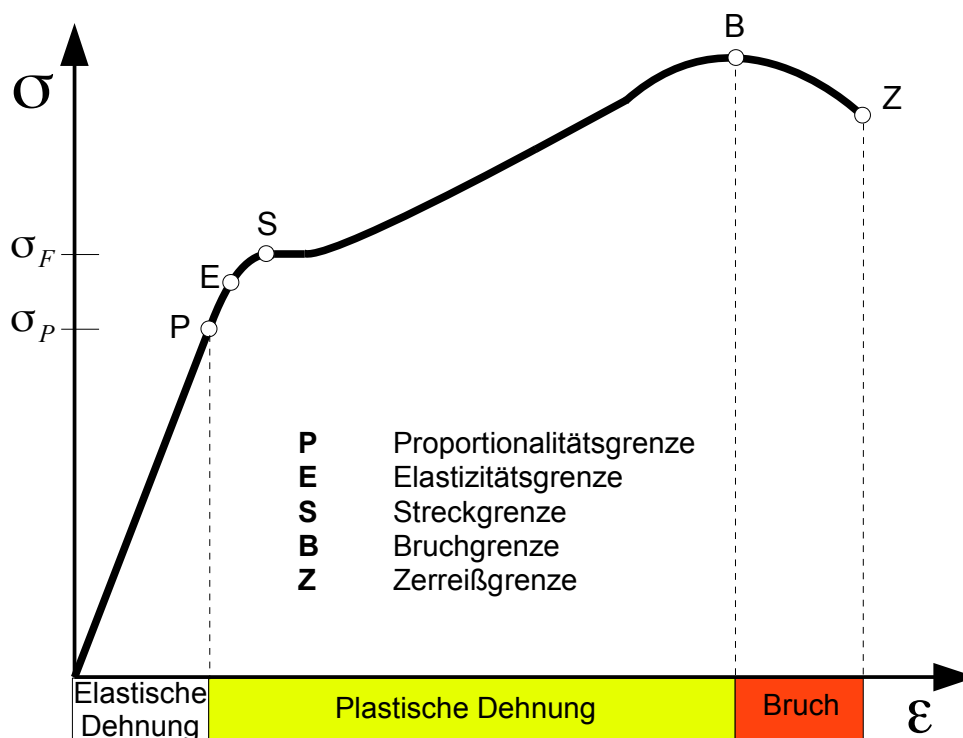


Abbildung 4: Schematische Darstellung des Spannungs-Dehnungs-Diagramms für Stahl [nach Gross et al. 2009].

Die Kurve zeigt bis zur Proportionalitätsgrenze P zunächst einen linearen Zusammenhang. In diesem Bereich gilt deshalb das Hookesche Gesetz. Es beschreibt das elastische Verhalten von Festkörpern, deren elastische Dehnung zur Spannung proportional ist. Dem Hookeschen Gesetz zufolge gilt:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon . \quad (9)$$

Der Proportionalitätsfaktor E wird auch der Elastizitätsmodul (kurz: E-Modul, englisch Young's Modulus) genannt. Nach dem Überschreiten der Proportionalitätsgrenze P und weiterer Erhöhung der Spannung wächst die Dehnung überproportional. Wird die Fließspannung F (Streckgrenze) erreicht, nimmt die Dehnung bei gleichbleibender Spannung zu. Bei weiterer Erhöhung der Spannung steigt die Kurve wieder an, bis die Bruchgrenze erreicht wird. Bei Überschreiten der Bruchgrenze können Risse oder sogar Brüche auftreten, bei Überschreiten der Zerreißgrenze Z zerreißt der Körper in zwei Teile. Im Allgemeinen kann zwischen verschiedenen Bereichen im Spannungs-Dehnungs-Diagramm unterschieden werden. Im linear-elastischen Bereich ist die Dehnung der Spannung proportional (Abbildung 5a). Als nichtlinear-elastischen Bereich bezeichnet man eine nichtlineare, aber eindeutige Beziehung zwischen Spannung und Dehnung (Abbildung 5b). Hierbei sind die Verformungen noch elastisch, aber nicht proportional zur Dehnung. Bei einem plastischen Stoffgesetz sind Start- und Endpunkt des Spannungs-Dehnungs-Verlaufs nicht gleich (Abbildung 5c). Daher entstehen im Bauteil bleibende Deformationen, wenn die Elastizitätsgrenze überschritten wird.

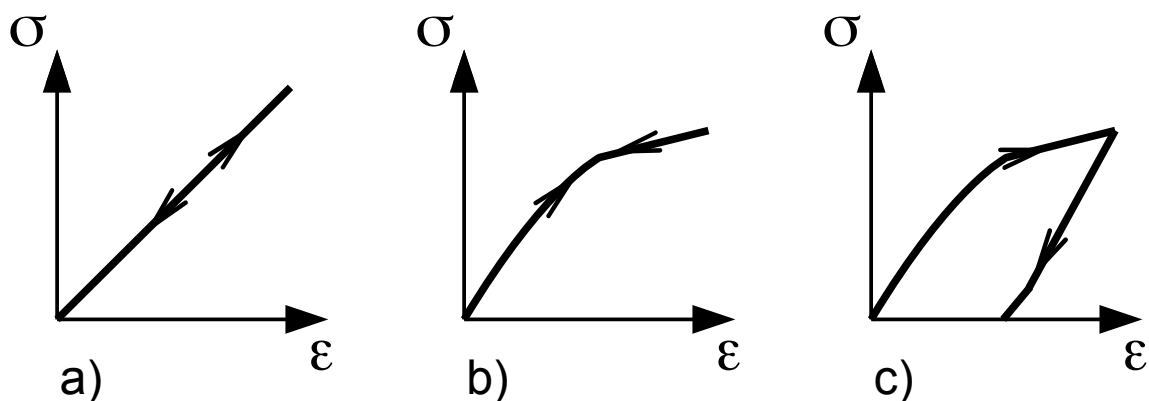


Abbildung 5: Spannungs-Dehnungs-Verläufe: a) ideal linear elastisch, b) ideal nichtlinear elastisch und c) plastisch.

2.2 Finite-Elemente-Methode (FEM)

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) wird zur Berechnung der Eigenschaften von Objekten und zur Simulation physikalischer Vorgänge eingesetzt. Sie ist ein numerisches Verfahren zur näherungsweise Lösung, insbesondere elliptischer partieller Differentialgleichungen und derer Randbedingungen. Eine Differentialgleichung ist eine Gleichung n -ter Ordnung, die das Änderungsverhalten von Größen zueinander beschreibt. Viele Naturgesetze können mittels Differentialgleichungen formuliert werden. Sie sind ein wesentliches Werkzeug der mathematischen Modellierung, wie auch die FEM. Eine Vielzahl von Phänomenen in Natur und Technik kann durch diese Differentialgleichungen und darauf aufbauende mathematische Modelle beschrieben werden. Darunter fallen z. B. auch alle Arten von Bewegungen, Schwingungen oder das Belastungsverhalten von Bauteilen. Die Berechnungen der Verschiebungen, Spannungen und Dehnungen im Implantat und dem umgebenden Gewebe können ebenfalls mittels numerischer Verfahren durchgeführt werden.

Hierzu wird das Modell des komplexen Objektes in eine große Zahl kleiner, aber endlich vieler einfacher Elemente unterteilt, die einzeln wesentlich besser berechnet werden können. Die Elemente sind also endlich (finit) und nicht unendlich (infini) klein, woraus sich der Name der Methode ableitet. Hierbei sind die einzelnen finiten Elemente durch Knoten miteinander verbunden und bilden das zwei- oder dreidimensionale Modell des Objekts nach.

Mit der FEM lassen sich die Eigenschaften von Objekten mit komplexen geometrischen Strukturen ermitteln. So kann bspw. die Wirkung von Kräften auf biologische Objekte berechnet und farbkodiert dargestellt werden. Die FEM nimmt aufgrund des gestiegenen Zeitdrucks bei der Entwicklung und dem Bestreben nach Einsparung von Prototypen immer mehr an Bedeutung zu. Der Einsatzbereich dieser Methode beschränkt sich nicht nur auf die Industrie, ihre Effizienz wurde schon vor Jahren auch von verschiedensten human- und zahnmedizinischen Forschungsgruppen entdeckt. Es wird sogar spezielle Software für den Einsatz in diesen Bereichen entwickelt.

2.2.1 Zwei- und dreidimensionale Elemente

Die komplexen FE-Berechnungen und Algorithmen können nur anhand zusammengesetzter einzelner Elemente durchgeführt werden. Dabei spielen sowohl Form als auch Typ der Elemente eine wichtige Rolle. Abhängig von Objektgröße und Speicherkapazität des Rechners ist es manchmal unvermeidbar, die Dimension des Problems zu reduzieren.

Zweidimensionale Elemente können bei flächigen Objekten oder zur Vorbereitung von zeitaufwändigen dreidimensionalen Berechnungen eingesetzt werden. Anschließend können z. B. Randbedingungen, Material- oder Berechnungsparameter vor der Übertragung auf das eigentliche Modell angepasst und die Analyse solcher Modelle vereinfacht werden.

Für realitätsnahe Simulationen und Berechnungen sind aber dreidimensionale Modelle (Volumenmodelle) zwingend erforderlich. Diese Volumenmodelle können sich aus einzelnen dreidimensionalen Elementen, wie z. B. Tetraedern, Pentaedern oder auch Quadern (Hexaedern), zusammensetzen (Abbildung 6). Dabei weisen die Knoten der Elemente (Eckpunkte) drei Freiheitsgrade (x , y , z) im Hinblick auf Verschiebungen auf.

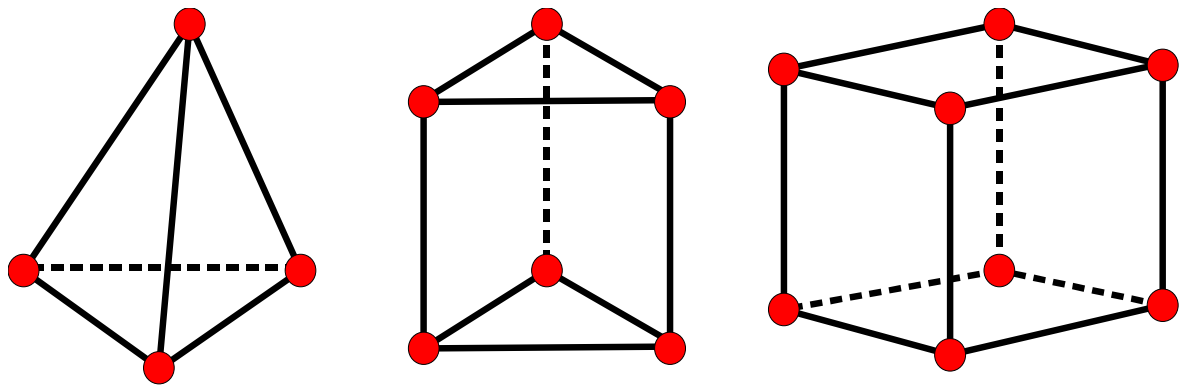


Abbildung 6: Typische, in Volumenmodellen verwendete, dreidimensionale Elemente: Tetraeder, Pentaeder und Hexaeder (hier als Würfel).

2.2.2 Finite-Elemente-Analyse (FEA)

Die Anwendung einer Finite-Elemente-Methode wird als Finite-Elemente-Analyse (FEA) bezeichnet. Die FEA ist eine Anwendung der FEM zur Untersuchung statischer, dynamischer, thermischer und anderer Erscheinungen in einem Bauteil oder einer Konstruktion. Damit ist die FEA für Forschung, Entwicklung und Objekt-konstruktion in allen Bereichen nahezu unverzichtbar geworden.

Das Prinzip der FEM basiert auf der Berechnung kompliziert geformter Körper durch Zerlegung in finite Elemente. Somit entsteht ein Finite-Elemente-Modell (FE-Modell) des Körpers. Im Rahmen einer FEA können eine Vielzahl mechanischer Belastungen auf das FE-Modell simuliert werden, um die Reaktion des Modells auf diese Lasten zu studieren.

Diese Reaktionen treten typischerweise als eine Verformung auf, aus der dann wieder Spannungen und Verzerrungen innerhalb des Modells resultieren.

Wirkt eine simulierte Kraft auf das FE-Modell, so führt diese Belastung zu Spannungen innerhalb jedes einzelnen Elementes in betroffenen Regionen. Diese Spannungen treten als Normalspannungen σ und Schubspannungen τ auf (Kapitel 2.1.2.1). Nach dem Hookeschen Gesetz (9) ergeben sich bei linear-elastischem Verhalten in isotropen, homogenen Materialien für einen Elastizitätsmodul E und einer Querkontraktionszahl ν folgende Gleichungen:

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{1}{E}(\sigma_x - \nu\sigma_y - \nu\sigma_z), & \gamma_{xy} &= \frac{1}{G}\tau_{xy}, \\ \varepsilon_y &= \frac{1}{E}(\sigma_y - \nu\sigma_z - \nu\sigma_x), & \gamma_{yz} &= \frac{1}{G}\tau_{yz}, \\ \varepsilon_z &= \frac{1}{E}(\sigma_z - \nu\sigma_x - \nu\sigma_y), & \gamma_{zx} &= \frac{1}{G}\tau_{zx}.\end{aligned}\tag{10}$$

Dabei ist
$$G = \frac{E}{2(1+\nu)}\tag{11}$$

als Schubmodul des Materials definiert.

Zur Auswertung der Reaktionen können unterschiedliche Methoden eingesetzt werden. Unter den möglichen Methoden der FE hat sich die Verschiebungsmethode (Weggrößenverfahren) als die am einfachsten zu handhabende Methode erwiesen. Dabei werden die inneren Kräfte für jedes Element näherungsweise ermittelt, welche von den Verschiebungen aller dessen Knoten abhängen. Unter Anwendung der Verschiebungsmethode wird jedem Elementknoten ein Verschiebungsvektor zugeordnet und berechnet. Somit kann das Verschiebungsfeld im Inneren eines jeden finiten Elements als Funktion der Verschiebungsvektoren \vec{u}_i (Knotenverschiebungen des i -ten Elementes) seiner Elementknoten ausgedrückt und Gleichungen für die Verschiebungen aufgestellt werden. Die Verschiebungen $\vec{U} = \vec{U}^T(\vec{u}_0, \dots, \vec{u}_n)$ aller Knoten können dann diskret in das so erstellte Gleichungssystem aufgenommen werden. Weiterhin kann bei jedem Element aus dem interpolierten Verschiebungsfeld das zugehörige Verzerrungsfeld abgeleitet werden.

Durch Zuordnung der Materialparameter zu jedem Element und die Anwendung des Materialgesetzes lässt sich das Spannungsfeld eines jeden Elements aus seinem Verzerrungsfeld ableiten. Aus den Spannungen an den Elementgrenzen können die Kräfte, die ein Element auf seine Knoten ausübt, abgeleitet werden. Somit werden benachbarte Elemente durch gemeinsame Knoten kinematisch miteinander verbunden. Dabei addieren sich die Kräfte der einzelnen Elemente auf den gemeinsamen Knoten.

Mit Hilfe der Elementsteifigkeitsmatrix E_i kann der Zusammenhang zwischen den Knotenverschiebungen \vec{u}_i und die durch Spannung abgeleitete Kraft \vec{f}_i für das i -te Element berechnet werden. Die Steifigkeitsmatrix für das gesamte System lässt sich aus den Elementssteifigkeitsmatrizen zusammensetzen:

$$C = \sum_i E_i = \begin{pmatrix} E_0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & E_1 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 & E_n \end{pmatrix}. \quad (12)$$

Die Steifigkeitsmatrix C und die Verschiebungen \vec{U} bilden zusammen ein Gleichgewichtssystem wie folgt:

$$C \cdot \vec{U} = \vec{R}, \quad (13)$$

wobei \vec{R} den Lastvektor der gesamten FEA repräsentiert. Aus dem so erstellten Gleichungssystem kann nun eine Lösung für \vec{U} gefunden werden [nach Bathe 1986].

2.2.3 Lineare und nichtlineare Analyse

FE-Berechnungen können in lineare und nichtlineare Analysen eingeteilt werden. Die lineare Analyse ist einfacher und schneller durchzuführen, kann aber nicht zur Untersuchung großer Verformungen (> 2 Prozent) oder elastisch-plastischen Werkstoffverhaltens genutzt werden. Sie kann allerdings für Berechnungen geringer Beanspruchungen mit nur kleinen Verformungen und bei linearem Werkstoffverhalten vorteilhaft genutzt werden.

Die nichtlineare Analyse kommt dagegen bei der Untersuchung großer Verformungen, elastisch-plastischem Werkstoffverhalten und von Kontaktbereichen zur Anwendung. Diese Analysen sind jedoch bei gleichem Modell wesentlich aufwändiger und beanspruchen lange Rechenzeiten.

Bei großen Verformungen müssen die nichtlinearen Anteile der Verschiebungen zu den Dehnungen hinzugerechnet werden. Daraus ergeben sich für die Formeln (5) und (7) folgende nichtlineare Gleichungen:

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx} + \frac{1}{2}(u_x^2 + v_x^2 + w_x^2), \quad \varepsilon_y = \frac{dv}{dy} + \frac{1}{2}(u_y^2 + v_y^2 + w_y^2), \quad \varepsilon_z = \frac{dw}{dz} + \frac{1}{2}(u_z^2 + v_z^2 + w_z^2) \quad (14)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{du}{dy} + \frac{dv}{dx} + \frac{1}{2}(u_x u_y + v_x v_y + w_x w_y) \text{ und analog für } \gamma_{yz} \text{ und } \gamma_{zx}. \quad (15)$$

Der den linearen Gleichungen hinzuzurechnende Anteil ist in diesen Formeln hervorgehoben.

2.2.4 Kontaktanalyse

Mit Hilfe von Kontaktdefinitionen können Kontaktfläche und Kontaktdruck einander berührender, nicht verbundener Bereiche berechnet werden. Die Kontaktanalyse ist ein nichtlineares Problem. Dies bedeutet, dass die äußeren Lasten und inneren Beanspruchungen sich nichtlinear zueinander verhalten. Aufgrund der Nichtlinearität wird die Kontaktanalyse in mehreren Iterationen ausgeführt. Dies führt zu einem nichtlinearen Gleichungssystem (Formeln (14), (15)), das iterativ nach dem Newton-Raphson-Verfahren gelöst wird [Deuflhard 2004].

Hierbei werden Knoten der miteinander in Kontakt tretenden Objekte verbunden, die Last dann sukzessive erhöht und die Kontaktfläche neu angepasst. Folglich ist die Kontaktanalyse eine FEA mit bedingten Randbedingungen. Hierbei werden die kinematischen Randbedingungen in Teilbereichen des FE-Modells vom gegenseitigen Abstand ausgewählter Elemente abhängig gemacht. Solche bedingten Randbedingungen sind vom Verschiebungsfeld abhängig und werden daher auch als nichtlineare Randbedingungen bezeichnet.

2.2.5 Struktur der Analysesoftware

FEM-Software besteht generell aus drei Grundkomponenten: Präprozessor, Gleichungslöser (Solver) und Postprozessor [Meinken 2001]. Der Präprozessor ist der Teil, welcher die Berechnung vorbereitet. Mit ihm werden die Modelle aus dem Berechnungskonzept erstellt, diese von nicht relevanten Details befreit (Defeaturing), die Lasten definiert und das Netz erzeugt, nachdem der Typ der Einzelemente bestimmt worden ist. Mit dem Solver wird die eigentliche Berechnung aus den Bereichen Kontinuumsmechanik, Festigkeitslehre, Strömung, Wärmeübertragung, Kinematik usw. durchgeführt. Der Postprozessor dient zur Auswertung der Rechenergebnisse in numerischer und graphischer Form (Visualisierung), z. B. durch Schnittbilder und Farbverläufe.

2.3 Knochenumbautheorie

Der Knochen (lateinisch-anatomisch Os) oder das Knochengewebe ist morphologisch wie funktionell das am höchsten differenzierte Stützgewebe. Das Knochengewebe ist durch seine Festigkeit gegen Druck, Zug, Biegung und Drehung gekennzeichnet. Diese Eigenschaften sind auf seine äußere und innere Struktur zurückzuführen. Das Knochengewebe besteht aus Zellen und Interzellulärsubstanz (Knochengrundsubstanz). Die Knochenzellen werden als Osteozyten bezeichnet [Rausch und Linß 1998]. Im Kieferknochen lassen sich (ebenso wie in vielen anderen Knochen) makroskopisch zwei Arten von Knochenmaterial unterscheiden, Kortikalis und Spongiosa. Die Klassifizierung in diese beiden Typen von Knochengewebe basiert unter anderem auf dem Volumenanteil des Knochens, der von nichtmineralisiertem Gewebe eingenommen wird.

2.3.1 Knochenstruktur

Der Knochen besteht aus einer festen dichten Außenschicht, dem kortikalen Knochen (*lat.* substantia compacta, Kortikalis, von *lat.* cortex=Rinde) und einer inneren, komplexen dreidimensionalen Struktur aus Knochenbälkchen, dem trabekulären oder spongiösen Knochen (*lat.* Substantia spongiosa, Spongiosa, von *lat.* spongium = Schwamm, Abbildung 7).

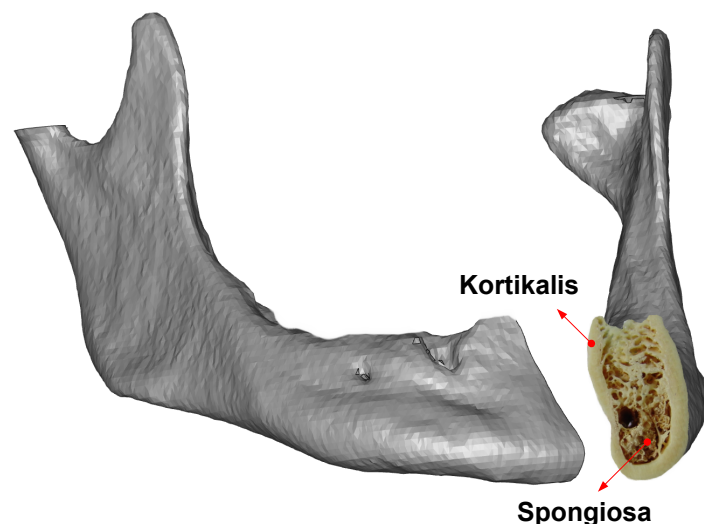


Abbildung 7: Menschlicher Unterkiefer mit dargestelltem kortikalem und spongiösem Knochenanteil.

Die Kortikalis weist mit einer zwischen 5 und 30 Prozent liegenden Porosität [Carter und Hayes 1977] eine wesentlich (bis zu zehnmals) höhere Dichte als die Spongiosa auf und trägt deshalb deutlich mehr zur Gesamtknochenmasse bei.

Die Spongiosa wirkt schwammartig und kann oftmals zu mehr als der Hälfte des Gesamtvolumens aus mit Knochenmark oder Fett gefüllten Hohlräumen bestehen, in denen auch Blutgefäße und Nerven liegen. Die Porosität reicht von 30 bis 90 Prozent [Carter und Hayes 1977].

Die Stege dieser schwammartigen Struktur werden als Trabekeln bezeichnet. Sie haben typischerweise eine Dicke zwischen 0,1 und 0,3 mm, einen Abstand zwischen 0,3 und 1,5 mm [Martin et al. 1998] und verlaufen kreuz und quer, doch richtet sich ihre Anordnung und Dichte nach den Vektoren der Druck- und Zugbeanspruchung. Der Knochen besitzt also die Fähigkeit, auf mechanische Anreize zu reagieren und sich abhängig von dem Ausmaß dieser Belastungen lokal anzupassen [Wolff 1986].

2.3.2 Knochenumbauprozess

Alle physiologischen Veränderungen am Knochen werden durch die ständigen Umbauprozesse der Knochensubstanz ermöglicht. Bei diesen Umbauprozessen kann Knochenmaterial an- oder abgebaut werden. Dieser erfolgt immer auf der inneren Oberfläche des Knochens [Wolff 1986]. Den Anbau des Knochens übernehmen die sogenannten Osteoblasten, die Kalzium und andere Mineralien aus dem Blut verwenden, um neues Knochenmaterial zu bilden. Somit kann bspw. die Knochenmasse nach einer Verletzung repariert werden. Im Gegensatz dazu gibt es Zellen, die das übermäßige Knochenwachstum verhindern. Diese sogenannten Osteoklasten sind für den Knochenabbau verantwortlich. Alle Knochenumbauprozesse werden durch Hormone, die von der Nebenschilddrüse und der Schilddrüse produziert werden, mit Hilfe von Vitamin D und weiteren Substanzen gesteuert. Bei gesunden Menschen herrscht ein Gleichgewicht zwischen den aufbauenden und den abbauenden Prozessen. Dieses Gleichgewicht kann durch Krankheiten oder auch äußere Einflüsse gestört werden.

Der Knochen ist mit einer selbstoptimierenden Struktur vergleichbar, der mit seinen internen Sensoren die Aktivierung von Knochenzellen zum Ab- oder Anbau anregt. Generell gibt es einen Zusammenhang zwischen Knochenstruktur und -belastung [Wolff 1986]. Der Knochenumbauprozess kann die Geometrie oder die Dichte des Knochens verändern. Die genauen Mechanismen der Aktivierung von Osteoklasten bzw. Osteoblasten durch mechanischen Stimulus sind Gegenstand aktueller Forschung [Rolf et al. 2006]. Es gibt bspw. Belege dafür, dass die durch Deformationen entstehenden Mikrorisse zu einer Knochenresorption führen können [Frost 1960, Burr et al. 1985]. An dieser Stelle sind eventuell Spannungen und Verzerrungen, die durch die Belastungen entstehen, für die Aktivierung dieser Zellen verantwortlich [Beaupré et al. 1990a, Frost 1990, Huiskes et al. 1987].

Somit besitzt der Knochen die Fähigkeit, auf eine Änderung der mechanischen Belastung innerhalb vorgegebener physiologischer Grenzen mit einer Änderung seiner Struktur zu reagieren. Dabei hängt die Adaptationsfähigkeit entscheidend von der Gewebe- und somit der Zelldeformation in der Mikroumgebung des belasteten Knochens ab. Während geringe Verzerrungen von 0 bis zu 300 μ Strain eine katabole, also enzymatische Knochenreaktion hervorrufen können, führen physiologische Belastungen von 300 bis 3500 μ Strain zu einem Knochenum- und -anbau [Frost 1988]. Hyperphysiologische Belastungen von über 3500 μ Strain führen dagegen zu fibrösen Umbauprozessen.

2.3.3 Numerische Formulierung

Der Anpassungsprozess des Knochenmaterials kann mathematisch anhand der scheinbaren Dichte, die die interne Morphologie charakterisiert, beschrieben werden. Die Änderungsgröße (rate of change) der scheinbaren Dichte ρ des Knochens an einem bestimmten Punkt wird als dp/dt dargestellt und definiert mit $\rho = \rho(x, y, z)$ eine Funktion f . Diese Funktion beschreibt den mechanischen Stimulus an einem bestimmten Punkt $P(x, y, z)$.

Diese steht wiederum in direkter Beziehung zur lokalen mechanischen Belastung im Knochen und kann mit Hilfe des lokalen Spannungstensors $\sigma=\sigma(x, y, z)$, dem Dehnungstensor $\varepsilon=\varepsilon(x, y, z)$ und der scheinbaren Dichte ρ berechnet werden:

$$\frac{d\rho}{dt}=f(\sigma, \varepsilon, \rho), \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb}, \quad (16)$$

wobei ρ_{cb} die maximale Dichte der Kortikalis darstellt [Weinans et al. 1992].

Das System befindet sich im Gleichgewicht, wenn die Funktion f einen Wert von Null erreicht. In diesem Zustand ist die Knochendichterate (bone-density rate) gleich Null. Weinans formulierte diese generische Beziehung wie folgt:

$$\frac{d\rho}{dt}=B(S-k), \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb}, \quad (17)$$

wobei B und $k=k(x, y, z)$ Konstanten sind und $S=S(x, y, z)$ den mechanischen Stimulus darstellt [Weinans et al. 1992].

Für die Berechnungen mit der FEM wird der mechanische Stimulus S für jedes Element einzeln betrachtet. In diesem Fall gibt es für jedes Element genau einen Punktsensor. Wird die Verzerrungsenergiedichte (strain energy density) als mechanischer Stimulus angenommen, dann gilt:

$$S=\frac{U}{\rho}, \quad (18)$$

wobei U die scheinbare Verzerrungsenergiedichte und ρ die lokale Knochendichte darstellt. Dabei stellt das Verhältnis U/ρ die Verzerrungsenergie pro Masseneinheit (strain energy per unit mass) dar [Weinans et al. 1992]. In Formel 21 werden später auch noch die Relationen in Bezug auf die Spannung und Dehnung ergänzt.

Daraus folgt:

$$\frac{d\rho}{dt}=B\left(\frac{U}{\rho}-k\right), \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb}. \quad (19)$$

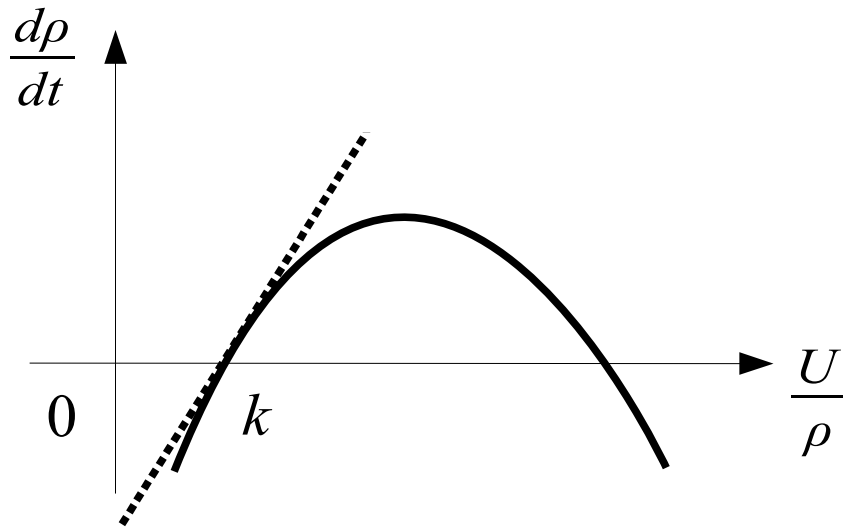


Abbildung 8: Dichteänderung in Abhängigkeit der mechanischen Belastung.

Abbildung 8 zeigt die Grenze der obigen Formel bezüglich der Überbelastung. Dabei beschreibt die gestrichelte Gerade die Dichteänderung in Abhängigkeit vom mechanischen Stimulus. Die Dichteänderung ist für alle Belastungen positiv, die größer als die Konstante k sind. Infolgedessen könnte in diesem Fall kein Knochenabbau auftreten – dies aber widerspricht der Überbelastungstheorie. Damit die Formel bei einer Über- bzw. Unterbelastung auch negative Werte für die Dichteänderung annehmen kann, wird diese um einen negativen quadratischen Funktionsterm mit der Konstanten D erweitert. Dadurch entsteht eine Funktion, die sich einer Parabelfunktion nähert (Abbildung 8) [Crupi et al. 2004, Li et al. 2007].

Es gilt dann:

$$\frac{d\rho}{dt} = B\left(\frac{U}{\rho} - k\right) - D\left(\frac{U}{\rho} - k\right)^2, \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb}. \quad (20)$$

Wenn folglich der mechanische Stimulus nahe k ist, dominiert der erste Term der Formel und das Modell verhält sich linear. Bei wachsender Abweichung von k wird jedoch der quadratische Term der Formel dominant und das Modell verhält sich parabelförmig, insbesondere bei größerer Abweichung zwischen mechanischem Stimulus und k .

Für den Fall $U/\rho = 0$ werden die Konstanten k und $B/D+k$ als kritische Belastungsgrenze bezeichnet und teilen den Belastungsbereich in die vier Regionen: Unterbelastung, neutraler Bereich, Anbau und Überbelastung. Bei Unter- oder Überbelastung wird die Knochensubstanz (unterschiedlich stark) abgebaut. Im neutralen Bereich ist keine Veränderung feststellbar. Zwischen neutralem Bereich und Überbelastung findet ein nichtlinearer Anbau statt. Die Werte für die Konstanten k , B und D können je nach Knochentyp variieren [Li et al. 2007]. Dadurch wird die Form und die Position der Kurve geändert und die mechanischen Eigenschaften des Knochens können genau angepasst werden.

Die scheinbare Verzerrungsenergiedichte U steht in keiner Verbindung zum Spannungsverlauf. Sie lässt sich aus den aktuellen Spannungen und Dehnungen für eine uniaxiale Kraft wie folgt berechnen:

$$U = \frac{\sigma \epsilon}{2} = \frac{\sigma^2}{2E} . \quad (21)$$

Erfahrungsgemäß können die Materialeigenschaften aus der Formel $E = C \rho^3$ berechnet werden. Dabei beträgt die Konstante $C = 3790 \text{ MPa} (\text{g/cm}^3)^{-2}$ [Carter und Hayes 1977]. Der mechanische Stimulus lässt sich aus den auftretenden Spannungen wie folgt beschreiben:

$$\frac{U}{\rho} = \frac{\sigma^2}{2E\rho} = \frac{\sigma^2}{2C\rho^4} . \quad (22)$$

Unter Vernachlässigung der Dehnung gilt:

$$\frac{d\rho}{dt} = f(\sigma, \rho), \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb}, \quad (23)$$

nach Einsetzen in Formel (20):

$$f(\sigma, \rho) = B \left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k \right) - D \left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k \right)^2 . \quad (24)$$

Die Differentialgleichung aus Formel (23) kann durch numerische Approximation unter Anwendung der *Eulerschen Methode* gelöst werden. Für eine kleine Zeitspanne Δt mit $\Delta t = e^{-4} \cdot \text{Zeitspanne}$ gilt dann:

$$\rho_{n+1}^* = \rho_n + \Delta t f(\sigma, \rho_n), \quad (25)$$

$$\rho_{n+1} = \rho_n + \frac{\Delta t}{2} [f(\sigma, \rho_n) + f(\sigma, \rho_{n+1}^*)]. \quad (26)$$

Sind den Konstanten k , B und D in Formel (20), die Werte $0,004 \text{ Jg}^{-1}$, $1,0 (\text{g/cm}^3)^2 (\text{MPa Zeiteinheit})^{-1}$ und $60,0 (\text{g/cm}^3)^3 \text{MPa}^{-2} (\text{Zeiteinheit})^{-1}$ zugewiesen [Weinans et al. 1992], kann für eine maximale Knochendichte von $\rho_{cb} = 1,74 \text{ g/cm}^3$ eine kritische Überbelastungsgrenze von 35 MPa berechnet werden [Crupi et al. 2004]. Abbildung 9 zeigt den Dichte-Zeit-Verlauf für unterschiedliche Belastungen unter Anwendung der *Eulerschen Methode* bei einer Anfangsdichte von 1 g/cm^3 . Bei kleinen Spannungen von 0 MPa und 2 MPa nimmt die Knochendichte ab und Knochenabbau kann verursacht werden.

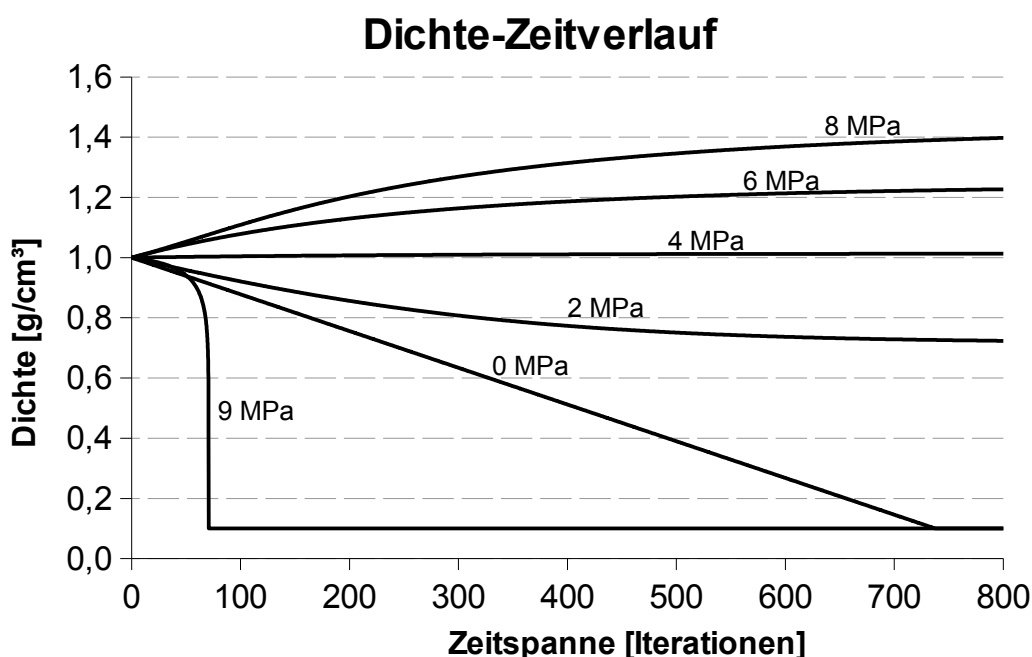


Abbildung 9: Dichte-Zeit-Verlauf mit unterschiedlichen Belastungen nach der Euler-Methode bei festen Werten für k , B und D nach Li et al. 2007.

Bei einer Spannung von 4 MPa bleibt die Knochendichte nahezu konstant. Die resultierende Spannung bei dieser Belastung wird als kritische Spannung bezeichnet. Unter dieser Belastung ändert sich die Dichte minimal. Im Gegensatz dazu steigt die Knochendichte bei Spannungen von 6 MPa und 8 MPa an und kann zu einem Anbau von Knochenmaterial führen. Spannungen über 9 MPa führen immer zu Überlastung und die Knochendichte nimmt drastisch ab.

Im Fall einer kritischen Spannung gilt:

$$\frac{d\rho}{dt}=0, \quad (27)$$

und daraus folgt:
$$B\left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k\right) - D\left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k\right)^2 = 0, \quad (28)$$

und nach Auflösen:
$$\left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k\right)\left(B - D\left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k\right)\right) = 0, \quad (29)$$

und damit gilt:
$$\left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k\right) = 0 \quad (30)$$

und
$$\left(B - D\left(\frac{\sigma^2}{2C\rho^4} - k\right)\right) = 0. \quad (31)$$

Nach den Formeln (30) und (31) können in Abhängigkeit von den Parametern k , B und D zwei kritische Spannungsgrenzen definiert werden. Die untere kritische Grenze für eine beliebige Dichte lässt sich aus Formel (30) wie folgt berechnen:

$$\sigma = \sqrt{2C\rho^4 k}. \quad (32)$$

Für die obere kritische Grenze nach Formel (31) gilt:

$$\sigma = \sqrt{2C\rho^4 \left(\frac{B}{D} + k\right)}. \quad (33)$$

Unter Anwendung der Formeln (32) und (33) lassen sich für eine Knochendichte von 0 bis $\rho_{cb} = 1,74 \text{ g/cm}^3$ zwei unabhängige Kurven bestimmen.

Abbildung 10 zeigt das Spannungs-Dichte-Diagramm in Abhängigkeit von den Konstanten k , B und D . Dabei wurden die Werte für die Konstanten aus früheren Untersuchungen entnommen [Weinans et al. 1992]. Die drei Kurven teilen das Diagramm in vier Bereiche: Unterbelastung, Überbelastung, Anbau und neutraler Bereich (dead zone). Die obere Kurve stellt die kritische Spannungskurve für eine Überbelastung nach Formel (32) dar. Der Bereich der Unterbelastung befindet sich ganz unten. Der neutrale Bereich wird durch zwei Kurven begrenzt, die sich aus Formel (33) plus/minus eines Toleranzbereiches w ergeben. In diesem werden keine wesentlichen Knochenumbaureaktionen festgestellt.

Die kritische Spannungskurve für eine Unterbelastung nach Formel (33) verlief in der Mitte des neutralen Bereichs. Für eine gegebene Dichte können so die dazugehörigen kritischen Dehnungspunkte für Anbau, Über- und Unterbelastung abgelesen werden.

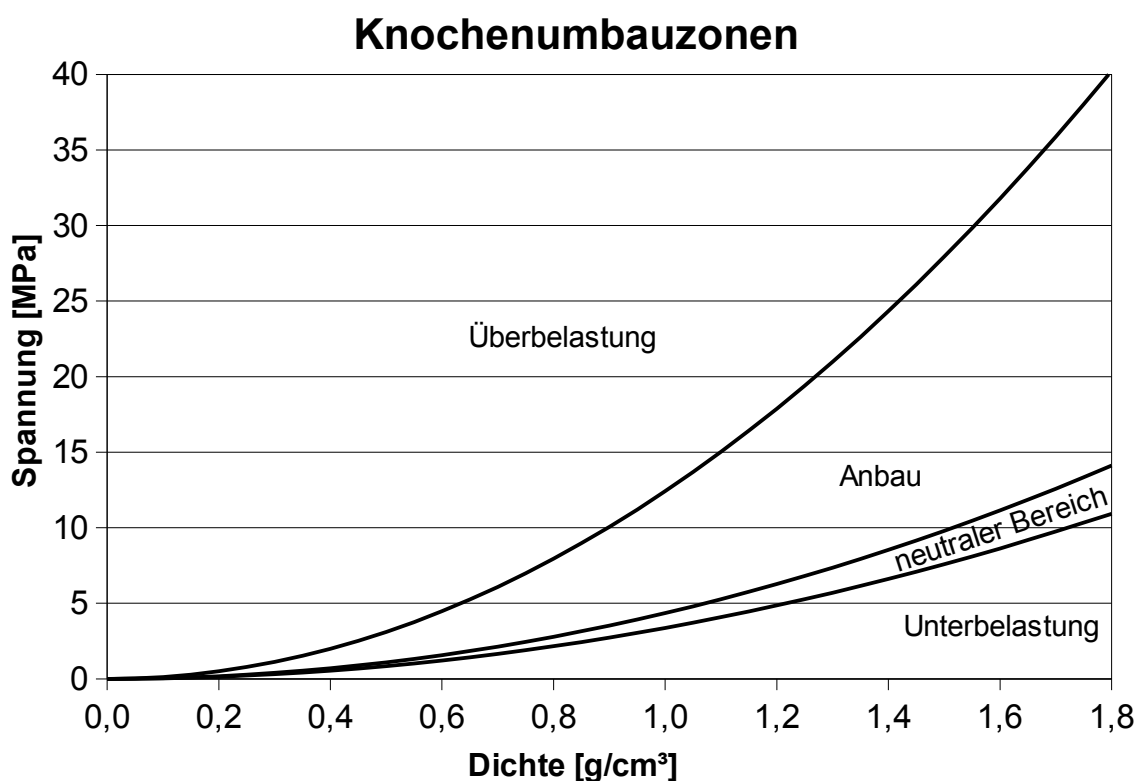


Abbildung 10: Spannungs-Dichte-Diagramm mit den Teilbereichen für Überbelastung, Knochenanbau, neutralen Bereich und Unterbelastung.

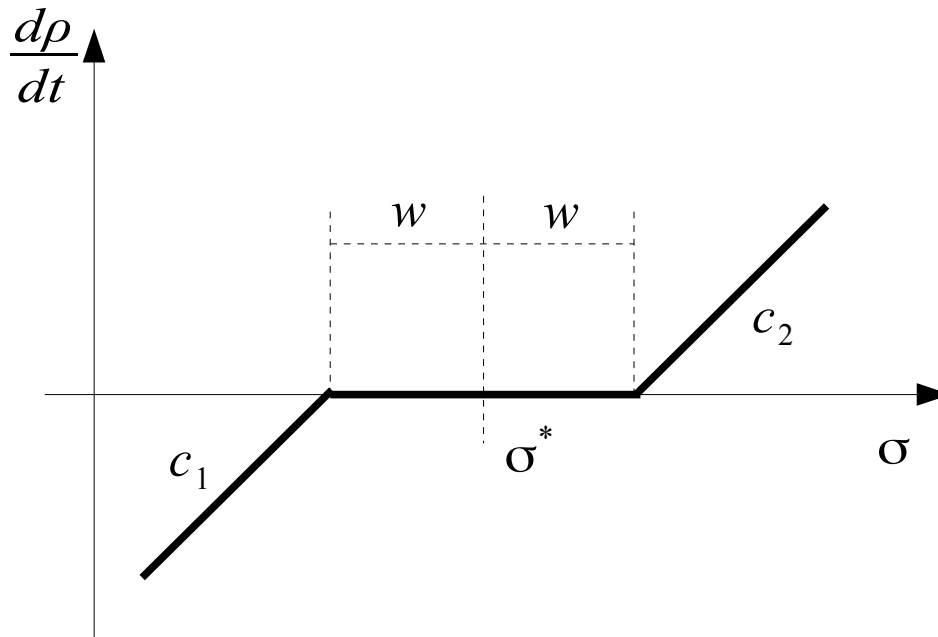


Abbildung 11: Der neutrale Bereich (dead zone) mit der Breite $2w$ definiert den Bereich ohne nennenswerte Knochenumbauprozesse und erweitert in diesem Teilbereich Abbildung 8.

Abbildung 11 zeigt eine annähernde Darstellung des neutralen Bereiches im Detail. Dabei sind die Konstanten c_1 und c_2 die Steigungen für die Knochenanbau- und -abbaufunktionen. Für einen Spannungs-Referenzwert σ^* wird $2w$ als Breite des neutralen Bereiches bezeichnet, welcher sich mit ca. 25 Prozent von k für w annehmen lässt [Doblaré und García 2002].

2.3.4 Numerische Simulation des Knochenumbaus

Im Allgemeinen können Knochenumbauprozesse anhand numerischer Modelle simuliert und untersucht werden. Dabei wurden bereits zahlreiche Modelle von verschiedenen Arbeitsgruppen vorgeschlagen. Diese basieren auf verschiedenen elastostatischen Eigenschaften des Knochens.

Eine Methode für die externen Umbauprozesse des Knochens wurde z. B. von Frost entwickelt. Hierbei wurde anhand lokaler Verzerrungen, die durch die Belastung auf der Oberfläche entstanden, die Adaptationsfähigkeit des Lamellarknochens erklärt [Frost 1990].

Das Modell von Beaupré et al. [1990b] basiert auf einer von Spannung und Zeit abhängigen Methode, um Knochenumbauprozesse zu erklären. Dabei versuchten sie, anhand biomechanischer Untersuchungen die Belastung des proximalen Femurs (Oberschenkelknochen), dessen Knochendichte und die Verteilung zu bestimmen.

Ein weiteres Modell wurde von Huiskes et al. [1987] vorgeschlagen. Bei dieser Methode wurde die Verzerrungsenergiedichte (strain energy density) als biomechanischer Reiz in den Knochenumbaumodellen vorausgesetzt. Dabei versuchten sie, in Kombination mit der FEM, die Beziehung zwischen Knochenabbau und Knochensubstanzverlust durch Lastabschirmung (stress shielding) zu erklären. Die fehlende Kraffteinleitung galt als Ursache für den proximalen Knochenverlust.

Eine numerische Untersuchung bezüglich Überbelastung eines Dentalimplantats wurde von Crupi et al. [2004] durchgeführt. Hierbei wurde ein modifiziertes Modell der Knochenumbautheorie nach Beaupré et al. benutzt, um die Knochenadaptation um ein inseriertes Implantat zu untersuchen. Diese Überbelastung führte dabei zu einer deutlich höheren Schädigung und dadurch zu einem vollständigen Abbau des Knochens in diesem Bereich [Frost 1994]. Dieses diente auch als Grundlage der vorliegenden Arbeit.

2.4 Dentalimplantologie

Nach Richter und Spiekermann [1996] wird dentale Implantation als eine Verankerung von alloplastischen (körperfremden) Materialien im Kiefer bezeichnet, die eine Unterstützung oder Retention (Befestigungsmöglichkeit) eines Zahnersatzes gewährleistet. Koeck und Wagner [1996] setzten als Ziel einer Implantation, die Voraussetzungen für die funktionelle und ästhetische Rehabilitation zu verbessern sowie die physiologischen Involutionsprozesse (Resorption, Funktionsreduktion) zu vermindern. Damit kann die Implantation als eine angemessene prothetische Versorgung nach einem Zahnverlust bezeichnet werden, die die Lebensqualität des Menschen deutlich verbessert.

2.4.1 Osseointegration und Sofortbelastung

Nach Brånemark et al. [1977] spricht man von Osseointegration, wenn lebendes Knochengewebe mit der belasteten Implantatoberfläche ohne dazwischenliegendes Bindegewebe in Kontakt steht (Abbildung 12). Demnach liegt Osseointegration entsprechend histologischer Kriterien dann vor, wenn eine dauerhafte funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen dem organisierten lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines Implantats auch unter Belastung besteht.

In diesem Fall ist der Knochen spaltfrei direkt auf der Implantatoberfläche angelagert. Somit wird die Osseointegration als das allgemein anerkannte Einheilungsprinzip in der dentalen Implantologie bezeichnet.

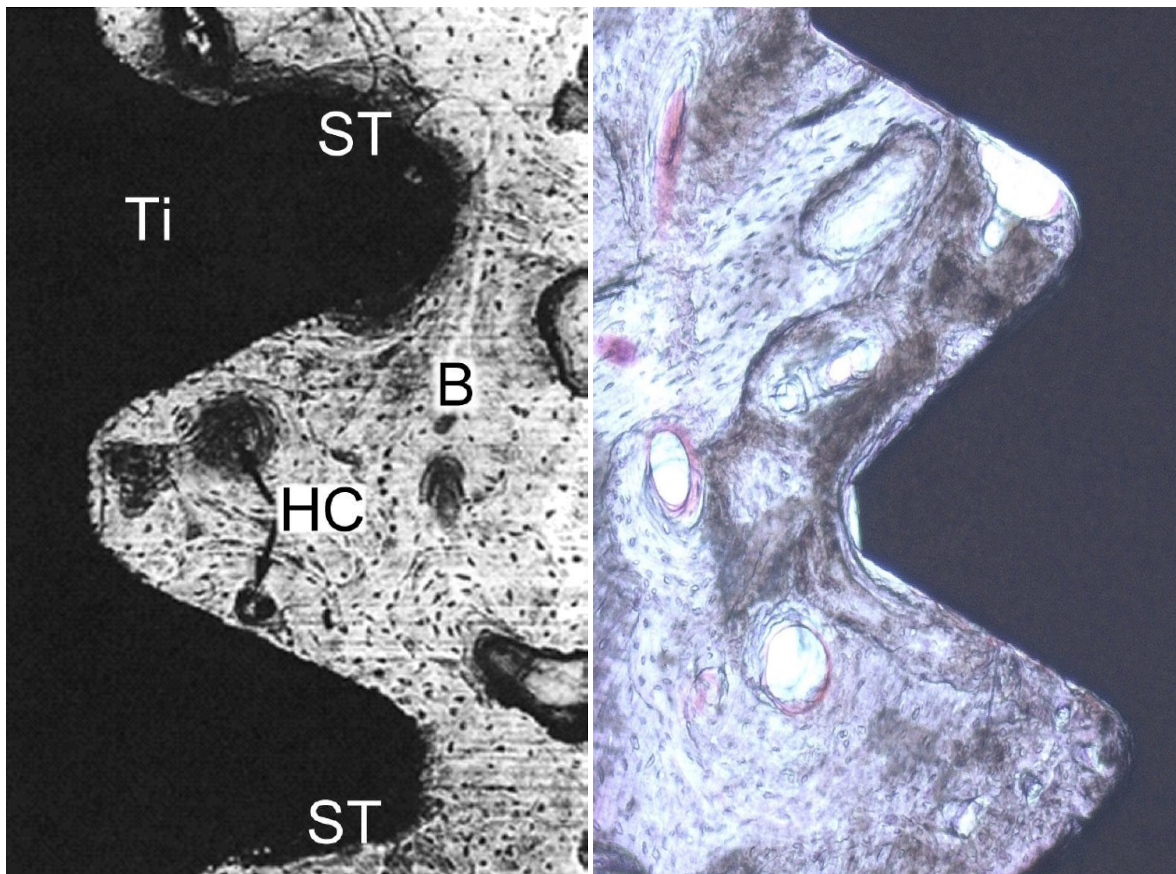


Abbildung 12: Lichtmikroskopisches Schnittbild (links) durch ein osseointegriertes Implantat und den angrenzenden Knochen. Die Gewindegänge des Titan (Ti)-Implantats sind mit Knochengewebe (bone, B) gefüllt. An dem Gewinde finden sich Gebiete mit Weichteilgewebe (soft tissue, ST, Haversscher Kanal, HC) [Sennerby et al. 1991], histologischer Schnitt durch ein osseointegriertes Implantat (rechts).

Sofortbelastung hingegen beschreibt die Sofortversorgung von eingebrachten Implantaten mit Zahnersatz direkt bzw. bis zu 36 Stunden nach der Operation. Hierbei steht das eingesetzte Implantat sofort, teilweise in abgeschwächtem Maße, für die Kaufunktion zur Verfügung.

Diese Sofortbelastung von Implantaten reduziert die Behandlungsdauer von Patienten auf ein Minimum und trägt zur Kosteneinsparung bei. Als Voraussetzung für die Sofortbelastung sind neben dem Implantatsystem auch der Zustand des Kieferknochens, die Implantatposition, eine gute Mundhygiene und die Größe der Belastungen von großer Bedeutung.

Nach Angaben von Brunski sind Implantate auch frühzeitig oder sofort belastbar, wenn während der Osseointegrationsphase die Mikrobewegungen einen Schwellenwert von 100 µm nicht überschreiten [Brunski 1992, 1993]. Im Fall einer Überschreitung kann das Implantat nach kürzester Zeit den Oberflächenkontakt zum Knochen verlieren. Dieser fehlende Kontakt führt zu einer nicht reversiblen bindegewebigen Einscheidung am Interface zwischen Implantatoberfläche und Knochen und zwangsläufig zu Implantatverlust. Die Untersuchung von Mikrobewegungen ist klinisch nur schlecht zu realisieren. An dieser Stelle können statt dessen experimentelle und numerische Methoden kombiniert in Betracht gezogen werden.

Um die Sofortbelastung zu untersuchen, sollte die initiale Mikrobewegung des Implantats vor der Osseointegration gemessen und ausgewertet werden. Dadurch können mögliche Aussagen über Spannungen und Verzerrungen im umgebenden Knochen getroffen werden.

Für den Erfolg einer Implantation spielen Biokompatibilität des Werkstoffes, geeignetes Design und Minimierung der Traumata bei der Operation eine sehr wichtige Rolle. Im Folgenden werden diese Anforderungen erläutert.

2.4.2 Implantatwerkstoffe

Bei der Herstellung von Implantaten kamen bereits zahlreiche, sehr verschiedene Materialien zum Einsatz. So wurden schon Gold, Platin, Keramik und Guttapercha am Ende des 19. Jahrhunderts als Implantatmaterial verwendet [Manski 1982]. Auch Legierungen wie rostfreier Stahl, Chrom-Kobalt-Molybdän und Platin-Iridium wurden als Material eingesetzt [Newesely 1983].

Ziel aller dieser Versuche war, ein akzeptables Implantatmaterial zu entwickeln. Dieses sollte aus biologischer und mechanischer Sicht einige Voraussetzungen erfüllen, besonders in Hinsicht auf Belastbarkeit und Biokompatibilität. Materialien wie Kalziumphosphate, Hydroxylapatite und Biogläser erfüllen aus biologischer Sicht alle Voraussetzungen, sind aber brüchig und daher für mechanische Belastungen nicht geeignet. Diese Materialien werden daher nur als Beschichtungen von Metallimplantaten verwendet, die keine biokompatiblen Eigenschaften aufweisen [Block et al. 1989, de Lange und Donath 1989]. Die Implantatwerkstoffe werden nach ihrer Biokompatibilität und der Reaktion des Implantatlagers in drei Gruppen eingeteilt [Osborn und Weiss 1978, Wagner und Tetsch 1984]:

1. Distanzosteogenese (biotolerant):

Wenn die Einheilung unter Bildung einer bindegewebigen Kapsel mit parallel zur Implantatoberfläche verlaufender Faseranordnung erfolgt, spricht man von Distanzosteogenese. Materialien wie z. B. Kunststoffe, Knochenzement (PMMA), Edelstahl und Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierungen (Cr-CoMo), die diese Eigenschaften aufweisen, werden in der Biodynamik als biotolerant bezeichnet.

2. Kontaktosteogenese (bioinert):

Der direkte Kontakt zwischen Knochen und Implantat wird als Kontaktosteogenese bezeichnet. Bei den hierfür geeigneten Materialien, wie z. B. Aluminiumoxidkeramik und Kohlenstoff, kann sich die Knochenanlagerung bis in unmittelbare Nähe der Implantatoberfläche vollziehen. Dadurch entsteht ein auch bei mikroskopischer Betrachtung direkter Kontakt zwischen

dem alloplastischen Material und dem Knochen. Diese Materialien werden als bioinert bezeichnet. Die Kontaktosteogenese wurde erstmals von Brånemark et al. [1969] als Osseointegration und später von Schröder et al. [1976, 1981] als funktionelle Ankylose bezeichnet.

3. Verbundosteogenese (bioaktiv):

Materialien wie Kalziumphosphate, Biogläser und Hydroxylapatite (HA) sind in der Lage, eine physikochemische Verbindung zwischen Materialoberfläche und Knochen auf molekularer und kristalliner Ebene herzustellen, hierbei spricht man von Verbundosteogenese. Sie zeichnen sich durch unterschiedlich starke Resorptionen bzw. Biodegradationen aus [Gottlander und Albrektsson 1991, Osborn 1985] und werden als bioaktive Materialien bezeichnet. Der Begriff Bioaktivität signalisiert die Reaktion zwischen Knochen und Werkstoff durch den gemeinsamen Reaktionspartner Apatit. Dadurch entsteht eine starke Bindung zwischen Werkstoff und Knochen.

Die in der enossalen Implantologie verwendeten Implantate werden heutzutage meistens aus Titan gefertigt. Biometalle wie Titan oder Tantal gelten als bioinert. An der Oberfläche von Titan bildet sich spontan eine extrem stabile, korrosionsbeständige, nicht lösliche, mit organischen Molekülen reagierende Oxidschicht, die eine starke Bindung zu wachsendem Knochen ermöglicht.

Titan besitzt eine hohe Bruchfestigkeit und verursacht fast keine allergischen Reaktionen oder Sensibilisierungen. Daher kommt Titan für den Knochen-Implantat-Verbund und den Einheilprozess sowie die Osseointegration des Implantats in den Knochen eine bedeutungsvolle Rolle zu.

2.4.3 Implantatdesigns

Neben dem Werkstoff spielt auch das Design eine sehr entscheidende Rolle. Es wurden bereits verschiedene Designs und Formen erprobt. Anfang des 20. Jahrhunderts setzte Greenfield das erste zweiteilige Implantat [Greenfield 1913]. Dabei verwendete er ein korbähnliches, rundes Hohlimplantat aus einer Iridium-Platin-Legierung. Dies ließ er mehrere Wochen einheilen, bevor er es mit einer Zahnkrone versah. 1938 nutzte Pinkney dann erstmals eine zylinderförmige Schraube als Implantat, die mit einer Einheilkappe versehen war [Burch 1997]. Nadelartige Implantate wurden vor allem durch Pruin und Scialom bevorzugt eingesetzt [Pruin 1974, Scialom 1965]. Linkow wiederum setzte auf Blattimplantate [Linkow 1972]. Die Implantologie fand hierdurch eine weltweite Verbreitung.

Bei den heutigen Implantaten kann man zwischen Makro- und Mikrodesign unterscheiden. Das Makrodesign beschreibt das Design des Implantats und dessen Gewinde, während es sich beim Mikrodesign um die mikroskopische Oberfläche handelt, die für die Osseointegration und damit der Implantateinheilung von besonderer Bedeutung ist.

Ziel ist dabei zum einen eine Maximierung der Kontaktfläche zum umgebenden Knochen, zum anderen eine biologische Aktivierung der Oberfläche, beides durch geeignete Materialien oder Beschichtungen. Dadurch können dann mehr Osteoblasten an der Implantatoberfläche gehalten werden, um den Knochenanbau zu fördern. Die Oberflächenvergrößerung wird durch deren Mikrostrukturierung erreicht, dies kann sowohl durch abtragende (ablativ) Techniken wie Ätzen oder Sandstrahlen als auch mittels auftragender (additiver) Techniken wie Titan-Plasma-Beschichten erfolgen. Durch diese Oberflächenvergrößerung werden Spannungen reduziert und Spannungsspitzen vermieden und folglich ist eine optimale Kraftverteilung gewährleistet [Wennerberg 1996].

Bossler fand später heraus, wie man Spannungsspitzen durch Abrundung der Implantatspitze und der Gewindegrate reduzieren kann. Mit dieser Maßnahme wird die Belastung gleichmäßiger über den Spitzenbereich verteilt und lokale Belastungsmaxima vermieden [Bossler 1981].

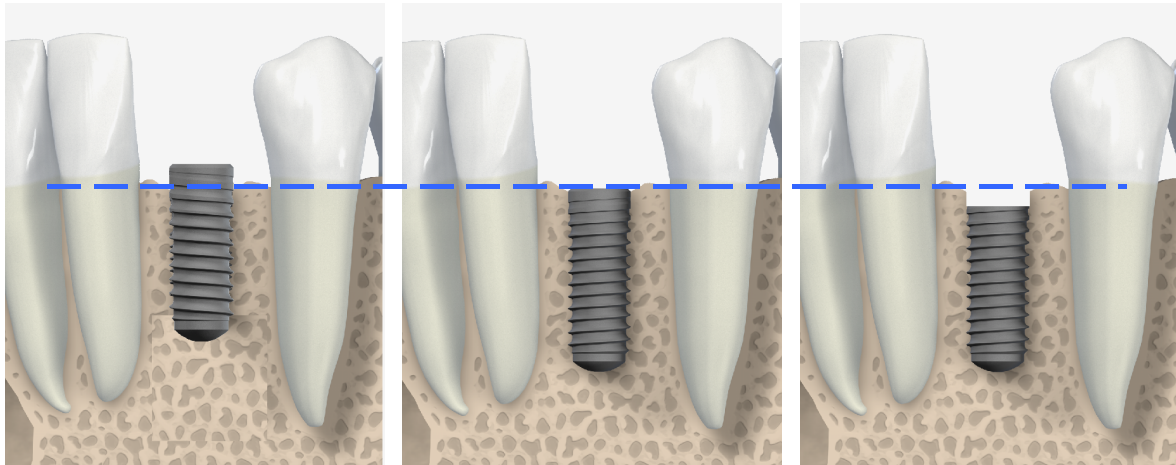
Durch die Auswahl eines geeigneten Designs kann so schon beim Einsetzen des Implantats eine hohe Primärstabilität gewährleistet werden. Während der Einheilphase erreicht das Implantat seine Sekundärstabilität, in der eine Verwachsung des Knochens mit der Oberfläche des Implantats stattfindet. Für ein optimales Design gilt allgemein, dass die gesamte Oberfläche des Implantats möglichst gleichmäßig an der Kraftübertragung teilnimmt.

2.4.4 Operationstechnik und Insertionstiefe

Ein weiterer wichtiger Aspekt für den Erfolg der Implantation ist die eingesetzte Operationstechnik. Dabei geht es darum, die Traumata bei der Operation möglichst zu minimieren. Dies erfordert allerdings gewisse Ansprüche an die Kenntnisse des Chirurgen sowie an die Methodik. Im Laufe der Zeit wurde die Methodik des operativen Vorgehens zunehmend standardisiert und systematisiert. Es liegen aber in den meisten Fällen bislang keine akzeptablen wissenschaftlichen Erkenntnisse vor [Koeck und Wagner 2004]. Man darf allerdings die patientenabhängigen Faktoren, wie etwa Alter, Knochenqualität, Mundhygiene und Belastungssituation, für den Erfolg einer Implantation nicht außer Acht lassen.

Auch die Wahl einer passenden Insertionstiefe des Implantats stellt den Zahnarzt oftmals vor schwierige Entscheidungen. Hierbei kann zwischen drei verschiedenen vertikalen Positionen der Implantatschulter unterschieden werden. Dies bezieht sich auf den knöchernen Rand der Alveole (*Limbus alveolaris*). Liegt der Implantat Hals oberhalb des Randes, so wird dies als *suprakrestal* bezeichnet. Das Implantat kann aber auch bündig (*epikrestal*) oder unterhalb des Randes (*subkrestal*) eingesetzt werden. Die verschiedenen Variationen unterscheiden sich in einer Tiefe von 1 bis 2 mm in vertikaler Richtung. Abbildung 13 zeigt die schematische Darstellung aller drei Positionen als Übersicht.

Die Implantathersteller bieten Ärzten und Patienten ein breit gefächertes Angebot an Designs und Dimensionen. Für jedes Implantatdesign wird oftmals das darauf abgestimmte chirurgische Protokoll vorgeschlagen. Sinn dieses Protokolls ist es, Primärstabilität in jeder Situation zu gewährleisten.



*Abbildung 13: Unterschiedliche Insertionstiefen:
suprakrestal (links), epikrestal (Mitte) und subkrestal.*

Beim Inserieren des Implantats soll der zwischen dem Abutment und dem Implantathals entstehende Mikrospace möglichst auf oder nur gering unterhalb des Gingivaniveaus gelegt werden. Trotz korrekter Implantatinsertion kann es durch Resorptionserscheinungen der periimplantären Hart- und Weichgewebe zur Abgrenzung des Implantathalses kommen. Hierbei ist eine durch Entzündungsprozesse entstehende Abgrenzung von nekrotischem und gesundem Gewebe verantwortlich (Demarkation).

Als Folge können der dunkle titanfarbene Teil des Implantats sowie der Kronenrand sichtbar werden. Dies stellt im ästhetisch sichtbaren Bereich ein Problem für die Patienten dar. Um diese störenden ästhetischen Effekte zu reduzieren, wird das Implantat oftmals tiefer in den Knochen versenkt. Dadurch wird ein sekundäres Sichtbarwerden des Implantats vermieden, was auch zu einem ästhetisch besseren Ergebnis führt. Abhängig von Implantatdesign und Patientenfall sollte zu Beginn der Behandlung eine optimale Insertionstiefe ermittelt werden, um eine erfolgreiche Ästhetik und Einheilung zu gewährleisten.

2.5 Tiermodell

Tierversuche können in erheblichem Maße helfen, die Funktionsweise des Körpers und seine Reaktionen zu verstehen. Dabei hat sich die Wichtigkeit eines geeigneten Tiermodells erwiesen. Dieses sollte, je nach zu untersuchendem Teilbereich oder Organ, eine möglichst große Ähnlichkeit zum Menschen aufweisen, damit die Ergebnisse übertragbar sind [Grünberg 1992, Held 1983, van Zutphen et al. 1995]. Klaus und Buhr [1969] definierten das Tiermodell als „ein Objekt, das aufgrund einer Struktur- oder Funktionsanalogie zu einem entsprechenden Original für die Lösung einer bestimmten Aufgabe verwendet wird, deren Durchführung mittels direkter Operation am Original nicht möglich ist“. Ein Tiermodell ist somit lediglich eine Annäherung an morphologische, physiologische oder molekulare Strukturen bzw. Funktionsabläufe [Grünberg 1992, Steible 2001, Weiss et al. 1996].

2.5.1 Tierschutz

Ein lebendiges Tier als Tiermodell zu wählen, erfordert die Berücksichtigung einer Reihe von tierschutzrechtlichen Bestimmungen, welche nicht verletzt werden dürfen. Das 1975 verabschiedete Tierschutzgesetz der Bundesrepublik Deutschland verpflichtet im Grundsatz dazu, „aus der Verantwortung des Menschen für das Tier als Mitgeschöpf dessen Leben und Wohlbefinden zu schützen. Niemand darf einem Tier ohne vernünftigen Grund Schmerzen, Leiden oder Schäden zufügen.“ (§ 1 Tierschutzgesetz). Dadurch hat jeder Forscher eine ethisch-moralische und nach 15 Jahren Umsetzungszeit seit dem 01.01.1987 nun auch eine rechtliche Verantwortung vor dem Gesetz. Dies erlaubt den Forschern nur unter strengen Voraussetzungen mit einer sachgerechten Begründung Experimente an Tieren durchzuführen. Oft müssen die Tiere nach Durchführung der Untersuchungen getötet werden, da ihr Wohlbefinden nicht „vollständig wiederhergestellt“ werden kann (Vergl. § 9, Abs. 2, Punkt 5 Tierschutzgesetz). Deshalb wird in dieser Arbeit ein neues Tiermodell beschrieben, mit dem alle Arten von Knochenwundheilungen und Umbauphänomenen um Implantate, Knochenersatzmaterialien und andere Füllkörper aus klinischer, biomechanischer und histologischer Sicht studiert werden können, ohne das Tier töten zu müssen.

2.5.2 Rentiere als Tiermodell

Das Rentier (lat. Rangifer tarandus) als Tiermodell und dessen Geweih als Implantat-Lager wurde von Prof. Gerhard Wahl und Dr. Marcus Abboud an der Universität Bonn etabliert und für den Zweck der Untersuchungen des Einheitsverhaltens von Implantaten im umgebenden Knochen mit der Patentschrift DE 10 2006 014 169 A1 vorgeschlagen. Im Folgenden sind die wesentlichen Aspekte entsprechend des Patents aufgelistet. Das Wachstum des Geweihs ist eine typische enchondrale Knochenentwicklung (enchondrale Ossifikation, Verknöcherung von innen), ähnlich der des humanen Röhrenknochens [Baxter et al. 1999, Li et al. 2001]. Das Wachstum findet am distalen Ende der Geweihverzweigungen statt. Dieser Prozess dauert drei bis vier Monate an und führt zu einer vollständigen Regeneration des Geweihs. Dabei können Wachstumsraten von bis zu einigen Zentimetern am Tag beobachtet werden. Abgesehen von den hohen Wachstumsraten läuft der Wachstumsprozess wie beim langen menschlichen Knochen ab. Hierbei bildet sich zunächst eine primäre unreife Form des Knochens, der sogenannte Geflechtknochen. Dieser entsteht vor allem dann, wenn Knochengewebe besonders schnell wächst. In dieser Phase sind Geflechtknochen aufgrund der unausgerichteten Faserstruktur nicht sehr belastungsfähig.

Der Geflechtknochen ist ebenso wie die Außenfläche aller Knochen mit einer dünnen Gewebeschicht, dem Periost, bedeckt, welche ernährende und regenerative Funktionen übernimmt. Der Geweihdurchmesser vergrößert sich nach und nach durch Anlagerung von Periost [Rönning et al. 1990]. Diese Art von Wachstum wird als appositionelles Wachstum bezeichnet. Somit ist das Geweih aus histologischer Sicht ein adäquates Modell für die Darstellung des Knochenwachstums im Tiermodell. Aus biomechanischer Sicht sind beim Knochen die Materialparameter von Kortikalis und Spongiosa relevant. Untersuchungen an Rentiergeweihen haben gezeigt, dass das elastische und das Bruchverhalten im Wesentlichen mit dem Verhalten menschlichen Knochens vergleichbar sind [Currey 1989, Li 2003, Vashishth et al. 1997, 2000, 2003]. Es eignet sich daher auch aus biomechanischer Sicht sehr gut für die Untersuchung der Knochenbelastung um Implantate.

2.5.3 Eigenschaften des Rentier-Geweihs und Vorteile

Auch die Vorteile des Rentiergeweihs sind in der Patentschrift präzise zusammengefasst. Der Vorteil eines Rentiergeweihs liegt darin, dass bei ähnlichem biologischen und mechanischen Verhalten das Rentier keine festen Abwurf- und Wachstumszeiten für das Geweih hat. Dies bedeutet, dass in einer kleineren Herde stets Tiere aufzufinden sind, deren Geweih in einer für die Tierstudie günstigen Wachstumsphase ist. Daher ist man nicht an die Wachstumssaison gebunden, wie es bei Hirschen oder anderen geweihtragenden Tieren der Fall wäre. Allerdings tragen nur beim Rentier beide Geschlechter ein Geweih. Die Geweihe der Rentiere sind zum Teil unregelmäßig und asymmetrisch und bei zwei Tieren niemals identisch.

Das Geweih des Männchens ist mit einer Länge von 50 bis 130 Zentimeter deutlich größer als das des Weibchens, welches nur 20 bis 50 Zentimeter lang wird. Das Geweih des Männchens wird im Herbst abgestoßen – das der Weibchen im Frühjahr.

Durch Steuerung über das Hormon Testosteron wachsen aus der Stirn der Tiere aus Rosenstöcken (zapfenförmigen Knochengebilden) Knochenstangen, die mit fortschreitendem Alter und je nach Art des Tiers Verzweigungen (Enden, Sprossen) oder Schaufeln bilden können. Geweihe werden aus Knochensubstanz gebildet (nicht aus Horn) und während der Wachstumsphase über eine kurzbehaarte Haut, den Bast, durch Blutgefäße versorgt. Nach Abschluss des Wachstums trocknet der Bast aus und wird vom Tier an Büschen und Bäumen abgestreift (gefeht). Im Herbst bis Spätherbst des Jahres bildet sich zwischen Geweih und Rosenstock eine Demarkationslinie (Trennfuge), an der das Geweih abbricht.

Die regelmäßigen Geweihwechsel erlauben Knochenuntersuchungen an Geweihen und lassen damit histologische Untersuchungen zu, ohne dass dem Tier ein bleibender Schaden zugefügt werden müsste. Hervorzuheben ist, dass die Versuchstiere, im Gegensatz zu herkömmlichen Untersuchungsmethoden, für die anschließenden histologischen und biomechanischen Studien nicht geopfert werden müssen.



Abbildung 14: Rentierkuh mit neu gewachsenem Geweih. Rechts ist der Querschnitt eines Geweihs, bestehend aus Bast, Kortikalis und Spongiosa, im Detail zu sehen.

Untersuchungen an Geweihen im Vergleich zu intraoralen Untersuchungen bieten den entscheidenden Vorteil, dass die Belastung auf Implantate im Geweihknochen mit einer frei definierten Kraft und Richtung sehr genau und zielgerichtet aufgebracht werden kann. Die Tiere werden weder bei der Nahrungsaufnahme noch bei der Fortbewegung durch die Belastungsvorrichtung gestört. Da Geweihe während der aktiven Wachstumsphase von dem empfindlichen Bast geschützt sind, vermeiden die Tiere unnötigen und in dieser Phase sehr schmerzhaften Revierkampf oder Kontakt mit dem Geweih an Fremdf Flächen (z. B. Äste, Bäume usw.). Damit sichern sie den Verbleib von technischen Vorrichtungen, wie der Belastungsvorrichtung, am Geweih.

Abbildung 14 zeigt den Querschnitt eines Geweihs. Die Knochenstruktur, bestehend aus Kortikalis und Spongiosa, ist deutlich erkennbar.

3 Konstruktion des Kau-Simulators

Um die komplexen Knochenumbauphänomene im umgebenden Knochen eines Implantats in einem Rentiergeweih untersuchen zu können, sollten spezielle Geräte und Software entwickelt werden. Dabei dürfen durch den Einsatz solcher Geräte keine Belastungen und Gefahren für das Tier entstehen. Im Rahmen des Rentierprojektes wurde ein biomechanisches Belastungssystem, der Kau-Simulator (KauSi) entwickelt. Das System ist in der Lage, die Kräfte aus der Kaubelastung, die auf die einzelnen Zähne im menschlichen Kieferknochen einwirken, zu simulieren. Dabei sollten in Rentiergeweihe inserierte Implantate mit einer definierten Kraft in bestimmten Intervallen belastet werden.

Die Belastung des Implantats kann sowohl vertikal als auch lateral durchgeführt werden. Die notwendige Verwaltung der Daten und Belastungsprotokolle wurde mit Hilfe eines Mikrocontrollers (μC) realisiert. Über eine serielle Schnittstelle (RS-232) werden die Daten und Mess-Protokolle zwischen PC und μC übertragen. Form und Art des Geweihs erfordern eine besondere Konstruktion für die Befestigung des Systems am Geweih. Diese muss möglichst leicht und stabil sein, um eine sichere und rutschfreie Befestigung des Systems zu ermöglichen. Abbildung 15 zeigt die schematische Darstellung des KauSi.

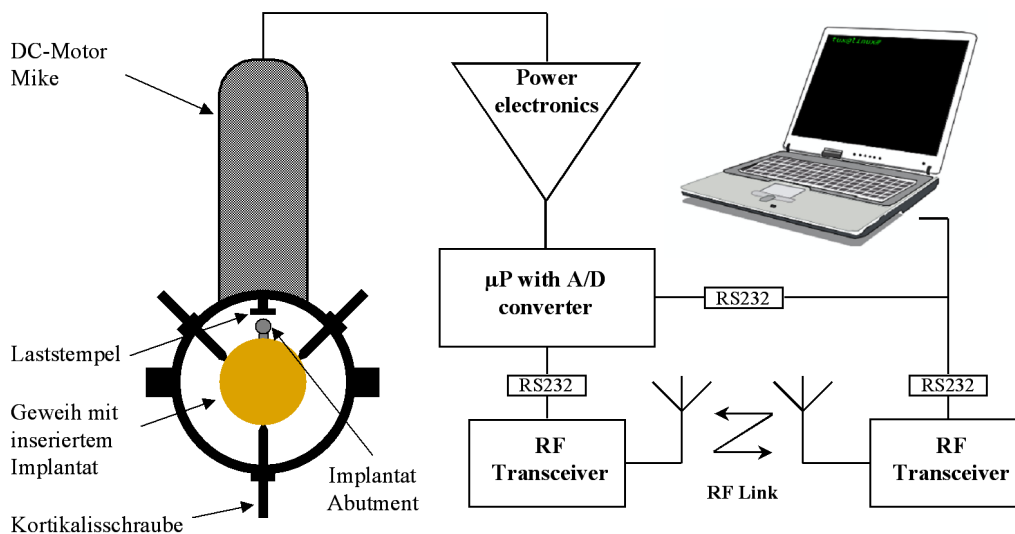


Abbildung 15: Grundprinzip des Belastungssystems KauSi (Schema).

3.1 Hardware

Die Hardware besteht aus einer mechanischen Belastungseinheit und einer elektronischen Steuereinheit. Die Belastungseinheit umfasst einen Trägerring, der am Rentiergeweih befestigt wird, und einen Druckstempel mit motorischem Antrieb für die Kraftübertragung. Die Steuereinheit dient zur Ansteuerung des Motors entsprechend eines vorgegebenen Belastungsprotokolls sowie zur Erfassung der aufgebrachtten Kräfte. Ihre Hauptplatine bearbeitet die von der Controllereinheit durchgeleiteten μC -Signale und ist für die Stromversorgung auch der Belastungseinheit zuständig. Weiterhin verbindet sie alle Einheiten miteinander.

3.1.1 Belastungseinheit

3.1.1.1 Motor

Die Belastung des inserierten Implantats im Rentiergeweih sollte kontrolliert durchgeführt werden. Dies erfordert einen Antrieb, der das Implantat mit Kräften bis zu 100 N vertikal belasten kann. Gewicht, Laufgeschwindigkeit und Stromversorgung spielen ebenfalls eine sehr wichtige Rolle. Für den Antrieb wurde deshalb ein Linearaktor *Motor Mike* der Marke *Oriel* (LOT-Oriel GmbH & Co. KG, Darmstadt, Deutschland) eingesetzt (Abbildung 16).

Bei diesem handelt es sich um einen Linearmotor, der mit einer DC (Gleichstrom)-Eingangsspannung von bis zu 12 Volt versorgt werden kann. Dieser zeichnet sich durch seine besonders ruhigen Laufeigenschaften aus. Eine maximale Kraft von ca. 150 N kann bei maximaler Eingangsspannung erreicht werden. Die maximale Geschwindigkeit beträgt dabei 270 $\mu\text{m/s}$. Um die Belastungseinheit möglichst leicht und kompakt zu gestalten, wurde der Motor in diesem Projekt mit einer Eingangsspannung von nur 9 Volt aus einer Batterie versorgt. Damit können noch Kräfte bis zu 70 N und eine Geschwindigkeit von ca. 180 $\mu\text{m/s}$ realisiert werden.

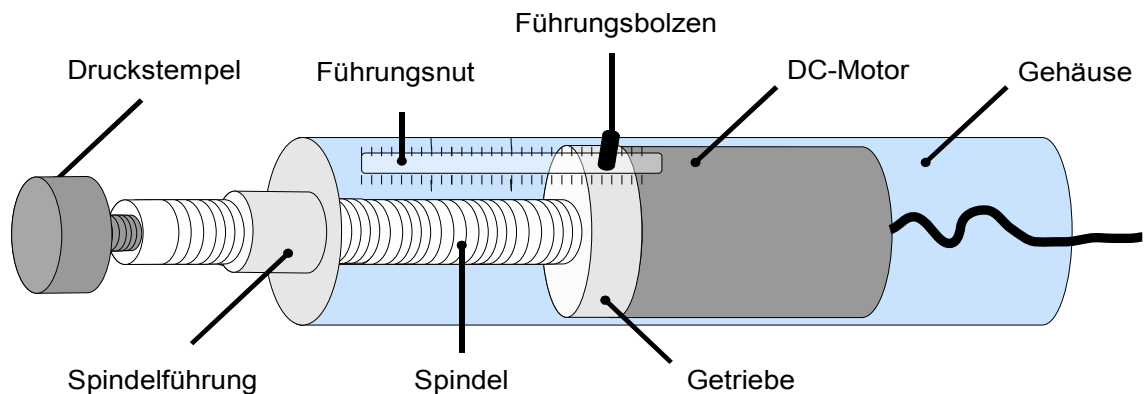


Abbildung 16: DC-Motor Mike der Marke Oriel und Schemazeichnung (unten).

Der Motor besteht im Lieferzustand aus dem Motor selbst, Getriebe, Gehäuse und einer Spindel, welche vor und zurück bewegt wird (Abbildung 16). Um das Gewicht der Belastungseinheit zu reduzieren, wurde das Edelstahlgehäuse um die hinteren 2/3 seiner Länge gekürzt und später mit einer selbstkonstruierten Schutzhülle aus Carbon versehen (Kapitel 3.1.3).

3.1.1.2 Trägerring

Der Trägerring dient zur Fixierung des Linearmotors auf dem Geweih. Er sorgt dafür, dass der Druckstempel des Motors vertikal zum Implantat-Abutment gerichtet ist. Dadurch ist es möglich, die intraoralen Belastungen durch Okklusionen auf das Implantat zu simulieren. Motor und Trägerring werden mit Hilfe von drei Kortikalisschrauben mit Titankopf am Rentiergeweih befestigt. Die Schrauben weisen eine um 120° versetzte Anordnung auf und damit kann der Trägerring für verschiedene Geweihdicken und -formen eingesetzt werden (Abbildung 17).

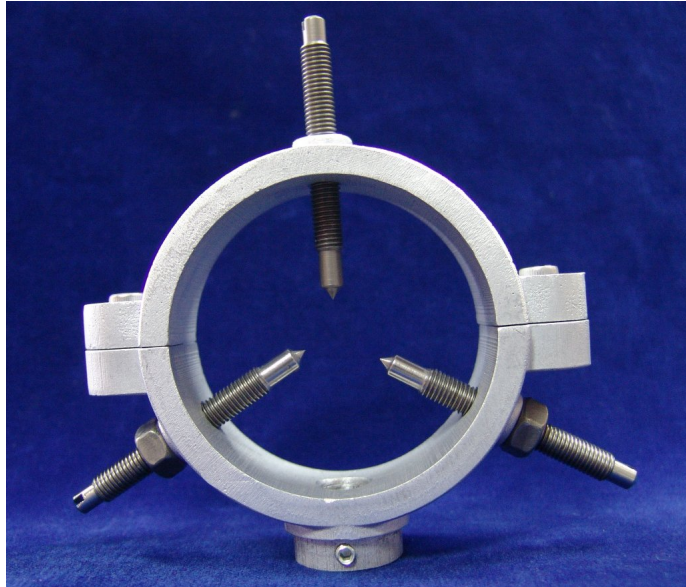


Abbildung 17: Die Belastungseinheit besteht aus einem Trägerring und einem Linearmotor, der vertikal an diesem angebracht ist (links). Die Belastungseinheit wird mit Hilfe des Trägerrings an dem Geweih befestigt, indem dieser mit drei Kortikalisschrauben, die eine um 120° versetzte Anordnung aufweisen, fixiert wird.

Aufgrund der stabilen Konstruktion bleibt die Belastungseinheit rutschfest auf dem Geweih verankert. Die ersten Untersuchungen zeigten, dass die ursprüngliche Form der Spitze für einen Einsatz auf dem Geweih nicht geeignet ist. Sie führte zum Abbau des Knochens an den Kontaktpunkten, weil die Knochendichte eines Geweihs wesentlich geringer ist als die eines menschlichen Knochens. Um einen besseren Halt der Schrauben zu ermöglichen, wurden die Schraubenköpfe nadelartig abgedreht (Abbildung 18).

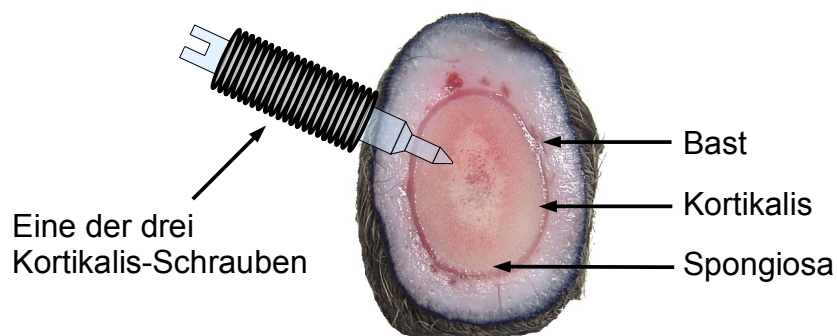


Abbildung 18: Neues Design der Schraubenspitze, die in die Spongiosa reicht.

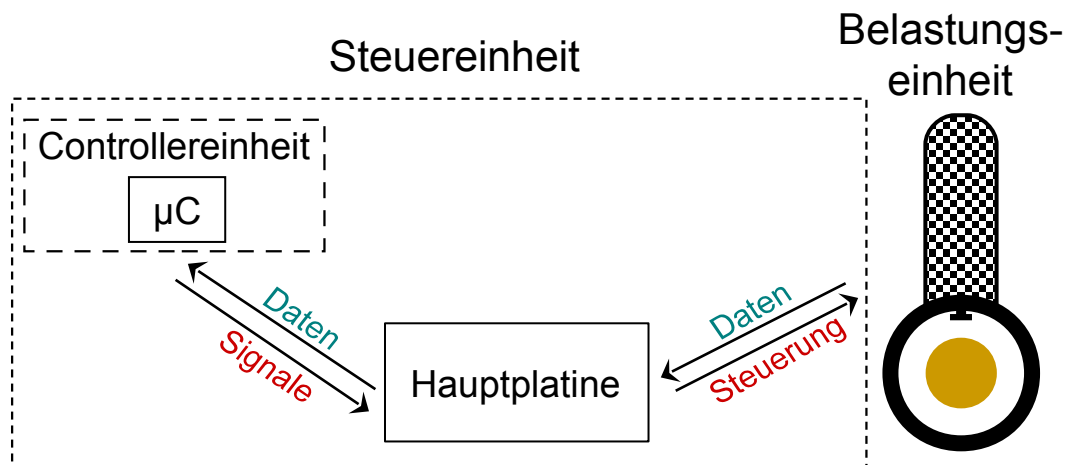


Abbildung 19: Funktionsweise der Steuereinheit des KauSi (Schema).

Die Idee bestand darin, die Spannung in das Innere des Geweifs zu leiten, um Spannungsspitzen auf der Oberfläche zu vermeiden. Eine gleichmäßige Spannungsverteilung verhindert die direkte Beanspruchung der dünnen Kortikalis-schicht und sorgt dafür, dass die Spannung auch an die Spongiosa weitergeleitet wird, wodurch insgesamt eine bessere Spannungsverteilung erzielt werden kann.

3.1.2 Steuereinheit

Die Steuereinheit dient zur Ansteuerung des Motors und stellt die Verbindung zwischen μC und anderen Einheiten dar. Die Steuereinheit besteht aus einer Hauptplatine mit Steuer- und Leistungselektronik und einer Controllereinheit. Kern der Steuereinheit ist der auf der Controllereinheit eingebaute μC . In Abbildung 19 ist die Funktionsweise der Steuereinheit schematisch dargestellt.

3.1.2.1 Controllereinheit

Als Controllereinheit wurde das *microMODUL-8051 LP* (PHYTEC Messtechnik GmbH, Mainz, Deutschland, Abbildung 20) mit integriertem Analog/Digital (A/D)-Wandler gewählt. Das microModul enthält einen 8051-kompatiblen Prozessor (*Dallas DS80C323*, Texas Instruments Incorporated, Dallas, Texas, USA) und verfügt über 128 kB RAM. Die darauf befindliche Pufferbatterie sorgt für den Erhalt der im RAM abgelegten Daten bei einem möglichen Stromausfall. In diesem Fall bleiben die Daten so bis zu zwei Jahre im Speicher erhalten.

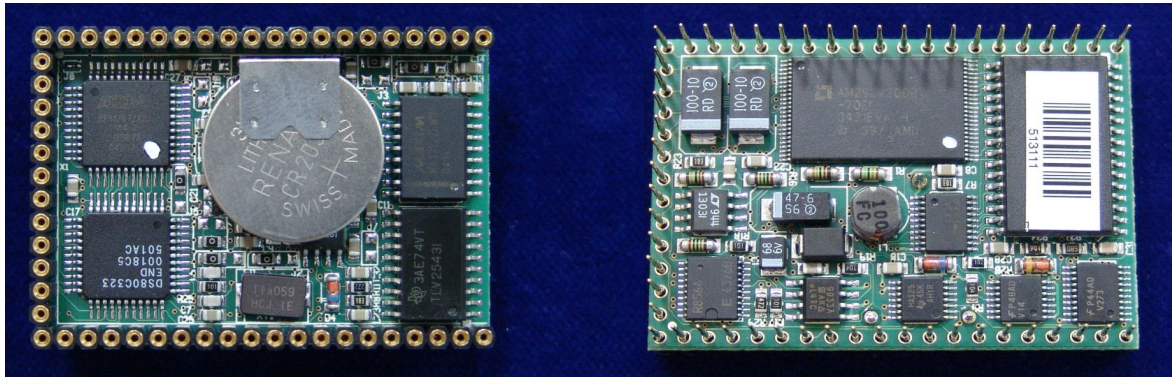


Abbildung 20: Front- (links) und Rückansicht des im KauSi verwendeten microMODUL-8051 LP.

Der eingebaute A/D-Wandler ist vom Typ *TLV2543*. Er hat elf Eingangskanäle mit jeweils 12 bit Auflösung und benötigt eine Wandlungszeit von 10 μ s. Mit dem ebenfalls eingebauten Spannungsreferenz-Chip ist die Erfassung von analogen Eingangsspannungen im Bereich von 0 bis 2,5 Volt möglich. Die Kommunikation mit dem A/D-Wandler wird über das Input/Output (I/O)-Register ausgeführt. Das microMODUL verfügt weiterhin über einen integrierten Stromsparmodus. In diesem Zustand werden nur noch die wichtigsten Elemente, die für den Aufweckprozess und die Datensicherung verantwortlich sind, durch die Pufferbatterie mit Strom versorgt. Die hierfür benötigte Stromaufnahme beträgt 10 μ A. Somit kann die Betriebsdauer von einigen Tagen auf mehrere Monate (ausreichend für den geplanten Untersuchungszeitraum) verlängert werden.

3.1.2.2 Hauptplatine

Die Aufgabe der Hauptplatine besteht darin, die verschiedenen Einheiten der Steuerung untereinander zu verbinden. Dabei wurde das Design so gewählt, dass möglichst wenig Platz in Anspruch genommen wird. Aus Platz- und Gewichtsgründen – schließlich soll die gesamte Steuereinheit vom Rentier mitgeführt werden – sollten alle Maße möglichst kompakt gehalten werden. Die Mindestgröße ergibt sich aus den Maßen der Controllereinheit sowie der beiden Batteriehalterungen. Die Steuer- und Leistungselektronik zur Motoransteuerung sind aus Platzgründen direkt auf der Hauptplatine unterhalb der aufsteckbaren Controllereinheit untergebracht, wo auch das Kabel zur Belastungseinheit angelötet ist.

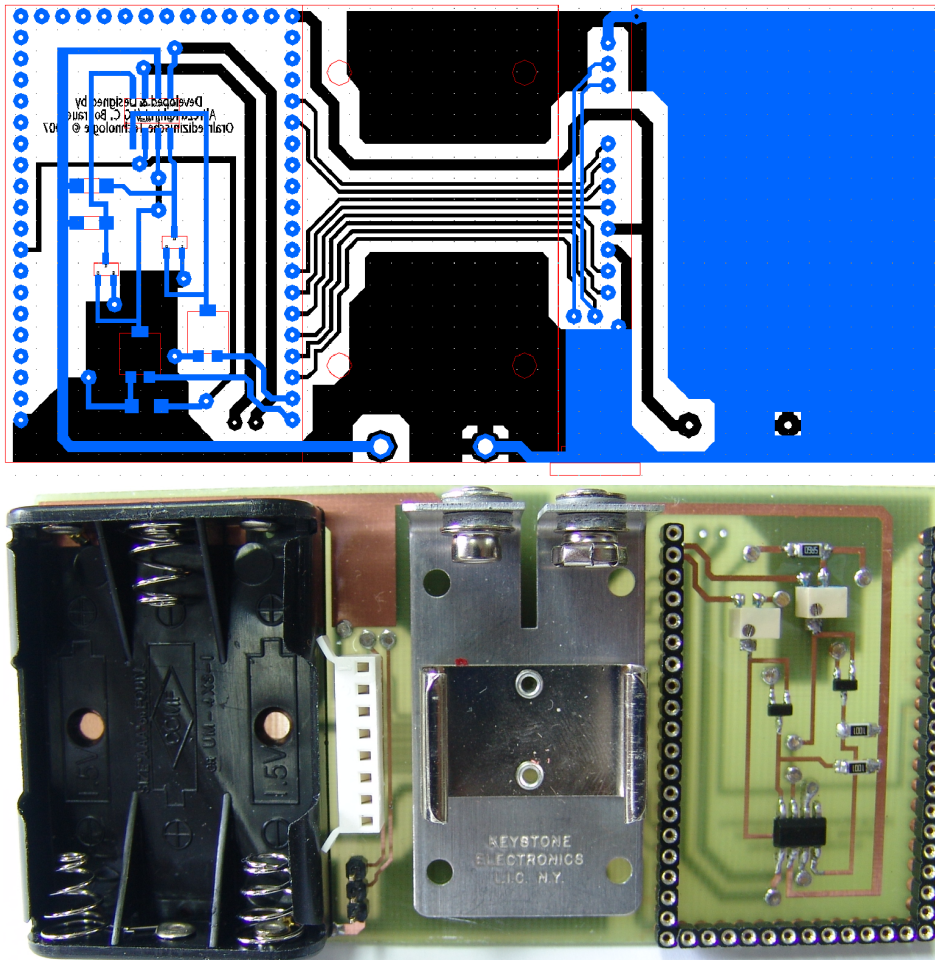


Abbildung 21: Das Layout beider Leiterplattenseiten Vorder- (blau) und Rückseite der Hauptplatine übereinander gelegt abgebildet (oben) und entsprechend ausgerichtete Hauptplatine nach Fertigung.

Da die Dicke ebenfalls durch die Controllereinheit vorgegeben ist, wurde die Funkeinheit (Kapitel 3.1.2.5) platzsparend über einem Batteriefach platziert. Sowohl Controllereinheit als auch Funkeinheit verfügen über Steckleisten, über die sie mit der Hauptplatine verbunden sind. Zwei Batteriefächer dienen zum einen der Aufnahme des 9 Volt-Blocks zur Versorgung der Belastungseinheit, zum anderen der Versorgung der Steuereinheit, deren Spannung durch die Controllereinheit und Funkeinheit vorgegeben ist. Diese wird über drei 1,2 Volt-Akkus zur Verfügung gestellt. Im Zwischenbereich befindet sich eine Steckkupplung der seriellen Schnittstelle. Das fertiggestellte Hauptplatinen-Design (Abbildung 21) misst 120 mm mal 60 mm.

3.1.2.3 Motorsteuerung

Im Folgenden soll die elektronische Schaltung zur Motorsteuerung beschrieben werden. Um einen Drehrichtungswechsel des Motors zu ermöglichen, wird dieser durch eine sogenannte H-Brückenschaltung umgepolt (MOSFET-H-Brücke, Abbildung 22, rechts). Diese kann mit Hilfe von vier Transistoren (MOSFETs) realisiert werden und besteht aus zwei mal zwei in Reihe geschalteten Transistoren mit jeweils einer Freilaufdiode in Sperrpolung. In der Mitte zwischen den beiden Hälften liegt dann der zu steuernde Gleichstrommotor (zwischen D1/2 und D3/4). Die H-Brücke kann aber auch als fertiges Bauteil erworben und in Kombination mit passiven Bauelementen eingesetzt werden.

In dieser Arbeit wurde der integrierte Schaltkreis *ZXMHC6A07T8* der Marke *Zetex* (Zetex GmbH, München, Deutschland) verwendet. Hierbei handelt es sich um eine MOSFET-H-Brücke im SM-8-Gehäuse, die das Design von Motoransteuerungen vereinfacht und gleichzeitig den Platzbedarf auf der Leiterplatte reduziert, da der IC vier diskrete MOSFETs ersetzt (Abbildung 22).

Die Kombination der integrierten n- und p-Kanal-MOSFETs bietet relativ kleine ON-Widerstände von lediglich $0,3\ \Omega$ bzw. $0,425\ \Omega$ bei einer dennoch hohen Durchbruchspannung von 60 Volt. Der IC verfügt über vier Kontrollports, welche Richtung und Zustand des Motors definieren.

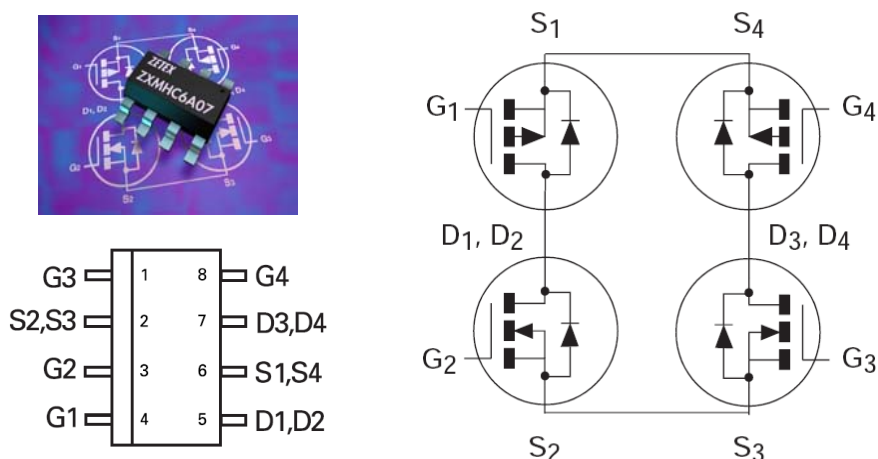


Abbildung 22: Die MOSFET-H-Brücke (rechts) im SM-8-Gehäuse (*ZXMHC6A07T8*, links).

Es ist zu beachten, dass die vier Gates G1, G2, G3 und G4 immer einen von vier definierten Zuständen haben müssen (Tabelle 1). Somit sollen an diesen vier Gates jeweils paarweise über Kreuz stets entweder der definierte Strom für logisch 1 (High) oder GND für logisch 0 (Low) nach Tabelle 1 anliegen.

Motorzustand	G ₁	G ₂	G ₃	G ₄
Vorfahren	1	0	1	0
Zurückfahren	0	1	0	1
Blockiert (Bremse)	1	1	1	1
Aus	0	0	0	0

Tabelle 1: Die vier definierten Motorzustände im Überblick.

Für die Ansteuerung des ICs benötigt man weitere passive Bauelemente, welche die schwachen Signale des μ Cs verarbeiten können. Zu diesem Zweck wurden zur Verstärkung und Konvertierung der Signale eine Kombination aus zwei n-Kanal-MOSFETs (BS170F), Widerstände und Potentiometer eingesetzt. Sie sorgen dafür, dass die Gates stets in einen sauberen logischen Zustand versetzt werden. Abbildung 23 zeigt die schematische Darstellung des Schaltkreises in der Übersicht.

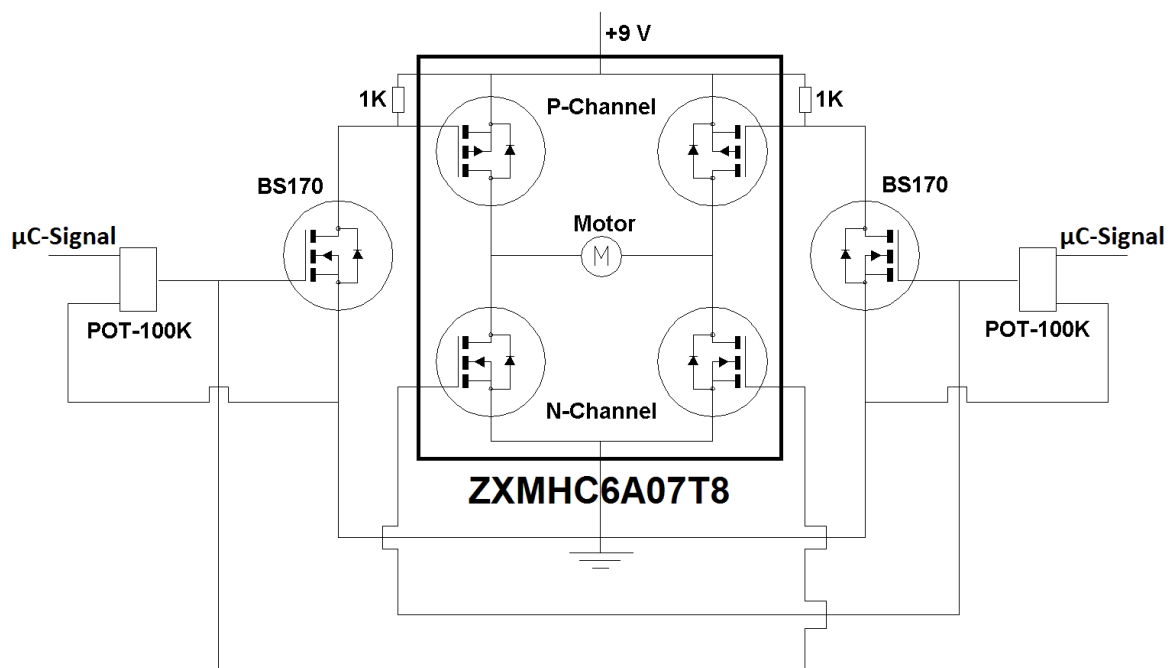


Abbildung 23: Schematische Darstellung des Schaltkreises für die Steuerung des Motors: durch die eingehenden Signale können Motorbewegungen realisiert werden.

3.1.2.4 Kommunikationsschnittstelle

Eine reibungslose Kommunikationsverbindung zwischen dem KauSi und einem PC zur Überwachung und Abfrage von Ergebnissen ist von besonderer Bedeutung. Es sollte auch ermöglicht werden, das Belastungsprotokoll je nach Bedarf zu ändern oder gar neu definieren zu können. Die Datenübertragung zwischen KauSi und PC erfolgt über eine RS-232. Hierbei können zwei verschiedene Methoden für die Datenübertragung über serielle Ports angewendet werden: zum einen eine Kabel-, zum anderen eine Wireless-Verbindung durch Funkübertragung. Beide Methoden wurden in den KauSi integriert.

Ein wesentlicher Vorteil der Kabelverbindung ist die störffreiere Datenübertragung im Vergleich zur Funkverbindung. Mit der Kabelverbindung lassen sich dicht beieinander liegende Geräte bedienen, ohne dass diese sich gegenseitig stören. Durch den Einsatz dieser Methode kann auch die Aufweckfunktion des μ Cs über die serielle Schnittstelle genutzt werden. Dies ist bei der Funkmethode so nicht möglich, weil das Funkmodul im Stromsparmmodus ausgeschaltet ist. Es sind daher Wartezeiten bis zum nächsten Aufweck-Alarm zu berücksichtigen. Folglich ist im Gegensatz zur Funkverbindung eine Kommunikation mit dem KauSi via Kabel immer möglich. Diese Methode ist dadurch vor allem auch bei der Operation, also dem Montieren des Geräts an das Geweih, sehr nützlich.

Die Unflexibilität ist ein wesentlicher Nachteil der Kabelverbindung. Durch die begrenzte Länge der Kabel ist die Bewegungsfreiheit des Bedieners stark eingeschränkt. Dazu kommt, dass bei jeder Kontrolle das Tier gefangen und das Gerät über das Kabel mit dem PC verbunden werden muss. Dies bedeutet unerwünschten Stress für das Tier und dessen Pfleger. Die Verbindung erfolgt über ein selbst gefertigtes, abgeschirmtes, vieradriges Kabel – um es so kompakt und dünn wie möglich halten zu können, wurde auf ein herkömmliches RS-232-Kabel verzichtet. Dies war für eine kompakte Dimensionierung des Simulators notwendig.

Es wurde ein dünnes Signalkabel mit einem Miniaturstecker (LEMO Elektronik GmbH, München, Deutschland) benutzt. An die Computerseite des Kabels wurde ein RS-232-Stecker angelötet.

Das Kabel wurde mit einem Abschirmschlauch und einem Strumpfschlauch isoliert. Somit kann das Kabel für störungsfreie Datenübertragung eingesetzt werden, ohne einen Einfluss auf nahestehende Funkmodule und Geräte zu haben.

Bei den vier Adern handelt es sich um RXD (Receive Data, Leitung für den Empfang von Daten), TXD (Transmit Data, Leitung für ausgehende Daten), GND (Ground, Signalmasse) und eine Aufwecksignal-Leitung. Auf dem RS-232-Stecker wurde ein Tastknopf angebracht. Durch die Betätigung dieses Knopfes wird die Aufwecksignal-Leitung direkt mit der Signalmasse verbunden, was einen Interrupt an den μC auslöst und ihn so aufweckt. Dies ermöglicht eine unmittelbare Verbindung zum KauSi, die unabhängig von geplanten Aufweckzeiten ist.

3.1.2.5 Funkeinheit

Im Gegensatz zu Kabelverbindungen ermöglichen Funkverbindungen mehr Flexibilität. Dadurch lassen sich die an das Rentiergeweih angebrachten Geräte schneller und schonender bedienen, ohne die Tiere fangen zu müssen.

Die drahtlose Verbindung wird heute vielfach in Haushalten und Büros zur Vernetzung von PCs und anderen Geräten eingesetzt. Abhängig vom Einsatzbereich dieser Methode variiert die Frequenz und Reichweite der Funkwellen. Der Frequenzbereich reicht von wenigen MHz bis hinauf zu 300 GHz. In vielen Anwendungen werden sehr schnelle Verbindungen und größere Bandbreiten benötigt. Dank Hochfrequenztechnik können solche komplexen, schnellen Funknetze realisiert werden.

Dabei spielt der Frequenzbereich eine sehr wichtige Rolle und darf nicht vernachlässigt werden. Es existieren wichtige Richtlinien und rechtliche Grundlagen, welche nicht überschritten werden dürfen. Neben dem ISM-Band (434 MHz, 70 cm), den WLAN/RLAN-Bändern (2,4 und 5 GHz, 13 und 6 cm) darf auch das SRD-Band (868 MHz, 35 cm) privat genutzt werden, welches sich wegen seiner noch eher seltenen Nutzung und der vorgegebenen geringen Reichweite als praktikabelstes erweist.

Die restlichen Frequenzen werden für besondere (militärische und öffentliche) Zwecke genutzt, sind für zukünftige Nutzung reserviert oder es bedarf besonderer Nutzungsarten, Sendeleistungen, Bewilligungen oder Lizenzen. Als problematisch erweist sich dabei vielfach, dass diese Funkverbindungen im Hochfrequenzbereich sich diesen mit in der Allgemeinheit häufig vorkommenden, freizügig nutzbaren Geräten (Notebooks, Telefone, Freisprecheinrichtungen, Babyphones, Überwachungstechnik etc.) teilen müssen. Ein parallel betriebenes drahtloses Gerät oder auch eine andere Funkanwendung im selben Frequenzbereich kann die Übertragungsrate drastisch reduzieren oder sogar zu einem Verbindungsabbruch führen. Durch den Einsatz von Filtern in Software und Hardware können diese Störungen abgefangen und so eine fehlerfreie Verbindung ermöglicht werden.

Für den Zweck der drahtlosen Verbindung wurde in dieser Arbeit ein Transceiver-Modul *DR3001* des Herstellers *RFM* (RF Monolithics Inc., Dallas, Texas, USA) eingesetzt (Abbildung 24). Der in dieser Arbeit eingesetzte μC verfügt über zwei unabhängige serielle Schnittstellen. So konnte die zweite Schnittstelle direkt für die Verbindung über Funk genutzt werden.

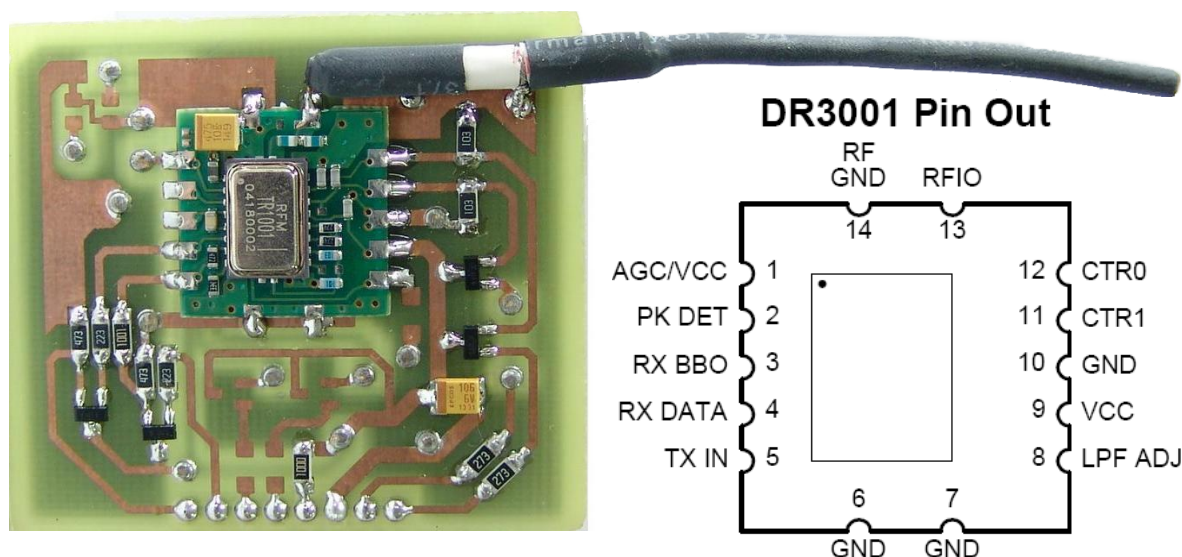


Abbildung 24: Transceiver-Modul *DR3001* des Herstellers *RFM* (links) auf Sendeplatine gelötet und dessen Pinbelegung (rechts).

Das *DR3001*-Modul zeichnet sich durch eine gute Sendeleistung bei geringem Stromverbrauch und sein kleines Format (1,778 mal 1,778 cm) aus. Das Modul arbeitet im Frequenzbereich von 868,35 MHz und ist für den Kurzstreckeneinsatz sehr gut geeignet.

Es können Datenraten von 2,4 bis 115,2 kBaud durch kleinere Anpassungen am Modul realisiert werden. Diese lassen sich mittels eines über die Internetseite des Herstellers downloadbaren Programms leicht ermitteln. Es handelt sich dabei um einige passive Bauelemente, die angepasst werden müssen. Das RF-Modul kann mit Spannungen von 2,7 bis 3,6 Volt versorgt und daher sehr gut mit dem *micro-MODUL-8051 LP* kombiniert werden. Der Stromverbrauch liegt im Empfangsmodus bei 4,5 mA und im Sendemodus bei 12 mA. Eine zusätzliche Stromsparfunktion sorgt für einen sehr kleinen Stromverbrauch im Schlafmodus von 7 μ A. Dies ermöglicht eine Reduktion des Energieverbrauchs sowie eine erhöhte Energieeffizienz.

In Kombination mit einer geeigneten zusätzlichen Schaltung lässt sich das *DR3001*-Modul sehr zuverlässig bedienen. Die maximale Übertragungsrate wird durch Frequenz und Bandbreite bestimmt. Beim Sendemodus des *DR3001*-Moduls kann zwischen zwei verschiedenen Sendemodi unterschieden werden:

Beim On-Off-Keying (OOK)-Sendemodus handelt es sich um die einfachste Form einer Amplitudentastung. Diese erfolgt durch Ein- (1) und Austasten (0) des Trägersignals. Ist eine Trägerfrequenz vorhanden, entspricht das einer digitalen 1, ist keine vorhanden, handelt es sich um eine digitale 0 (Abbildung 25, unten). Das OOK ist hinsichtlich des Frequenzspektrums nicht sehr effizient und kann nicht zwischen 0 und Unterbrechung unterscheiden.

Beim Amplitude-Shift-Keying (ASK)-Sendemodus bleibt die Trägerfrequenz konstant, die Trägeramplitude ändert sich (Abbildung 25, Mitte). Durch die Modulation des Trägersignals mit dem Digitalsignal werden sogenannte Burst-Signale im Rhythmus des digitalen Modulationssignals erzeugt.

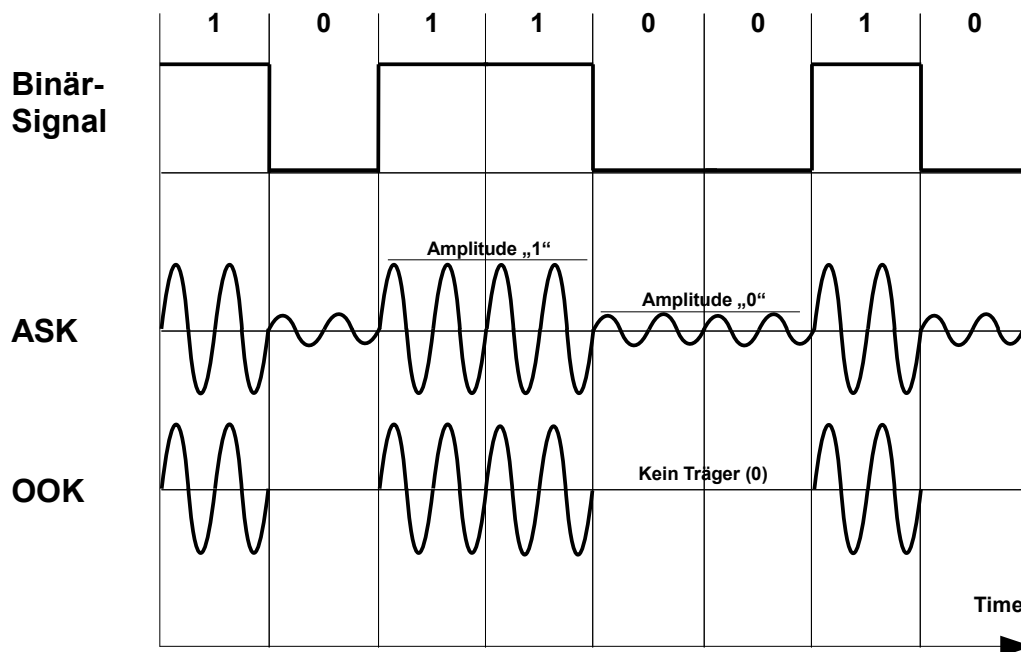


Abbildung 25: Amplitudentastung bei Amplitude-Shift-Keying (ASK) und On-Off-Keying (OOK).

Der Zustand und Sendemodus des RF-Moduls kann durch zwei Kontrolleingänge, CTR0 und CTR1, definiert werden. Tabelle 2 zeigt den Zustand des RF-Moduls bezüglich dieser beiden Kontrolleingänge. Um die logischen Zustände an diesen beiden Ports exakt definieren zu können, wurden diese über zwei separate Transistor-Schaltungen geschaltet. Dadurch können im ausgeschalteten Zustand die Kontrolleingänge über einen Widerstand direkt mit der Masse verbunden werden.

RF-Modul-Zustand	CTR0	CTR1
Empfangsmodus	1	1
Sendemodus OOK	1	0
Sendemodus ASK	0	1
Schlafmodus	0	0

Tabelle 2: Modi des DR3001-Moduls.

Die Sendeleistung kann durch den Strom, der über den Pin TXMOD des RF-Moduls fließt, eingestellt werden. Sie kann durch Wahl eines passenden Widerstands gedrosselt oder bis 1,4 mW erhöht werden. Dies entspricht dann einer maximalen Stromstärke von ca. 650 μ A am TXMOD-Pin.

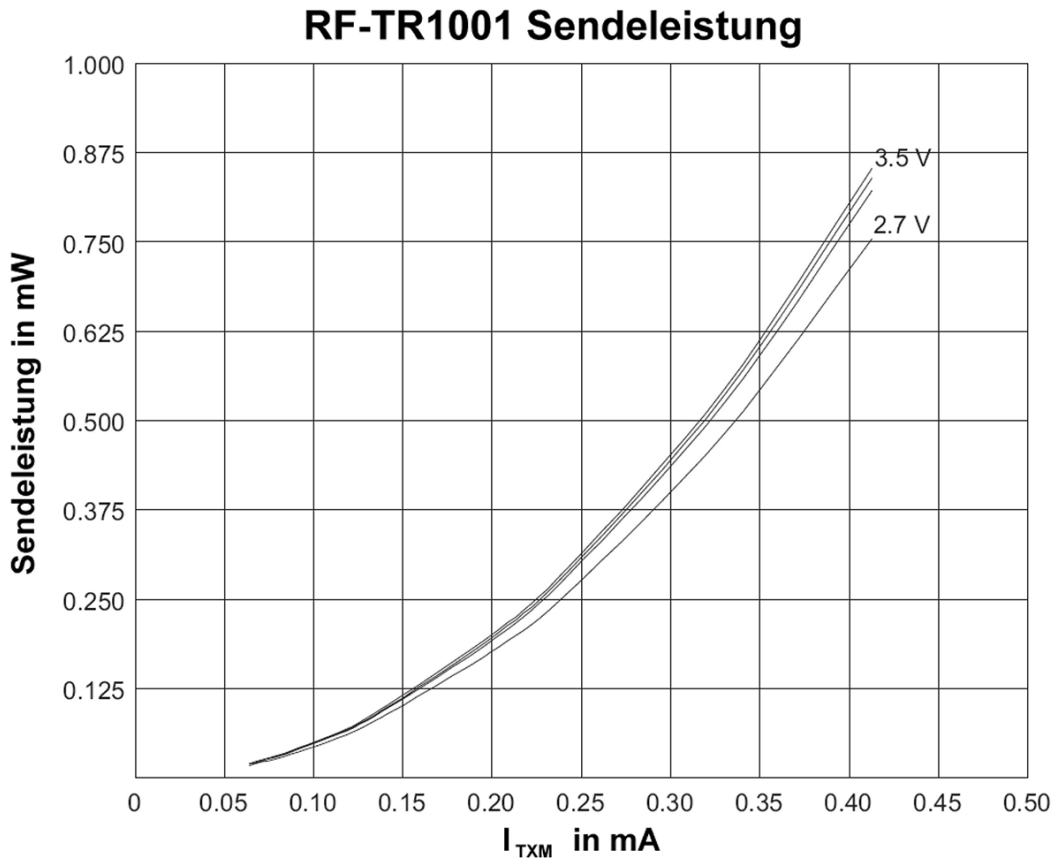


Abbildung 26: Sendeleistung des im DR3001-Modul verwendeten Chips RF-TR1001 [nach Hersteller-Datenblatt].

Somit ist die Sendeleistung leicht exponentiell zur Stromstärke (Abbildung 26).

Der Ausgang des RF-Moduls (RXDATA) kann jedoch kaum Strom treiben. Mit einem Signal-Transistor (*MMBT2222A*, Freescale Semiconductor, Inc., Austin, Texas, USA) sollten die schwachen Signale des DR3001-Moduls verstärkt und für den μ C bereitgestellt werden. Dabei darf der Widerstand am Gate nicht zu groß sein, da sonst der Strom wieder zu klein wird. Es ist hierbei zwischen zwei verschiedenen Schaltungen von RXDATA (Pin 4) zu unterscheiden. Es handelt sich dabei entweder um einen inversen oder nicht-inversen Ausgang (Abbildung 27).

Um eine absolute 0 am Port RXDATA beim Sende- und Schlafmodus zu definieren, muss man eine nicht-inverse Treiber-Schaltung nutzen. Somit können kleine Rest-Spannungen gegen den Widerstand am Drain fließen. Für die Ansteuerung des TXMOD-Pins wurde ebenfalls eine nicht-inverse Treiber-Schaltung eingesetzt.

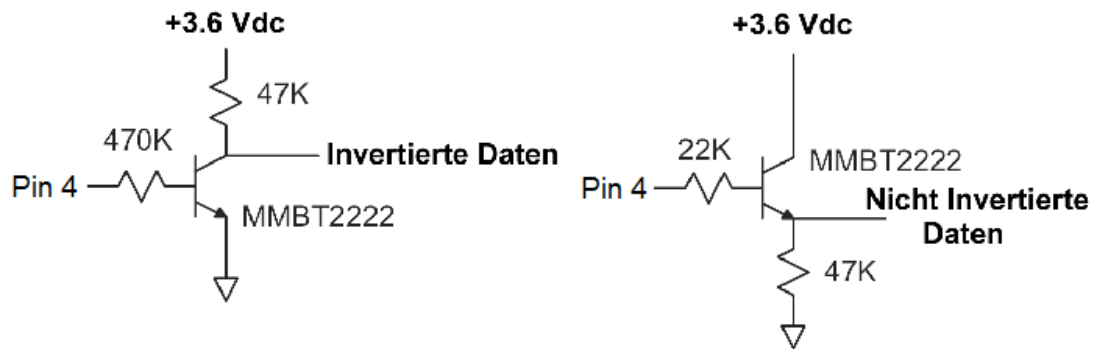


Abbildung 27: Inverses (links) und nicht-inverses (rechts) Design des Daten-Ausgangs (Pin 4).

Dadurch kann dieser bei Abschaltung und im Empfangsmodus über einen Widerstand direkt mit der Masse verbunden werden. Dies war für eine einwandfreie Funktionalität des RF-Moduls notwendig, da sonst fortwährend Störsignale empfangen und verarbeitet werden. In einem Inverter-Design hingegen fließt auch bei Abschaltung und im Empfangsmodus immer Strom über den Transistor.

3.1.2.6 Antenne

Für die optimale Ausnutzung der Sendeleistung des RF-Moduls wird eine Antenne mit einer guten Effizienz benötigt. Antennen stellen den Übergang zwischen leitungsgeführten Wellen und dem freien Raum dar. Eine Abstrahlung erfolgt bei ungeschirmten, unsymmetrischen Strömen. Dabei gibt es eine große Auswahl an Antennenformen und -größen, aus denen man – abhängig vom Einsatzbereich – ein passendes Antennendesign wählt. Hierbei sind für eine bessere Empfangs- und Sendeleistung einige Grundregeln zu beachten.

Das optimale Design ist abhängig von der Wellenlänge λ und damit von der Frequenz des Funks (Abbildung 28).

Es gilt:
$$\lambda = \frac{c}{f} . \tag{34}$$

Bei einer Frequenz von 868,35 MHz beträgt die Wellenlänge im Vakuum:

$$\lambda = \frac{299\,792\,458\,m/s}{868\,350\,000\,Hz} = 0,3452\,m . \tag{35}$$

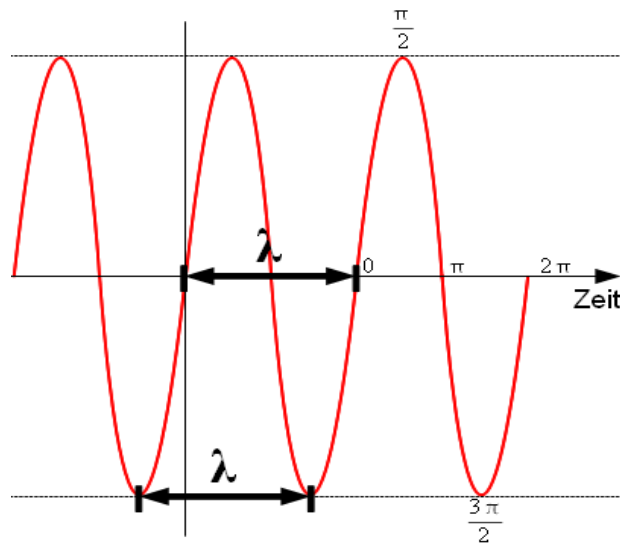


Abbildung 28: Wellenlänge λ einer sinusförmigen Transversalwelle.

Bei einer Stabantenne soll die Länge dann ein Vielfaches von $\lambda/4$ betragen. Stabantennen sind einfache und zugleich leistungsstarke Antennen. Sie bestehen, wie der Name schon sagt, aus einem Stab, dessen Länge von der Wellenlänge der Empfangsfrequenz abhängt. Der Durchmesser d einer Stabantenne muss vernachlässigbar klein gegenüber der Wellenlänge sein. Anderenfalls kann der Strom im Leiter nicht mehr als Linienstrom betrachtet werden und dadurch muss die Stromverteilung über das gesamte Leitervolumen berücksichtigt werden. Stabantennen können für verschiedenste Frequenzbereiche eingesetzt werden.

Eine $\lambda/4$ -Antenne ist genau eine viertel Wellenlänge lang:

$$\left(h = \frac{\lambda}{4} \right). \quad (36)$$

Der Stabdurchmesser d ist sehr viel kleiner als die Stabhöhe h . An ihrem oberen Ende weist die Stabantenne immer einen Stromknoten sowie einen Spannungsbauch auf. Am unteren Ende zeigt sie stets einen Strombauch und einen Spannungsknoten. Die ideal leitende Fläche liegt auf Nullpotential. Das untere Ende der Antenne dient als Speisepunkt. Hier wird ein HF-Generator angeschlossen, dessen Schwingung auf die entsprechende Wellenlänge λ eingestellt ist.

Vom Ersatzschaltbild her kann man sich Stabantennen wie einen Schwingkreis vorstellen, dessen Kondensator aufgeklappt wurde, sodass eine Kondensator-Elektrode an der Antennenspitze, die andere am Antennenfußpunkt liegt und der Stab die Induktivität bildet.

Die $\lambda/4$ -Antenne (Abbildung 29) ist wegen ihrer geringen Größe und Einfachheit in der Entwicklung und Montage sehr weit verbreitet und infolgedessen wurden im Rahmen dieses Projektes die Vorteile der $\lambda/4$ -Antenne für den *RF-DR3001*-Transceiver genutzt. Dadurch können drahtlose Verbindungen

bis zu 400 m und mehr realisiert werden. Um die Leistung der Antenne effizient nutzen zu können, wird die Antenne bis zur Gehäusekappe abgeschirmt. Dies verhindert eine Störung durch die Elektronik und die Batteriefächer, welche sich sehr dicht am Speisepunkt befinden. Obwohl im Inneren der Leitung bzw. in unmittelbarer Nähe der Leitung ein elektromagnetisches Feld existiert, dringt praktisch nichts durch die Abschirmung (Abbildung 29). Da die ideale Antenne verlustfrei ist, ist als Eingangswiderstand nur der Strahlungswiderstand R_s der $\lambda/4$ -Stabantenne wirksam. Dieser beträgt rein rechnerisch $36,6 \Omega$ und ist gerade so groß, dass in ihm die gesamte abgestrahlte Leistung P_s verbraucht wird. Mit diesem Widerstandswert beträgt das Stehwellenverhältnis SWR an 50Ω $1,36$.

Um die störenden hohen Frequenzen (Rauschen) zu unterbinden, dürfen die Spannungsschwankungen die vorgegebene Toleranzgrenze von $\pm 10 \text{ mV}$ nicht überschreiten; deshalb wurde an dieser Stelle ein *RC*-Tiefpassfilter eingesetzt, um solche Störungen zu vermeiden.

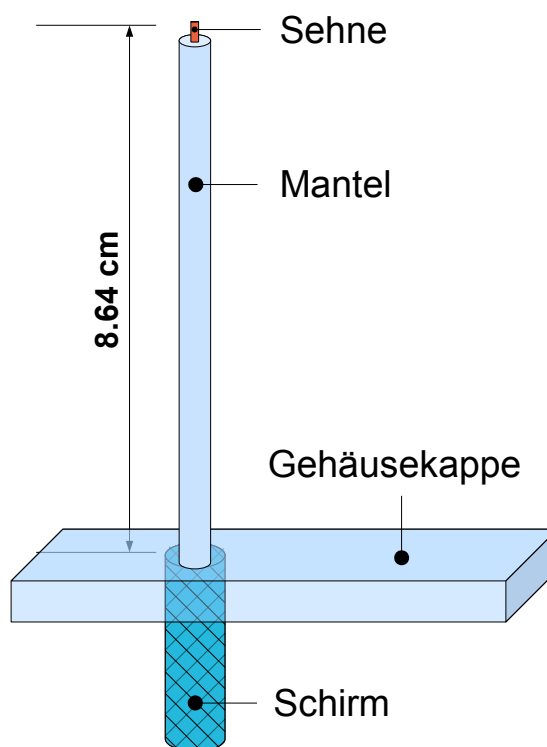


Abbildung 29: $\lambda/4$ -Antenne.

3.1.2.7 Leiterplattenfertigung

Bei den Platinen (Hauptplatine, Funkeinheit) handelt es sich um zweiseitig geätzte Leiterplatten, die aus einer dünnen Schicht leitfähigen Materials auf einem isolierenden Basismaterial (dem sogenannten Substrat) hergestellt wurden. Die Leiterplatten wurden aus kommerziell erhältlichen Materialien (Bungard Elektronik GmbH & Co. KG, Windeck, Deutschland) selbst designt und hergestellt. Dabei handelt es sich um eine Epoxyd-Platine (Substrat) in einer Tafelstärke von 1,5 mm mit zweiseitiger Kupferauflage von 35 μm . Die Kupferauflage wurde mit einem besonders hochwertigen Positiv-Flüssigresist Fotoschichtlack überzogen. Die Schichtdicke beträgt 5 μm und ist mit einer Schutzfolie aus einem blau eingefärbten selbstklebenden Spezialpapier gegen ungewollte Belichtung und mechanische Beschädigung geschützt.

Für die Entwicklung der Hauptplatine wurde zunächst das Layout des Schaltkreises mit der Software AutoCAD R14 (Autodesk, Inc., San Rafael, California, USA) entworfen (Anhang 1 und 2). Beide Seiten des Layouts wurden mit Hilfe eines Tintenstrahldruckers auf jeweils eine separate transparente Spezialfolie ausgedruckt. Im Anschluss sollte der Ausdruck durch Klarlack (Schutzlack Plastik 70, Kontakt Chemie, CRC Industries Europe bvba, Zelle, Belgien) fixiert werden, um einen mehrmaligen Gebrauch zu ermöglichen.

Die ausgedruckten Folien (Vorder- und Rückseite) wurden dann exakt aufeinandergelegt, folglich lagen auch die Verbindungen und Löcher genau aufeinander. Um das Layout auf die Platine zu übertragen, wurden die Fotoschicht-Schutzfolien auf beiden Seiten der Platine entfernt. Danach wurde die Platine zwischen den beiden bedruckten Folienseiten positioniert. Dabei ist es sehr wichtig, dass die Folie mit der bedruckten Seite auf die Platine gelegt wird, weshalb das Layout jeweils spiegelverkehrt ausgedruckt wurde. Der durch die Dicke der Folie entstehende Abstand zwischen Layout und Platine wäre sonst so groß, dass unerwünschte Belichtungsstrahlen von der Seite auf die Platine gelangen. Im Anschluss wurde die Platine durch UV-Licht mit einer Wellenlänge von 365 nm belichtet.

Nach der Belichtung der Platine wurden die Layouts vorsichtig entfernt und die Platine in Entwicklerlösung eingetaucht. Der Ätzprozess wurde mit einer Ätzanlage (isel Germany AG, Eichenzell, Deutschland) durchgeführt. Es folgten die Bohrungen für Niete und Anschlüsse auf der Platine. Nach der Fertigung der Platinen konnten diese mit passiven und aktiven Bauelementen bestückt werden.

3.1.3 Gehäuse

Da sich die Tiere im Gehege frei bewegen können, ist die Belastungs- und Steuereinheit der Witterung und Erschütterungen ausgesetzt. Insofern war eine wasserdichte, stoßfeste Konstruktion bei der Entwicklung zu berücksichtigen und das System sollte durch ein geeignetes Gehäuse geschützt werden. Es war Ziel dieses Teils der Arbeit, ein spezielles Gehäuse für das System zu entwickeln, welches optimalen Schutz bei minimalem Gewicht gewährleisten kann. Dabei sollte das Gehäuse an die Form der Belastungs- und Steuereinheit angepasst werden.

Der Einsatz von Kohlenstofffaser (Carbonfaser)-Technik hat in den letzten Jahren in verschiedenen Bereichen stark zugenommen. Um die hervorragenden Eigenschaften der hochfesten und hochflexiblen Kohlenstofffasern nutzen zu können, müssen diese in eine Matrix eingebettet werden. Der Matrixwerkstoff dient zur Übertragung und Verteilung der auftretenden Kräfte und zur Fixierung der Fasern. Dieser Faserverbundwerkstoff, der aus einem Matrixwerkstoff, wie bspw. Kunststoff oder Epoxydharz, und den darin eingebetteten Fasern besteht, bietet im Ergebnis eine exzellente Zugfestigkeit, die immer noch ca. viermal höher als die der besten Stahllegierungen ist. Zudem ermöglicht ihr geringes Gewicht und ihre flexible Form bei der Fertigung nahezu jede Form daraus herzustellen.

Für die Herstellung von Schutzkappe und Gehäuse aus Kohlenstofffaser benötigt man zunächst eine Grundform als Basis. Es wurden insgesamt drei verschiedene Basisformen aus Holz gefertigt. Hierbei handelt es sich um eine Schutzkappe für den Motor, ein Steuereinheitsgehäuse und einen dazu passenden Deckel. Anschließend wurden die Holzformen mit einer Isolierfolie als Trennmittel bedeckt. Dies ist notwendig, um nach der Verarbeitung der Kohlenstofffasern das gehärtete Epoxydharz von der Grundform abtrennen zu können.

In einem nächsten Schritt wurden mehrere Schichten Kohlenstofffasern geschnitten, um die Gießform gewickelt und vorübergehend fixiert, indem ein spezielles Epoxydharz-Sprühspray eingesetzt wurde. Auf diese Weise lässt sich die Kohlenstoffmatte gut auf der Oberfläche in Form bringen. Für die Herstellung der Schutzkappe wurde eine Kombination aus Kohlenstoffmatte und -schlauch benutzt. Es wurde zunächst eine Schicht Kohlenstoffmatte um einen präparierten Holzstab gewickelt und anschließend ein Schlauch aus Karbon darüber gezogen. Der Werkstoff und damit die Schutzkappe werden so noch einmal in alle Richtungen besonders verstärkt. Für das Steuereinheitsgehäuse mit seiner quadratischen Form wurden mehrere Schichten Kohlenstofffasergewebe in verschiedenen Richtungen aufeinandergelegt.

Anschließend kam dann das Vakuum-Infusions-Verfahren zum Einsatz. Bei diesem Verfahren wird mittels Vakuum-Abdichtband eine Isolierfolie gegen die Form abgedichtet und das Bauteil anschließend mit Hilfe einer Vakuumpumpe evakuiert. Durch das Vakuum wird die beschichtete Gießform gepresst und die eingelegten Teile werden somit fixiert. Dank des atmosphärischen Drucks wird das temperierte flüssige Epoxydharz in das Fasermaterial gedrückt und das Kohlenstoffgewebe mit Harz getränkt. Um zu verhindern, dass überschüssiges Harz nach dem Passieren der Fasern in die Vakuumpumpe gerät, wurde vor der Pumpe eine Harzfalle montiert.

Die Harzzufuhr wurde unterbunden, sobald die Fasern vollständig getränkt waren. Der Aushärteprozess dauerte dabei – abhängig von der Temperatur – ca. 20 Minuten. Durch eine gleichmäßige und blasenfreie Tränkung erhält man nach dem Aushärten des Harzes wasserdichte stoßfeste Bauteile, welche nur noch von der Isolierfolie getrennt und in Form geschliffen werden müssen. Im Anschluss wurden die Teile poliert, um dadurch eine glänzende, glatte Oberfläche zu erzielen.

3.2 Netzarchitektur der Funkmodule

Eine drahtlose Kommunikation zwischen zwei oder mehreren Geräten braucht eine besondere Netzarchitektur. Die Master-Slave-Architektur bietet dafür eine gute Lösung. Bei dieser Methode wird jedes einzelne Gerät als Knoten in einem Netzwerk dargestellt. Demnach ist es möglich, mit Hilfe von einem Hauptknoten (Master) alle anderen Subknoten (Slaves) anzusprechen bzw. diese zu verwalten. Der Master spielt eine zentrale Rolle bei der Kommunikation, von der aus die einzelnen Slaves abgefragt und konfiguriert werden können. Dabei dient der Master als Brücke zwischen dem Benutzer und den einzelnen Slaves. Dadurch wird dem Benutzer über die Kommunikationssoftware ermöglicht, die einzelnen Slaves anzusprechen und zu konfigurieren. Die Slaves sind dagegen nur für die Datensammlung und deren Aufarbeitung zuständig. Um eine gegenseitige Störung zwischen den Slaves zu vermeiden, sollen diese gegenseitig unsichtbar bleiben.

Abbildung 30 zeigt die schematische Darstellung der Master-Slave-Architektur als Übersicht. Master und Slave sind Hardware-bautechnisch identisch und unterscheiden sich nur in ihrer Software. Damit lässt sich jeder Knoten durch kleine Veränderungen sowohl als Master als auch als Slave einsetzen.

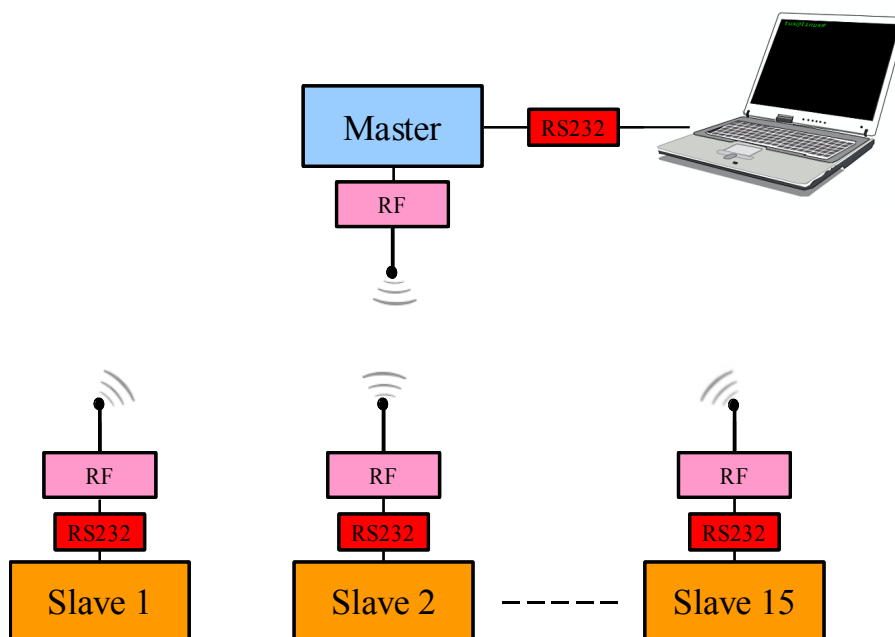


Abbildung 30: Schematische Darstellung der Master-Slave-Architektur.

3.3 Software des KauSi

Ein wichtiger Bestandteil bei der Entwicklung von intelligenten Geräten und Robotern sind innovative Algorithmen und Software. Software kann nach Funktionalität in zwei Gruppen unterschieden werden: System- oder Anwendungssoftware.

Die Systemsoftware ist für grundlegende Funktionen des Gerätes verantwortlich. Sie ermöglicht damit die grundsätzliche Nutzung eines Gerätes (z. B. Betriebssystem und Gerätetreiber). Im Gegensatz zur Systemsoftware, die nur den Betrieb unterstützt, steht die Anwendungssoftware. Sie ist ein Computerprogramm, das eine für den Anwender nützliche Funktion ausführen kann.

Allgemein bietet eine Systemsoftware den Hardware-Komponenten die Voraussetzung, um den Gebrauch einer Anwendungssoftware zu ermöglichen. In den folgenden Abschnitten dieser Arbeit wird die entwickelte System- und Anwendungssoftware in einer Übersicht vorgestellt.

3.3.1 Motortreiber

Der Motortreiber ist eine Systemsoftware, die als Gerätetreiber für den Linearmotor (Kapitel 3.1.1.1) entwickelt wurde. Dabei sollte der Motorstempel in der Lage sein, die Position des im Rentiergeweih inserierten Implantats zu ermitteln und dieses mit einer definierten Kraft zu belasten. Dies bedeutet eine ständige Überwachung des Motors durch die Software.

Die Hardware kann mit Hilfe von zwei Kontrolleingängen durch gepulste Signale gesteuert werden. Die Aufgabe des Treibers besteht darin, die Signale so zu erzeugen, dass die gewünschten Operationen erzielt werden können. Hierbei kann die Software den Motor durch Signale vor- oder zurückfahren oder auch stoppen. Sie benötigt digitale Informationen über den Stromverbrauch des Motors, um dessen aktuelle Belastung zu ermitteln. Zur Digitalisierung des analogen Motorstroms kommt der auf der Controllereinheit integrierte A/D-Wandler zum Einsatz (Kapitel 3.1.2.1).

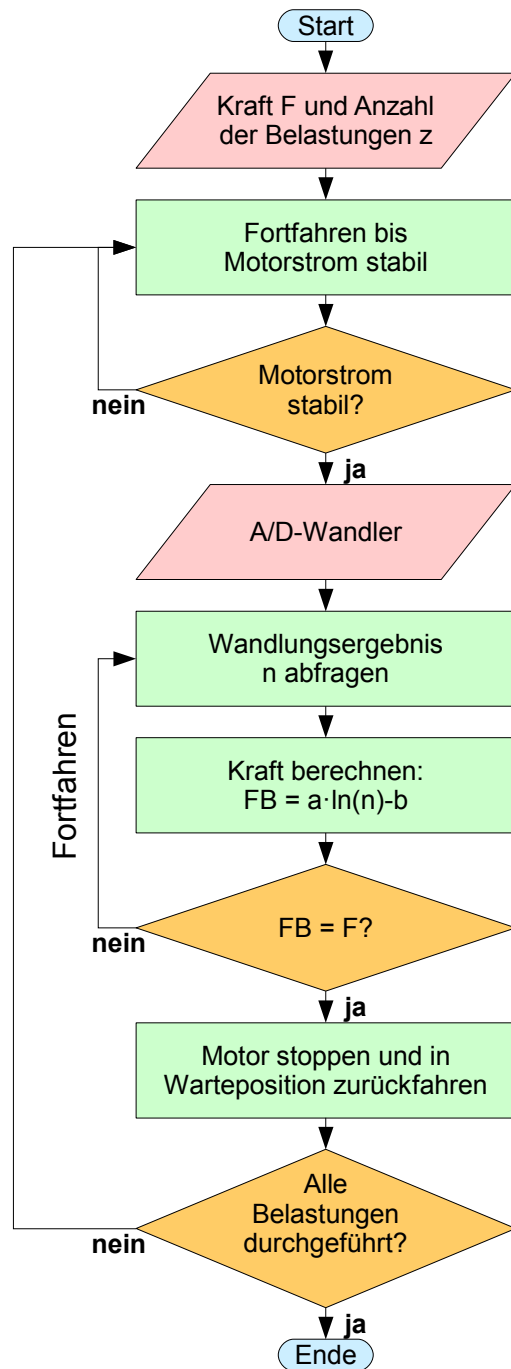


Abbildung 31: Algorithmus für den Motortreiber (Schema).

Abbildung 31 zeigt die schematische Darstellung des Algorithmus für den Motortreiber. Bevor der Motor vorgefahren wird, werden dem Algorithmus noch die Werte für die Kraftgröße F und die Anzahl der Belastungen z übergeben.

Nach einigen Mikrosekunden hat sich der Anlaufstrom stabilisiert und kann nun ausgewertet werden. Dies geschieht durch permanentes Abfragen der Wandlungsergebnisse und Berechnen der applizierten Kraft. Der Motor erhält ein Stoppsignal, wenn die erwünschte Kraft erreicht ist und wird dann in die Warteposition zurückgefahren. Der Algorithmus wird beendet, sobald alle Belastungen durchgeführt wurden.

3.3.2 Kommunikationsprotokoll

Um eine fehlerfreie Kommunikation zwischen Master- und Slave-Knoten zu gewährleisten, werden Methoden und Algorithmen benötigt, die Bestandteil eines Kommunikationsprotokolls sind. Hierbei übernimmt der Master die Kontrolle über den Kommunikationsprozess und bestimmt, welcher Knoten wann und wie lange Datenpakete senden und empfangen darf. Die Aufgabe des Protokolls besteht darin, den Ablauf genau zu überwachen und die richtigen Entscheidungen zu treffen. Um eine Überschneidung der Kommunikationen zu vermeiden, soll der Datentransfer zu jeder beliebigen Zeit nur einem Knoten erlaubt sein.

3.3.2.1 Paketformat

Der Datentransfer zwischen Master und Slaves erfolgt über das Kommunikationsprotokoll, in dem zwischen verschiedenen Befehlen und Datentypen unterschieden wird. Die Daten und Befehle werden als Paket gesendet, das sämtliche Informationen über Zielknoten, Art der Daten und Zeichenanzahl beinhaltet. Abbildung 32 zeigt die schematische Struktur und Gestaltung eines Pakets.

Ein Paket besteht aus sechs aufeinanderfolgenden Datenblöcken. Der erste Datenblock ist die Präambel. Diese dient zum Trainieren des RF-Moduls und beinhaltet über drei Bytes eine alternierende Folge von logisch 1 und logisch 0.

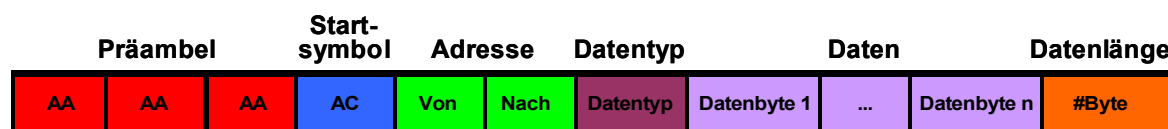


Abbildung 32: Schematische Darstellung eines verwendeten Pakets.

Die Präambel bereitet das Funkmodul auf Datenempfang vor und ermöglicht den optimalen Einschwingvorgang. Der nachfolgende Datenblock dient der Software als Startsymbol und signalisiert einen für dieses Netz definierten Datensatz. So können einige unerwünschte Störsignale gefiltert werden. Das Startsymbol besteht aus einem Byte mit der binären Bitfolge 10101100 (Hexadezimal AC, geschrieben 0xAC). Das darauffolgende Byte ist als Adressbyte implementiert, um das Paket einem bestimmten Knoten zuzuweisen. Dieses beinhaltet Informationen über die Sender- und Empfänger-ID. Hierbei kennzeichnen die ersten vier Bits die Adresse des Absenders und die letzten vier stehen für den Empfänger, sodass mit den jeweils zur Verfügung stehenden vier Bits insgesamt $2^4 = 16$ Geräte vernetzt werden können.

Um zwischen verschiedenen Daten und Befehlen zu unterscheiden, wird ein Datentyp-Byte verwendet, in dem die Art der zu übertragenden Daten festgelegt wird. Dabei handelt es sich um Informationen, die zwischen Master- und Slave-Knoten ausgetauscht werden. Das Datentyp-Byte enthält die für jeden Datentyp definierte Identifikationsnummer (ID). Dadurch kann die Software alle Daten und Befehle unterscheiden, erkennen und entsprechend darauf reagieren. Anschließend können die Daten, die sich in verschiedene Bitlängen und Werte unterteilen lassen, transferiert werden. Alle Daten werden unabhängig voneinander gesendet und von dem Empfänger wieder zu einer Zeichenfolge zusammengesetzt.

Tabelle 3 zeigt mögliche Einstellungen bezüglich der definierten Datentypen.

Datentyp	Funktionsname	Beschreibung
01	setTime()	Datum und Uhrzeit einstellen
02	getProtocol()	Aktuelles Protokoll aufrufen
03	setProtocol()	Neues Protokoll definieren
04	moveMotor()	Motor vor- oder zurückfahren
05	resetProtocol()	Protokoll zurücksetzen
06	getResult()	Ergebnisse aufrufen
07	standby()	Bereitschaftsmodus
08	alarmManager()	Alarm für nächste Aufgabe einstellen und das Gerät in Schlafmodus versetzen

Tabelle 3: Datentypenbezeichnung und Beschreibung.

3.3.2.2 Leitungscode

Bei der digitalen Telekommunikation ist der Leitungscode für die Art der Signalübertragung auf der physikalischen Ebene verantwortlich. Dabei werden bestimmte Pegelfolgen binären bit-Sequenzen im Datenstrom zugeordnet.

Über eine Funkstrecke können Signale nur gesendet werden, wenn sie eine bestimmte Frequenz nicht unter- bzw. überschreiten. Das heißt aber auch, dass ein länger anhaltender Low- bzw. High-Pegel nicht direkt per Funk übertragen werden kann. Somit soll ein passender Leitungscode für einen Gleichspannungsanteil (DC-Abgleich oder DC-Balance) über alle gesendeten Signale definiert werden. Das Ziel ist es, die zu übertragenden Signale so zu gestalten, dass diese je zur Hälfte aus 1 und 0 bestehen.

Für diese Anwendungen stehen verschiedene Arten von Leitungscodes zur Verfügung, die sich in der Implementation und resultierenden Datenlänge unterscheiden. Eine effiziente Methode liefert der sogenannte Manchester-Code (Abbildung 33). Sein Vorteil besteht in der Einfachheit der Kodierung und Dekodierung der Signale sowie der Implementierung – dies wiegt den Nachteil auf, dass sich bei dieser Methode die Datenlänge verdoppelt und somit die Datenrate halbiert. Eine wesentliche Eigenschaft dieses Leitungscodes besteht darin, dass der Gleichspannungsanteil (DC-Balance) des resultierenden Signals gleich Null ist.

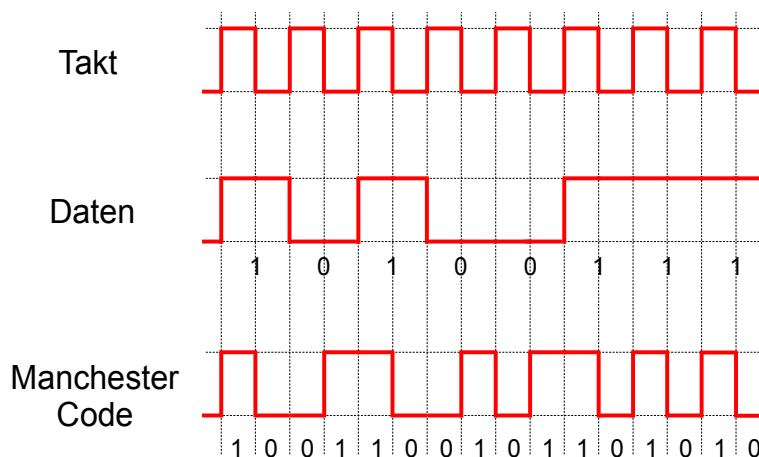


Abbildung 33: Manchester-Code zur Reduktion des Gleichspannungsanteils.

Folglich werden für die Codierung eines Bits zwei Signale benötigt. So wird an jedes Bit einfach das invertierte Bit angehängt. Somit entspricht eine 01-Folge einer logischen 0 und eine 10-Folge einer logischen 1 (Abbildung 33). Dank dieser Methode wird eine sinnvolle Synchronisation zwischen Sender und Empfänger gewährleistet.

3.3.3 Systemverwaltung

Die Systemverwaltung übernimmt alle vorgegebenen Aufgaben in einer bestimmten zeitlichen Abfolge. Sie sorgt für einen reibungslosen sequentiellen Ablauf aller auszuführenden Algorithmen und Hardwaretreiber. Zwischen den verschiedenen Belastungsphasen wird das System nach Abschluss seiner Operationen angehalten und in einen Bereitschaftsmodus (Stand-by) versetzt. In diesem Zustand ist das Belastungssystem stromlos, um Strom zu sparen und somit die Betriebsdauer zu verlängern, indem nur noch die wichtigsten Elemente, die für den Aufweckprozess und die Datensicherung verantwortlich sind, mit Strom versorgt werden. In diesem Zustand werden alle Einstellungen und zuvor aufgenommenen Daten gespeichert. Diese werden nach der Aktivierung einer Aufweckfunktion für das System wieder bereitgestellt. Dank dieses intelligenten Managements zur Energieeinsparung erlaubt die Systemverwaltung einen langfristigen Einsatz des Systems über mehrere Monate hinweg.

3.3.4 Benutzeroberfläche

Die Benutzeroberfläche als Anwendungssoftware dient zur Kommunikation und als Schnittstelle zwischen dem Benutzer und dem Belastungssystem. Sie verschafft dem Anwender einen Überblick über alle möglichen Einstellungen der ausführbaren Funktionen. Dabei handelt es sich um die Umstellungen für Datum und Uhrzeit, die Definition von Protokolldaten und das Aufrufen von Ergebnissen. Weiterhin können Befehle, wie Vor- oder Zurückfahren des Motors sowie die Ausführung von Ereignissen, über die Benutzeroberfläche erteilt werden. Die Realisierung erfolgt durch die speziell entwickelte graphische Benutzeroberfläche (*Funkj*, Eigenentwicklung).

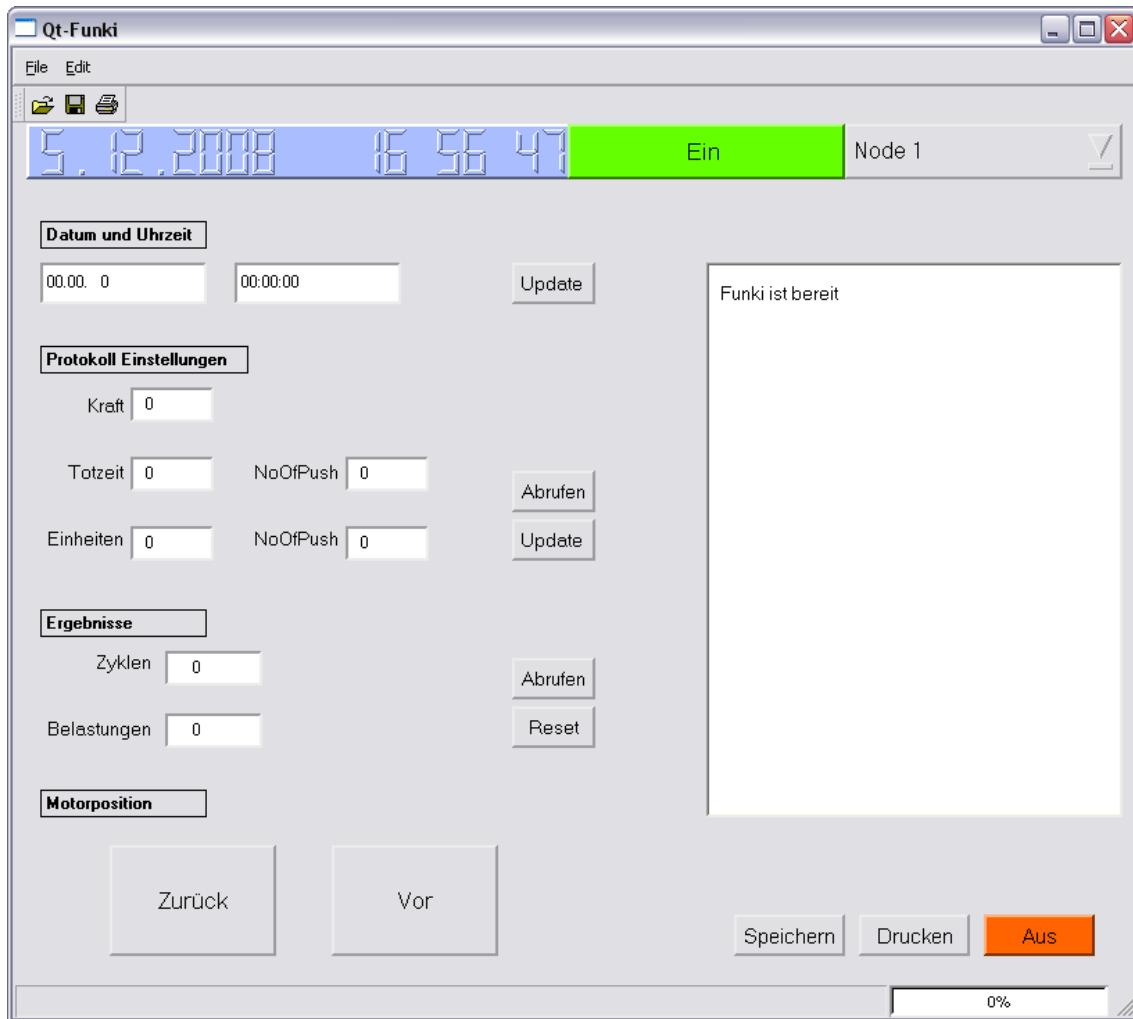


Abbildung 34: Zur Steuerung des KauSi verwendete Benutzeroberfläche Funki.

Diese GUI ermöglicht eine indirekte Verbindung zu einem bestimmten Knoten zu jedem beliebigen Zeitpunkt (Abbildung 34). Die Verbindung kann manuell oder automatisch erfolgen. Bei beiden Methoden befinden sich alle Slave-Knoten zeitweise in einem Schlafmodus. Somit sind die Geräte während dieser Zeit nicht über Funk ansprechbar.

Das Aufwachen der Slave-Module erfolgt durch ein selbstständiges, zeitgesteuertes Verfahren. Nach dem jeweiligen Aufwachen meldet sich jedes einzelne Slave-Modul durch ein Erkennungssignal beim Master-Modul. Falls dieses innerhalb eines definierten Zeitfensters eine Antwort zurücksendet, bleibt das Slave-Modul im Bereitschaftsmodus, ansonsten wird es wieder in den Standby-Modus versetzt.

Der Bereitschaftsmodus ermöglicht einen Datenaustausch zwischen Slave- und Master-Modul. An dieser Stelle kommt entweder das manuelle oder das automatische Verbindungsverfahren zum Einsatz. Beide Methoden unterscheiden sich in der Reihenfolge der Aktivierung der einzelnen Slaves.

Bei der manuellen Methode wartet das Master-Modul solange, bis sich der gewünschte Knoten meldet, um anschließend eine direkte Verbindung aufzubauen. Im Gegensatz dazu erfolgt bei der automatischen Methode ein Verbindungsaufbau mit dem sich als nächstes meldenden Modul.

3.4 Kalibrierung und Tests

Das Belastungssystem wurde in einem biomechanischen Messaufbau (Hexapod-Mess-System *HexMeS* [Keilig et al. 2004]) mit einem 6-Komponenten Drehmoment-Kraft-Sensor (*ATI F/T-Sensor Gamma SI-130-10*, Schunk GmbH & Co. KG, Spann- und Greiftechnik, Lauffen am Neckar, Deutschland) kalibriert. Eine Schemazeichnung des Messaufbaus ist in Abbildung 35 zu sehen. Die Umsetzung der Kalibrierung erfolgte, indem der Laststempel der Belastungseinheit auf den Kraftsensor des Hexapoden kontrollierte Kräfte ausübte. Die Einstellung der Kräfte erfolgte durch den Benutzer über die Benutzeroberfläche.

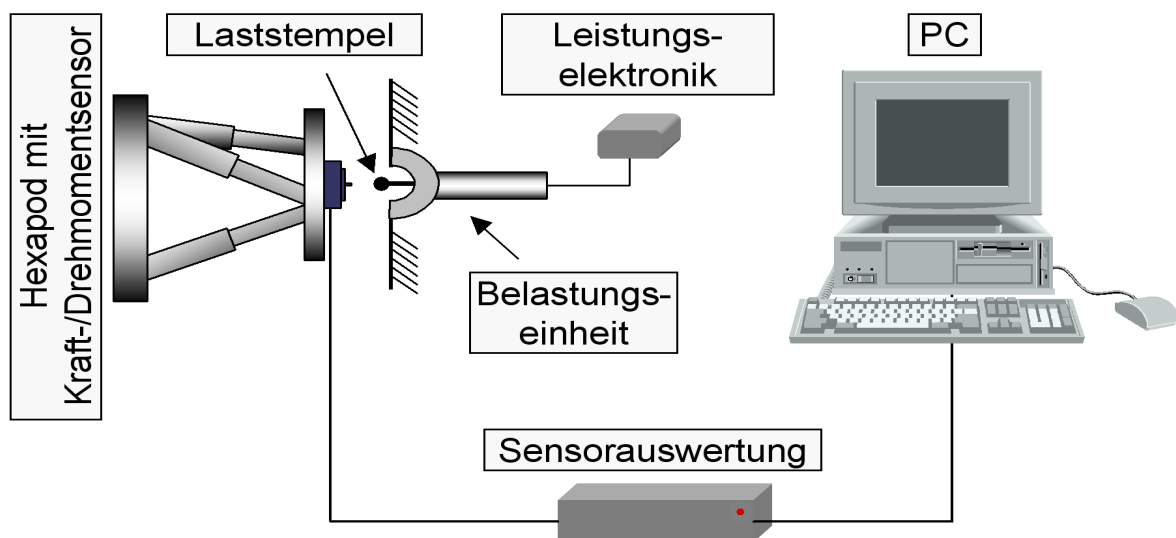


Abbildung 35: Schematische Darstellung der verschiedenen Komponenten des Hexapod-Mess-Systems (*HexMeS*) zur Kalibrierung der Belastungseinheit.

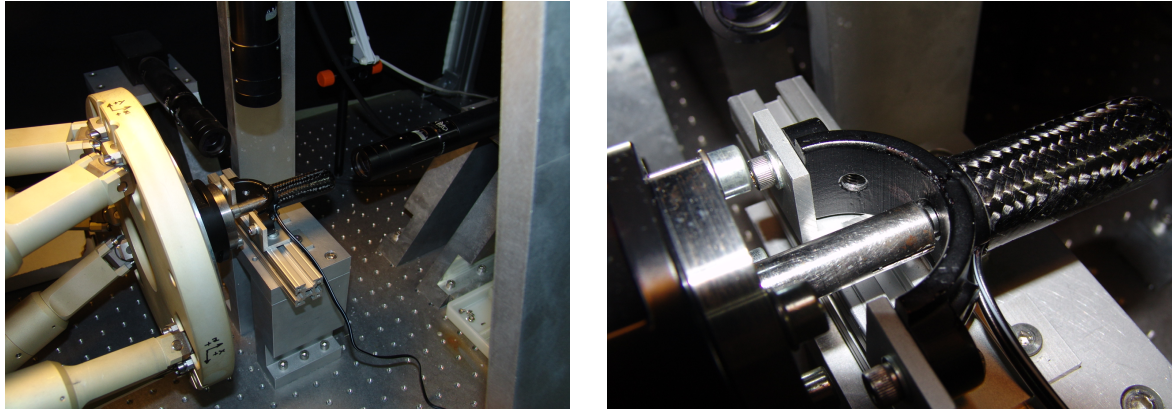


Abbildung 36: Kalibrierung in einem biomechanischen Messaufbau mit einem 6-Komponenten Drehmoment-Kraft-Sensor.

Der Nachweis der auftretenden Kräfte und Drehmomente erfolgte durch den am Hexapoden angebrachten Kraftsensor. Anschließend wurden alle Messdaten ausgewertet und über die serielle Schnittstelle an einen Computer übergeben. Abbildung 36 zeigt den gesamten biomechanischen Messaufbau und die Ausrichtung des Laststempels zum Kraftsensor des Hexapoden sowie eine vergrößerte Darstellung (rechts). Weitere Details zum HexMeS werden in Kapitel 4.2.1 dargestellt.

Bei der Belastungseinheit erfolgte die Energieversorgung des Motors durch die auf der Hauptplatine untergebrachte 9 Volt-Blockbatterie (6LR61, Kapitel 3.1.1.1). Mit dieser Stromversorgung konnten noch Kräfte bis maximal 70 N bei einer maximalen Stromaufnahme von 80 mA erreicht werden. Die Kalibrierung der Belastungseinheit zeigte dabei eine logarithmische Abhängigkeit zwischen auftretender Kraft und Stromstärke (Abbildung 37). Mit der aus den Messwerten resultierenden Näherungsfunktion lässt sich die Herleitung der Kraft F zu jeder beliebigen Stromstärke I wie folgt abschätzen:

$$F = 28,2 \cdot \ln(I) - 54,0 . \quad (37)$$

Um die auftretenden Kräfte an den Implantaten unter physiologischen Belastungen (Kauen, Schlucken und Pressen) zu simulieren, wurde ein daran angenähertes Belastungsprotokoll mit einer vordefinierten Kraft von 60 N erstellt und an den KauSi zur Ausführung weitergeleitet.

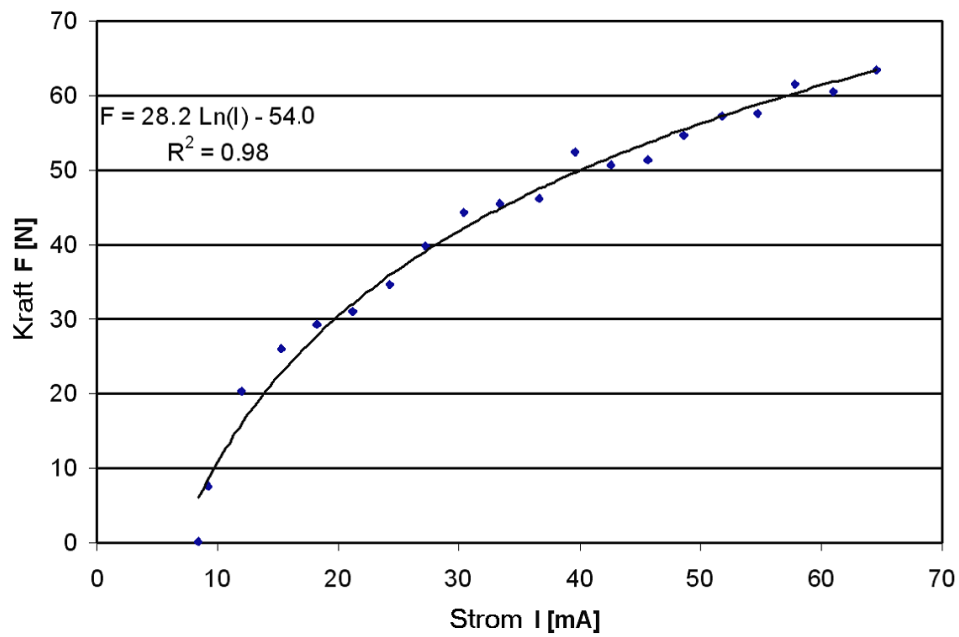


Abbildung 37: Logarithmischer Zusammenhang zwischen Stromstärke und Kraft.

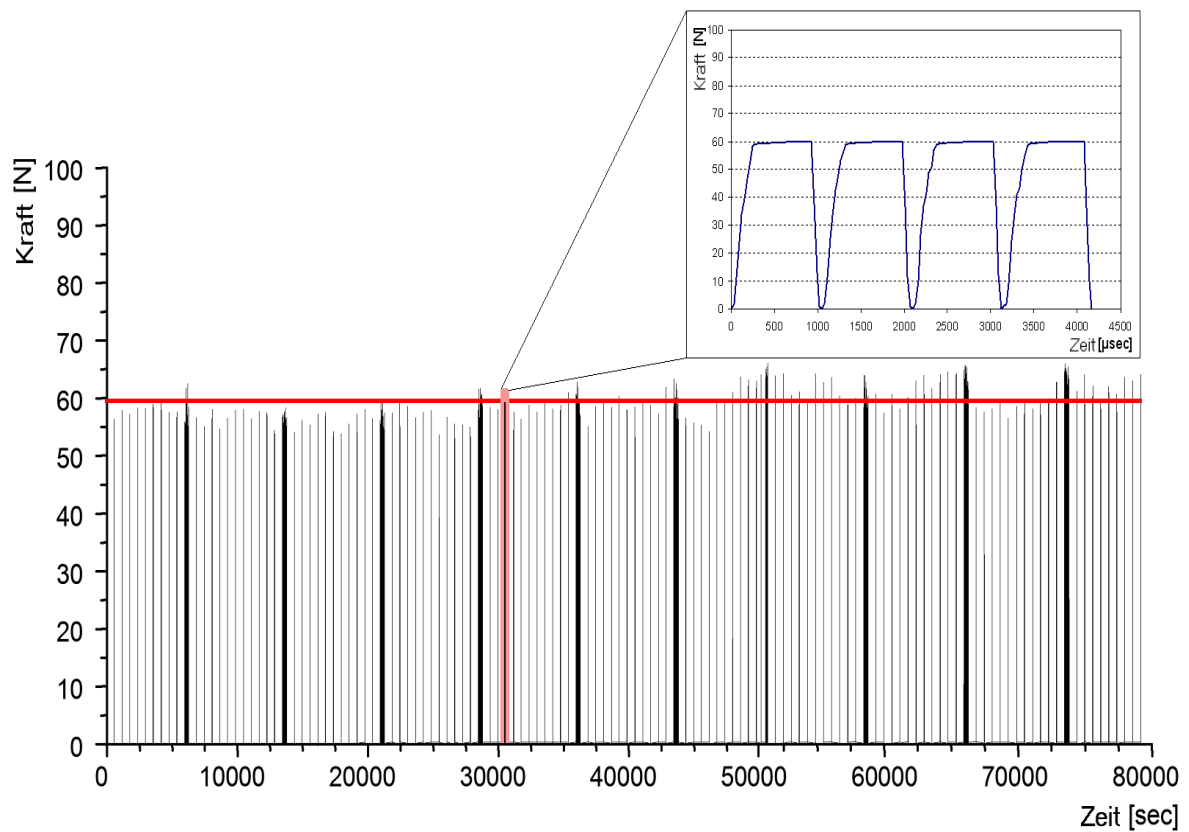


Abbildung 38: Simuliertes Belastungsprotokoll über einen Tag mit Detail-Ansicht für vier Belastungen (oben rechts).

Abbildung 38 zeigt ein Langzeit-Belastungsprotokoll des KauSi über 24 Stunden. Die horizontal verlaufende rote Linie kennzeichnet die definierte Kraft von 60 N. Darunter fallen viermalige Belastungen alle 10 Minuten (dünne vertikale Linien) und 100-malige Belastungen alle zwei Stunden (dicke vertikale Linien). Das vergrößerte Diagramm rechts oben veranschaulicht eine Periode von vier Belastungen zum Zeitpunkt der rot markierten vertikalen Linie. Im gesamten simulierten Langzeit-Belastungsprotokoll schwankte die gemessene Kraft (vermutlich temperaturbedingt) um etwa 8 Prozent um die vordefinierte Kraft.

Nach einer erfolgreichen Kalibrierung und einem Dauertest über mehrere Wochen können nunmehr zeitgleich bis zu zehn gefertigte Geräte an Geweihen mehrerer Tiere angebracht werden.

4 Biomechanische Untersuchungen

Die Auslenkung von Implantaten unter Belastung ist ein wesentliches Kriterium für den Implantaterhalt. Um diese zu untersuchen, wurden verschiedene biomechanische Studien durchgeführt. Diese unterteilen sich zunächst in experimentelle und numerische Untersuchungen. Da Osseointegration einen relativ langen Zeitraum (mehrere Monate) in Anspruch nimmt und nur im lebenden Organismus funktioniert, wurden alle Experimente als Sofortbelastungsstudien durchgeführt. Diese erfolgten an verschiedenen Tiermodellen *in-vivo* und *in-vitro*.

Nach dem Inserieren verschiedener Implantate (Hersteller, Typen und Dimensionen) in die vorbereiteten Präparate erfolgte jeweils die mechanische Belastung des Implantats und deren Auswertung. Die *in-vitro*-Präparate dienten anschließend als Grundlage zur Generierung von FE-Modellen. Die damit durchgeführten numerischen Untersuchungen wurden mit den entsprechenden Messungen verglichen und validiert. Hierbei können zudem die auftretenden Spannungen und Verzerrungen im Knochen bei Belastung berechnet und visualisiert werden.

Die Durchführung dieser numerischen Untersuchungen erfolgte in folgenden Schritten:

1. μ CT-Scan und Geometrierekonstruktion mit Hilfe von ADOR-3D,
2. Konvertierung in ein 3D-Volumenmodell unter Anwendung des Finite-Elemente-Programms MSC.Marc/Mentat,
3. Festlegung der Randbedingungen,
4. Durchführung der numerischen Simulation und
5. Auswertung, Vergleich und Validierung der Ergebnisse.

Des Weiteren wurden ergänzende numerische Berechnungen anhand idealisierter Knochenmodelle durchgeführt.

4.1 Präparataufbereitung

Um validierbare Ergebnisse zu erhalten, sollte das Präparat dem Original möglichst exakt nachgebildet sein, vor allem in Hinsicht auf Dichte und Qualität des Knochens. Für die Untersuchungen wurden daher Schweinekiefersegmente, Schweinerippen, Rinderrippen sowie frisch entnommene Geweihstücke präpariert, da sich diese mit dem menschlichen Kieferknochen am besten vergleichen lassen. Die unterschiedlichen Präparat-Typen wurden jeweils mit den gleichen Methoden untersucht.

Jedes Präparat besteht aus einem Knochenmaterial und einem zu untersuchenden Implantat. Bei der Insertion der Implantate wurde nach der herkömmlichen Vorgehensweise, genauer nach der herstellerspezifischen Anleitung für die Behandlung am Patienten, vorgegangen. Je nach Untersuchungsart konnten die Implantate nach Kriterien wie Durchmesser, Design und vertikale Position untersucht werden. Bei allen Untersuchungen wurden die Implantate monokortikal (kein kortikaler Knochen auf der Unterseite) eingesetzt. Um eine Austrocknung der Probe durch die Dauer der Bearbeitung zu vermeiden, wurde das Präparat bei jedem Arbeitsschritt mit einer physiologischen 0,9-prozentigen NaCl-Lösung benetzt.

In Abbildung 39 ist eine solche Probe mit einem inserierten Implantat des Herstellers *Straumann* zu erkennen. Das Implantat wurde nach der herstellerspezifischen Anleitung in ein Rinderrippen-Segment inseriert. Im nachstehenden Kapitel 4.2 wird die Methodik aller durchgeführten Untersuchungen erläutert.



Abbildung 39: Probe eines Schweinekiefers mit inseriertem Straumann-Implantat.

4.2 Experimentelle Bestimmung des Auslenkungs-Kraft-Verhaltens

Für die Ermittlung des Auslenkungs-Kraft-Verhaltens von in Knochen inserierten Implantaten wird ein präzises Mess-System benötigt. Hierfür konnte das bereits in Kapitel 3.4 vorgestellte HexMeS eingesetzt werden..

Dieses Mess-System HexMeS erlaubt eine dreidimensionale Erfassung der Auslenkungs-Kraft-Charakteristika der zu belastenden Proben. Das System besteht aus drei technischen Komponenten. Neben der Belastung der Probe durch den Hexapoden und der Kraftmessung durch den Kraftsensor verfügt es auch über einen separaten optischen Auslenkungsnachweis.

In Abbildung 40 ist eine schematische Darstellung der verschiedenen Komponenten des HexMeS zu sehen.

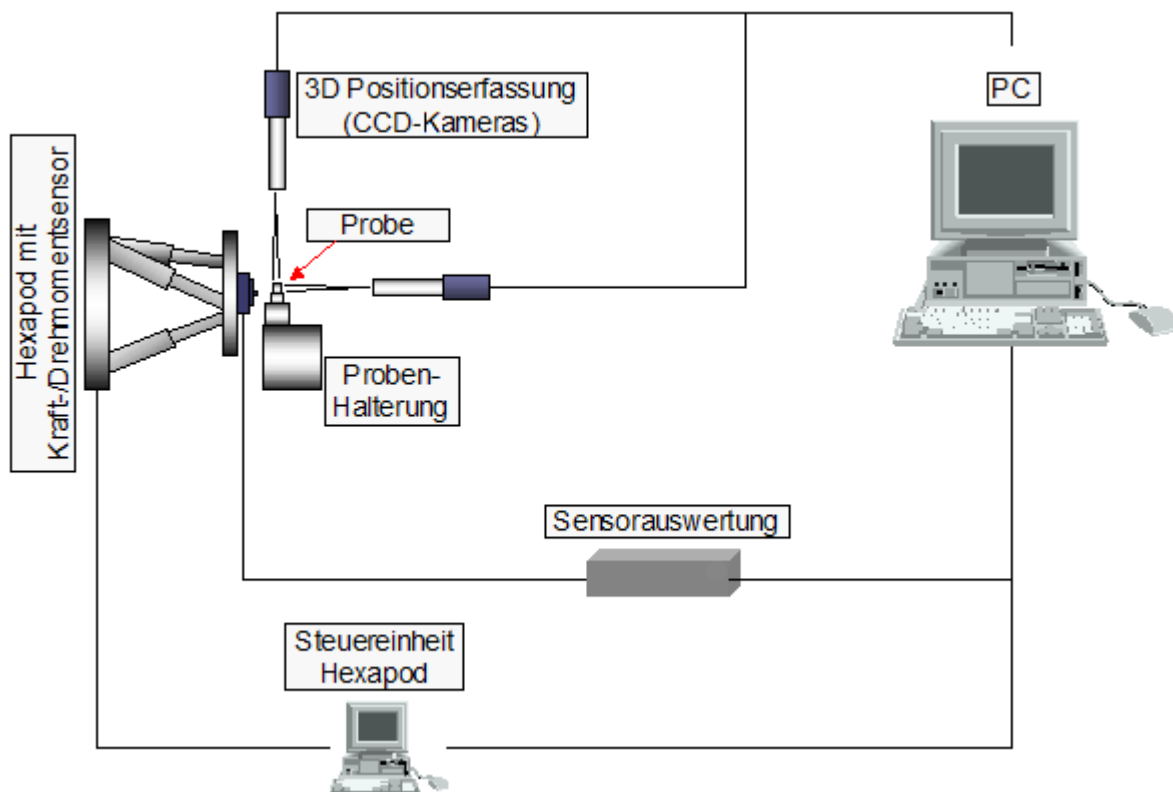


Abbildung 40: Schematische Darstellung der verschiedenen Komponenten des Hexapod-Mess-Systems (HexMeS) im erweiterten Aufbau mit angeschlossener Kamera zum optischen Auslenkungsnachweis.

4.2.1 Messaufbau HexMeS

Die Belastungseinheit des HexMeS besteht aus einem Hexapoden *M-850.50* des Herstellers *PI* (Physik Instrumente GmbH & Co. KG, Karlsruhe, Deutschland), an dessen oberer Montageplattform ein 6-Achsen Kraft-Drehmoment-Sensor des Typs ATI FT/S Gamma SI-130-10 von *Schunk* (Schunk GmbH & Co. KG, Spann- und Greiftechnik, Lauffen am Neckar, Deutschland) angebracht ist (Abbildung 41).

Der Hexapod erlaubt Bewegungen des Kraftsensors in allen drei Raumebenen – bis ± 50 mm bei den Translationen und $\pm 15^\circ$ (x-, y-Achse) bzw. $\pm 30^\circ$ (z-Achse) bei den Rotationen. Die maximale Auflösung beträgt $1 \mu\text{m}$ bzw. 1 Bogensekunde. Durch Positionierung des Hexapoden können Kräfte und Drehmomente auf den Probenkörper übertragen werden. Der Kraft-Drehmoment-Sensor misst dabei Kräfte bis zu 130 N und Drehmomente bis maximal 10 Nm.

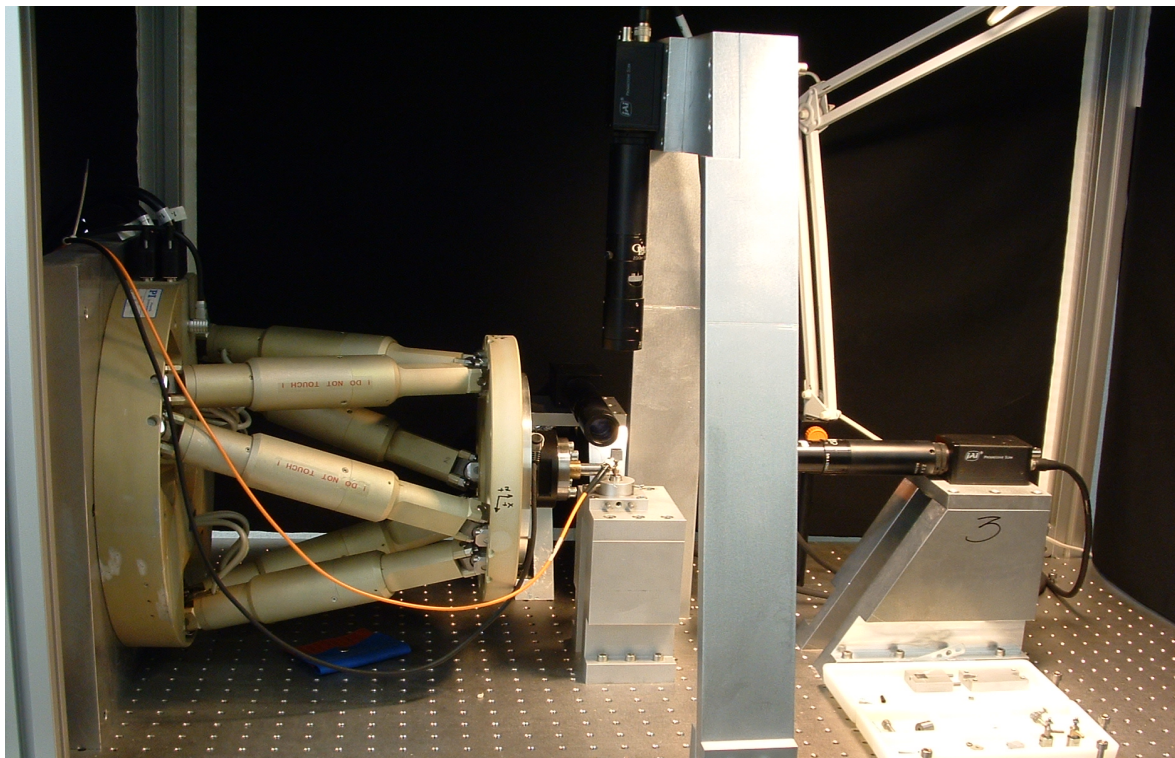


Abbildung 41: HexMeS bestehend aus Belastungseinheit (Hexapod) mit aufgesetztem Kraft-Drehmoment-Sensor (links), Probenhalter (Mitte) und darüber, dahinter und rechts davon die drei CCD-Kameras für den optischen Bewegungsnachweis.

Er hat bei Kräften eine Auflösung von 0,1 N und bei Drehmomenten von 0,005 Nm. Das optische System besteht aus einem Marker zur Bestimmung der Probenposition (Laserwürfel) und drei CCD-Kameras mit Makro-Zoomobjektiven (*JAI CV-M1*, 1300x1030 Pixel, *Opto Makro-Zoomobjektiv*, 8,8-fach, Stemmer Imaging GmbH, Puchheim, Deutschland), die orthogonal zueinander angeordnet sind. Der Laserwürfel besitzt drei sogenannte *Pinholes* (Durchmesser 2 μm , Melles Griot GmbH, Bensheim, Deutschland), die auf drei Seiten eines im Inneren reduzierten Aluminiumwürfels mit der Kantenlänge 10 mm befestigt sind.

Der Würfel wird von der Innenseite durch einen Laser mit einem *Faserpigtail* (35 mW, 658 nm, Laser 2000 GmbH, Weßling, Deutschland) beleuchtet. Die drei orthogonal ausgehenden Laserstrahlen werden anschließend von den Kameras erfasst. Durch die Anordnung der drei *Pinholes* und der drei Kameras wird ein starres, orthogonales Referenzsystem erzeugt. Damit ist es möglich, die Bewegung des Probekörpers durch Ermittlung der Position der Leuchtpunkte zu berechnen. Der Arbeitsbereich der Kameras liegt bei Translationsbewegungen bei ± 1 mm mit einer Auflösung von 0,72 μm (Rotationsbewegungen 20°, Auflösung 0,2 Bogensekunden). Nach Durchführung der Messungen wird ein Auslenkungs-Kraft-Diagramm erzeugt, das die Beweglichkeit der Probe beschreibt.

4.2.2 Messprinzip

Zu Beginn der Messung wird das zu untersuchende Präparat mit dem inserierten Implantat in einen Probenhalter spannungsfrei eingesetzt (Abbildung 42). Danach wird ein speziell konzipierter Hebelarm zur unmittelbaren Kraftübertragung des Kraft-Drehmoment-Sensors unterhalb des Abutments an das obere Ende des Implantats angebracht. Zum Zweck der 3D-Positionserfassung wird auf dem Implantatabutment der Würfel mit einer Justierhilfe aufgesetzt. Dies ermöglicht die Positionierung der einzelnen *Pinholes* exakt im Mittelpunkt des jeweiligen Erfassungsbereiches der Kameras.

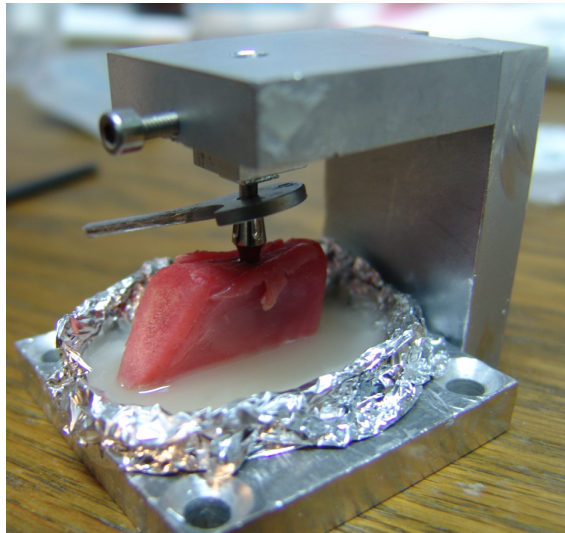


Abbildung 42: Der Knochen mit inseriertem Implantat wurde in den Probenhalter eingesetzt und mit dem Kunststoff Technovit 4004 fixiert.

Anschließend wird die Probe mit dem kalthärtenden Kunststoff *Technovit 4004* (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) in den Probenhalter eingebettet (Abbildung 42). *Technovit 4004* ist ein transparentes Zwei-Komponenten-Einbettmittel auf Basis von Methylmethacrylat aus Pulver und Flüssigkeit. Nach Abschluss der Fixierung des Markers wird die Justierhilfe entfernt und die Messungen können erfolgen.

4.3 Dreidimensionale Modellgenerierung

In der dentalen Biomechanik ist die numerische Simulation und somit das biomechanische Verhalten des Zahnhalteapparats mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) von großem Interesse. So können solche Simulationen helfen, die mechanischen Belastungen des Knochens sowie des Zahnhalteapparates im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung oder infolge prothetischer Versorgung mit Kronen, Brücken, Teil- oder Vollprothesen und Implantaten numerisch zu ermitteln. Aus den Erkenntnissen dieser Simulationen lassen sich vorhandene Behandlungsmethoden optimieren oder neue entwickeln. Ein wichtiger Schritt bei der Durchführung von Finite-Elemente-Analysen ist die Generierung eines FE-Modells. Um eine aussagekräftige Simulation durchführen zu können, werden präzise 3D-Oberflächenmodelle aller beteiligten Strukturen benötigt.

4.3.1 Geometrierekonstruktion

Ziel der Geometrierekonstruktion ist die Generierung von Oberflächenvernetzungen für alle relevanten Grenzflächen. Das so erzeugte Oberflächenmodell sollte eine möglichst präzise Rekonstruktion der Geometrie verwendeter Präparate und Materialien darstellen. Hierbei kommen diverse bildgebende Verfahren zum Einsatz. In dieser Arbeit wurden μ CT- sowie CT-Scans verschiedener Präparate verwendet. Zum Zweck der Geometrierekonstruktion steht bereits eine Vielzahl von Programmen und Algorithmen zur Verfügung. Da existierende Programme jedoch zur Netzgenerierung häufig nur eine geringe Eingriffsmöglichkeit des Benutzers während der Modellerzeugung erlauben, hat dieser nicht die Möglichkeit, seine Kenntnisse über anatomische Strukturen in diesen Prozess einfließen zu lassen. Besonders bei der Validierung der numerischen Methoden mit Hilfe von experimentell gewonnenen Daten ist eine präzise Rekonstruktion der Geometrien verwendeter Präparate und Materialien jedoch von großer Bedeutung.

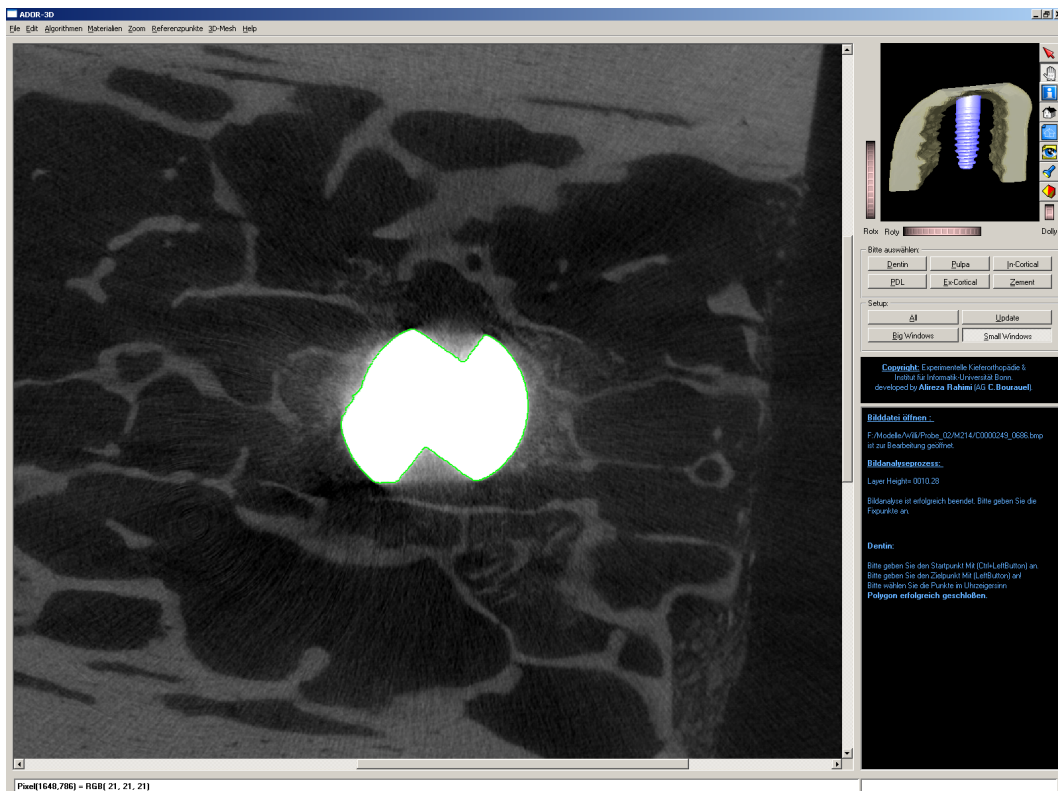


Abbildung 43: Benutzeroberfläche des Programms ADOR-3D, welches zur Modellgenerierung verwendet wurde.

Aus diesem Grund wurde die Software *ADOR-3D* (Advanced Object Reconstruction-3D) für den Einsatz in der dentalen Biomechanik entwickelt [Rahimi et al. 2005]. Dieses Programm wurde im Rahmen der eigenen Diplomarbeit [Rahimi 2004] geschrieben und in einer Zusammenarbeit der Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Bonn mit dem Institut für Informatik II, Universität Bonn als Projekt realisiert. Abbildung 43 zeigt die Benutzeroberfläche von ADOR-3D.

Für die dreidimensionale Geometrierekonstruktion kann auf verschiedene bildgebende Verfahren zurückgegriffen werden. Dazu gehören CT-, μ CT- oder MRT-Systeme. Diese Verfahren werden in der Materialprüfung und -analyse sowie in medizinischen Anwendungen eingesetzt. Es ist deshalb von großem Interesse, aus diesen digitalen Daten Bereiche verschiedener Materialien erkennen und daraus dreidimensionale Modelle generieren zu können.

Dabei wurden auf Basis von μ CT-Schnitten die für die Modellierung zu beachtenden Strukturen, wie Kortikalis, Spongiosa und Implantat, einzeln bearbeitet und zu einem dreidimensionalen Modell zusammengesetzt. In einem ersten Schritt werden Konturen und Grenzlinien zwischen Objekten erkannt und relevante Strukturen extrahiert. Die Kantenerkennung kann durch die Anwendung geeigneter Filteroperationen unterstützt werden. Solche Filteroperationen können z. B. die Grauwertveränderungen verstärken oder Bereiche konstanter Grauwerte unterdrücken. Durch den Einsatz des *Dijkstra-Algorithmus* [Dijkstra 1959], der nach dem Prinzip der *kürzesten Wege* [de Berg et al. 2000] arbeitet, werden alle möglichen Wege durch definierte Kriterien beurteilt, indem jedem Pfad *Kosten* zugewiesen werden.

Um den Dijkstra-Algorithmus für die Bildbearbeitung bzw. -segmentierung einsetzen zu können, müssen die zu bearbeitenden Bilder in geeigneter Weise als Graphen interpretiert werden. Hierbei werden die Pixel des Bildes als Knoten und die Verbindungen jedes Pixels mit seinen direkten Nachbarn als Kanten erfasst.

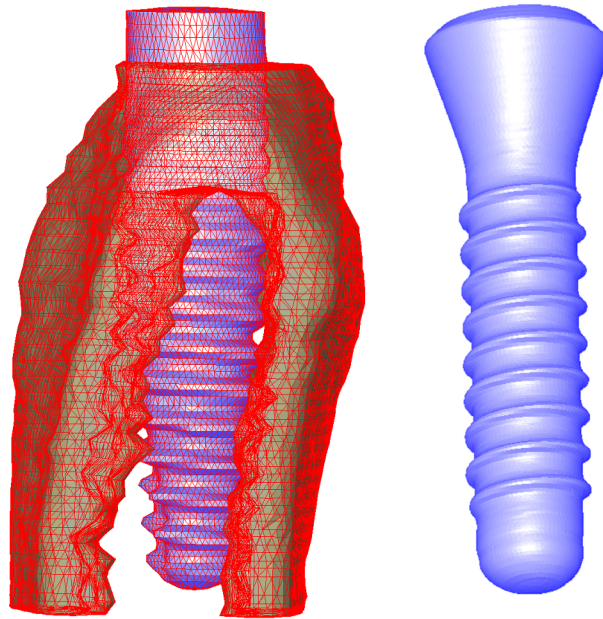


Abbildung 44: Mit Hilfe von ADOR-3D rekonstruierte dreidimensionale Oberflächenmodelle zweier Implantate vom Typ Ankylos (links) bzw. Straumann (rechts).

Damit besteht die Möglichkeit, auf eine Vielzahl an Algorithmen und Lösungen zu dem gegebenen Problem zurückzugreifen. Nach der Konturextraktion werden die Kanten als zweidimensionale Polygone in der aktuellen Materialschicht einsortiert.

Hochfrequentes Rauschen wird durch den Gauss-Glättungs-Algorithmus beseitigt und die Anzahl der Punkte reduziert. Dabei können die Glättungsparameter flexibel durch den Benutzer festgelegt werden. Bei deren Wahl ist jedoch zu beachten, dass zu stark geglättete Oberflächen zu Informationsverlusten führen können. Diese können Ungenauigkeiten bei der Modellierung der 3D-Oberflächen verursachen und damit unrealistische 3D-Modelle erzeugen.

Die extrahierten Polygone von zwei benachbarten Schichten werden anschließend auf eine Ebene projiziert und dort, nach der Triangulation, wieder in ihre Ausgangsposition zurückgeschoben [Gopi et al. 2000, Klein et al. 1999]. Infolgedessen wird ein Oberflächennetz des Modells zwischen diesen beiden Polygonen geschaffen. Die Triangulation erfolgt dabei nach dem Prinzip des *Delaunay-Triangulations-Algorithmus*. Danach werden die so erzeugten Teilnetze zu einem zusammenhängenden 3D-Modell verknüpft (Abbildung 44).

4.3.2 Volumenmodellgenerierung

Nach Vollendung der Geometrierekonstruktion kann nun die Entwicklung eines realistischen Volumenmodells erfolgen. Das Volumenmodell stellt ein komplexes Objekt durch zusammengesetzte Teilkörper dar. Bei diesen handelt es sich um Volumenelemente, die unterschiedliche Form und Größe besitzen. Es stehen unter anderem Tetraeder-, Pentaeder- oder Hexaederelemente zur Verfügung. Diese sind dadurch charakterisiert, dass ihre Seitenflächen zueinander kongruente, regelmäßige Vielecke sind, von denen in jeder Ecke jeweils gleich viele zusammentreffen. Im Allgemeinen werden, bis auf wenige Ausnahmen, Tetraedermodelle erstellt, da sich diese wesentlich einfacher berechnen lassen. Das Volumenmodell kann zusätzliche physikalische Eigenschaften des Objektes beschreiben.

Durch Importieren der 3D-Oberflächenmodelle in das FE-Paket werden unter Anwendung eines automatischen Vernetzungsverfahrens dreidimensionale Volumenmodelle aus Knoten als finite Elemente erzeugt (Abbildung 45, links). Für die idealisierten Knochenmodelle wurde das Implantatmodell in die dreidimensionale FE-Geometrie einer idealisierten Knochenstruktur eingesetzt, um ein vollständiges Modell des Implantats mit Knochen, bestehend aus Kortikalis und Spongiosa, zu erstellen.

Die erstellten Volumenmodelle setzen sich im Durchschnitt aus 250 000 Tetraeder-Elementen zusammen. Sie stellen die dreidimensionale Finite-Elemente-Lösung der mechanischen Idealisierung von Implantat und Implantatbett dar.

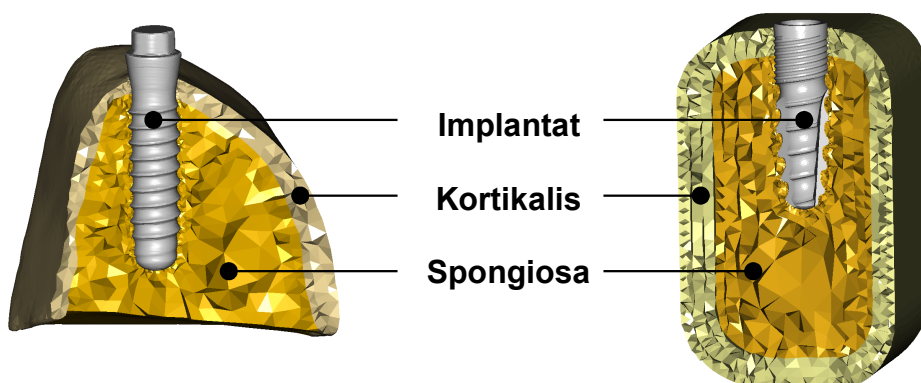


Abbildung 45: Tetraeder-Volumenmodelle mit Kortikalis, Spongiosa und Implantat. Links ist ein nachmodelliertes und rechts ein idealisiertes Knochenmodell dargestellt.

4.4 Numerische Berechnungen

FE-Software wird zur numerischen Berechnung unterschiedlicher technischer und wissenschaftlicher Problemstellungen eingesetzt. Ein weit verbreitetes und in dieser Arbeit verwendetes FE-Softwarepaket mit kommerziellem Programmcode ist das FEM-Programm MSC.Marc/Mentat (MSC Software Corporation, Santa Ana, California, USA). In diesem Unterkapitel werden Randbedingungen, Materialparameter und weitere relevante Variablen für die Durchführung der Rechnungen beschrieben.

4.4.1 Randbedingungen

Die Randbedingungen werden in Form von mechanischen Lagerungen (Festlager und Loslager) der Strukturen festgelegt. Dies bedeutet, dass komplexe Modelle, bestehend aus Knoten- oder Elementgruppen, durch Kräfte belastet oder mit Verschiebungen pro Inkrement versehen werden.

Die in dieser Arbeit untersuchten Implantate wurden in zwei verschiedenen Lastrichtungen, einmal vertikal und einmal lateral unter einem Winkel von 45° zur Okklusionsebene, belastet (Abbildung 46).

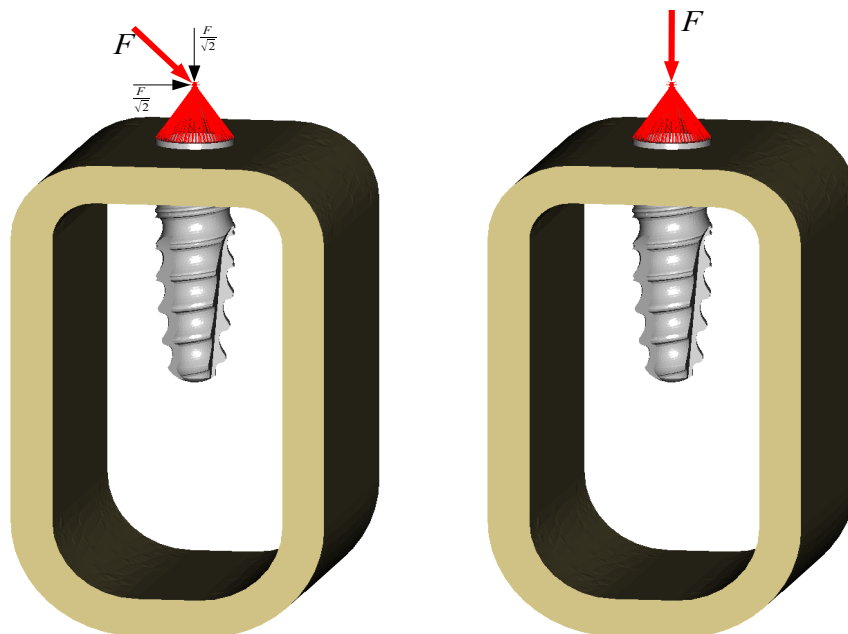


Abbildung 46: Simulation der lateralen Belastung durch transversale Komponenten (links) und vertikale Belastung (rechts).

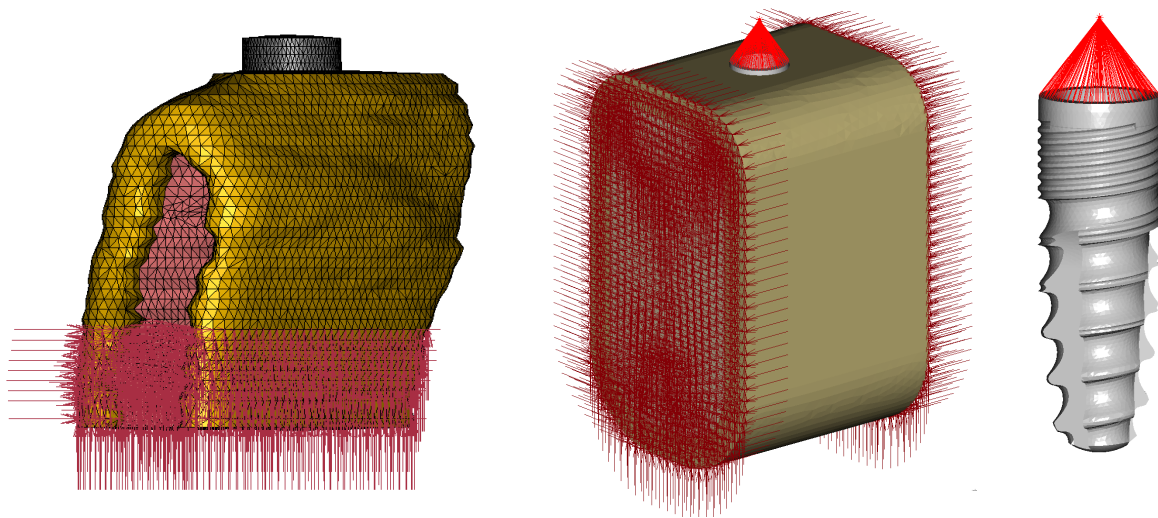


Abbildung 47: Darstellung von Randbedingungen: Im unteren Drittel festgehaltene Knochenoberfläche zur Nachbildung der Einbettung in Technovit (links), mesial und distal festgehaltene idealisierte Knochenstruktur (Mitte) und rigid body links zur gleichmässigen Verteilung der auf den Implantatkopf einwirkenden Kraft (rechts).

Um Bewegungen des Knochens durch die Belastung des Implantats zu vermeiden, wird die Knochenstruktur im unteren Drittel bzw. an den mesialen und distalen Enden (idealisiertes Knochenmodell) in allen Richtungen festgehalten (Abbildung 47, links und Mitte). Für eine gleichmäßige Kraftverteilung auf das Implantat wurde der Kraftangriffspunkt mittels *rigid body links* mit Knoten auf dem äußeren Rand des Implantatkopfs verbunden (Abbildung 47, rechts). Damit wurde eine gleichmäßig verteilte Belastung auf das Implantat sichergestellt. Des Weiteren wurden dem erstellten Netz und den darin enthaltenen Elementen Materialeigenschaften zugewiesen.

4.4.2 Materialeigenschaften

Im Allgemeinen lassen sich die Eigenschaften von Materialien durch unterschiedliche Kennwerte beschreiben. Diese sind hauptsächlich der Elastizitätsmodul E (in GPa oder MPa), die Querkontraktionszahl (Querdehn-, Poissonzahl) ν (dimensionslos) sowie die Dichte ρ (g/cm^3). Das Materialverhalten von Titanimplantaten unter Last wird als homogen und isotrop angenommen. Zudem verhält sich Titan linear-elastisch mit einem E-Modul von 110 GPa und einer Querkontraktionszahl $\nu=0,3$.

Um den Einfluss auf die Belastung der zu untersuchenden Knochenstruktur des kortikalen und spongiösen Knochens zu bestimmen, wurden FE-Berechnungen durchgeführt. Dazu wurde die Knochenstruktur jeweils mit einer isotropen Näherung modelliert. Um außerdem eine Validierung der Messergebnisse mit numerischen Berechnungen zu ermöglichen, wurden im Rahmen dieser Arbeit mehrere FE-Simulationen mit unterschiedlichen Werten für den effektiven Elastizitätsmodul des kortikalen und spongiösen Knochens berechnet, um so den Einfluss der Materialparametervariation auf die FE-Rechnungen untersuchen zu können.

Dazu wurde ein Modell des Implantattyps A11 aus der Untersuchung zur Sofortbelastung (Abbildungen 48 und 49, Kapitel 4.5.1) als Grundlage für 14 FE-Modelle vorbereitet und berechnet. Bis auf die Materialparameter von Spongiosa und Kortikalis waren diese identisch. Anschließend wurde das Implantat bei allen Modellen mit Axialkräften von bis zu 75 N belastet. Die Definition der Randbedingungen erfolgte wie bereits in Kapitel 4.4.1 erwähnt. Die eingesetzten Materialparameter für den kortikalen und spongiösen Knochen sind in Tabelle 4 aufgelistet.

Um den Einfluss der Materialparametervariation der Spongiosa auf die FE-Rechnungen zu untersuchen, wurde die Spongiosa mit verschiedenen Elastizitätsmoduln zwischen 20 MPa und 500 MPa modelliert (insgesamt sieben Modelle). Dabei wurde dem kortikalen Knochen ein fester Elastizitätsmodul von 10 GPa zugewiesen. Anschließend erfolgte die Auswertung und Zusammenfassung der Ergebnisse für alle sieben Modelle.

In einem nächsten Schritt wurde der Spongiosa ein fester Elastizitätsmodul von 300 MPa zugewiesen und die Kortikalis mit verschiedenen Elastizitätsmoduln von 8 bis 20 GPa variiert. Um diesen Einfluss auf die numerischen Ergebnisse zu untersuchen, wurden ebenfalls sieben FE-Modelle erstellt und gerechnet. Tabelle 4 fasst die in dieser Arbeit verwendeten Materialparameter zusammen.

Material	Elastizitätsmodul E [MPa]	Querkontraktionszahl ν
Implantat	110 000	0,3
Kortikaler Knochen	8 000 – 20 000	0,3
Spongiöser Knochen	20 – 500	0,3

Tabelle 4: In dieser Arbeit verwendete Materialparameter.

4.4.3 FE-Simulation

Zur Simulation von nicht-osseointegrierten Implantaten bei einer primär stabilen Situation werden Kontaktanalysen (Kapitel 2.2.4) durchgeführt. Dabei erhält die Implantatoberfläche in Relation zum Implantatbett im Alveolarknochen eine Beweglichkeit. Dies entspricht der klinischen Situation unmittelbar nach Implantatinsertion. Im Gegensatz dazu wird bei dem osseointegrierten Zustand eine starre Verbindung zwischen Implantat und Knochenkontaktfläche definiert. Dieser Zustand simuliert ein bereits vollständig klinisch eingeeiltes Implantat.

4.5 *In-vitro*-Untersuchungen

Nachdem die vorhergehenden Unterkapitel die Methoden detailliert aufgelistet haben, sollen hier die durchgeführten Untersuchungen näher erläutert werden. In experimentellen Untersuchungen an Knochenstrukturen außerhalb eines lebenden Organismus wurde die initiale Beweglichkeit des Implantats vor der Osseointegration sowie in numerischen Untersuchungen zusätzlich nach der Einheilung untersucht. Dabei sollte die Belastung des umgebenden Knochens in Form von Spannungen und Verzerrungen bei Einsatz verschiedener Implantate ermittelt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden verschiedene Untersuchungen durchgeführt, die Aufschluss über die biomechanischen Eigenschaften bei der Einheilung von Implantaten in die umgebende Knochenstruktur ergeben sollten.

4.5.1 Untersuchung zur Sofortbelastung

Um die Mikrobeweglichkeit des Implantats zu bestimmen, wurden in einer zahnmedizinischen Dissertation an der Abteilung für Oralmedizinische Technologie (OMT) der Universität Bonn 26 Implantate der Marke Ankylos mit unterschiedlichen Dimensionen experimentell untersucht (Tabelle 5).

Zur experimentellen Untersuchung des Auslenkungs-Kraft-Verhaltens sofortbelasteter Ankylos-Implantate wurden die Implantate nach Vorschrift des Herstellers in Schweinekiefer- oder Rinderrippensegmente inseriert. Zu Beginn erfolgte eine kaudale Sockelung des Knochensegments mit Kunststoff und Einbau in das

Implantattyp	Durchmesser [mm]	Länge [mm]
Ankylos A 9.5	3,5	9,5
Ankylos A 11	3,5	11
Ankylos A 14	3,5	14
Ankylos B 9.5	4,5	9,5
Ankylos B 11	4,5	11
Ankylos B 14	4,5	14

Tabelle 5: Verwendete Ankylos-Implantatdimensionen.

HexMeS. Anschließend wurden die Implantate mit vertikalen sowie kombiniert vertikalen/transversalen Kräften bis maximal 100 N belastet und die dabei auftretenden Implantatauslenkungen gemessen [Giantoro 2012].

Um biomechanische Analysen mit der FEM durchzuführen, wurden dreidimensionale FE-Modelle analog zu den Präparaten (Kapitel 4.1) auf der Basis von μ CT-Scans erstellt (Kapitel 4.3). Abbildung 48 zeigt die damit generierten dreidimensionalen Oberflächenmodelle der inserierten Implantate der Typen A11, A14 und B14 in Schweinekiefersegmenten.

Für das Implantat wurden die im Kapitel Materialeigenschaften (4.4.2) beschriebenen Parameter eingesetzt. Alle Berechnungen wurden als nichtlineare Kontaktanalysen mit dem FE-System MSC.Marc/Mentat durchgeführt. Die daraus gewonnenen numerischen Ergebnisse konnten so anhand der gemessenen Implantatauslenkung validiert werden. Abbildung 49 zeigt die aus den Oberflächenmodellen erstellten Tetraeder-Volumenmodelle.

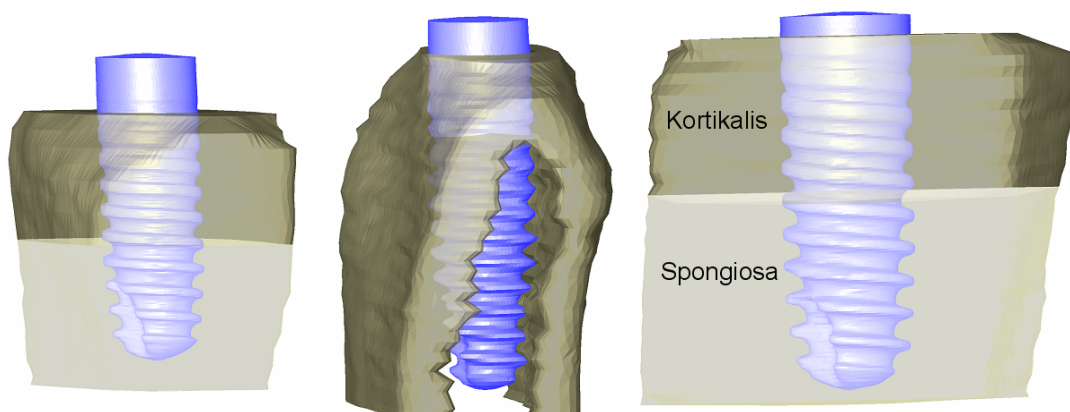


Abbildung 48: Dreidimensionale Oberflächenmodelle der inserierten Implantate vom Typ A11, A14 und B14 im Schweinekiefersegment.

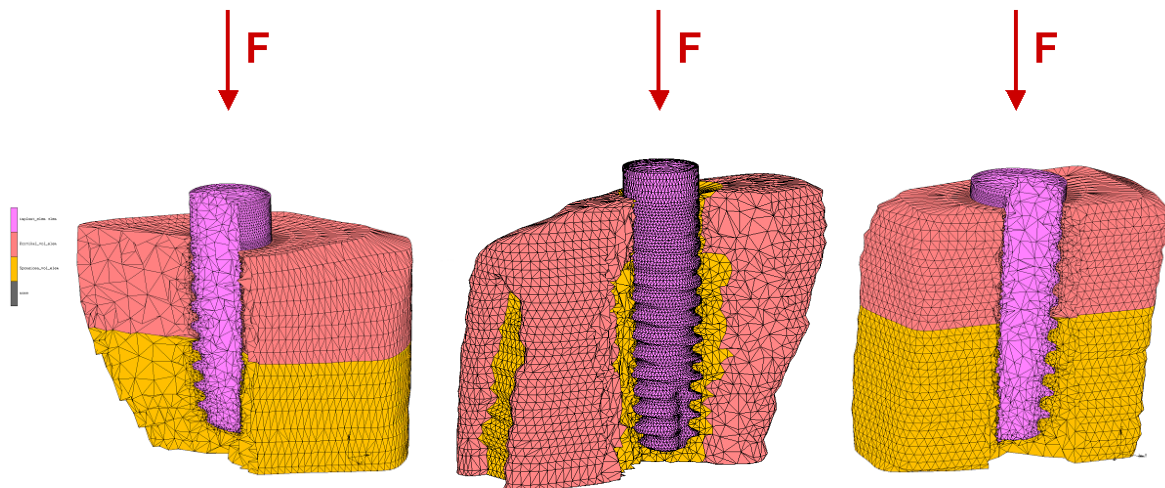


Abbildung 49: Tetraeder-Volumenmodelle, jeweils bestehend aus Kortikalis (rot), Spongiosa (gelb) und Implantat A11 (links), A14 (Mitte) und B14.

Ergänzend zu den validierenden numerischen Untersuchungen erfolgten außerdem ergänzende numerische Berechnungen, bei denen auf experimentelle Untersuchungen verzichtet wurde. Für diese biomechanischen Analysen mit der FEM wurden dreidimensionale Modelle von Implantaten der Marken Ankylos und OsseoSpeed auf der Basis von CAD- oder μ CT-Daten konstruiert und in die dreidimensionale Geometrie einer idealisierten Knochenstruktur eingesetzt.

Das vollständige Modell für jeden Implantattyp wurde anschließend anhand verschiedener Parametersätze für die Kortikalisdicke und den E-Modul bei einer vertikalen und lateralen Belastung von jeweils 100 N analysiert. Tabelle 6 zeigt die Details der so untersuchten Implantate:

Implantattyp	Durchmesser [mm]	Länge [mm]
Ankylos A 9.5	3,5	9,5
Ankylos A 11	3,5	11
Ankylos B 9.5	4,5	9,5
Ankylos B 11	4,5	11
Ankylos C 9.5	5,5	9,5
Ankylos C 11	5,5	11
OsseoSpeed OS 3.5 S	3,5	11
OsseoSpeed OS 4.5	4,5	11

Tabelle 6: Verwendete Ankylos- und OsseoSpeed-Implantate.

4.5.2 Untersuchung zur Insertionstiefe

Ziel dieses Teils der Arbeit war es, anhand experimenteller und numerischer Methoden sofortbelastete Implantate mit variierenden Insertionstiefen zu untersuchen. Dabei sollten der Einfluss der Insertionstiefe, die unterschiedlichen Aufbauten und die verschiedenen Belastungsarten (rein vertikal, 45° lateral) auf die Osseointegration untersucht werden. Hierfür konnte auf eine an der Abteilung für Oralmedizinische Technologie (OMT) der Universität Bonn gefertigte zahnmedizinische Dissertation zurückgegriffen werden [Aktas 2012]. In dieser wurden insgesamt 24 Implantate der Marken Ankylos, OsseoSpeed und Straumann in Knochensegmente inseriert und gemessen. Bei den Segmenten handelte es sich diesmal um in kleine Stücke gesägte Rinderrippen (Abbildung 50).

Jedes Implantat wurde in ein Segment einer Rinderrippe nach Vorschrift des Herstellers inseriert, bevor die Einbettung des Knochensegments in Kunststoff und der Einbau in das HexMeS erfolgten. Danach wurden die Implantate mit vertikalen sowie kombiniert vertikalen/transversalen Kräften von maximal 100 N belastet, wobei die Implantatauslenkungen gemessen wurden.

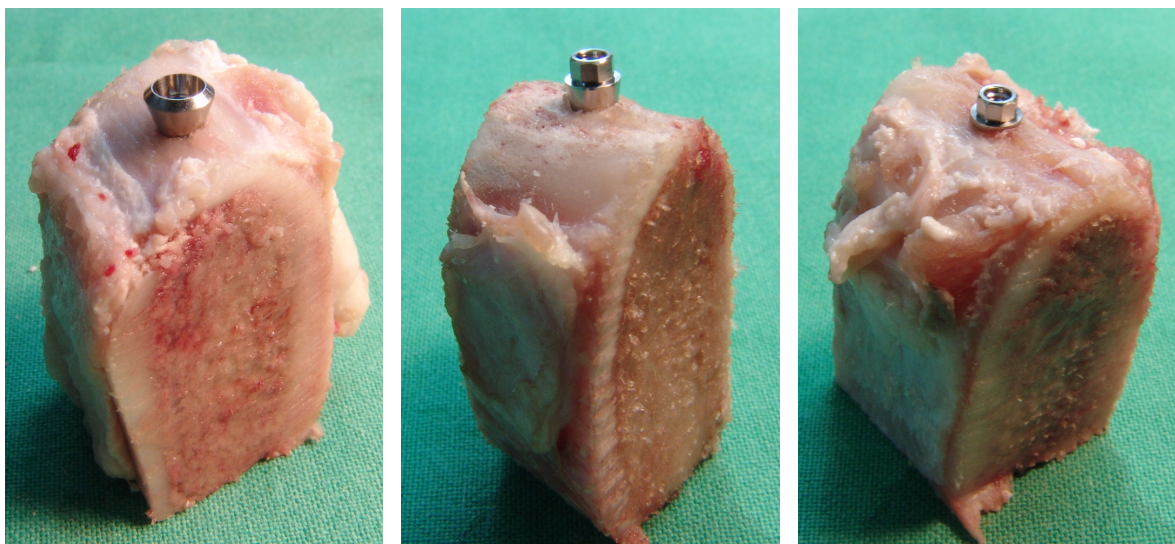


Abbildung 50: Unterschiedliche Implantate des Herstellers Straumann in Rinderrippen-Segmenten in epikrestaler (links und Mitte) sowie subkrestaler Position (rechts): links vom Typ Standard Regular Neck, Mitte und rechts vom Typ Standard Plus Narrow Neck.

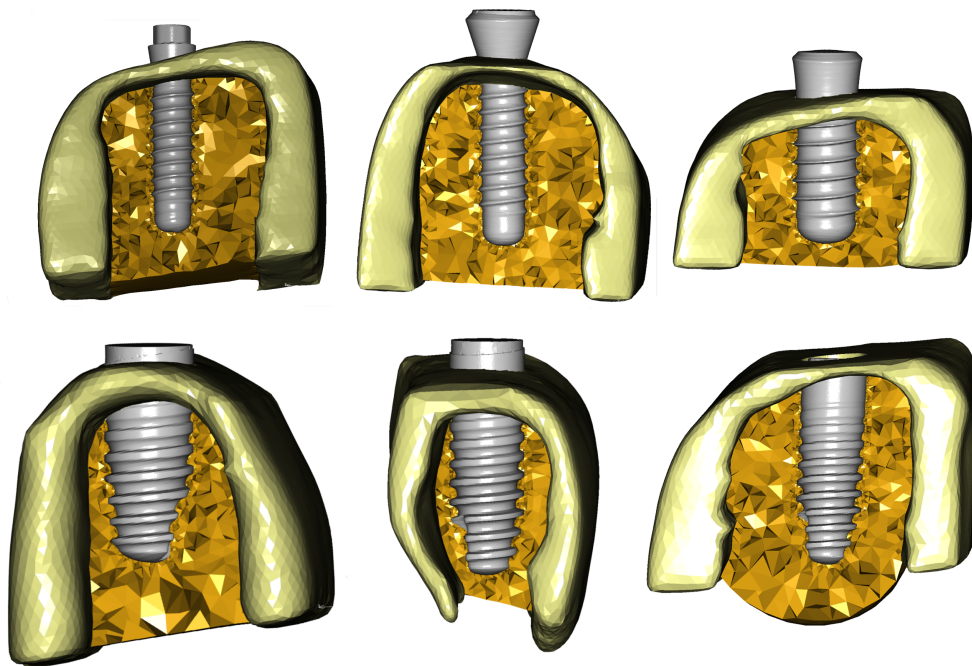


Abbildung 51: Tetraeder-Volumenmodelle ausgewählter Präparate mit den Substrukturen Kortikalis, Spongiosa und Implantat in den drei unterschiedlichen Positionen: epi- (obere Reihe), supra- (untere Reihe: links und Mitte) und subkrestal (unten rechts).

Anschließend wurden dreidimensionale Modelle der Implantate und des umgebenden Knochens erstellt und dreidimensionale Volumenmodelle aus Knoten und finiten Elementen erzeugt. Die biomechanischen Analysen erfolgten analog zu den Untersuchungen zur Sofortbelastung (Kapitel 4.5.1).

Abbildung 51 zeigt Tetraeder-Volumenmodelle ausgewählter Präparate, bestehend aus Kortikalis (gelb), Spongiosa (orange) und Implantat (grau). Tabelle 7 zeigt die verwendeten Implantattypen als Übersicht. Um das biomechanische Verhalten des Implantats bei lateraler Belastung zu untersuchen, wurden ergänzende numerische Berechnungen unter Verzicht auf Experimente durchgeführt. Dabei wurde das Implantatmodell jeweils mit einer Kraft von 100 N vertikal und in einem Winkel von 45° zur Okklusionsebene belastet.

Implantattyp	Durchmesser [mm]	Länge [mm]
Ankylos A11	3,5	11
Ankylos B11	4,5	11
Straumann S10	4,8	10
Straumann SP12	3,3	12
OsseoSpeed OS 3.5 S	3,5	11
OsseoSpeed OS 4.5	4,5	11

Tabelle 7: Verwendete Implantate der Marken Ankylos und Straumann sowie die zusätzlich berechneten OsseoSpeed-Implantate.

4.5.3 Untersuchung zum Feingewinde

Die Spannungen und Verzerrungen des Knochens in der Umgebung enossaler zahnärztlicher Implantate können über das Design des Implantats stark beeinflusst werden und sind für den Langzeiterfolg grundlegend. Daher ist die biomechanische Untersuchung der Implantatgeometrien in ihrem umgebenden Gewebe von großem Interesse.

Ziel dieses Teils der Arbeit war es, den Einfluss des Feingewindes im Halsbereich eines Implantats zu untersuchen. Dabei wurde unter anderem auch ein Implantat identischer Dimension jeweils mit und ohne Feingewinde untersucht. Hier sollte die klinische Eignung eines Feingewindes am Beispiel von Implantaten aus der

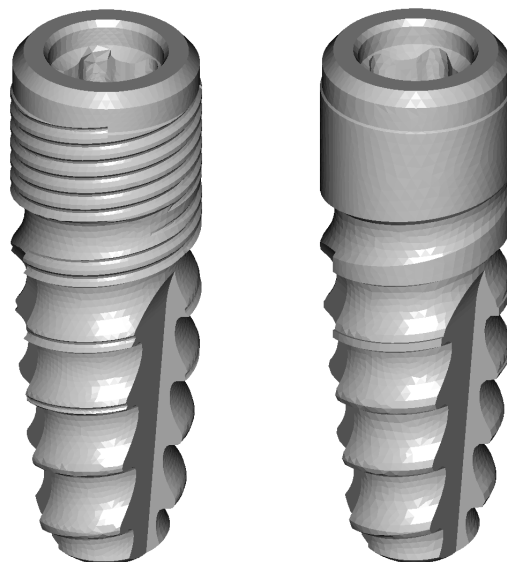


Abbildung 52: Dreidimensionales Modell eines Implantates mit (links) und ohne Feingewinde.

tioLogic®-Serie mit Hilfe der FEM biomechanisch und mit Simulationsergebnissen der Vorgänger-Implantate ohne Feingewinde verglichen werden (Abbildung 52) [Rahimi et al. 2009]. Es sollten Aussagen in Bezug auf die Einleitung der Implantatbelastung in den Kieferknochen und auf die klinische Eignung des neuen Implantattyps mit Feingewinde (im osseointegrierten Zustand) getroffen werden. Insgesamt wurden sieben Implantate des Herstellers *Dentaurum Implants* in verschiedenen Dimensionen (Durchmesser und Länge) untersucht. Die Abmessungen der Implantate können der Tabelle 8 entnommen werden.

Implantattyp	Durchmesser [mm]	Länge [mm]
tioLogic® S 3.3	3,3	11
tioLogic® S 3.3	3,3	13
tioLogic® M 3.7	3,7	13
tioLogic® M 4.2	4,2	13
TioloX M 4.2 (OFG)	4,2	13
tioLogic® L 4.8	4,8	13
tioLogic® L 5,5	5,5	13

Tabelle 8: Untersuchte Implantattypen in den verschiedenen Dimensionen mit und ohne Feingewinde (OFG).

Auf der Basis von CAD-Daten im IGES-Format wurden im FE-Programmsystem MSC.Marc/Mentat die Implantatoberflächen rekonstruiert. Das vollständige Modell für jeden Implantattyp wurde anschließend für Kortikalisdicken von jeweils 2 und 3 mm bei vertikaler und lateraler Belastung von jeweils 300 N analysiert.

Aus der Literatur ist bekannt, dass die Kaukräfte auf Einzelzähne im Allgemeinen 100 N nicht überschreiten. In Einzelfällen können Kräfte bis zu 500 N auftreten (Bruxismus). Die numerischen Untersuchungen wurden mit Kräften bis 300 N in vier Gruppen (Tabelle 9) durchgeführt, um bis in die Nähe dieses Grenzbereiches zu gelangen und ggf. die Gefahr einer Überbelastung des Knochens im Falle von Bruxismus aufzuzeigen. Diese 300 N entsprechen auch der Belastung, die bei der FEM-Auslegung des Implantats angelegt wurde.

	Kortikalisdicke	Kraftrichtung	Kraft
Gruppe 1	2 mm	vertikal	300 N
Gruppe 2	2 mm	lateral	300 N
Gruppe 3	3 mm	vertikal	300 N
Gruppe 4	3 mm	lateral	300 N

Tabelle 9: Gruppeneinteilung zum Feingewinde.

Um den biomechanischen Einfluss von Feingewinden auf Implantatauslenkungen in einem nicht-osseointegrierten Zustand besser zu studieren, wurden eine Reihe ergänzender numerischer Rechnungen durchgeführt und nachfolgend miteinander verglichen. Für diese Berechnungen wurden zwei Implantate der Typen tioLogic® M4.2 und Tiolox M4.2 mit 100 N belastet. Die Kortikalisdicke betrug dabei 2 mm.

4.5.4 Sofortbelastung Rentiergeweih (in-vitro)

Wie bereits in Kapitel 2.5.2 beschrieben, eignet sich das Rentiergeweih laut früherer Untersuchungen aus biomechanischer Sicht gut für die Untersuchung der Knochenbelastung um Implantate. In diesem Zusammenhang sollten anhand experimenteller und numerischer Methoden die biomechanischen Eigenschaften des Rentiergeweihs untersucht werden. Für die biomechanischen Experimente wurden frische Geweihstücke, die durch einen Unfall oder aufgrund einer Verletzung amputiert werden mussten, verwendet.

Dazu wurden die Geweihstücke nach der Amputation direkt im Tiefkühlfach gelagert und mit einem speziellen Behälter mit Gefrierbeuteln frisch angeliefert. Der Geweihast wurde in kleine Segmente gesägt und der umhüllende Bast freigelegt. Anschließend wurde ein Ankylos-Implantat vom Typ A11 in das gesägte Geweihsegment inseriert (Abbildung 53). Hieran wurden die bereits anfangs dieses Kapitels beschriebenen experimentellen und numerischen Untersuchungen durchgeführt. Somit konnten die Auslenkungen von in Rentiergeweihe eingesetzter Implantate bei Belastung ermittelt werden. Später erfolgte der direkte Vergleich der experimentellen und numerischen Ergebnisse, wie in Kapitel 4.5.1 (Untersuchung zur Sofortbelastung) dargestellt.

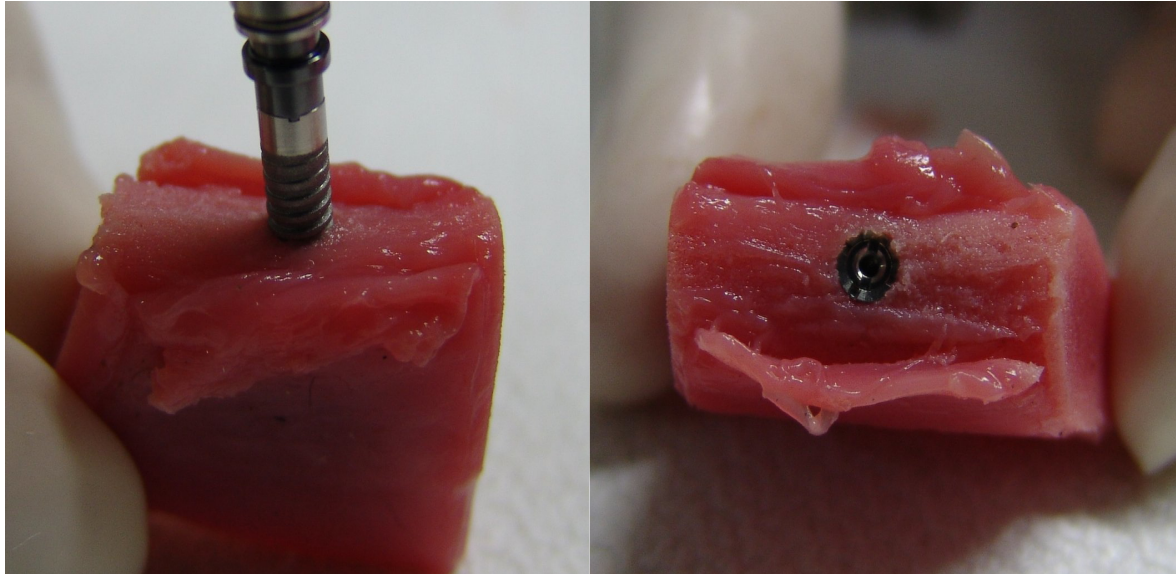


Abbildung 53: Inserieren eines Ankylos-Implantats vom Typ A11 in Rentiergeweih.

Um mögliche Schäden an den Präparaten oder dem Mess-System auf Grund des wesentlich empfindlicheren Rentiergeweihs zu vermeiden, wurde der Versuch bei einer maximalen Kraft von 50 N abgebrochen.

Da sich das Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantats im Rentiergeweih von bisherigen Untersuchungen unterscheidet, sollten zur Durchführung der numerischen Berechnungen die Parameter für den effektiven Elastizitätsmodul neu definiert werden. Hierfür wurden mehrere FE-Berechnungen mit variierenden Werten für den effektiven Elastizitätsmodul des kortikalen und spongiösen Knochens durchgeführt. Bis auf diese beiden Materialparameter waren die FE-Modelle identisch. Der Elastizitätsmodul des spongiösen Knochens wurde von anfänglich 100 MPa schrittweise abgesenkt, bis eine gute Übereinstimmung mit den experimentellen Ergebnissen erzielt werden konnte.

4.6 In-vivo-Experimente am Rentier

Es sollte das Einheilverhalten der Implantate im Rentiergeweih untersucht werden. Für die Durchführung der tierexperimentellen/histologischen Untersuchungen wurden mehrere Rentiere im Duisburger Zoo für Experimente vorgesehen. In Zusammenarbeit mit den Zoologen und Tierärzten wurden zwei Tiere für die Operationen ausgewählt. Um das Trauma und das Leiden der Tiere bei der Operation zu minimieren, wurde vom behandelnden Arzt eine entsprechende Operations- und Narkosetechnik angewandt. Rentiere gelten als empfindlich und sind nur wesentlich kältere klimatische Bedingungen gewohnt, weshalb die Operationen am frühen Morgen durchgeführt wurden, um die Gesundheit der Tiere in der sommerlichen Hitze nicht zu gefährden. Die Operation erfolgte wegen der beschränkten Narkosezeit nach einem vordefinierten Ablauf.

Zu Beginn wurde bei jedem zu behandelnden Tier eine Vollnarkose durch den Veterinär eingeleitet. Die verabreichte Menge an Narkosemittel reichte für ca. 20 Minuten. Dadurch blieb genug Zeit, um das Implantat zu inserieren und anschließend das Belastungssystem an dem Geweih anzubringen. Danach wurde eine geeignete Stelle für die Bohrung und Insertion des Implantats ausgesucht. Die Bohrung sollte möglichst zwischen Verzweigungen des Geweihs liegen. Die Verzweigungen geben dem Implantat und dem Belastungssystem einen natürlichen Schutz. Zudem besitzt das Geweih an dieser Stelle einen größeren Durchmesser als an den Enden, somit können Implantate mit verschiedenen Dimensionen inseriert werden. Um das Implantat in das Geweih zu inserieren, wurde an dieser Stelle der Bast aufgeschnitten und der Knochen freigelegt (Abbildung 54, oben links). Nach der Bohrung und einem entsprechenden Gewindeschnitt konnte das Implantat passgenau platziert werden (oben rechts). Anschließend wurde das Implantat mit einem kugelförmigen Aufsatz (Abutment) versehen. In einem nächsten Schritt wurde der aufgeschnittene Bast um das Implantat genäht (unten links). Der Belastungsring wurde so befestigt und justiert, dass der Druckstempel des Motors direkt auf das Implantat gerichtet war. Dazu wurde der Trägerring mittels dreier Kortikallisschrauben an dem Geweih befestigt (unten rechts).



Abbildung 54: Bast wird aufgeschnitten und der Knochen freigelegt (oben links), das Implantat wird nach der Bohrung (oben rechts) passgenau platziert, anschließend wird der aufgeschnittene Bast um das Implantat genäht (unten links) und in einem letzten Schritt wird die Belastungseinheit mit drei Kortikalisschrauben an dem Geweih befestigt.

Der operative Eingriff ist damit abgeschlossen und das Tier kann in den nächsten Minuten erwachen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden insgesamt zwei Ankylos-Implantate vom Typ A11 und ein Straumann-Implantat vom Typ S10 in das Geweih lebender Rentiere eingesetzt. Zur Insertion der Implantate wurden an insgesamt zwei verschiedenen Tieren zwei Operationseingriffe durchgeführt. Bei der ersten Operation wurden zunächst zwei Implantate (A11 und S10) inseriert. Es wurde lediglich das Ankylos-Implantat A11 belastet. Das zweite Implantat S10 wurde als Referenz in einem Abstand von ca. 3 cm von A11 in Richtung der Geweihspitze inseriert und nicht belastet. Das dritte Implantat (A11) wurde in einem zweiten Tier mit kleiner dosierter Kraft von ca. 12 N über mehrere Wochen mit Hilfe des KauSi zyklisch belastet.

4.7 Knochenumbausimulation

Es sollten nun ebenfalls mittels mathematischer Modelle Knochenumbauprozesse in dem umgebenden Knochen eines im Kiefer inserierten Implantats erforscht werden. Hierbei sollte das Verhalten des umgebenden Knochens im Fall einer Über- bzw. Unterbelastung des Implantats untersucht werden. Zu diesem Zweck wurde ein Algorithmus entwickelt, der die komplexen Knochenumbauprozesse anhand eines numerischen Modells simuliert.

Gemäß der sogenannten Schädigungs-/Wiederherstellungstheorie [Doblaré und García 2002] kann sich der Knochen nach einer Zerstörung wieder regenerieren. Während die Lastabschirmung (Unterbelastung) eine übliche Ursache für Knochenabbau ist, können Spannungsspitzen (Überbelastung) im Grenzbereich zwischen Implantat und Knochen denselben Effekt hervorrufen. Die Überbelastungen können zu einer Art kontinuierlicher Schädigung des Knochens führen. Hierbei ist die Geschwindigkeit der verursachten Zerstörung größer als die Reparatur durch den Wiederherstellungsprozess. Abbildung 55 zeigt das Dichteänderungs-Spannungs-Diagramm unter Berücksichtigung des neutralen Bereichs.

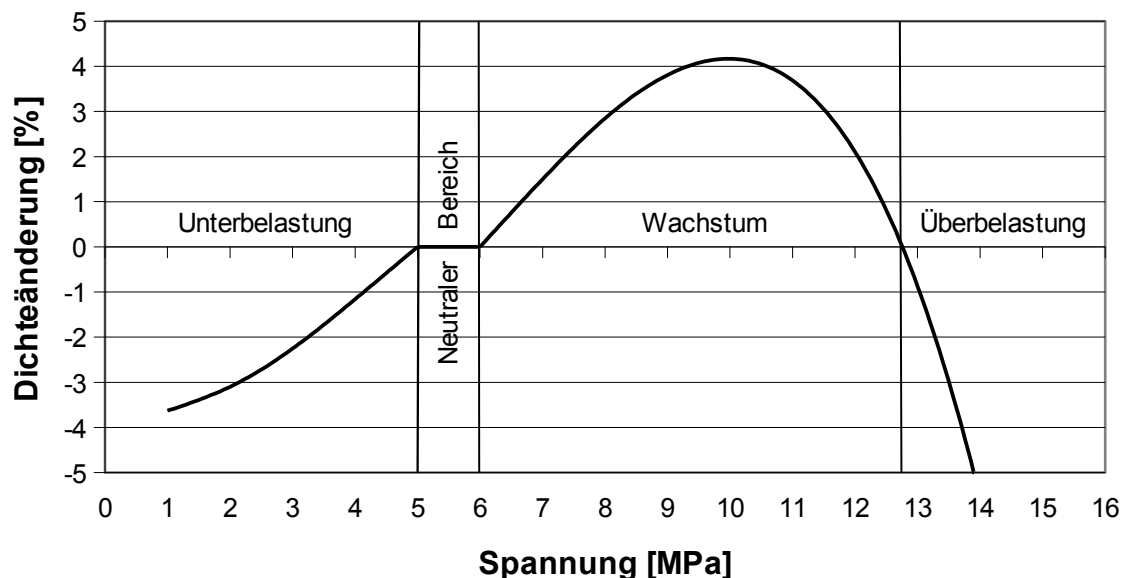


Abbildung 55: Dichteänderungs-Spannungs-Diagramm unter Berücksichtigung des neutralen Bereichs: für die Dichte wurde ein Initialwert von 1 g/cm^3 vorausgesetzt.

Hierbei wurde für die Dichte ein Initialwert von 1 g/cm^3 vorausgesetzt. Die Werte für die Konstanten k , B und D nach Formel 24 wurden aus früheren Untersuchungen übernommen [Weinans et al. 1992].

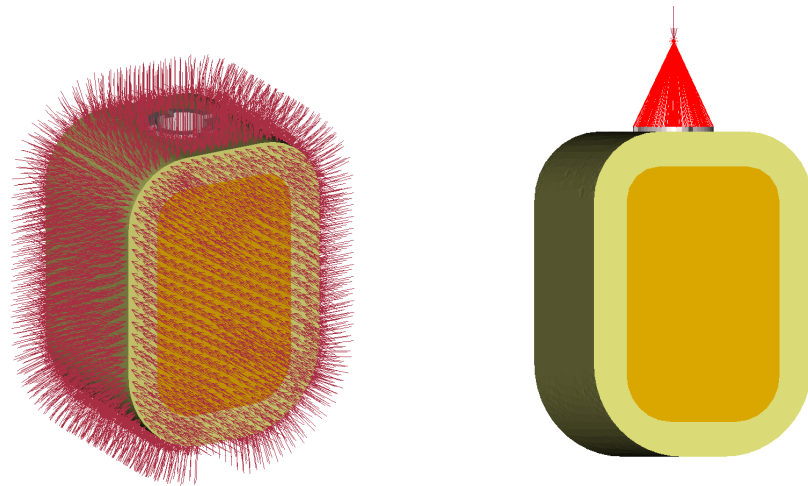
Das oben bereits vorgestellte mathematische Modell wurde in eine selbst entwickelte Konsolenanwendung implementiert. Diese greift im Hintergrund auf das FE-Programm MSC.Marc/Mentat für die Berechnungen von Auslenkung, Verzerrung und Spannung in den Modellen zu.

Der Algorithmus ist in der Lage, auf Basis dreidimensionaler FE-Modelle eines im Knochen eingesetzten Implantats, den Knochenab- bzw. -anbau automatisch in mehreren Iterationen zu simulieren. Dabei werden die Materialeigenschaften (definiert über die Dichte) durch das Programm nach jedem Simulationsschritt für jedes einzelne Element neu gesetzt (Kapitel 2.3.3), bevor der nächste Durchlauf im Solver stattfindet.

Unter Anwendung dieses mathematischen Modells wurden zahlreiche numerische Berechnungen durchgeführt. Für die Simulation wurde ein dreidimensionales Modell eines Implantats des Typs Ankylos A11 in die dreidimensionale Geometrie einer idealisierten Knochenstruktur eingesetzt. Die Dimensionen und die Form wurden einem menschlichen Unterkiefersegment im Bereich der Seitenzähne angepasst. Die Kortikalisdicke betrug dabei 2 mm.

Das Implantat wurde anschließend mit variierenden Kräften belastet. Die Auswertung der resultierenden Änderung der Knochendichte erfolgte jeweils nach 100 Iterationen. Die numerischen Untersuchungen sollten sodann einen Aufschluss über die komplexen Knochenumbauprozesse in dem umgebenden Knochen eines inserierten Implantats im Kiefer ermöglichen.

Die ersten Ergebnisse zeigten jedoch, dass die bisher verwendeten Randbedingungen für diese Art von Untersuchungen nicht geeignet sind. Bei den bisherigen Randbedingungen handelte es sich ausschließlich um Einschränkung der Beweglichkeit des Knochens durch die Implantatbelastung. Hierfür wurde die Knochenoberfläche einfach nur an den mesialen und distalen Enden in allen Richtungen



*Abbildung 56: Erstes FE-Modell mit neuen Randbedingungen:
Oberflächenbelastung (links) und rigid body mit Krafteinleitung.*

festgehalten (siehe Kapitel 4.4.1). Die Anwendung dieser Randbedingungen führte bei den FE-Berechnungen der Knochenumbauprozesse zu einem kompletten Abbau des Knochens in den unbelasteten Regionen der Knochenoberfläche.

Am menschlichen Kieferknochen ist festzustellen, dass dieser stets kleinen Kräften und Belastungen ausgesetzt ist, die für den Erhalt und Anbau des Kieferknochens notwendig sind. Die Stimulation des Kieferknochens erfolgt durch aktive Muskelarbeit und kleine natürliche Spannungen. Ohne diese ist eine Abnahme der Knochenmasse unvermeidbar, so auch bei den numerischen und mathematischen Simulationen.

Da nicht alle Oberflächenelemente des Knochenmodells unter Belastung stehen, werden diese durch den Algorithmus systematisch abgebaut und hinterlassen Lücken auf der Oberfläche des Modells. Um diese Problematik zu umgehen, wurden alle Elemente, die sich auf der Oberfläche befinden, mit kleiner konstanter Kraft von 0,5 N belastet (Abbildung 56, links). Dadurch konnte die Oberfläche stabilisiert und ein Abbau der betroffenen Elemente verhindert werden.

Zwecks einer noch genaueren Untersuchung der Knochenumbauprozesse wurde ein weiteres FE-Modell erstellt. Dabei handelte es sich ebenfalls um ein in die dreidimensionale Geometrie einer idealisierten Knochenstruktur eingesetztes Implantat vom Typ A11.

Dieses neue Modell unterscheidet sich von dem vorherigen in der Knochenstruktur und den definierten Randbedingungen. Die genaue Betrachtung der Knochenstruktur im Bereich der Spongiosa zeigt eine irreguläre Vernetzung bis zur umhüllenden Kortikalis. Durch diese irreguläre Gerüststruktur der Spongiosa und deren Verbindungen mit der Kortikalis wird durch ein Minimum an Material (und Gewicht) eine maximale Stabilität erzielt.

Nach diesem Vorbild wurde bei dem neuen Modell der Fokus auf Nachbildung einer inhomogenen, trabekulären Spongiosa-Struktur um das Implantat gelegt. Da sich die Implantatbelastung nur in dessen näherer Umgebung auswirkt, wurde ein zunächst noch homogener Knochenzylinder mit einem Durchmesser von 7 mm gleichmässig so um das Implantat modelliert, dass dieses noch 0,1 mm aus der 2 mm dicken Kortikalis herausragte. Das untere Ende des Zylinders befand sich ca. 2,5 mm unterhalb der Implantatspitze.

Da dieses Modell nun nur noch über einen kleinen Kortikalisring um den Implantatstift verfügte, musste die ganze äußere Begrenzung der Spongiosaoberfläche mittels Randbedingungen nachgebildet werden.

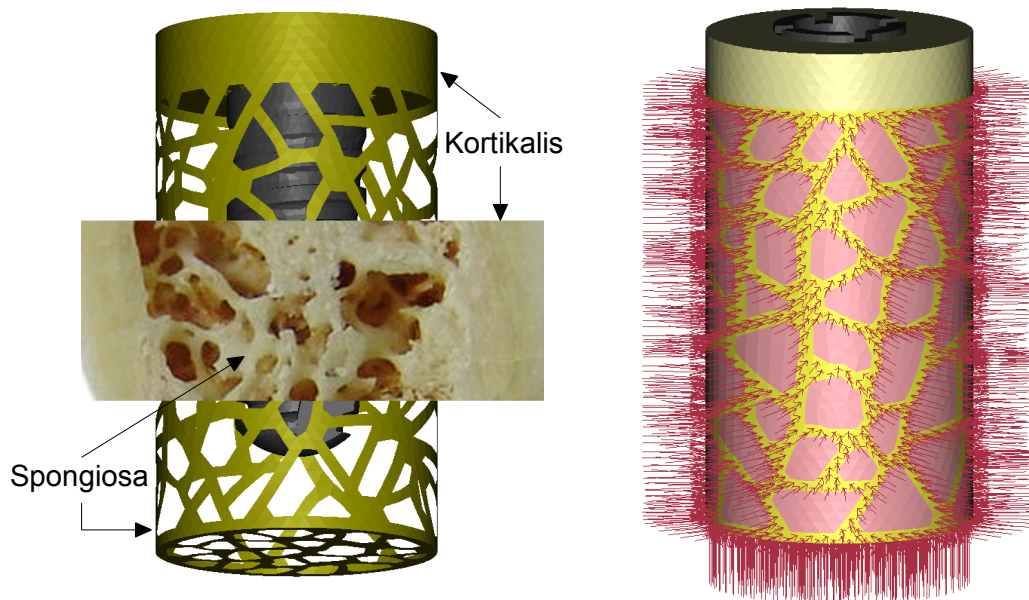


Abbildung 57: Zylindrisches FE-Modell mit irregulärem Gitter auf der Spongiosaoberfläche, nur die gelb markierten Elemente wurden von außen belastet (rechts, mit Lastvektor-Pfeilen). Links wurde ein Photo eines aufgeschnittenen Kieferknochens zur Verdeutlichung der trabekulären Gitterstruktur vor das Modell gelegt.

Diese nun schwach belasteten Lagerungen in der Art eines irregulären Gitters auf der Spongiosaoberfläche waren entscheidend für die Nachbildung der spongiösen Struktur. Diese wurden erst noch engmaschig modelliert und zuletzt weitmaschiger (Abbildung 57).

Zunächst wurde ein Modell mit einer geringfügigen Belastung von 5 N berechnet, bevor bei 50 N beginnend die Last jeweils in Schritten von 50 N bis auf 500 N erhöht wurde. Anschliessend wurde noch in Schritten von 100 N weiter aufsteigend simuliert, um auch noch den sofortigen Totalverlust sehen zu können.

Alle Berechnungen wurden ohne Kontaktanalyse (Kapitel 2.2.4) durchgeführt. Somit wurde ein osseointegrierter Zustand des Implantats simuliert.

5 Ergebnisse und Diskussion

Im folgenden Kapitel finden sich die Ergebnisse der experimentellen und numerischen Untersuchungen die in den Kapiteln 4.5 bis 4.7 beschrieben wurden.

Die Darstellung der Spannungs- und Verzerrungsverteilungen erfolgt mit Hilfe einer farblichen Kodierung. Eine solche Darstellung ist exemplarisch in Abbildung 58 zu sehen. Sie zeigt eine farblich kodierte Darstellung der örtlichen Maximalwerte für die Auswertung. Die Farbstufen zeigen jeweils die Spannungs- und Verzerrungswerte, wobei das Maximum gelb kodiert ist.

Die Maximalwerte für Verzerrungen traten typischerweise im Kontaktbereich zwischen Implantat und dem spongiösen Knochen auf. Die maximalen Spannungen traten hingegen meistens im Kontaktbereich mit der Kortikalis auf, da hier den auftretenden Belastungen mehr Widerstand entgegengesetzt wird. Daher beziehen sich alle Maximalwerte jeweils auf den entsprechenden Bereich.

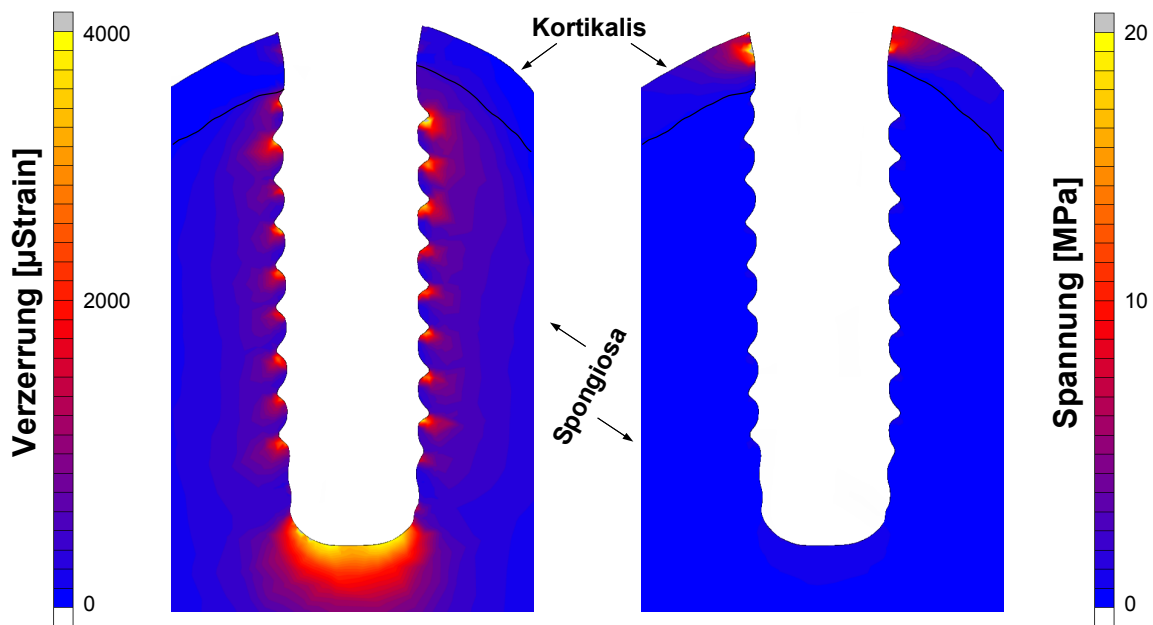


Abbildung 58: Farbliche Darstellung der Verzerrungs- (links) und Spannungswerte (rechts). Die Maximalwerte für Verzerrungen können in der Spongiosa lokalisiert werden. Spannungsspitzen treten dagegen im Kontaktbereich des Implantats in der Kortikalis auf.

5.1 Ergebnisse der Parametervariation

Es folgt eine Zusammenfassung der Ergebnisse zur Parametervariation. Die numerischen Untersuchungen bezüglich der Variation von effektiven Elastizitätsmoduln des Knochens zeigten eine große Auswirkung auf die Implantatauslenkung.

Dieser Einfluss machte sich besonders bei dem spongiösen Knochen bemerkbar. Wie in Abbildung 59 dargestellt, variierten die Implantatauslenkungen des A11-Implantats zwischen 12 und 160 μm . Im Gegensatz zum spongiösen Knochen konnten durch die Parametervariation im kortikalen Knochen deutlich kleinere Unterschiede bei den Implantatauslenkungen festgestellt werden (Abbildung 60). Die größere Kontaktfläche zwischen Implantat und spongiösem Knochen und der daraus resultierende größere Widerstand gegen axiale Belastungen machen den effektiven Elastizitätsmodul des spongiösem Knochens zu einem wichtigen Faktor bei den numerischen Untersuchungen.

Durch diese systematischen Untersuchungen konnten Parameter gefunden werden, die mit den Angaben der Literaturwerte [Frost 1987, van Oosterwyck 2000] und den experimentell gewonnenen Daten in etwa übereinstimmen.

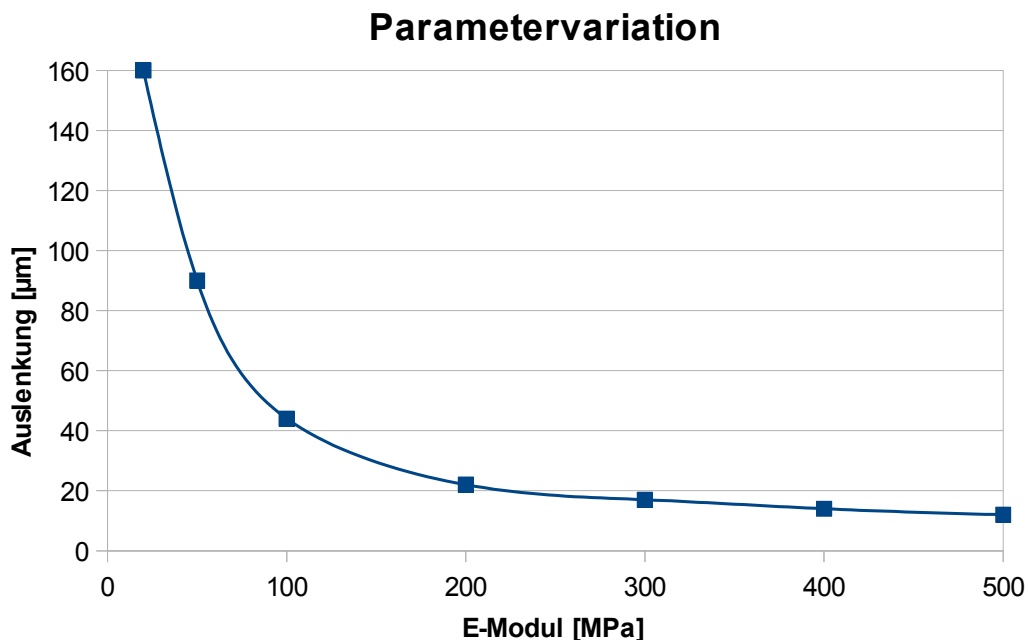


Abbildung 59: Materialparametervariation für Spongiosa der FE-Modelle zum Implantattyp A11.

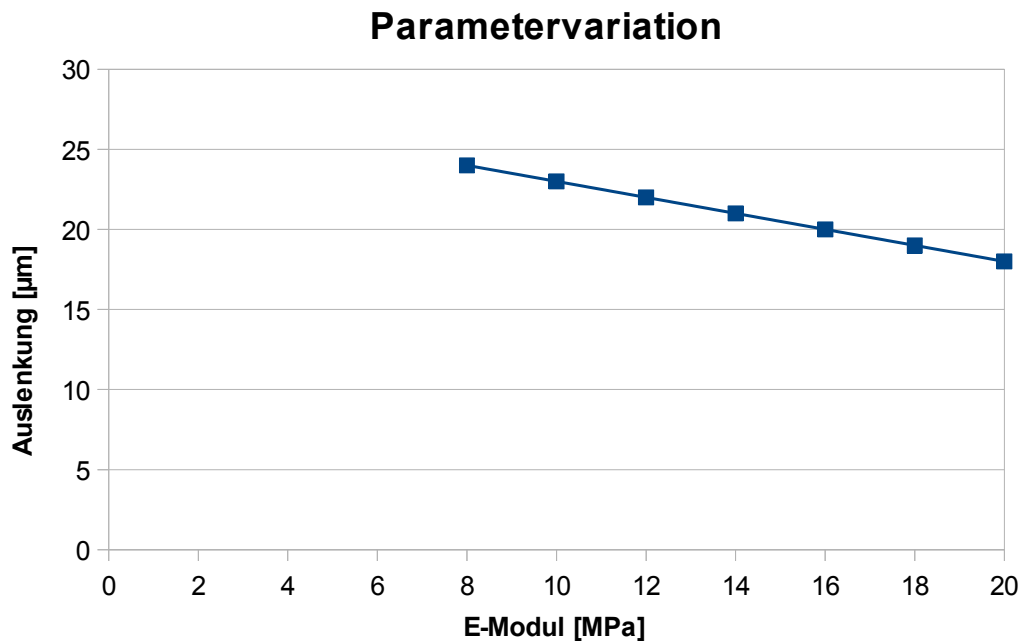


Abbildung 60: Materialparametervariation für Kortikalis der FE-Modelle zum Implantattyp A11.

5.2 Ergebnisse zur Sofortbelastung

Zur Untersuchung der Sofortbelastung wurden im Rahmen dieser Arbeit eine Reihe experimenteller und numerischer Untersuchungen durchgeführt. Wie in Kapitel 4.5.1 beschrieben, wurden die experimentellen Untersuchungen an insgesamt 26 Proben von fünf verschiedenen Schweinekiefersegmenten vollzogen und ausgewertet [Giantoro 2012]. Im Anschluss an die durchgeführten Experimente erfolgten die numerischen Simulationen. Wie bereits in Kapitel 4.5.1 erwähnt, wurden zusätzlich mehrere numerische Berechnungen anhand idealisierter Knochengewebe an verschiedenen Implantattypen herangezogen.

5.2.1 Experimentelle Ergebnisse

Die experimentelle Analyse der Implantatbeweglichkeit an Schweinemodellen erfolgte an Implantaten der Marke Ankylos in den Größen A9.5, B9.5, A11, B11, A14 und B14. Die Auswertung ergab die im Folgenden gruppenweise verglichen und erläuterten Endbelastungen und Implantatauslenkungen.

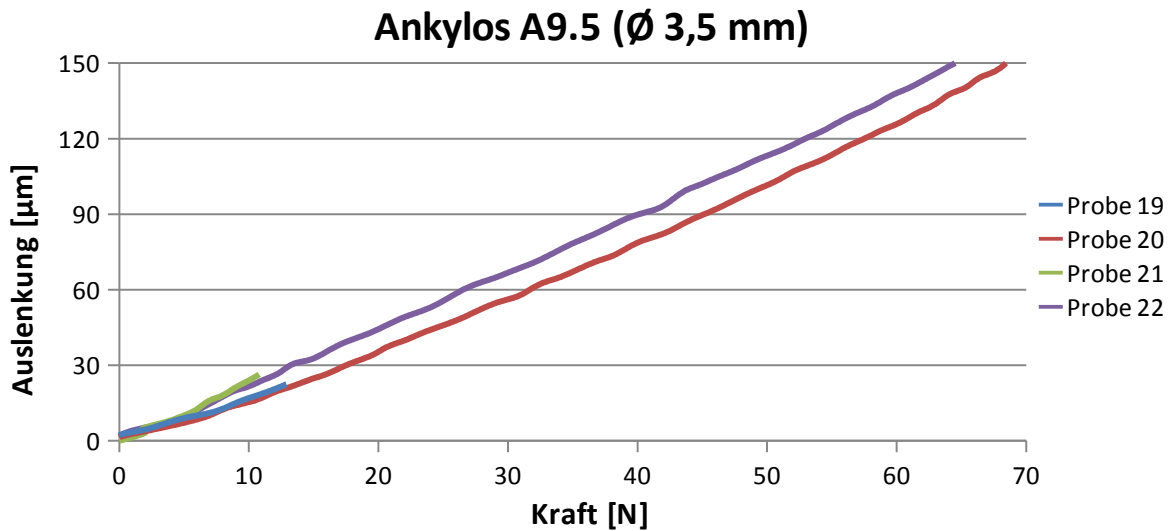


Abbildung 61: Gemessene Auslenkungs-Kraft-Kurven des Implantats A9.5.

In Abbildung 61 (Probe 19 bis 22) ist ein nahezu lineares Auslenkungs-Kraft-Verhalten der Implantate vom Typ A9.5 zu erkennen. Abbildung 62 zeigt die Implantatauslenkungen vierer Implantate des Typs B9.5 aus zwei verschiedenen Schweißpräparaten, Kieferhälfte 1 (Proben 23 und 24) und Kieferhälfte 2 (Proben 25 und 26). Die Proben von Kieferhälfte 1 zeigen aufgrund unterschiedlicher Knochenstruktur beider Kieferhälften eine deutlich geringere Auslenkung als die von Kieferhälfte 2.

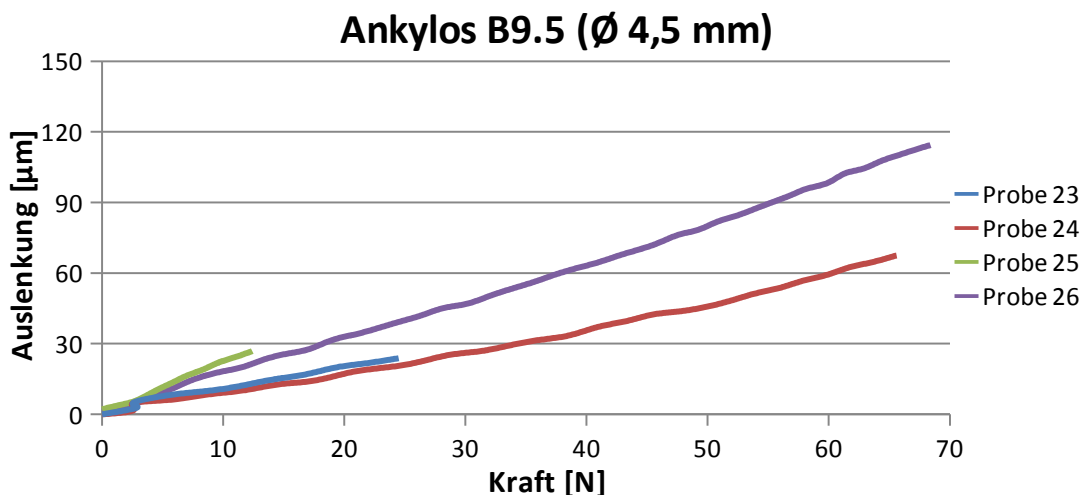


Abbildung 62: Gemessene Auslenkungs-Kraft-Kurven des Implantats B9.5.

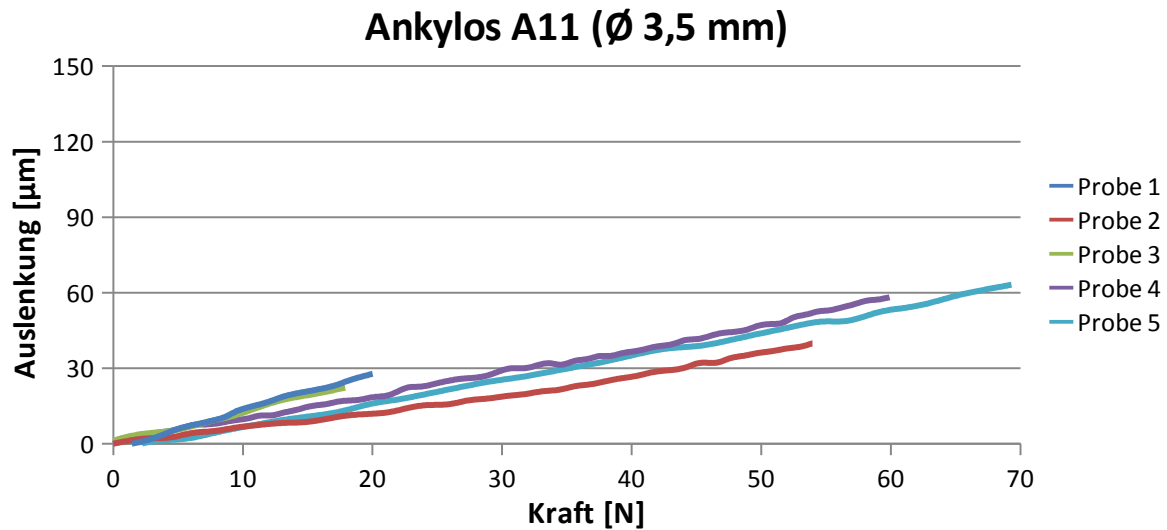


Abbildung 63: Gemessene Auslenkungs-Kraft-Kurven des Implantats A11.

In Abbildung 63 ist ebenfalls ein lineares Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantattyps A11 zu erkennen. Dabei handelt es sich um insgesamt fünf Präparate von zwei unterschiedlichen Schweinekiefern. Es kann jedoch ein vergleichbares Auslenkungsverhalten trotz unterschiedlicher Präparatherkunft festgestellt werden. Analog zum Implantattyp B9.5 konnten bei den Untersuchungen der Proben 15 und 16 (Schweinekiefer 1) sowie der Proben 17 und 18 (Schweinekiefer 2) vom Typ B11 (Abbildung 64) Abweichungen zwischen diesen Proben festgestellt werden. Diese sind in den Auslenkungs-Kraft-Kurven der Implantate deutlich erkennbar.

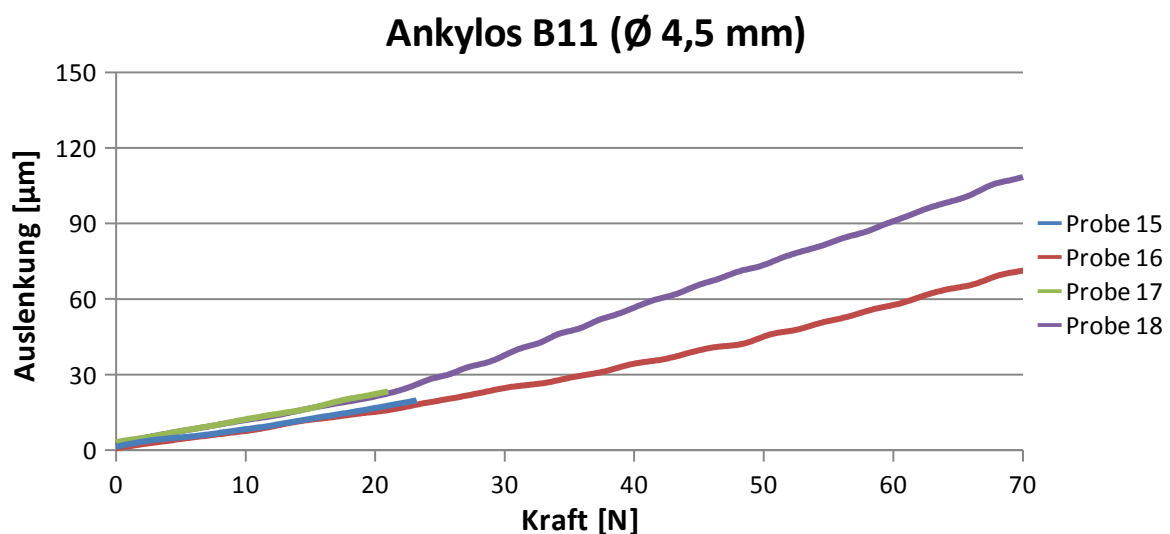


Abbildung 64: Gemessene Auslenkungs-Kraft-Kurven des Implantats B11.

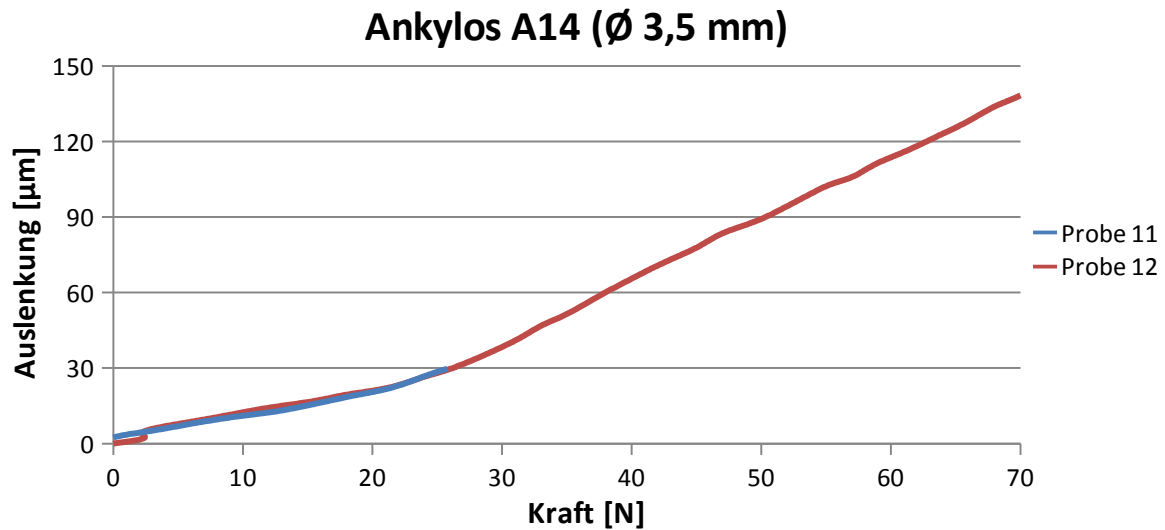


Abbildung 65: Gemessene Auslenkungs-Kraft-Kurven des Implantats A14.

Abbildung 65 zeigt die Auslenkungen zweier Implantate des Typs A14. Die Messung der Probe 11 wurde während des Versuchs aufgrund einer möglichen Kollision des Kraftarmes mit dem Probenhalter abgebrochen. Dadurch konnte eine Zerstörung des Hexapoden verhindert werden. Für Probe 12 ist jedoch ein bilineares Auslenkungsverhalten zu erkennen: ab einer aufgebrauchten Kraft von 20 N ist ein Knick in der ansonsten linearen Kurve festzustellen. Beim Implantattyp B14 (Abbildung 66) stammen die Proben ebenfalls von zwei unterschiedlichen Schweinen, verhalten sich aber linear (Proben 6 bis 10, 13 und 14).

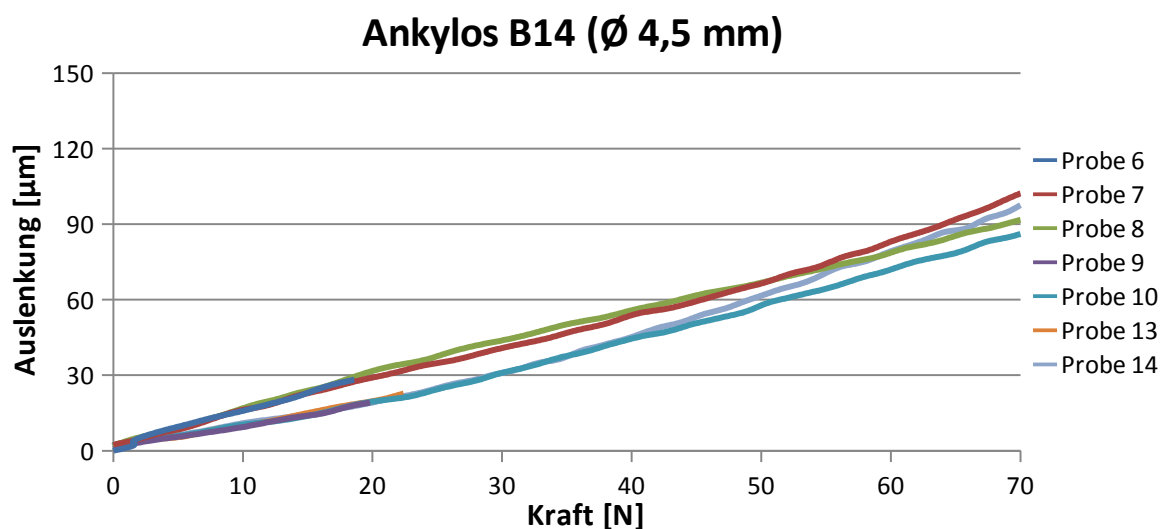


Abbildung 66: Gemessene Auslenkungs-Kraft-Kurven des Implantats B14.

5.2.2 Validierende FE-Simulation

Im Folgenden werden numerische Simulationen sofortbelasteter Implantate exemplarisch an den Typen A11, A14 und B14 gezeigt. Mit Hilfe der Kontaktanalyse konnte ein nicht-osseointegrierter Zustand des Implantats numerisch simuliert werden. Die Implantate wurden jeweils mit einer Kraft von 100 N belastet und die resultierenden Auslenkungen farblich kodiert dargestellt. Die weißen Bereiche im jeweils mittleren Teil des Bildes zwischen Implantat und Knochen zeigen eine Lösung des Implantats vom Knochen im nicht-osseointegrierten Zustand. Um diesen Spalt besser darstellen zu können, wurden die Auslenkungen und Verformungen 100-fach überhöht dargestellt. Für den Implantattyp A11 wurden außerdem noch beispielhaft Verzerrungen und Spannungen dargestellt.

Abbildung 67 zeigt die Auslenkungen für das Implantat A11. Anhand der Farbskala können die auftretenden Auslenkungen ermittelt werden. In der Kortikalis findet kein Ablösen des Implantats vom Knochen statt.

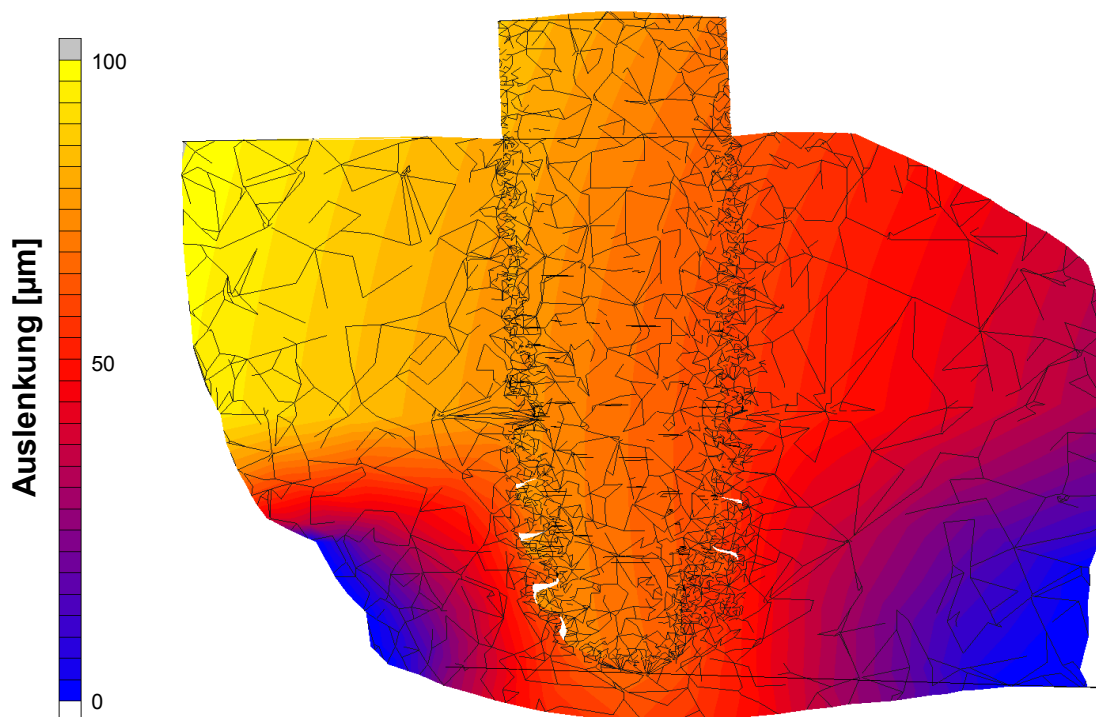


Abbildung 67: Schnitt durch das FE-Modell des Implantats A11 und farblich kodierte Darstellung der in der Simulation ermittelten Auslenkungen (100-fach überhöht).

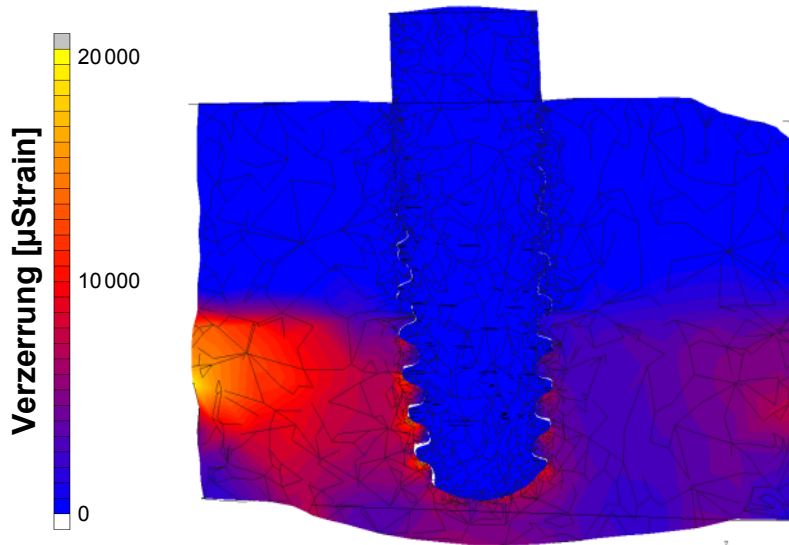


Abbildung 68: Schnitt durch das FE-Modell des Implantats A11 sowie farblich kodierte Darstellung der in der Simulation ermittelten Verzerrungen (100-fach überhöht).

In Abbildung 68 ist zu erkennen, dass unter Belastung das Implantat zusammen mit der Kortikalis auf die Spongiosa drückt. Dies ist auf die starke Verankerung des Implantats in der Kortikalis zurückzuführen. Dieses verursacht größere Verzerrungen im Bereich der Spongiosa. Abbildung 69 zeigt die Spannungen im Modell des A11-Implantats. Diese treten vor allem im Bereich der Kortikalis auf.

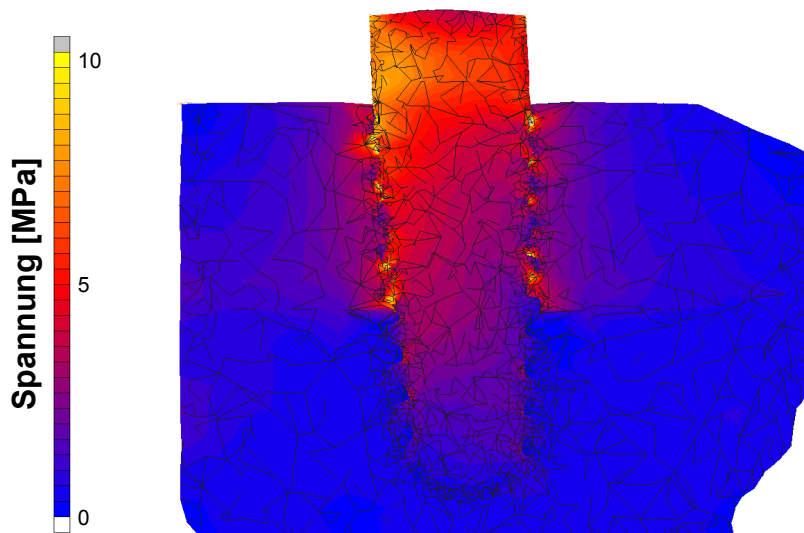


Abbildung 69: Schnitt durch das FE-Modell des Implantats A11 sowie farblich kodierte Darstellung der in der Simulation ermittelten Spannungen (100-fach überhöht).

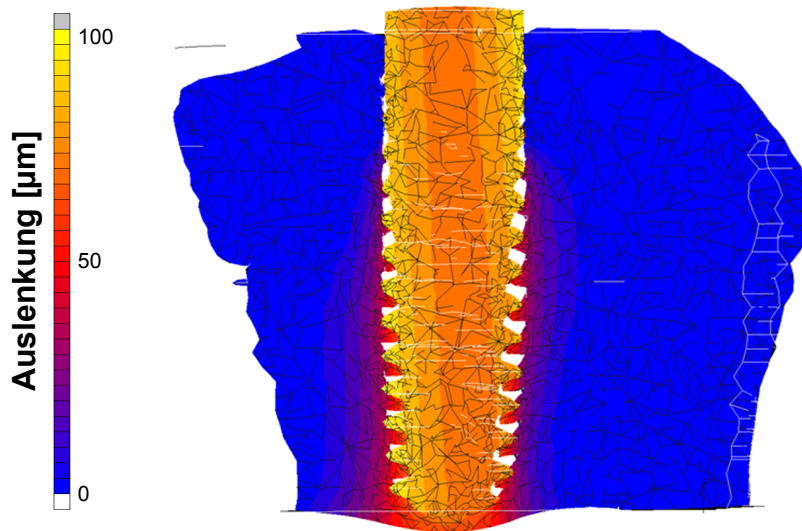


Abbildung 70: Schnitt durch das FE-Modell des Implantats A14 sowie farblich kodierte Darstellung der in der Simulation ermittelten Auslenkungen (100-fach überhöht).

Abbildungen 70 und 71 stellen jeweils die numerische Simulation eines sofortbelasteten Implantats vom Typ A14 bzw. B14 dar. Anhand der gelblichen Farbe des kortikalen Knochens um das Implantat vom Typ B14 sieht man, dass er sich vollständig mitbewegt hat, während das Implantat A14 dagegen durchgerutscht ist.

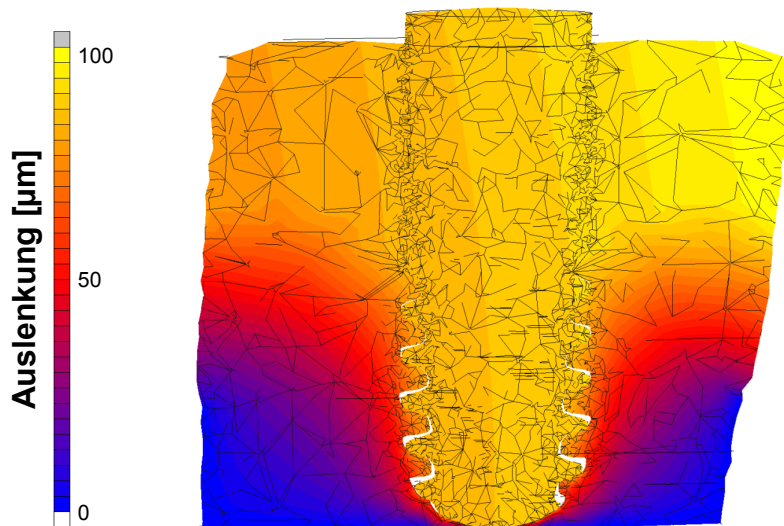


Abbildung 71: Schnitt durch das FE-Modell des Implantats B14 sowie farblich kodierte Darstellung der in der Simulation ermittelten Auslenkungen (100-fach überhöht).

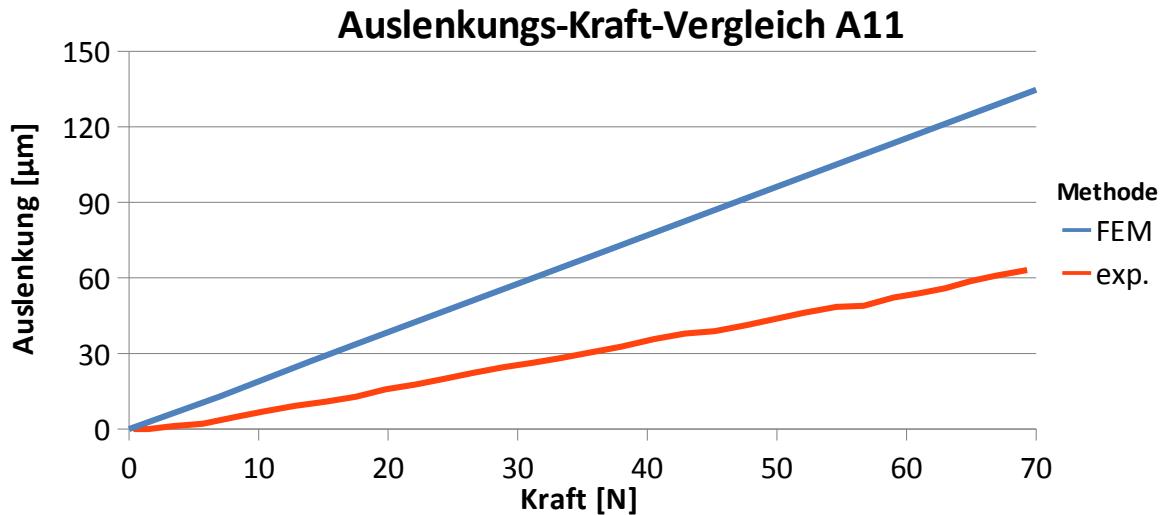


Abbildung 72: Numerisch-experimenteller Auslenkungs-Kraft-Vergleich des Schweinekiefermodells mit Implantat A11.

Abbildung 72 zeigt die experimentelle und numerische Analyse der Auslenkungen des Implantats A11 im Vergleich. Hierbei wurden die Auslenkungen in Abhängigkeit von der Kraft N dargestellt. Der Vergleich bezieht sich auf das Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantats im Knochen bei axialer Belastung. Dabei wurden die FE-Rechnungen mit Kontaktanalyse durchgeführt (siehe Kapitel 2.2.3). Die Ergebnisse der Kontaktanalyse zeigen eine nahezu doppelt so hohe Beweglichkeit des Implantats im Vergleich zum Experiment.

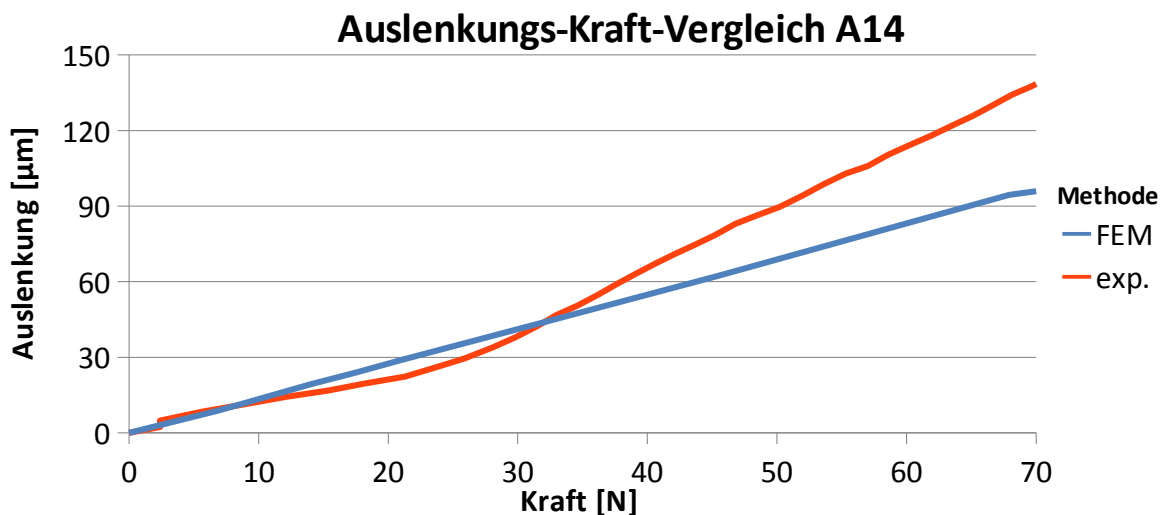


Abbildung 73: Numerisch-experimenteller Auslenkungs-Kraft-Vergleich des Schweinekiefermodells mit Implantat A14.

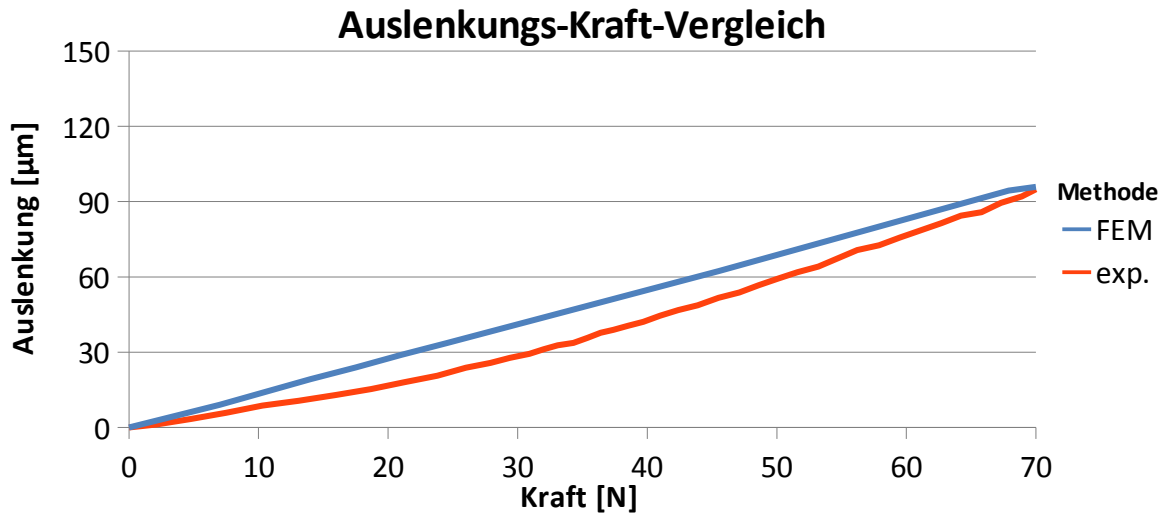


Abbildung 74: Numerisch-experimenteller Auslenkungs-Kraft-Vergleich des Schweinekiefermodells mit Implantat B14.

Abbildung 73 zeigt den Vergleich der experimentellen und numerischen Analyse der Auslenkungen des Implantats A14. Die Kurven der numerischen und experimentellen Untersuchung zeigen in der Anfangsphase eine gute Übereinstimmung.

Ab einer Kraft von 30 N weicht jedoch die experimentelle Analyse der Implantatbeweglichkeit von der numerischen stark ab. In diesem Fall ist ein nichtlineares Verhalten der Implantatauslenkung bezüglich der axialen Belastung zu beobachten. Eine mögliche Erklärung dafür wäre die Entstehung eines Hohlraums unterhalb der Implantatspitze bei der Präparation, die zu einer erhöhten Beanspruchung des Knochengewebes im Gewindebereich führt.

Im Gegensatz zu den letzten beiden Fällen zeigt die Abbildung 74 eine sehr gute Übereinstimmung der beiden Kurven. Das Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantats bleibt sowohl beim Experiment als auch bei der numerischen Analyse während des gesamten Ablaufs linear.

5.2.3 Ergänzende numerische Berechnungen

In diesem Teil der Arbeit sollten unterschiedliche nicht-osseointegrierte Implantattypen ergänzend anhand numerischer Methoden untersucht werden. Dabei wurde auf experimentelle Untersuchungen verzichtet.

Nachfolgend werden zur besseren Übersicht die Ergebnisse für das Ankylos-Implantat-System, gruppiert nach Auslenkung, Verzerrung und Spannung, dargestellt. Die numerischen Ergebnisse für die berechneten Modelle wurden zur Bewertung in insgesamt vier Gruppen aufgeteilt. Die Aufteilung der Gruppen wurde nach Kortikalisdicke und Krafrichtung durchgeführt.

Bei den Gruppen 1 und 3 wurden die mit einer Kortikalisdicke von 2 mm modellierten Implantate belastet. In den Gruppen 2 und 4 stehen die Implantate in einem Knochenmodell mit einer Kortikalisdicke von 3 mm. Die Gruppen 1 und 2 unterscheiden sich von den Gruppen 3 und 4 nur durch die Krafrichtung, hierbei sind die Implantate in den Gruppen 1 und 2 rein vertikal, die der Gruppen 3 und 4 lateral in einem Winkel von 45° zur Okklusionsebene belastet worden. Die angegebenen Auslenkungs-, Verzerrungs- und Spannungswerte beziehen sich bei allen Gruppen auf eine Kraft von 100 N auf das Implantat. Tabelle 10 zeigt die Gruppenaufteilung der numerischen Ergebnisse als Übersicht.

	Kortikalisdicke	Krafrichtung
Gruppe 1	2 mm	vertikal
Gruppe 2	3 mm	vertikal
Gruppe 3	2 mm	lateral
Gruppe 4	3 mm	lateral

Tabelle 10: Gruppenaufteilung numerischer Ergebnisse.

Abbildung 75 zeigt einen Vergleich der vertikalen Belastung bezüglich der Auslenkungen des Implantats. Es ist zu erkennen, dass die Beweglichkeit für alle Implantate bei der geringeren Kortikalisdicke von 2 mm deutlich höher ist. Die maximalen Auslenkungen dieser Implantate waren im Durchschnitt 26 Prozent höher als die mit einer Kortikalisdicke von 3 mm. Dies verursachte in der Folge höhere Verzerrungen in der Spongiosa bei der geringeren Kortikalisdicke (Abbildung 76).

Ein Vergleich der berechneten Spannungen in der Kortikalis (Abbildung 77) zeigte, dass die geringere Kortikalisdicke auch eine um etwa 11 Prozent höhere maximale Spannung aufweist.

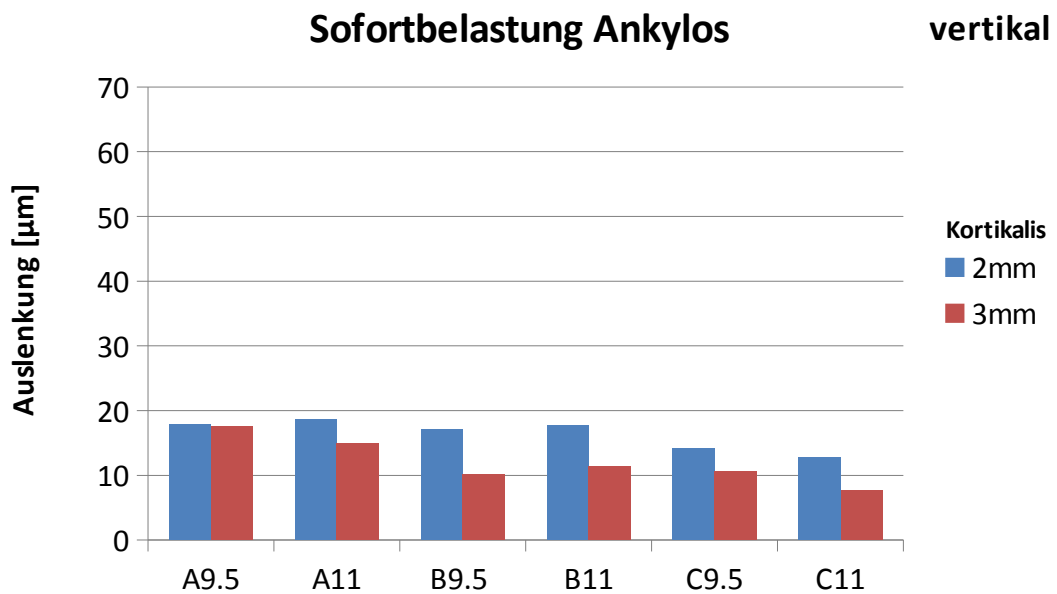


Abbildung 75: Auslenkungen der Implantate bei vertikaler Belastung mit 100 N: die Auslenkungen bei einer Kortikalisdicke von 2 mm sind jeweils deutlich höher als bei einer Kortikalisdicke von 3 mm.

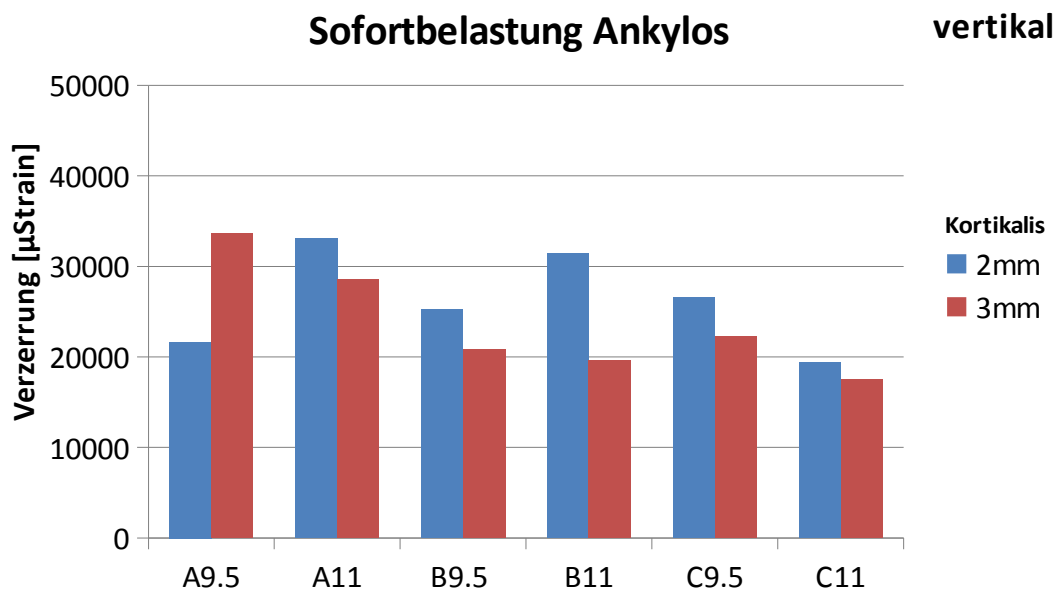


Abbildung 76: Maximale Verzerrungen in der Spongiosa bei vertikaler Belastung.

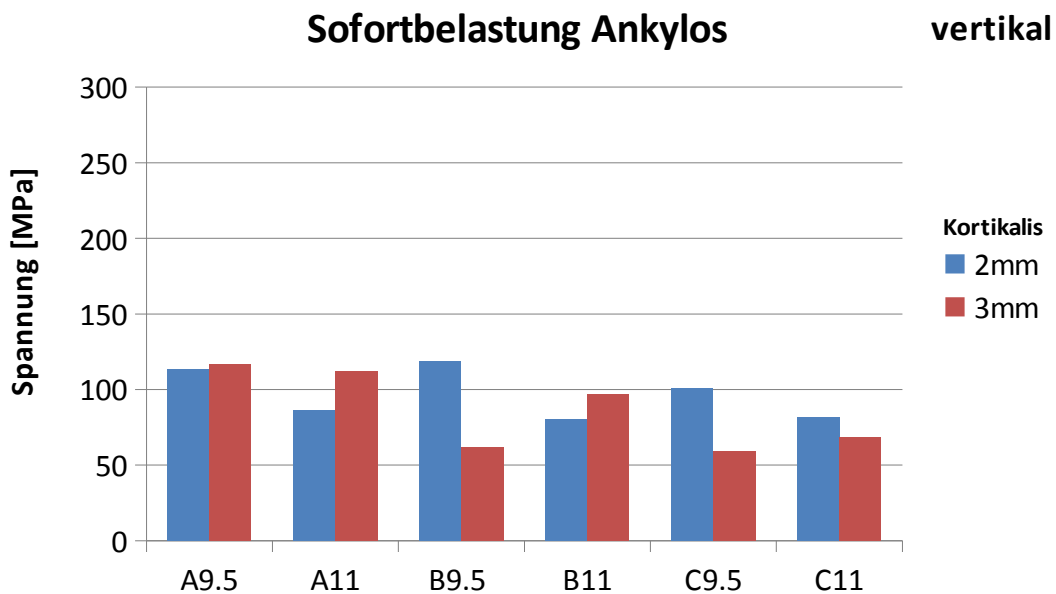


Abbildung 77: Spannungen bei vertikaler Belastung mit 100 N.

Abbildung 78 fasst die Implantatauslenkungen bei lateraler Belastung zusammen. Hier sind, bedingt durch die laterale Belastung, höhere Werte für die Implantatauslenkungen zu erkennen als bei der vertikalen Belastung. Wie erwartet, war die Beweglichkeit für alle Implantate mit einer Kortikalisdicke von 2 mm deutlich höher.

Durch die laterale Belastung und dadurch höhere Auslenkung des Implantats wurde auch der Knochen stärker beansprucht und es entstanden ebenfalls höhere Werte für die maximale Verzerrung (Abbildung 79) und Spannung (Abbildung 80) sowohl in der Spongiosa als auch in der Kortikalis. Allgemein ist zu erkennen, dass bei einer Vergrößerung der Kortikalisdicke um 1 mm die Auslenkungen der Implantate im Vergleich zur geringeren Dicke reduziert sind. Dabei spielte die Implantatgeometrie für die berechneten Auslenkungen der Implantate eine große Rolle. Die Implantate mit dem größten untersuchten Durchmesser (5,5 mm) weisen etwa zwischen 20 und 30 Prozent geringere Auslenkungen als die Implantate mit dem kleinsten Durchmesser (3,5 mm) auf (Abbildungen 76, 79).

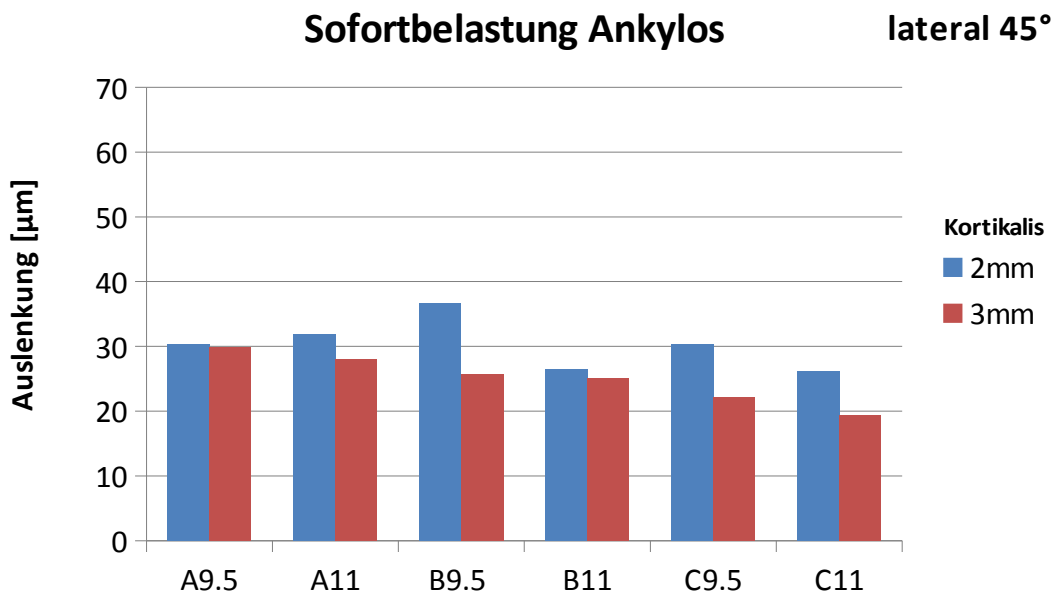


Abbildung 78: Implantatauslenkungen bei lateraler Belastung mit 100 N: die Auslenkungen bei einer Kortikalisdicke von 2 mm waren jeweils deutlich höher als bei einer Kortikalisdicke von 3 mm.

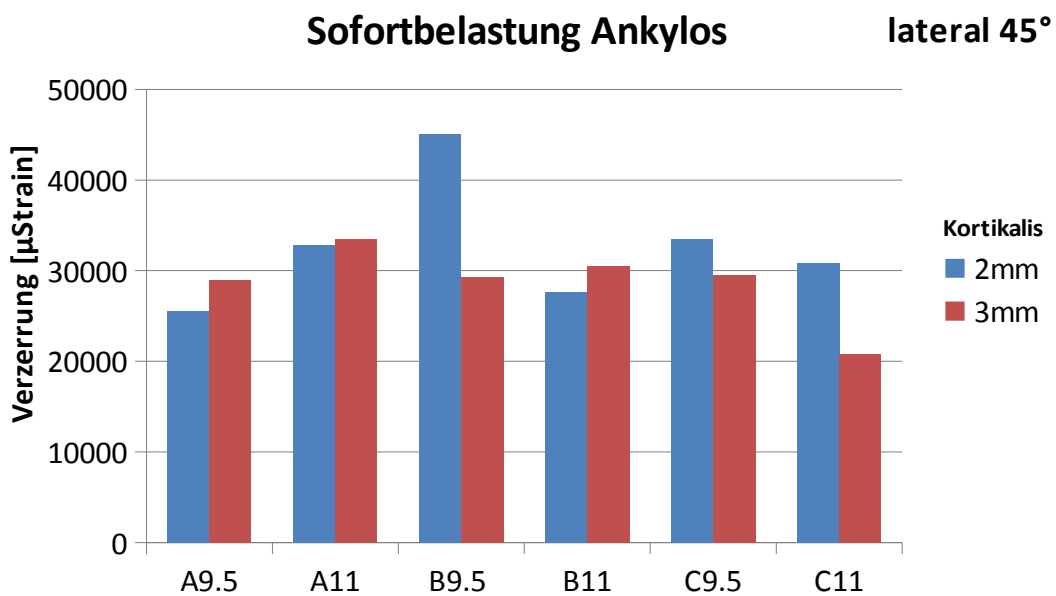


Abbildung 79: Maximale Verzerrungen in der Spongiosa bei lateraler Belastung.

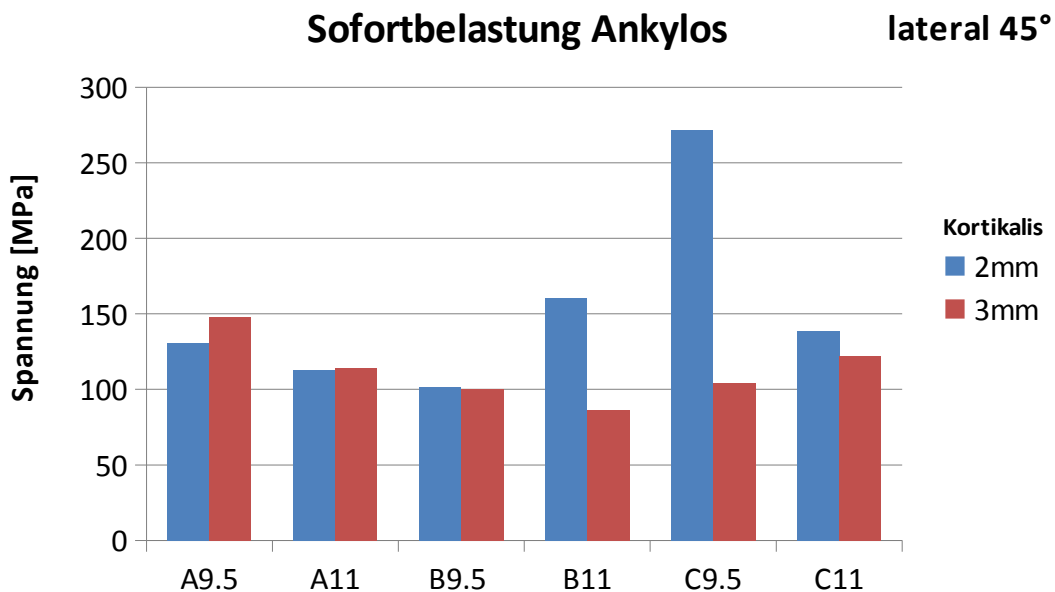


Abbildung 80: Maximale Spannung bei lateraler Belastung mit 100 N.

		A9.5	A11	B9.5	B11	C9.5	C11
Gruppe 1		Kortikalisdicke 2 mm und vertikale Kraft von 100 N					
	Auslenkung [µm]	17,9	18,7	17,0	17,7	14,2	12,8
	Verzerrung [µStrain]	21640	33047	25193	31457	26530	19370
	Spannung [MPa]	113	86	119	80	101	81
Gruppe 2		Kortikalisdicke 3 mm und vertikale Kraft von 100 N					
	Auslenkung [µm]	17,6	14,9	10,1	11,4	10,6	7,6
	Verzerrung [µStrain]	33600	28580	20787	19617	22303	17510
	Spannung [MPa]	117	112	62	97	59	68
Gruppe 3		Kortikalisdicke 2 mm und 45° laterale Kraft von 100 N					
	Auslenkung [µm]	30,3	31,9	36,6	26,5	30,4	26,2
	Verzerrung [µStrain]	25533	32863	45100	27663	33500	30800
	Spannung [MPa]	131	113	102	161	272	139
Gruppe 4		Kortikalisdicke 3 mm und 45° laterale Kraft von 100 N					
	Auslenkung [µm]	29,9	28,1	25,8	25,1	22,1	19,4
	Verzerrung [µStrain]	28987	33500	29307	30547	29510	20837
	Spannung [MPa]	148	114	100	86	104	122

Tabelle 11: Übersicht der Berechnungen des Ankylos-Implantat-Systems.

Tabelle 11 zeigt eine Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse für das Ankylos-Implantat-System.

Im folgenden Abschnitt werden die numerischen Ergebnisse des nicht-osseointegrierten Zustands für das Astra Tech Implantat-System vorgestellt. Die angegebenen Auslenkungs- sowie Verzerrungs- und Spannungswerte beziehen sich ebenfalls auf eine Kraft von 100 N auf das Implantat. Abbildung 81 fasst die Auslenkungen für die Implantate OsseoSpeed 3.5 S und OsseoSpeed 4.5 bezüglich verschiedener Lastrichtungen und der Variation der Kortikalisdicke zusammen. Im Vergleich zu den Ankylos-Implantaten sind die Werte für die Auslenkungen durch das Feingewinde deutlich reduziert. Dadurch bedingt sind die Verzerrungen in der Spongiosa kleiner (Abbildung 82).

Beim Astra Tech Implantat-System sind die Werte für die Spannungen durch den Einfluss von Feingewinden im Vergleich zu Ankylos-Implantaten teilweise erhöht. Durch die Feingewinde verankert sich das Implantat stark im kortikalen Knochen, deshalb steigen die Spannungsspitzen in den Feingewindegängen im Übergangsbereich von Implantat zu Knochen (Abbildung 83).

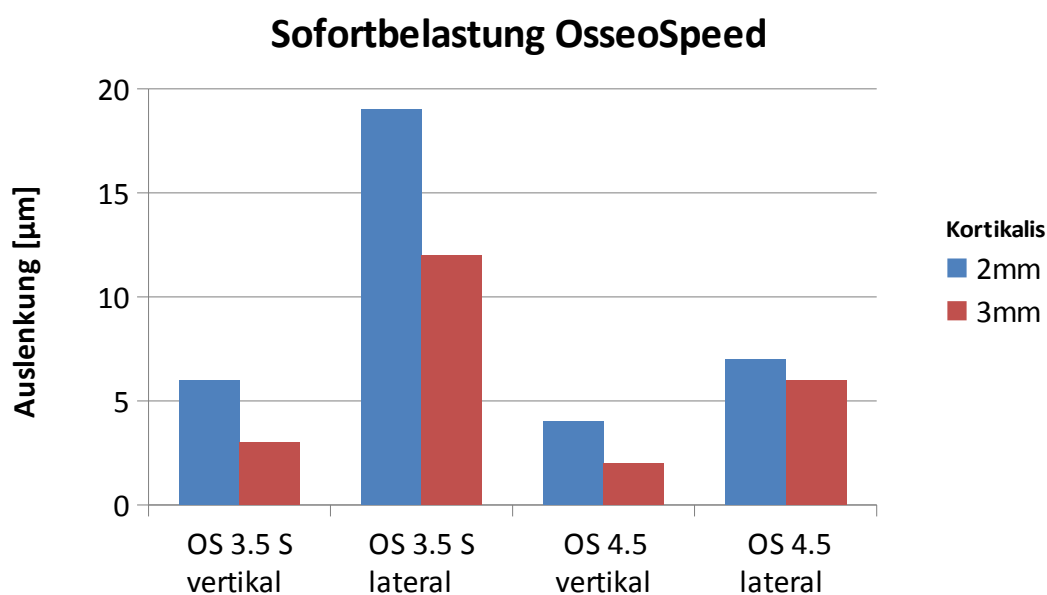


Abbildung 81: Implantatauslenkungen für die Implantate OS 3.5 S und OS 4.5 bei vertikaler und lateraler Belastung.

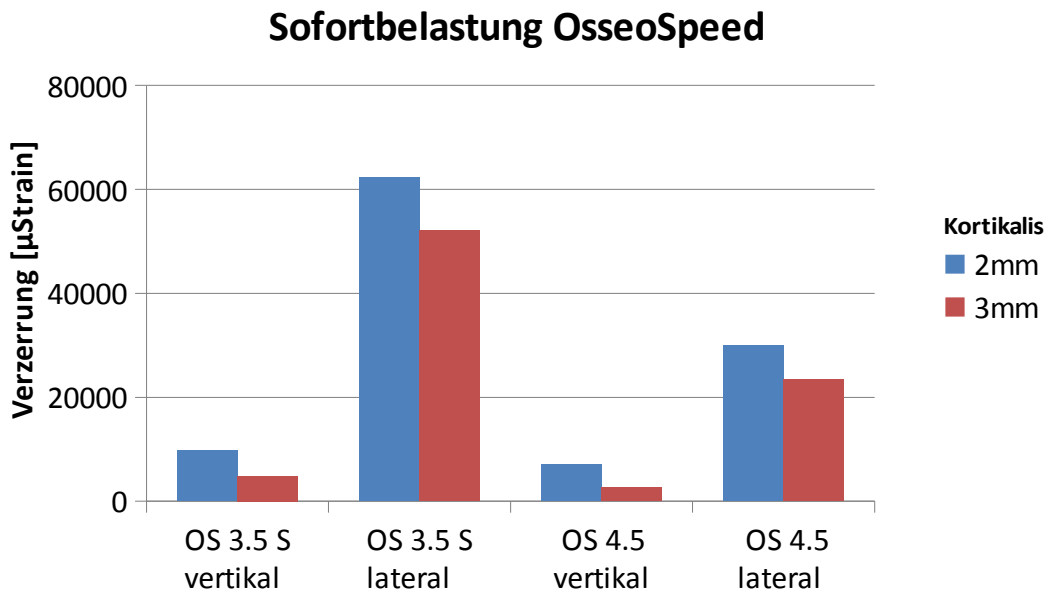


Abbildung 82: Maximale Verzerrungen in der Spongiosa.

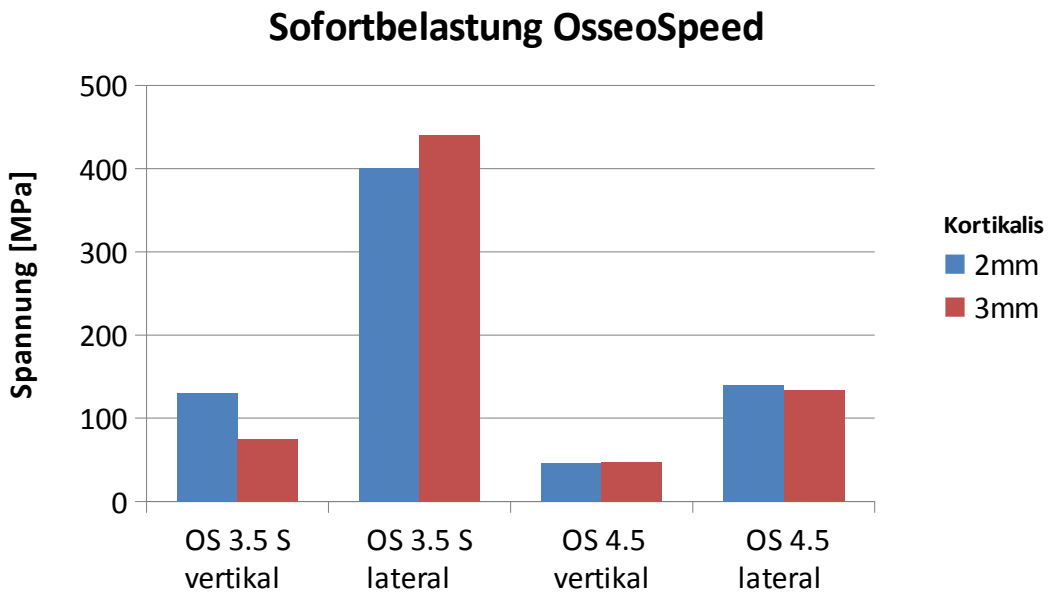


Abbildung 83: Maximalspannungen in der Kortikalis.

Tabelle 12 zeigt eine Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse für das Astra Tech Implantat-System.

		OS 3.5 S	OS 4.5
		Kortikalisdicke 2 mm und vertikale Kraft von 100 N	
Auslenkung	[μm]	6,0	4,0
Verzerrung	[μStrain]	9733	7033
Spannung	[MPa]	130	46
		Kortikalisdicke 3 mm und vertikale Kraft von 100 N	
Auslenkung	[μm]	3,0	2,0
Verzerrung	[μStrain]	4837	2655
Spannung	[MPa]	75	47
		Kortikalisdicke 2 mm und 45° laterale Kraft von 100 N	
Auslenkung	[μm]	19,0	7,0
Verzerrung	[μStrain]	62233	29973
Spannung	[MPa]	401	140
		Kortikalisdicke 3 mm und 45° laterale Kraft von 100 N	
Auslenkung	[μm]	12,0	6,0
Verzerrung	[μStrain]	52067	23457
Spannung	[MPa]	440	134

Tabelle 12: Übersicht der Berechnungen des Astra Tech Implantat-Systems.

5.3 Insertionstiefe

Auch zur Untersuchung der Insertionstiefe in den drei unterschiedlichen Positionen supra-, epi- und subkrestal wurden im Rahmen dieser Arbeit eine Reihe experimenteller und numerischer Untersuchungen durchgeführt. Wie in Kapitel 4.5.2 beschrieben, wurden die experimentellen Untersuchungen an einer Reihe von Implantaten vollzogen [Aktas 2012] und ausgewertet. Auch hier erfolgten im Anschluss wieder validierende numerische Simulationen und zusätzliche numerische Berechnungen anhand idealisierter Knochenmodelle.

5.3.1 Experimentelle Ergebnisse

Die experimentelle Analyse der Implantatbeweglichkeit an den Rinderrippensegmenten erfolgte mit Implantaten der Marken Ankylos und Straumann. In den Abbildungen 84 bis 87 sind die Messergebnisse jeweils für einen Implantattyp dargestellt.

Beim Implantattyp A11 lässt sich ein nahezu lineares Auslenkungs-Kraft-Verhalten für alle drei Versenkungstiefen beobachten (Abbildung 84). Dabei hat sich das tiefer gesetzte Implantat (subkrestale Position) deutlich mehr als die anderen beiden Implantate bewegt. Wie in Kapitel 5.2 beschrieben, spielt die Kortikalisdicke eine große Rolle bei der Implantatauslenkung. Da das Implantat in subkrestaler

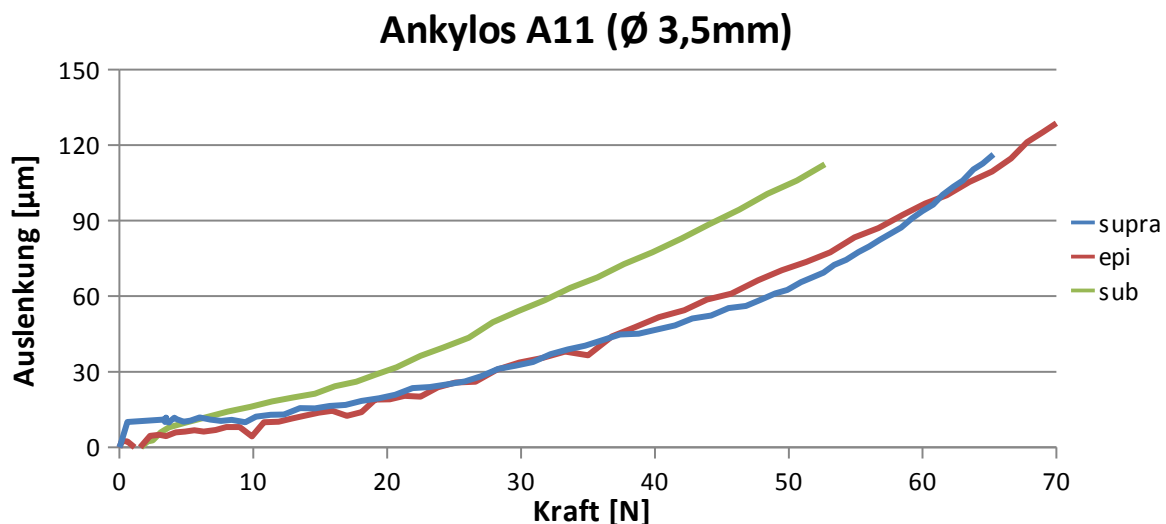


Abbildung 84: Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantattyps A11 bezüglich aller drei Positionen (supra-, epi- und subkrestal).

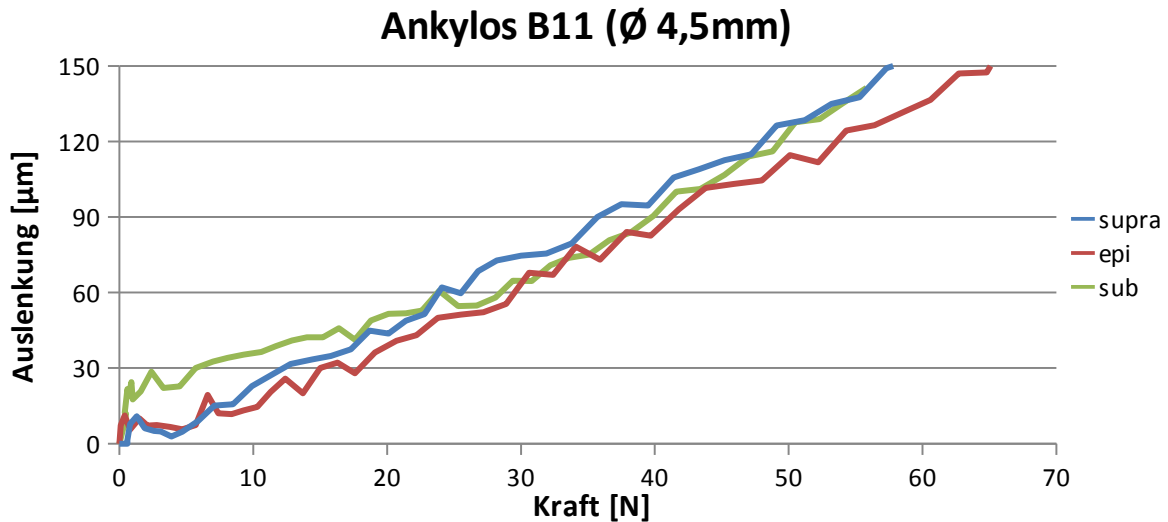


Abbildung 85: Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantattyps B11 in den Positionen supra-, epi- und subkrestal.

Position nicht die volle Schichtdicke des kortikalen Knochens zur Verankerung nutzen kann, erhält das Implantat aufgrund der kleineren Verankerung größere Auslenkungen.

Die Ankylos-Implantate besitzen weder Feingewinde im Halsbereich noch eine konische Form am Implantatkopf. Diese können neben der Kortikalisdicke die Beweglichkeit des Implantats stark beeinflussen. Ähnlich wie beim Implantattyp A11 verhält sich das Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantattyps B11 (Abbildung 85). Es ist zu erkennen, dass das subkrestal eingesetzte Implantat in der Anfangsphase eine größere Auslenkung aufweist. Des Weiteren ist festzustellen, dass die suprakrestal (über Knochenniveau) eingesetzten Implantate aufgrund eines größeren Angebots an Kortikalisknochen und wegen der Gewindegänge, die jetzt mit ihrer Beschichtung in der Kortikalis liegen, kleinere Auslenkungen erfahren. Die Abbildungen 86 und 87 zeigen die Messergebnisse als Auslenkungs-Kraft-Diagramme für die Implantattypen S10 und SP12 des Herstellers Straumann mit einer Länge von 11 mm. Beide Typen bleiben in der Auslenkung im unteren Kraftbereich (bis ca. 40 N) unter 30 µm, wo die Ankylos-Implantate bereits deutlich höhere Werte (B11) erreichten. Die höhere Mobilität des epikrestal eingesetzten Implantats in Abbildung 86 weist auf einen eventuellen Fehler bei der Justage oder ein Abrutschen des Implantats hin.

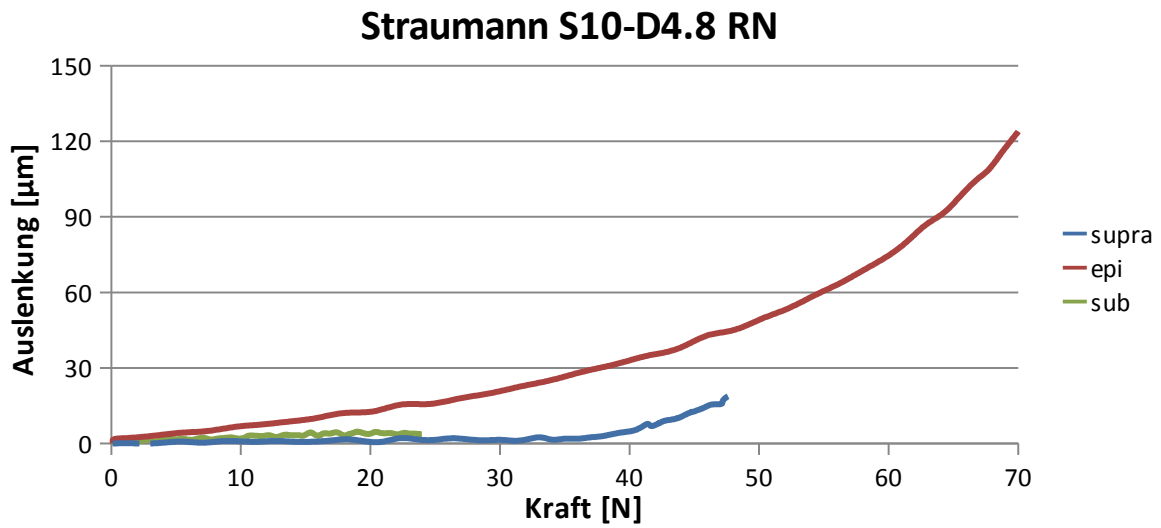


Abbildung 86: Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantattyps S10-D4.8 RN in drei verschiedenen Positionen (supra-, epi- und subkrestal).

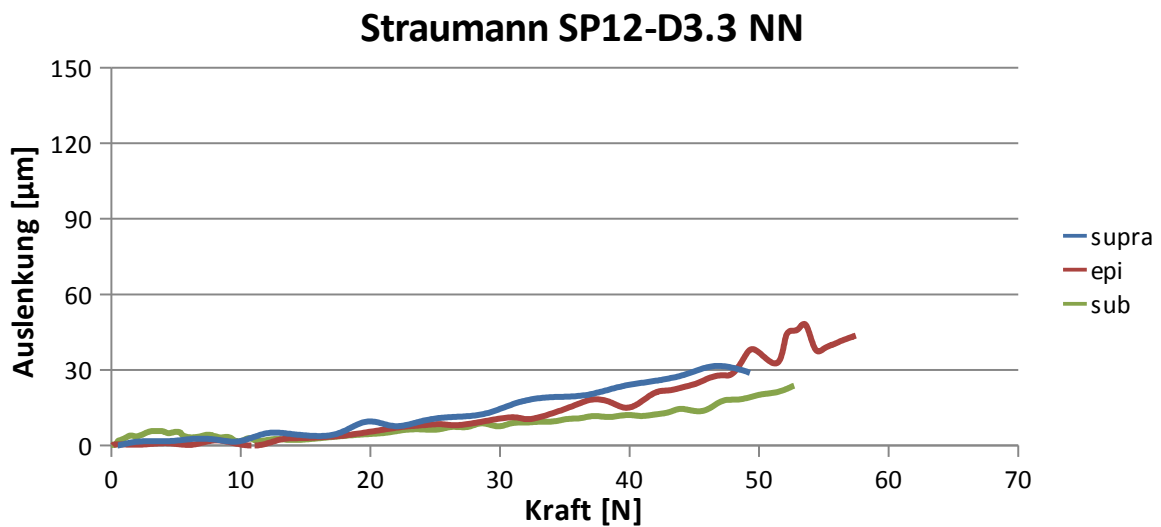


Abbildung 87: Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Implantattyps SP12-D3.3 NN in drei verschiedenen Positionen (supra-, epi- und subkrestal).

5.3.2 Validierende FE-Simulation

Nachfolgend werden die validierenden numerischen Ergebnisse der Insertionstiefe präsentiert. Es zeigte sich bei beiden Implantattypen A11 und B11, dass mit zunehmender Tiefe der Insertion die mechanischen Größen der Auslenkung und Verzerrung erhöht werden. Die Spannungswerte verringern sich dagegen. Die Erhöhung der Implantatauslenkung mit zunehmender Insertionstiefe zeigt nochmals den Einfluss der Kortikalisdicke auf die Berechnung.

In den Abbildungen 88 bis 90 sind die Ergebnisse der beiden Ankylos-Implantate nach Auslenkung, Verzerrung und Spannung gegeneinander graphisch aufgetragen. Der Vergleich der beiden Ankylos-Implantate zeigt einen deutlichen Einfluss des Durchmessers auf Auslenkung, Verzerrung und Spannung. Alle drei Untersuchungsparameter haben sich für den Implantattyp B11 mit dem größeren Durchmesser von 4,5 mm, wie zu erwarten, verkleinert.

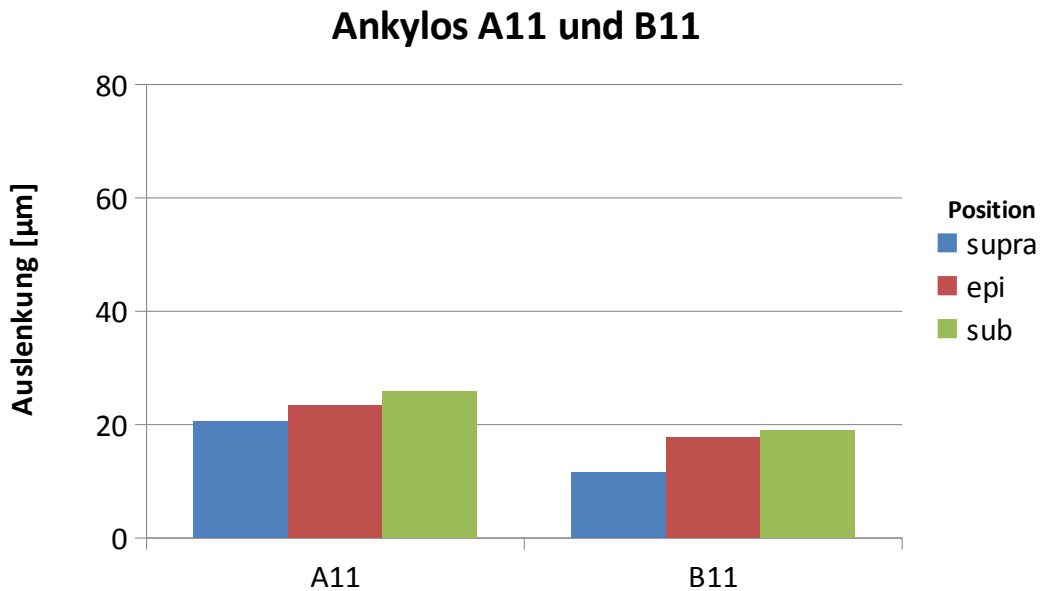


Abbildung 88: Konstanter Anstieg der Auslenkungen mit zunehmender Insertionstiefe der Implantate A11 und B11.

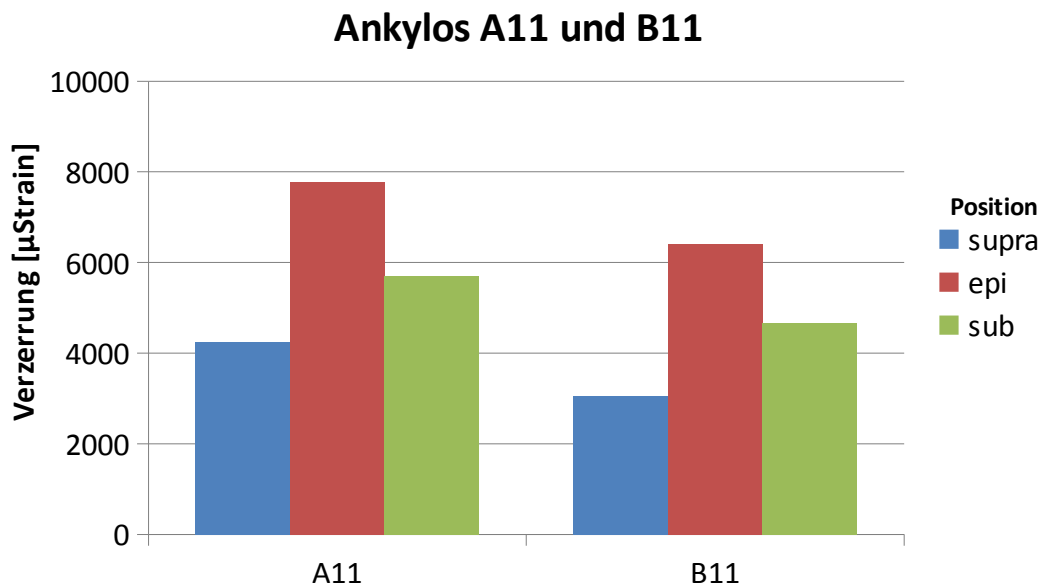


Abbildung 89: Berechnete Verzerrungen bei den Implantattypen A11 und B11.

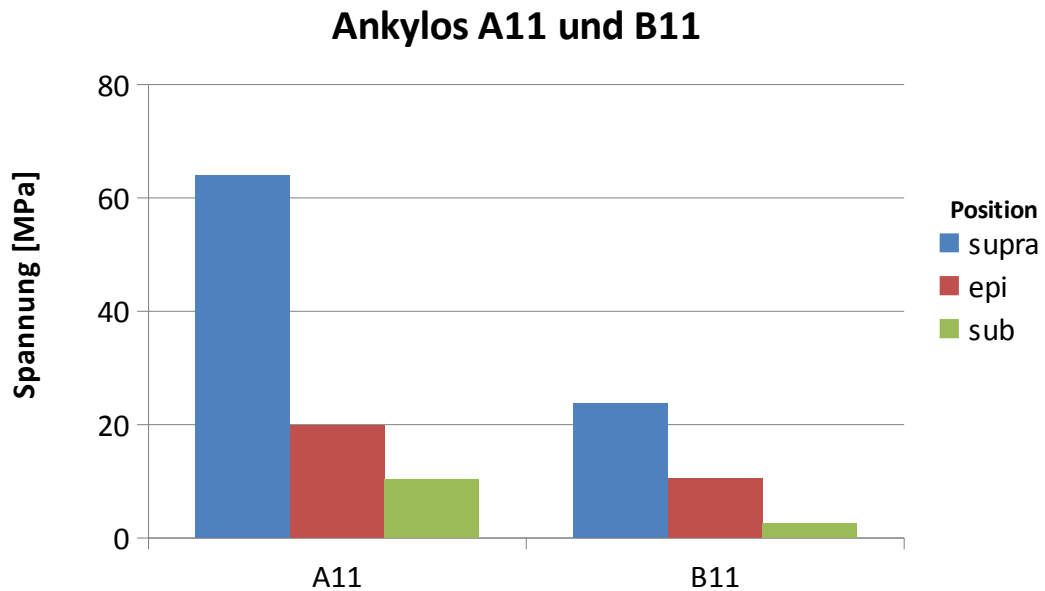


Abbildung 90: Maximalspannungen bei beiden Implantaten: durch tiefere Insertion sanken die Spannungswerte deutlich.

Tabelle 13 zeigt eine Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse für das Ankylos-Implantat-System.

	A11			B11		
	supra	epi	sub	supra	epi	sub
Kortikalisdicke [mm]	1,7–2,1	1,3–1,1	1,0–0,9	2,5–2,1	1,5–1,6	0,5–0,6
Auslenkung [μm]	20,5	23,4	25,9	11,6	17,7	19,0
Verzerrung [μStrain]	4240	7790	5700	3050	6410	4660
Spannung [MPa]	64,0	19,9	10,4	23,8	10,4	2,6

Tabelle 13: Rechenergebnisse der unterschiedlich inserierten Ankylos A11- und B11-Implantate.

Abbildungen 91 bis 93 zeigen die graphischen Darstellungen der Rechenergebnisse für Auslenkung, Verzerrung und Spannung beim Straumann-Implantat-System.

Die Rechenergebnisse zeigen eine deutliche Zunahme der Implantatauslenkung bei epikrestaler Insertion (Abbildung 91). Aufgrund der gewindebedingten stärkeren Verankerung im kortikalen Bereich des Knochens bei suprakrestaler Position sind kleinere Auslenkungen des Implantats als in epikrestaler Position festzustellen. Bei subkrestaler Insertion wird das Implantat durch die konusförmige Halspartie des Straumann-Implantatdesigns stark eingeschränkt.

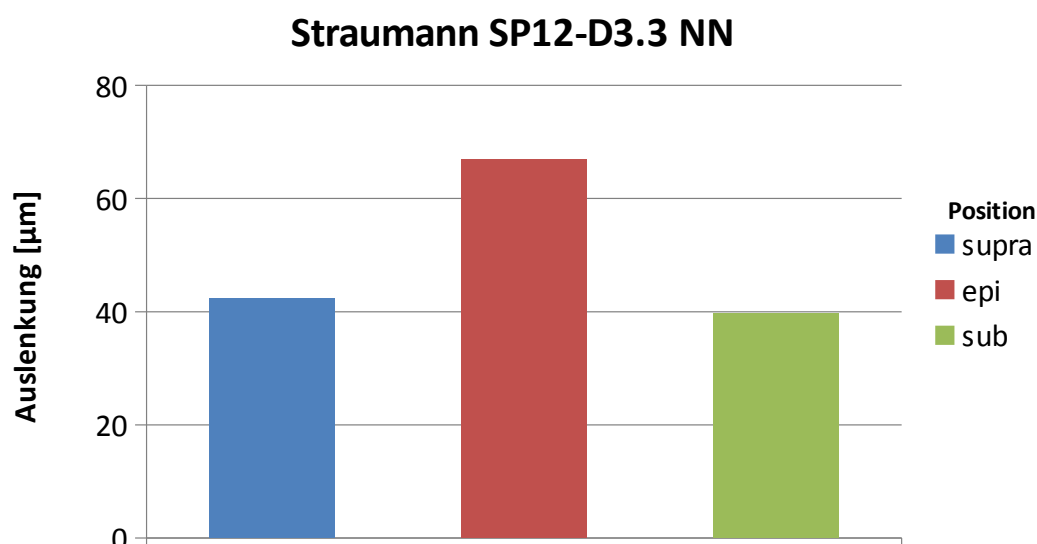


Abbildung 91: Auslenkungen beim Implantattyp Straumann SP12-D3.3 NN.

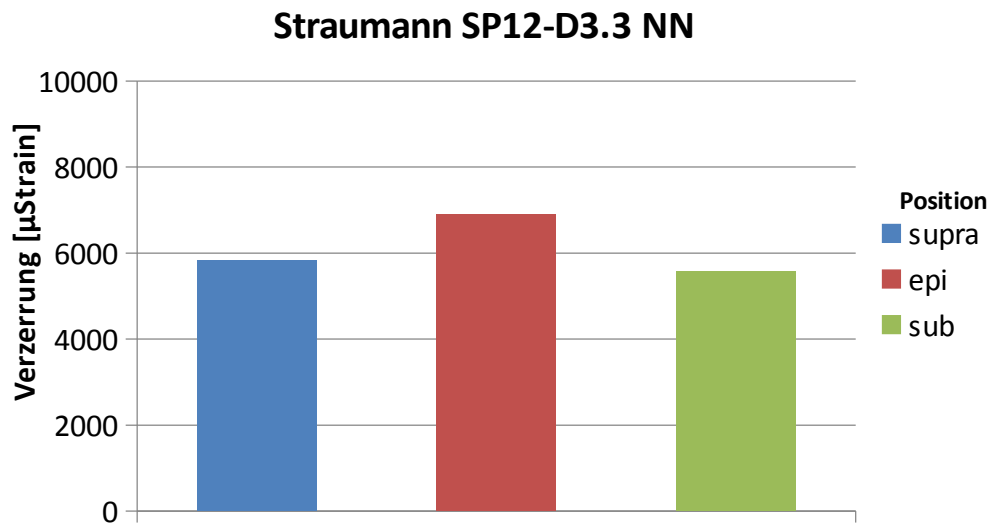


Abbildung 92: Verzerrungen beim Implantattyp Straumann SP12-D3.3 NN.

Die Implantatauslenkung wird dadurch massiv eingeschränkt. Entsprechend kann das Implantat bei epikrestaler Insertion ohne Einfluss von Gewindegang und tulpenförmiger Halspartie in den meisten Fällen leichter verschoben werden. Diese Ergebnisse bestätigen im Wesentlichen die vorigen experimentellen Ergebnisse.

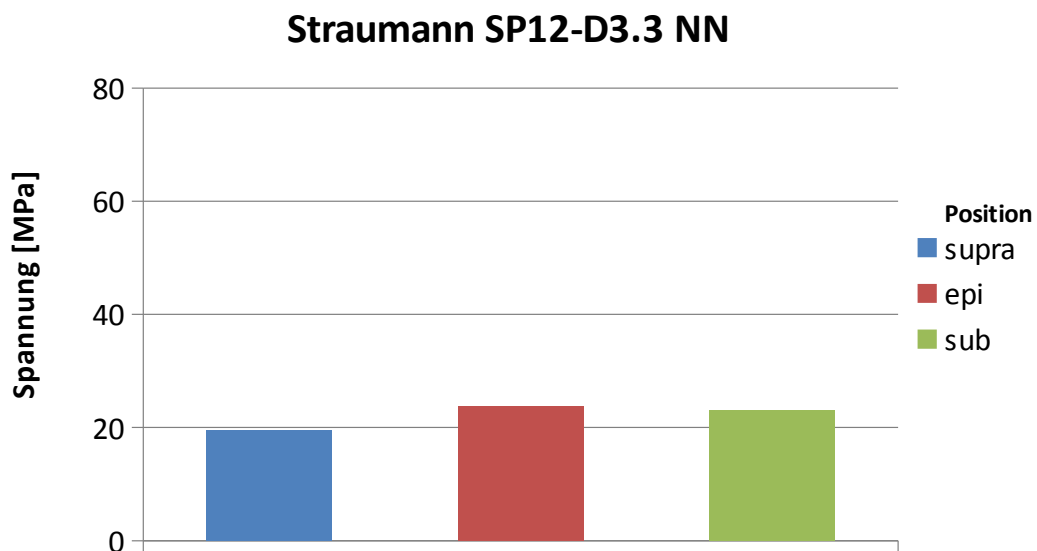


Abbildung 93: Spannungen beim Implantattyp Straumann SP12-D3.3 NN.

In Tabelle 14 ist eine Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse für das Implantatsystem Straumann SP12-D3.3 NN dargestellt.

		SP12-D3.3 NN		
		supra	epi	sub
Kortikalisdicke	[mm]	2,1	2,00	1,7
Auslenkung	[μm]	42,4	67,0	39,7
Verzerrung	[μStrain]	5830	6890	5570
Spannung	[MPa]	19,4	23,7	23,1

Tabelle 14: Rechenergebnisse der unterschiedlich inserierten Straumann SP12-D3.3 NN-Implantate.

5.3.3 Ergänzende numerische Berechnungen

Ergänzend sollte auch der Einfluss der Belastungsrichtung bei variierender Insertionstiefe anhand idealisierter Knochenmodelle bestimmt werden. Die Abbildungen 94 bis 96 zeigen die Ergebnisse für das Implantat Ankylos B11 mit verschiedenen Lastrichtungen. Die Diagramme zeigen dasselbe Verhalten des Implantats, wie aus früheren experimentellen und numerischen Untersuchungen bekannt ist.

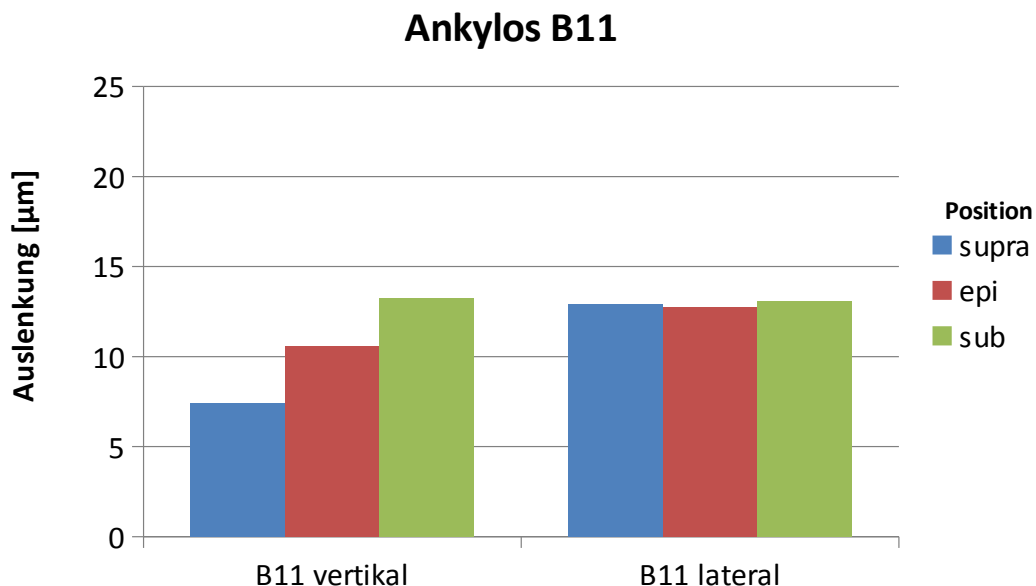


Abbildung 94: Auslenkungen für den Implantattyp B11 bei vertikaler und lateraler Belastung in drei Insertionstiefen.

Ankylos B11

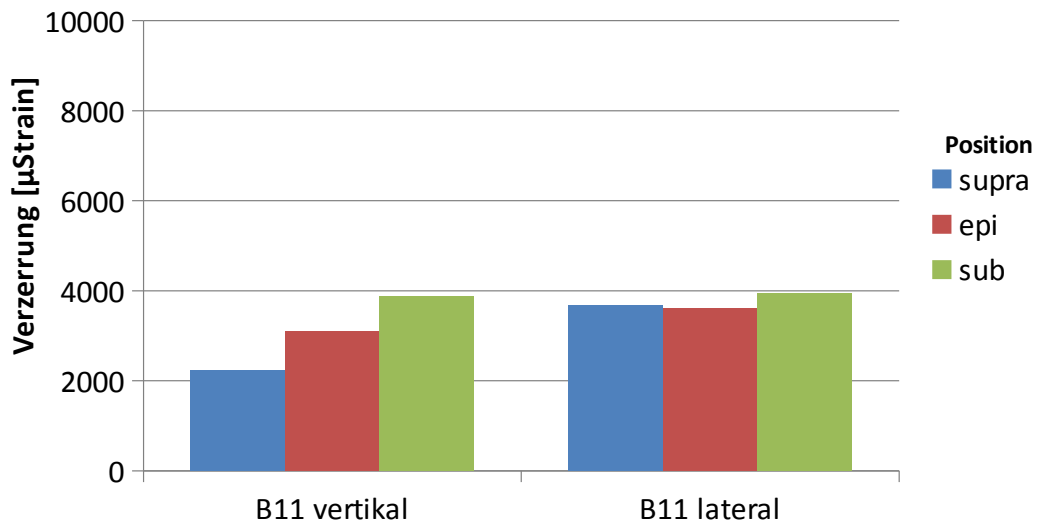


Abbildung 95: Verzerrungen für den Implantattyp B11 bei vertikaler und lateraler Belastung in drei Insertionstiefen.

Wie erwartet, erhöhen sich Auslenkung und Verzerrung mit zunehmender Insertionstiefe. Die Spannungsspitzen verringerten sich dagegen wegen der geringeren Kontaktfläche des Implantats mit dem kortikalen Knochen. Bei suprakrestaler Implantatposition ergab sich aufgrund der höheren Kraftereinleitung in die Kortikalis eine kleinere Implantatauslenkung. Dies resultiert in niedrigeren Verzerrungen in der Spongiosa.

Ankylos B11

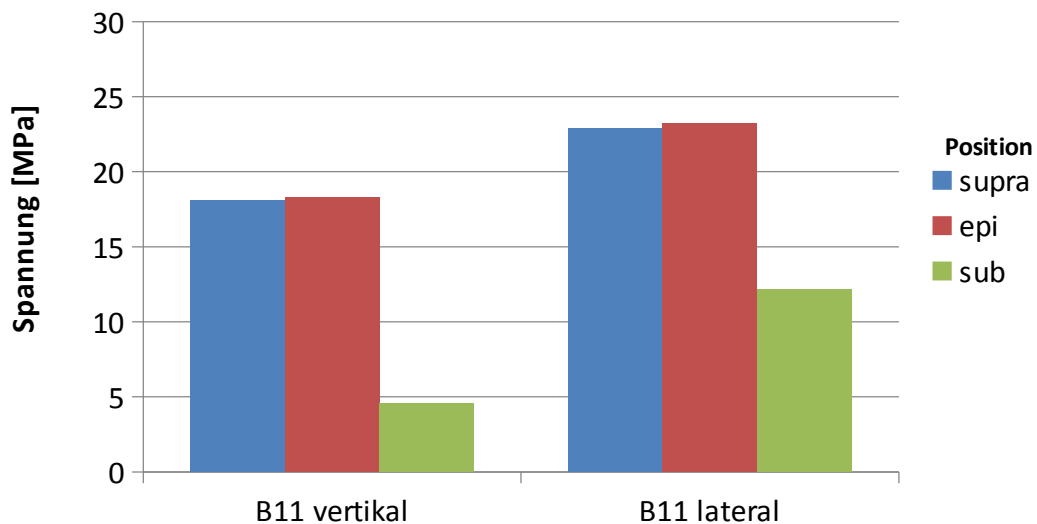


Abbildung 96: Spannungen für den Implantattyp B11 bei vertikaler und lateraler Belastung in drei Insertionstiefen.

Die Untersuchungen zeigten deutlich die Bedeutung des kortikalen Gewebes für die Stabilität des Implantats. Wenn die Kontaktfläche des Implantathalses mit der Kortikalis reduziert wird, so kann das Implantat bei einer Erhöhung der Belastung im spongiösen Knochen versinken und dadurch einen Implantatverlust verursachen. Abbildung 97 zeigt den simulierten Fall basierend auf numerischen Berechnungen für das subkrestal eingesetzte Implantat B11. Das Implantat verliert durch mangelnden Kontakt zur Kortikalis den Halt und versinkt seitlich im spongiösen Knochen.

Die maximale Auslenkung des Implantats für alle drei Positionen lag bei 13 μm . Dies entspricht der maximalen Auslenkung bei suprakrestaler Implantatposition mit vertikaler Belastung. Die Maximalwerte für die Verzerrungen zeigen nur minimale Abweichungen für alle drei Positionen und sind ebenfalls vergleichbar mit einer suprakrestalen Implantatposition bei vertikaler Belastung. Im Vergleich zur vertikalen Belastung steigen die Spannungsspitzen für supra- und epikrestal eingesetzte Implantate um 20 Prozent und im Falle einer subkrestalen Position sogar um 60 Prozent.

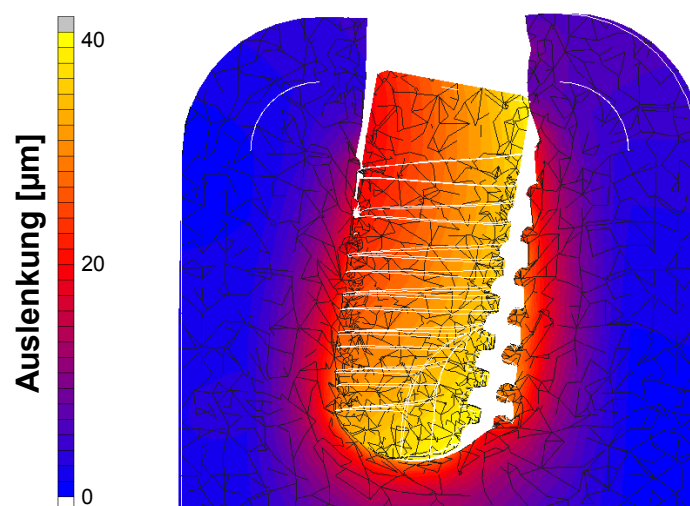


Abbildung 97: Seitliche Versenkung des subkrestal eingesetzten Implantates im spongiösen Knochen (100-fach überhöhte Darstellung).

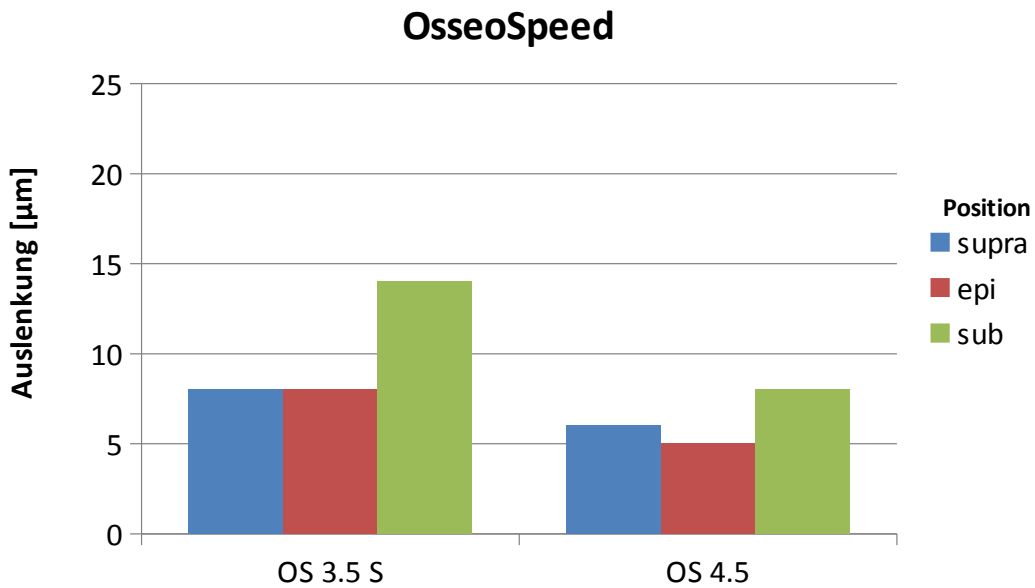


Abbildung 98: Auslenkungen der OsseoSpeed-Implantate bei 100 N Belastung.

Abbildung 98 zeigt die berechneten Auslenkungen für das Implantatsystem OsseoSpeed. Das Feingewinde verhindert offensichtlich eine stärkere Auslenkung im Vergleich zu den anderen untersuchten Implantaten. Der Implantattyp OS 4.5 zeigt etwas kleinere Auslenkungen als das Implantat OS 3.5 S. Dies ist auf den größeren Implantatdurchmesser sowie das konusförmige Design im Halsbereich zurückzuführen.

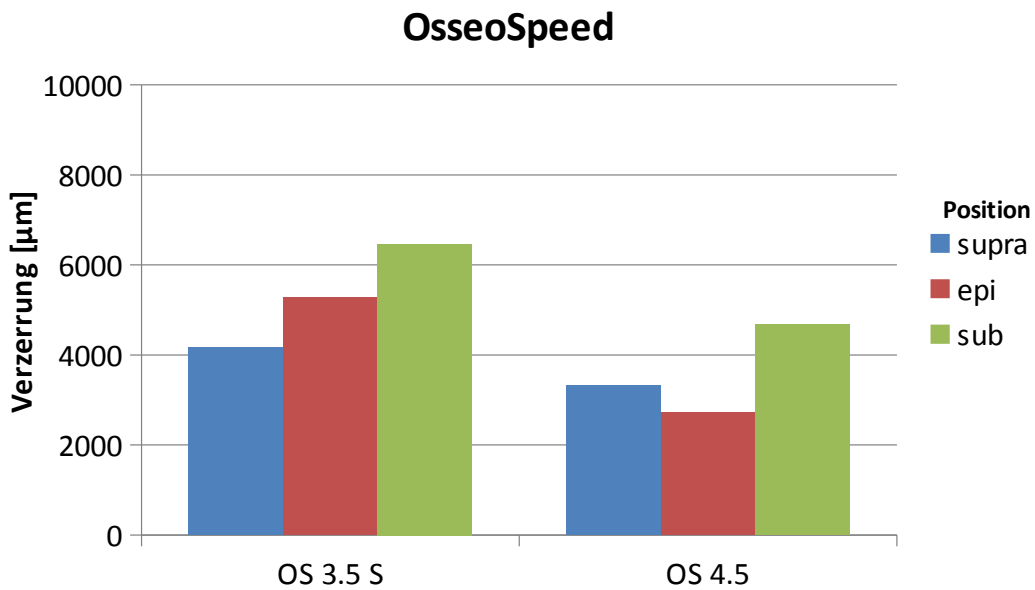


Abbildung 99: Verzerrungen der OsseoSpeed-Implantate bei 100 N Belastung.

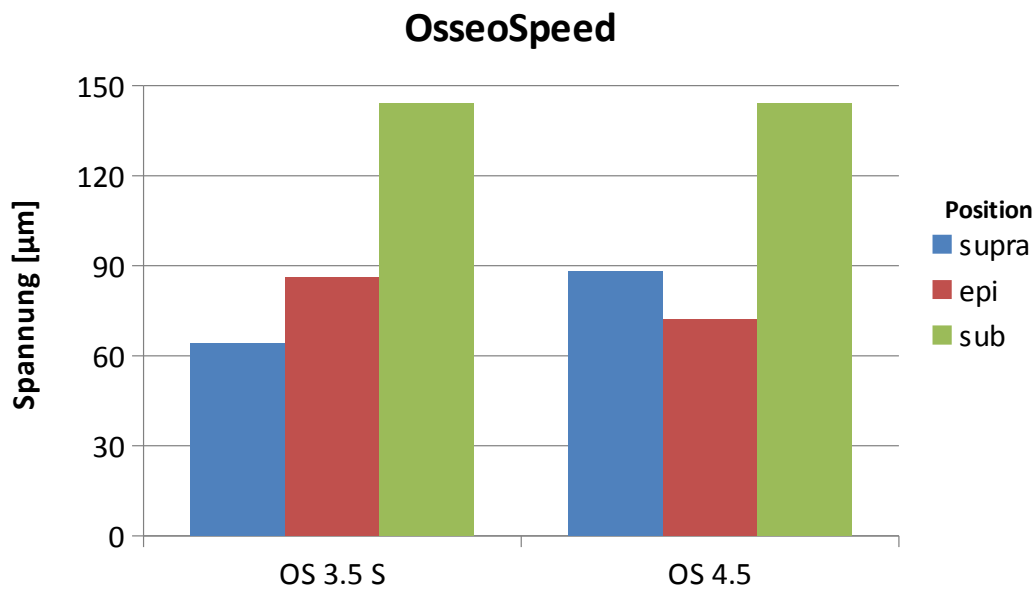


Abbildung 100: Spannungen der OsseoSpeed-Implantate bei 100 N Belastung.

Durch die kleineren Auslenkungen entstehen ebenfalls geringere Verzerrungen (Abbildung 99). Die Spannungen hingegen sind deutlich höher als bei den untersuchten Implantattypen ohne Feingewinde (Abbildung 100). Dazu folgen im nächsten Kapitel noch genauere Untersuchungsergebnisse.

5.4 Feingewinde

Im Folgenden werden die Ergebnisse des biomechanischen Verhaltens von Implantaten unter besonderer Beachtung des Designs im Halsbereich, mit bzw. ohne Feingewinde, untersucht. Hierzu werden Implantate des Herstellers Dentaforum verschiedener Typen bezüglich der Lastrichtung und der Kortikalisdicke zunächst im osseointegrierten Zustand verglichen. Anschließend werden exemplarisch zwei ansonsten baugleiche Typen auch im sofortbelasteten Zustand untereinander verglichen.

5.4.1 Osseointegrierte Ergebnisse

Die numerischen Ergebnisse für die berechneten Modelle aus Kapitel 4.5.3 wurden in insgesamt vier Gruppen aufgeteilt. Die angegebenen Auslenkungen sowie Verzerrungs- und Spannungswerte beziehen sich bei allen Gruppen auf eine Kraft von 300 N auf das Implantat. Die Gruppeneinteilung der numerischen Ergebnisse erfolgte analog zu der Tabelle 10 (Kapitel 5.2.3) mit 2 bzw. 3 mm Kortikalisdicke und vertikaler sowie lateraler Belastung.

Stellvertretend für die Auswertungen der bei einer Kortikalisdicke von 2 mm berechneten Implantate sind die farblich kodierten Belastungsbilder des S 3.3-Implantats der Länge 11 mm in den Abbildungen 101 und 102 dargestellt. Gut zu erkennen sind die typischen Verteilungen von Auslenkung, Verzerrung und Spannung.

In Gruppe 1 (Abbildung 101) kann man eine maximale Auslenkung des Implantats von $12\ \mu\text{m}$ beobachten. Dies führte zu einer maximalen Verzerrung von $6200\ \mu\text{Strain}$ in der Spongiosa, die im unteren Bereich des Implantats zu erkennen war. Die höchsten Spannungen dagegen sind mit $54\ \text{MPa}$ im Bereich der Kortikalis, am Implantatthals zu finden.

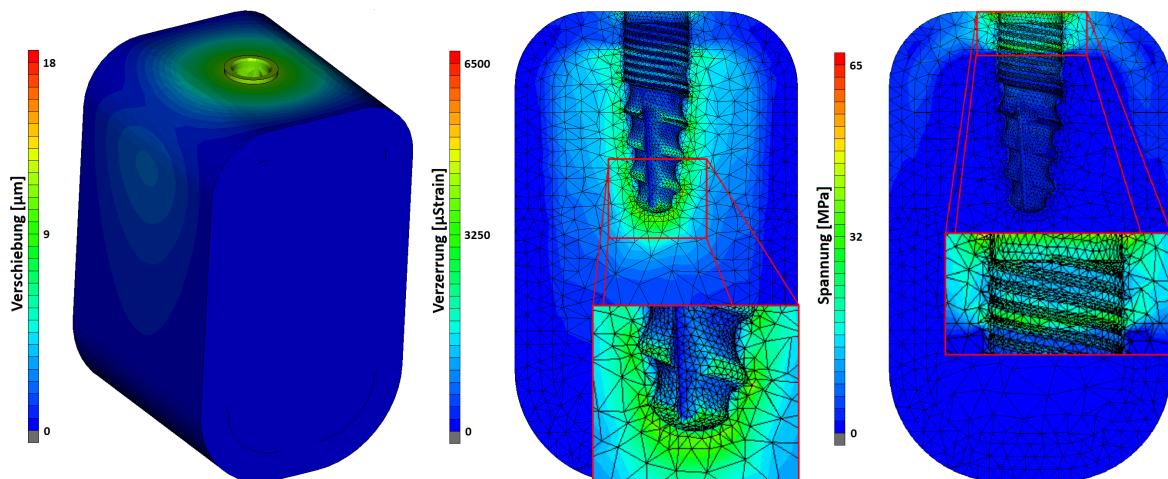


Abbildung 101: S3.3-Implantat, 11 mm bei vertikaler Belastung und 2 mm Kortikalisdicke: die Farbstufen zeigen jeweils eine Auslenkung des Implantats um $12\ \mu\text{m}$ vertikal in Kraftrichtung (links), eine Verzerrung von maximal $6200\ \mu\text{Strain}$ in der Spongiosa (Mitte) und eine maximale Spannung von $54\ \text{MPa}$ in der Kortikalis.

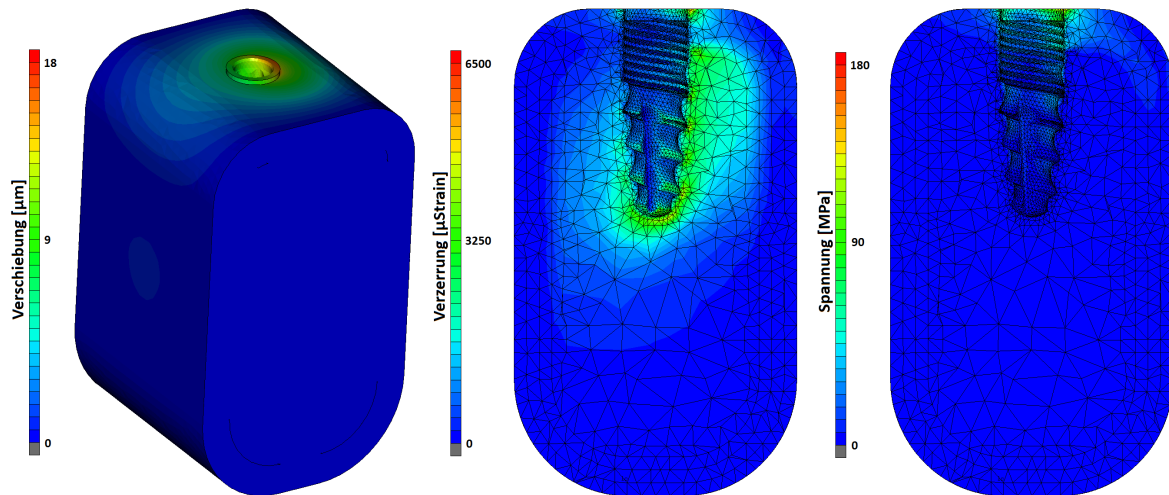


Abbildung 102: S3.3-Implantat, 11 mm bei lateraler Belastung und 2 mm Kortikalisdicke: Auslenkung des Implantats um 17 µm in Krafrichtung (links), maximale Verzerrung von 6 000 µStrain in der Spongiosa (Mitte) und Maximalspannung von 170 MPa in der Kortikalis.

Die maximalen Auslenkungen bei Gruppe 2 (Abbildung) lagen bei 17 µm, sie waren damit höher als in Gruppe 1. Eine maximale Verzerrung von 6000 µStrain war in dieser Gruppe festzustellen, bei einer Maximalspannung von 170 MPa in der Kortikalis. Allgemein war zu erkennen, dass die Spannungen in Gruppe 2 deutlich höher waren als in Gruppe 1 (2 mm Kortikalis, vertikal).

Bei Erhöhung der Kortikalisdicke um 1 mm (Gruppe 3) wurden die Auslenkungen der Implantate im Vergleich zur ersten Gruppe reduziert, die maximale Auslenkung in dieser Gruppe lag bei 7 µm bei einer maximalen Verzerrung von 3800 µStrain. Analog hierzu reduzierten sich die Belastungen und Auslenkungen in Gruppe 4 (3 mm Kortikalis, lateral) ebenfalls im Vergleich zu Gruppe 2 (2 mm Kortikalis, vertikal).

Die Gesamtauswertung der Ergebnisse zeigte, dass die maximale Auslenkung des Implantats in der Gruppe 2 (2 mm Kortikalis, lateral) auftrat, und zwar bei dem Implantat mit dem geringsten Durchmesser und der kürzesten Länge. Die auf diese Art und Weise ermittelten Maximalwerte sind für alle untersuchten Implantate und Gruppen in den folgenden Abbildungen 103 bis 108 zusammengefasst.

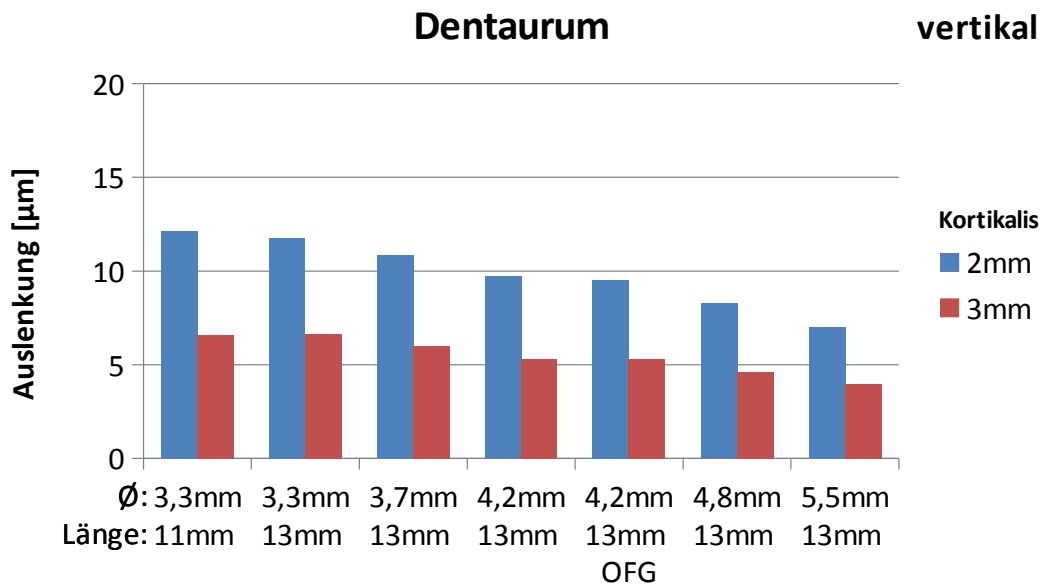


Abbildung 103: Auslenkungen der Implantate bei vertikaler Belastung mit 300 N: die Verschiebungen bei einer Kortikalisdicke von 2 mm sind jeweils deutlich höher als die bei einer Kortikalisdicke von 3 mm.

Abbildung 103 zeigt einen Vergleich der vertikal belasteten (Gruppen 1 und 3) Implantate bezüglich deren Auslenkungen. Wie erwartet, war die Beweglichkeit für alle Implantate mit der geringeren Kortikalisdicke mit 75 bis 85 Prozent deutlich höher. Dies verursachte auch höhere Verzerrungen in der Spongiosa bei der geringeren Kortikalisdicke (Abbildung 104).

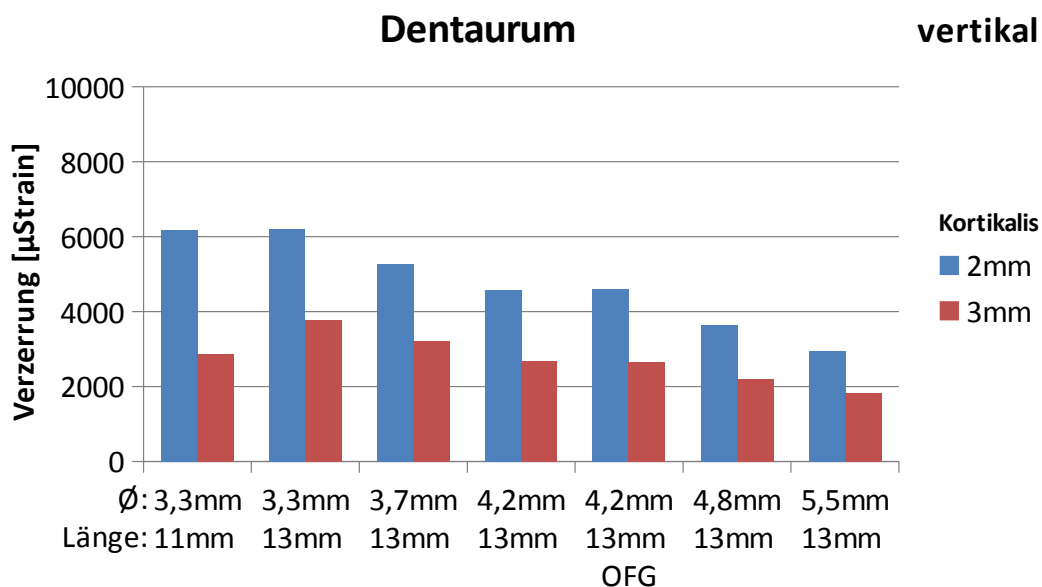


Abbildung 104: Berechnete Werte für die maximalen Verzerrungen in der Spongiosa bei vertikaler Belastung mit 300 N.

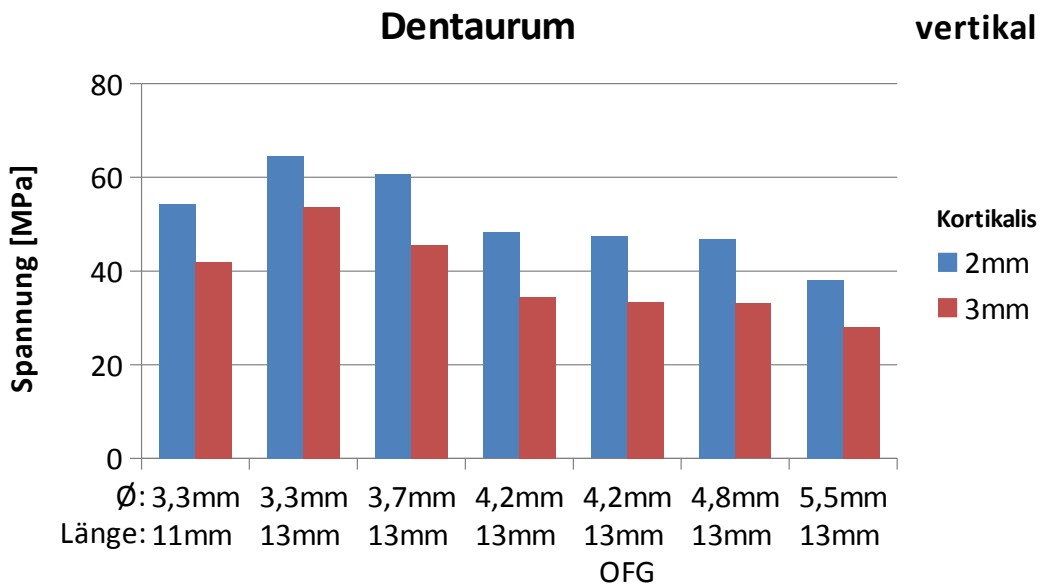


Abbildung 105: Berechnete Maximalspannungen bei vertikaler Belastung.

Ein Vergleich der berechneten Spannungen in der Kortikalis zeigte, dass auch ca. ein Drittel höhere Spannungsspitzen in dieser Gruppe auftraten (Abbildung 105).

Im Vergleich zu den vertikal belasteten Implantaten zeigten die lateral belasteten (Gruppen 2 und 4) systembedingt höhere Werte für die Implantatauslenkung. Durch diese laterale Belastung und Auslenkung des Implantats wurde auch der

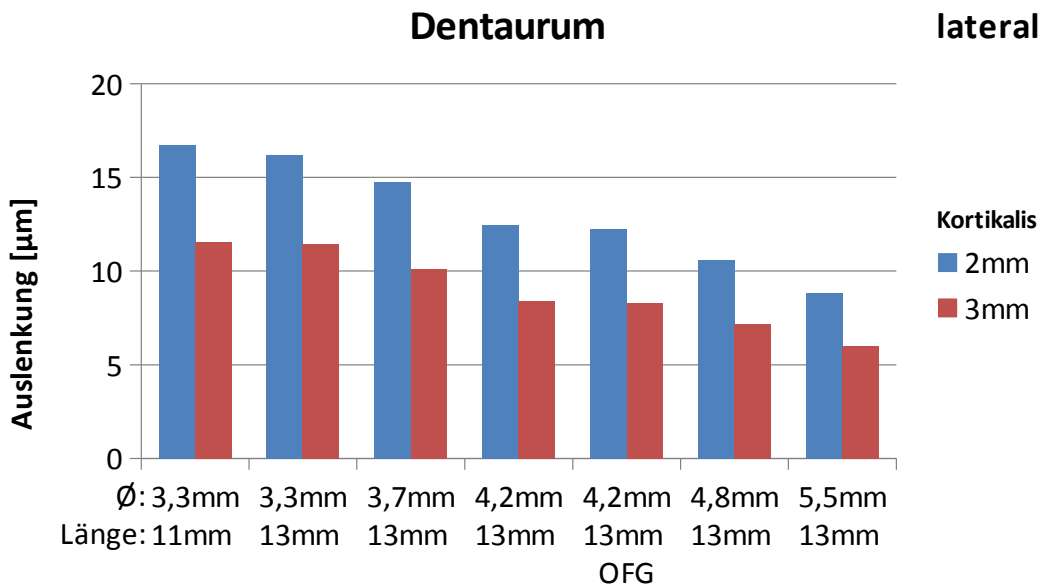


Abbildung 106: Implantatauslenkungen bei lateraler Belastung mit 300 N: bei einer Kortikalisdicke von 2 mm waren sie deutlich höher als bei einer Kortikalisdicke von 3 mm.

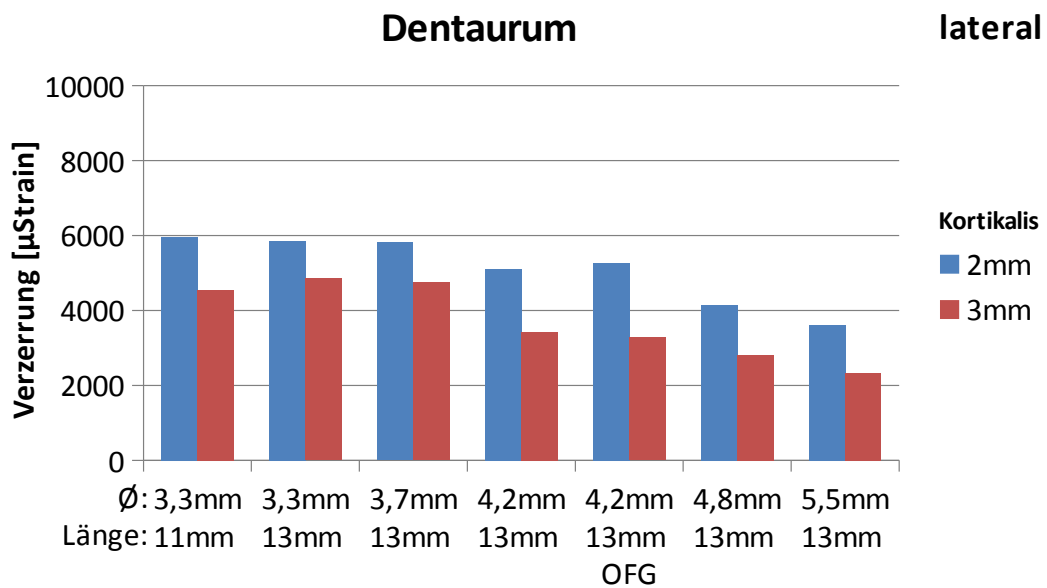


Abbildung 107: Maximale Verzerrungen der Spongiosa bei lateraler Belastung.

Knochen etwas mehr beansprucht und es entstanden höhere Werte für Verzerrung und Spannung sowohl in der Spongiosa als auch in der Kortikalis. Abbildung 106 fasst die Auslenkungen der lateral belasteten Implantate zusammen. Die maximale Auslenkung in diesen vier Gruppen war bei den lateral belasteten Implantaten bei einer Kortikalisdicke von 2 mm zu ermitteln, dementsprechend waren hier auch die Verzerrungen größer als bei einer Kortikalisdicke von 3 mm (Abbildung 107).

Abbildung 108 zeigt die Spannungsspitzen der lateral belasteten Implantate im Vergleich. Diese wurden wiederum in der Kortikalis um den Halsbereich des Implantats ermittelt. Vergleicht man die vertikal belasteten Implantate mit den transversal belasteten Implantaten bei einer Kortikalisdicke von 2 mm (Abbildungen 103 und 106), so waren die maximalen Auslenkungen der Implantate vergleichbarer Geometrie in der ersten Gruppe um 18 bis 30 Prozent niedriger.

Dabei spielte der Implantatdurchmesser für die berechnete Auslenkung des Implantats eine große Rolle, wobei bei vertikaler Belastung die Implantate mit dem größten untersuchten Durchmesser (5,5 mm) etwa 40 Prozent geringere Auslenkungen aufwiesen als die Implantate mit dem kleinsten Durchmesser (3,3 mm). Bei lateraler Belastung war die Auslenkung sogar um 48 Prozent geringer.

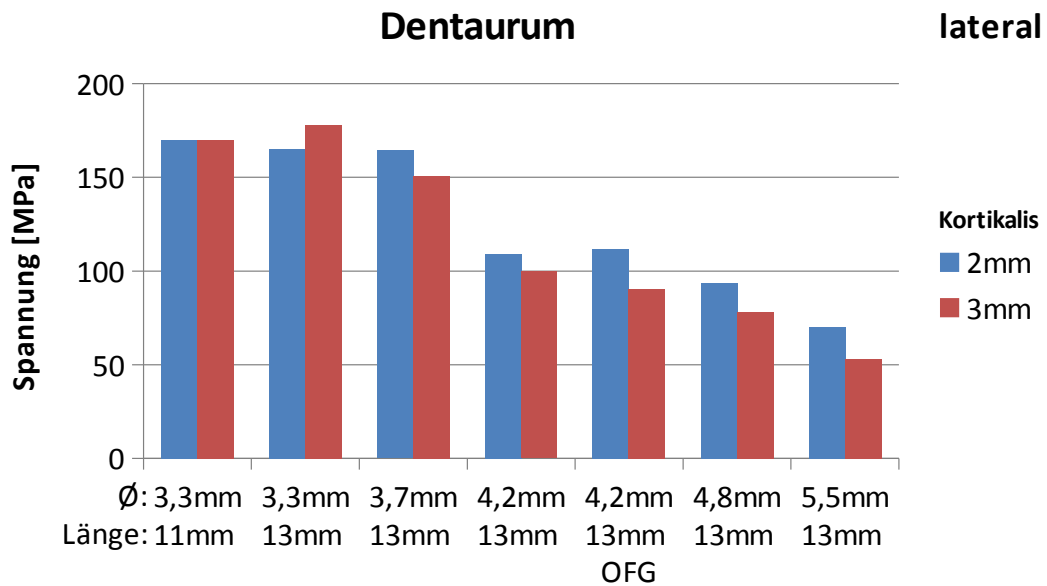


Abbildung 108: Maximalspannungen der lateral mit 300 N belasteten Implantate.

Wie zu erwarten, wurde die größte Verzerrung in der Spongiosa bei lateraler Belastung und einer Kortikalisdicke von 2 mm bei dem dünnsten und kürzesten Implantat festgestellt (Abbildung 107). Die Abbildungen 103, 104 und 105 verdeutlichen, dass bei vertikaler Belastung keinerlei Einfluss auf Auslenkung, Verzerrung oder Spannung in der Kortikalis durch das Feingewinde zu erwarten ist. Dies erscheint logisch, da ja eine osseointegrierte Situation berechnet wurde, die eine gleichmäßige und körperliche Lasteinleitung durch das Implantat in den Knochen simuliert. Hier dürfen keine Unterschiede auftreten, wenn die Oberfläche mit einem zusätzlichen feinen Gewindengang überzogen ist.

Etwas anders sieht dies bei einer lateralen Belastung aus (Abbildungen 106, 107 und 108): Durch die nicht senkrechte Kraffteinleitung kommt es in den Feingewindegängen zu leicht erhöhten Spannungen im Übergangsbereich von Implantat zu Knochen. Dies lässt sich durch die geringfügig höhere Scherbelastung im Vergleich zum OFG-Implantat erklären.

In allen Simulationen dieses Untersuchungsabschnitts hat sich ein linearer Zusammenhang zwischen aufgebener Belastung und biomechanischer Reaktion gezeigt. Die berechneten Ergebnisse für eine Belastung von 300 N erlauben daher eine Interpolation des Verhaltens der Implantate bei einer Last von 100 N.

Es zeigt sich, dass bei einer mittleren Kaukraft von 100 N für alle untersuchten Implantate die physiologische Grenze im Knochen nicht überschritten wird. Dies gilt insbesondere auch, wenn man das Referenz-Implantat (M 4.2, L13) mit und ohne Feingewinde vergleicht. Durch das neue Design konnte überdies eine homogenere Verteilung der Knochenbelastung erreicht werden. Die untersuchten Implantat-typen können somit für den Einsatz als enossale (im Knochen befindliche) zahn-ärztliche Implantate auch mit dem neuen Design empfohlen werden und wurden dementsprechend durch den Hersteller in den Markt eingeführt.

Tabelle 15 zeigt eine Zusammenfassung der numerischen Ergebnisse für das Dentaurum-Implantat-System.

		tioLogic® S3.3-11	tioLogic® S3.3-13	tioLogic® M3.7-13	tioLogic® M4.2-13	Tilox M4.2-13 OFG	tioLogic® L4.8-13	tioLogic® L5.5-13
Gruppe 1		Kortikalisdicke 2 mm und vertikale Kraft von 300 N						
	Auslenkung [µm]	12,1	11,8	10,9	9,7	9,5	8,3	7,0
	Verzerrung [µStrain]	6184	6200	5271	4579	4601	3643	2949
	Spannung [MPa]	54	64	61	48	47	47	38
Gruppe 2		Kortikalisdicke 3 mm und vertikale Kraft von 300 N						
	Auslenkung [µm]	6,6	6,6	6,0	5,3	5,3	4,6	4,0
	Verzerrung [µStrain]	2865	3787	3215	2688	2663	2193	1833
	Spannung [MPa]	42	54	46	34	33	33	28
Gruppe 3		Kortikalisdicke 2 mm und 45° laterale Kraft von 300 N						
	Auslenkung [µm]	16,8	16,2	14,7	12,4	12,2	10,6	8,8
	Verzerrung [µStrain]	5973	5865	5815	5115	5269	4159	3609
	Spannung [MPa]	170	165	164	109	112	93	70
Gruppe 4		Kortikalisdicke 3 mm und 45° laterale Kraft von 300 N						
	Auslenkung [µm]	11,5	11,5	10,1	8,4	8,3	7,2	6,0
	Verzerrung [µStrain]	4540	4857	4746	3417	3285	2810	2335
	Spannung [MPa]	170	178	151	100	90	78	53

Tabelle 15: Übersicht der Berechnungen des Dentaurum-Implantat-Systems.

5.4.2 Sofortbelastung (Feingewinde)

Nachfolgend werden die numerischen Ergebnisse für zwei Implantate der Typen Tiolox und tioLogic® des Herstellers Dentaureum zusammengefasst. Abbildung 109 zeigt die Auslenkungen für die beiden Implantate tioLogic® und Tiolox. Wie erwartet, ist die Auslenkung des Implantats tioLogic® um 70 Prozent geringer als die des ansonsten baugleichen Implantats Tiolox ohne Feingewinde.

Durch die vermehrte Beweglichkeit des Implantats entstehen größere Verzerrungen in der Spongiosa. Abbildung 110 zeigt die resultierende maximale Verzerrung für beide Implantate. Wie zu erkennen ist, verursacht der Implantattyp Tiolox (OFG) mehr als doppelt so hohe Verzerrungen im Knochen. Im Gegensatz zu den Werten für Auslenkung und Verzerrung wurde eine Reduzierung der Spannungsspitzen beim Tiolox-Implantat festgestellt (Abbildung 111). Die Spannungsspitzen in der Kortikalis steigen jedoch – durch das Feingewinde bedingt – bei dem tioLogic®-Implantat etwa auf das 28-fache an.

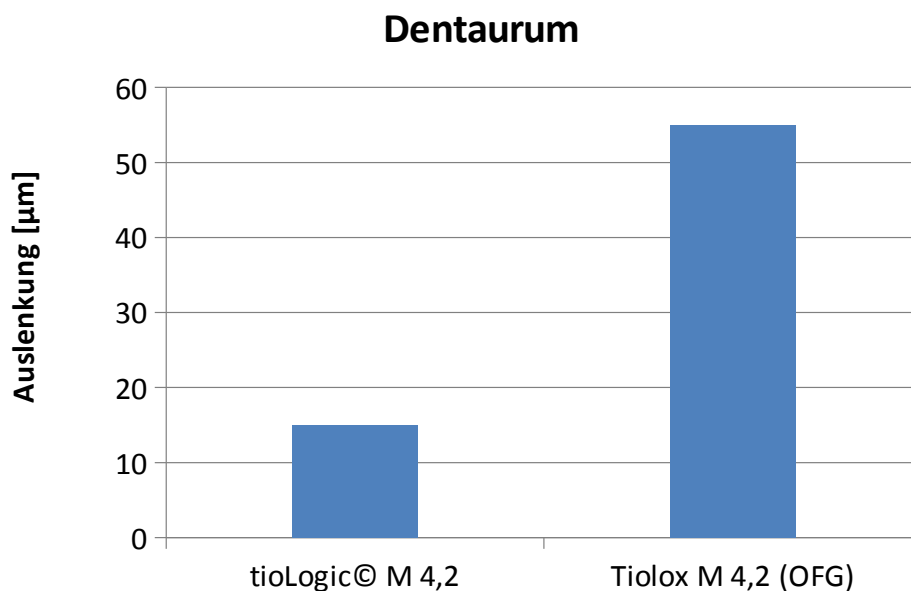


Abbildung 109: Auslenkung der Implantate bei vertikaler Belastung: Beim Tiolox-Implantat ohne Feingewinde (OFG) ist sie deutlich höher als beim tioLogic® mit Feingewinde.

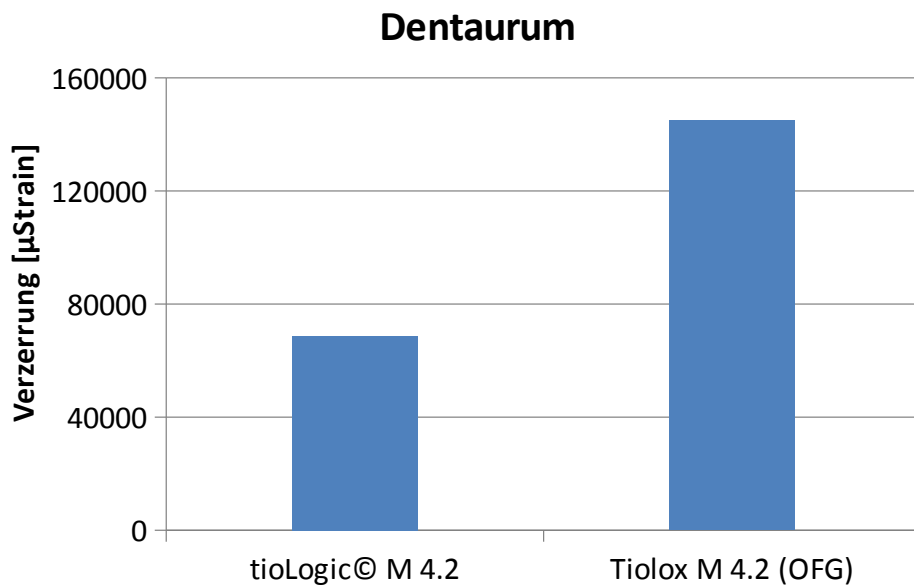


Abbildung 110: Die Verzerrungen beim Tiolox-Implantat ohne Feingewinde sind deutlich höher als beim tioLogic© mit Feingewinde.

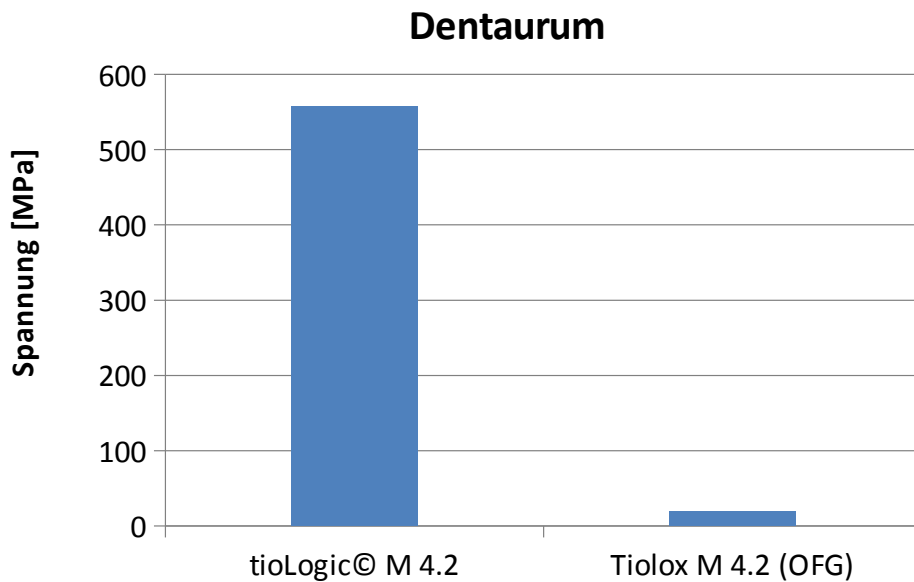


Abbildung 111: Die Spannungen in der Kortikalis sind beim tioLogic©-Implantat mit Feingewinde deutlich höher als beim Tiolox ohne Feingewinde.

In Tabelle 16 wurden die numerischen Ergebnisse für zwei Implantate der Typen Tiolox und tioLogic® des Herstellers Dentaurum zusammengefasst.

		tioLogic® M4.2	Tiolox M4.2
Auslenkung	[μm]	15	55
Verzerrung	[μStrain]	68 800	145 000
Spannung	[MPa]	557,1	19,65

Tabelle 16: Numerische Ergebnisse für zwei Implantate der Typen Tiolox/tioLogic®: beide Implantate weisen den gleichen Durchmesser (4,2 mm), die gleiche Länge (11 mm) und Form auf und unterscheiden sich nur im Halsbereich.

5.5 Sofortbelastung Rentiergeweih (in-vitro)

In Abbildung 112 ist die numerische Auswertung den durchgeführten experimentellen Messergebnissen gegenübergestellt. Der dabei ermittelte E-Modul betrug 20 MPa. In allen drei Achsen des HexMeS-Koordinatensystems ist ein nahezu lineares Auslenkungs-Kraft-Verhalten des Ankylos A11-Implantats erkennbar. Die festgestellten großen Auslenkungen des Implantats schon bei sehr kleinen Kräften unterscheiden sich deutlich von bisherigen Untersuchungen. Dieses Verhalten des Rentiergeweih-Gewebes war allerdings zu erwarten (siehe Kapitel 2.5.2).

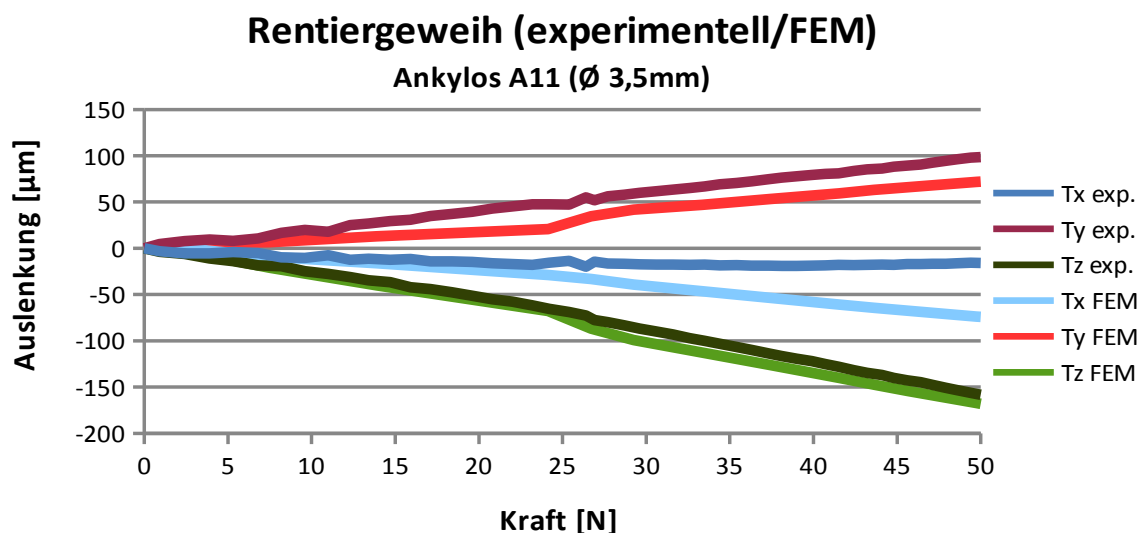


Abbildung 112: Gegenüberstellung der experimentellen HexMeS-Ergebnisse und der Ergebnisse der FEM zeigen eine sehr gute Übereinstimmung und ebenso ist ein fast lineares Auslenkungs-Kraft-Verhalten in allen drei Achsen zu sehen.

5.6 *In-vivo*-Experimente am Rentier

Im Duisburger Zoo wurden zunächst bei einem ersten Termin ein belastetes Ankylos A11- und ein unbelastetes Straumann SP12-Implantat eingesetzt. Nach Abschluss dieser ersten Untersuchung wurde noch ein A11-Implantat inseriert und deutlich geringer belastet. Das erste Implantat vom Typ Ankylos A11 konnte nämlich aufgrund zu hoher Belastung nicht einheilen und führte bereits nach wenigen Tagen zu einem Implantatverlust. Durch die Überbelastung wurde die Knochen- substanz um das Implantat abgebaut und das Implantat hat sich vom Gewebe abgelöst. Als Folge entzündete sich die offene Wunde und führte somit zu einem Verlust des gesamten Geweih-Astes (Abbildung 113).

Röntgenbild und μ CT-Aufnahme nach dem Verlust des Geweih-Astes haben gezeigt, dass das daneben positionierte, unbelastet gebliebene Implantat vom Typ Straumann S10 sich in einem Einheilungsprozess befand (Abbildung 114).

Im Gegensatz zu diesem ersten Ergebnis war der zweite Versuch an dem zweiten Tier ein voller Erfolg. Nach einer vierwöchigen Belastungsphase wurde zur Analyse der Einheilung der natürliche Abwurf des Geweihs abgewartet. Die anschließenden μ CT-Aufnahmen haben die Einheilung des Implantats jedoch bestätigt (Abbildung 115).



Abbildung 113: Das innere Implantat vom Typ Ankylos A11 wird aus dem entzündeten Geweih gezogen, die rechte Abbildung (von der gegenüberliegenden Seite aufgenommen) zeigt den anschliessend amputierten Geweihast und das darin befindliche unbelastete Implantat S10.

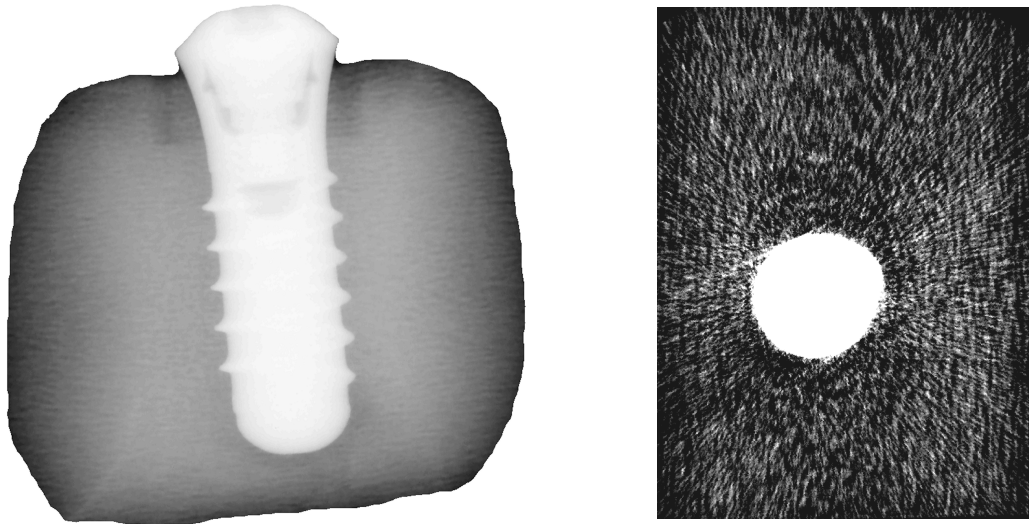


Abbildung 114: Röntgen- (links) und μ CT-Aufnahme des Straumann-Implantats nach dem Verlust des Geweih-Astes.

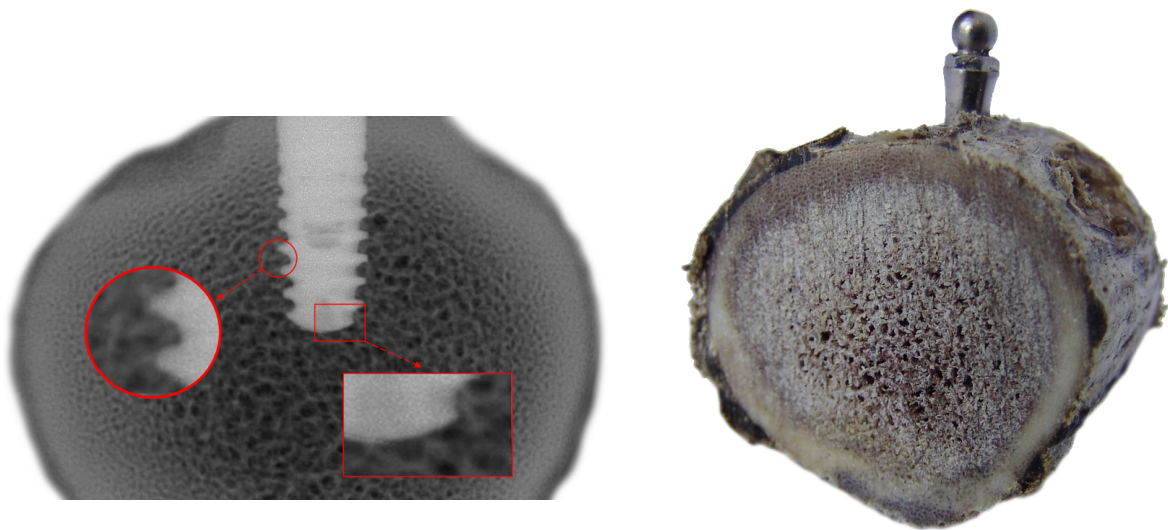


Abbildung 115: Röntgenaufnahme des eingeweihten Implantats vom Typ Ankylos A11 mit Vergrößerungen der Kontaktzone von Implantat-oberfläche mit umgebenden Knochen (links) und das ausgesägte Geweihstück mit dem Implantat nach Abwurf (rechts).

5.7 Knochenumbauprozesse

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Simulationen zum Knochenumbau für das Röhrenmodell und die Zylindermodelle, jeweils mit idealisierter Knochenstruktur, präsentiert. Zu allen Modellen wurden Berechnungen über 100 Simulationsschritte erstellt, wobei anhand des Röhrenmodells zunächst der zeitliche Verlauf und anschließend am Zylindermodell die Lastvariation gezeigt wird.

5.7.1 Röhrenmodell mit Umbauvorgang

Bei den 100 Berechnungsschritten für das Röhrenmodell waren schon nach etwa 60 Schritten nur noch kleine Veränderungen der Knochendichte und -struktur erkennbar. Durch die Simulation konnte aus einer homogenen, mit einer Anfangsdichte von ca. $0,3 \text{ g/cm}^3$, eine inhomogene, der anatomischen ähnliche Knochenstruktur gebildet werden. In Abbildung 116 sind exemplarisch neun Elemente im zeitlichen Verlauf dargestellt. Dabei konnten im wesentlichen vier Gruppen von Elementen beobachtet werden. Die erste Gruppe begann sofort mit einem konstanten starken Knochenanbau bis zur Maximaldichte von $1,74 \text{ g/cm}^3$ (Kurven 1 und 2). Die zweite Gruppe begann mit einem schwächeren Knochenanbau, baute dann jedoch erst einmal noch leicht ab, bevor auch sie wieder bis zur Maximaldichte anbaute (Kurven 3 bis 5). Die dritte Gruppe begann mit einem Knochenanbau bis zu einer Dichte von ca. $0,4 \text{ g/cm}^3$ und blieb dann konstant (Kurven 6 bis 7). Die vierte Gruppe begann mit einem Knochenabbau bis zu einer Dichte von ca. $0,1 \text{ g/cm}^3$ und blieb dann konstant (Kurven 8 bis 9).

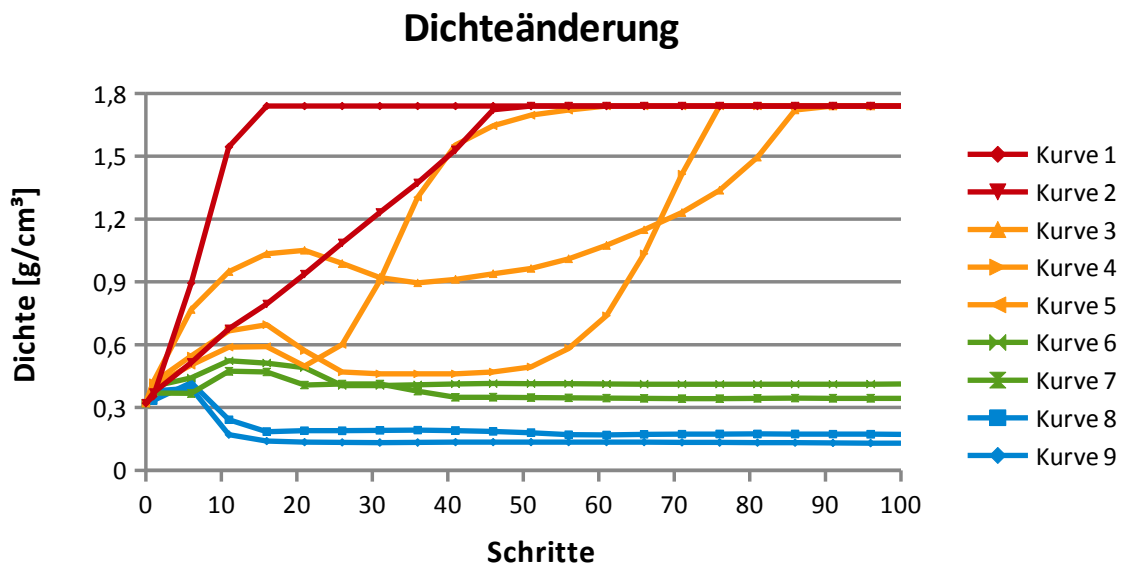


Abbildung 116: Dichteverlauf neun beispielhafter Elemente in vier Gruppen.

Die dritte Gruppe baute nach einem schwachen Knochenanbau wieder auf das Niveau der Anfangsdichte ab (Kurven 6 und 7) und die letzte Gruppe baute bereits nach wenigen Schritten vollständig ab (Kurven 8 und 9). Die abgebauten Elemente weisen eine Restdichte auf, die das Knochenmark zwischen den Spongiosabälkchen darstellt. Sie werden daher in allen folgenden Darstellungen ausgeblendet. Abbildung 117 zeigt das Endergebnis der Simulation.

In Abbildung 118 sind einzelne Schritte der Simulation als Schnittbilder senkrecht durch die Implantatmitte dargestellt. Oben links ist das Anfangsmodell mit der noch homogenen Dichte von $0,3\text{ g/cm}^3$ abgebildet. Rechts daneben ist im fünften Schritt bereits erster Knochenanbau, vor allem im Bereich unterhalb des Implantats sowie ringförmig um die unteren Gewindeschneiden herum, erkennbar. Die dort noch zu sehenden Hohlräume um die Gewindefugen herum deuten auf Bereiche schwacher Belastung hin, die in späteren Schritten wieder als Hohlräume auftauchen (ab 20. Schritt erkennbar). Die Abbildung des zehnten Schritts (oben rechts) zeigt die allgemeine vorübergehende Verdichtung des Knochens. Hier haben sich die in den vorherigen Darstellungen schon ausgebildeten Verdichtungen weiter verhärtet und sind nun strahlenförmig zwischen sämtlichen Gewindeschneiden sowie der Implantatspitze und der umgebenden Kortikalis sichtbar.

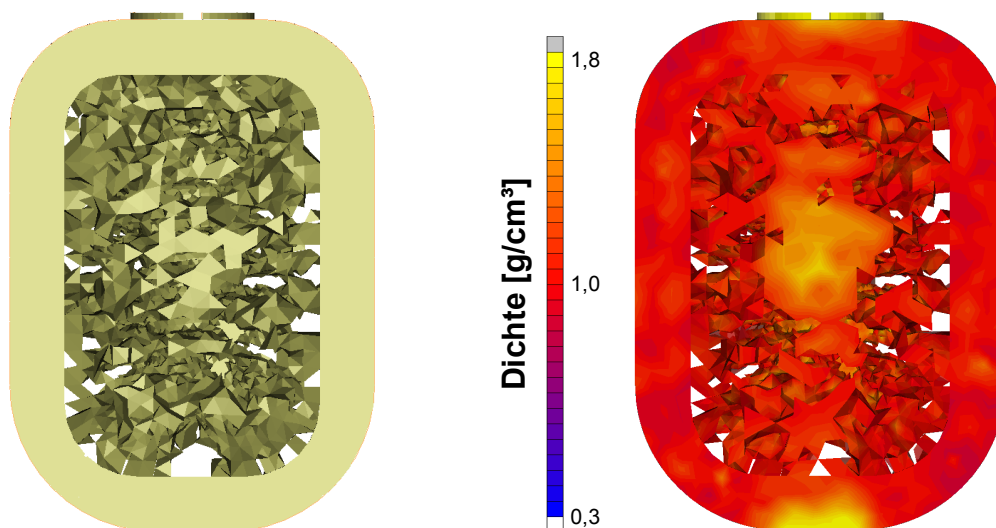


Abbildung 117: Der physiologischen Situation ähnliche Knochenstruktur der Spongiosa nach Abschluss der Simulation (Frontalansicht, links) sowie farbige Darstellung der Dichteverteilung (Frontalansicht, rechts).

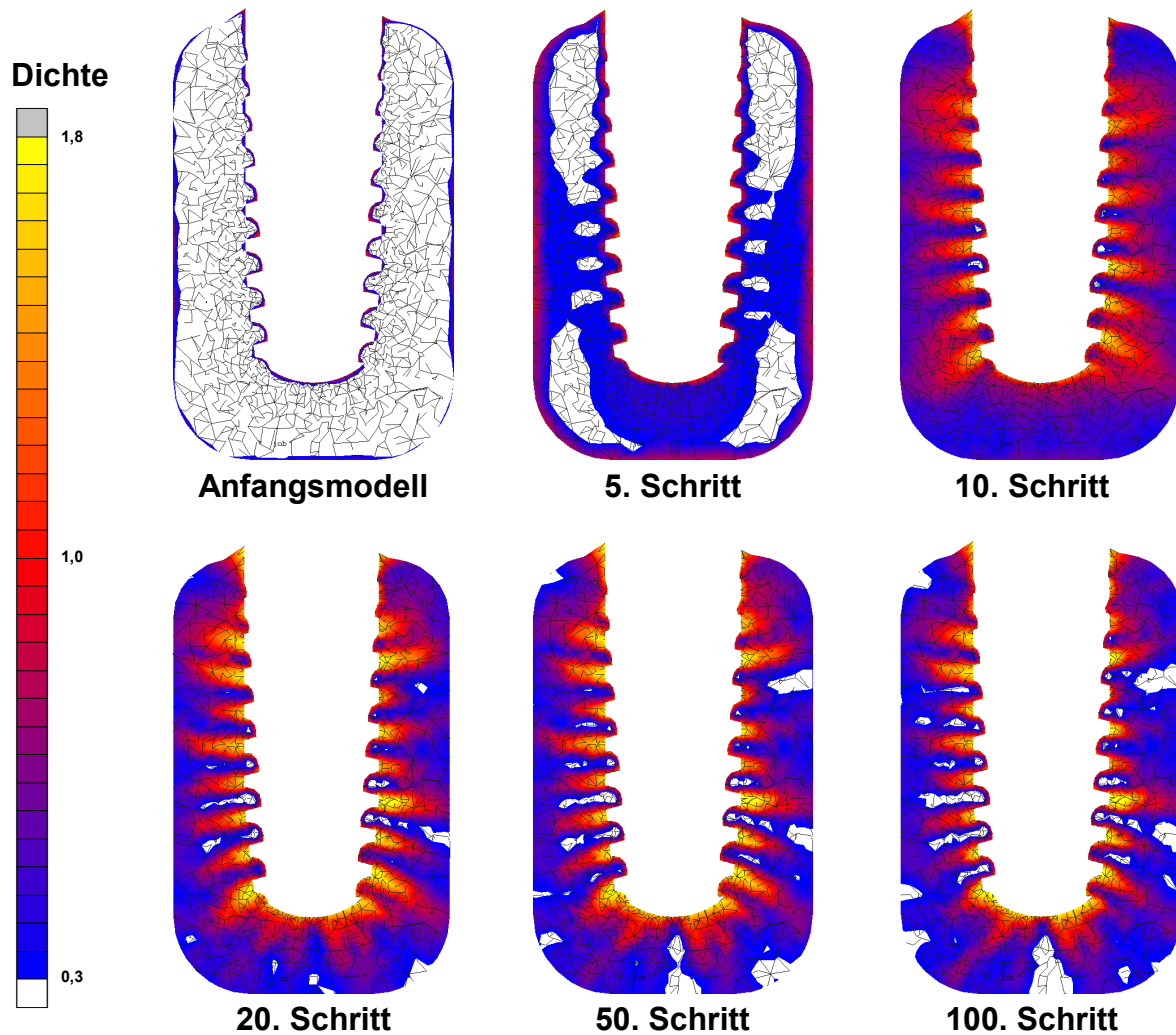


Abbildung 118: Einzelne Schritte der Simulation des mit 100 N belasteten Röhrenmodells als Schnittbilder senkrecht durch die Implantatmitte: Die Bildung einer der physiologischen ähnlichen Spongiosa als farblich kodierte Darstellung der Dichteverteilung im zeitlichen Verlauf. Anfangsmodell (oben links) mit noch homogener Dichte, im fünften Schritt (rechts daneben) ist bereits erster Knochenanbau, vor allem im Bereich unterhalb des Implantats sowie ringförmig um die unteren Gewindeschneiden herum erkennbar. Die Hohlräume um die Gewindefugen herum deuten auf Bereiche schwacher Belastung hin. Die Verdichtungen verhärten sich weiter und verlaufen strahlenförmig zwischen sämtlichen Gewindeschneiden sowie der Implantatspitze und der umgebenden Kortikalis.

Diese strahlenförmige Verhärtung bleibt nun im Wesentlichen bis zum Ende erhalten. Die Abbildungen in der zweiten Zeile zeigen die Entstehung von sich ausbreitenden Hohlräumen, die ihren Ursprung jeweils in den Gewindefugen und in der Mitte der Implantatspitze haben. Da sich der Knochen um die Gewindeschneiden verdichtet hat, entsteht hier eine Unterbelastung der Elemente in dieser Region und daher erfolgt Knochenabbau.

5.7.2 Zylindermodell mit Lastvariation

Nachdem am Röhrenmodell der Knochenumbauprozess ausreichend veranschaulicht werden konnte, folgen nun die Ergebnisse der Lastvariation anhand des Zylindermodells. Bei diesem wurde lediglich die Lasteinleitung im Bereich von 5 N bis 800 N variiert. Die Ergebnisse stellen sich in zwei Einzelbeschreibungen und drei Gruppen wie folgt dar:

In der ersten Abbildung oben links ist ebenfalls das Anfangsmodell zum direkten Vergleich dargestellt. Rechts daneben eine schwache Last von 5 N appliziert, das Ergebnis zeigt deutlich erkennbar einen entsprechenden schwachen Knochenanbau, der jedoch schon die typische Strahlenstruktur erkennen lässt. Dies entspricht noch am ehesten einem unbelasteten Einheilungsvorgang.

Bei den Modellen, die mit Kräften von 50 bis 300 N belastet wurden, zeigt sich durchweg ein ähnliches Bild. Im oberen Bereich wächst die Kortikalis nach unten und ersetzt zunehmend die dort befindliche Spongiosa und verstärkt sich somit. Mit wachsender Kraffteinleitung nimmt diese Schicht in der Höhe zu. Sobald die Kraft einen kritischen Wert überschreitet, tritt eine so starke Überbelastung in der Kortikalis auf, dass sie dieser Belastung nicht mehr standhalten kann und demzufolge abgebaut wird. Dies zeigt sich in den Abbildungen 350 bis 800 N, die Auslenkung des Implantats ist aber aus Darstellungsgründen nicht zu sehen. Die in der vorherigen Gruppe bereits beschriebene Unterstützungsschicht wandert in der Folge mit zunehmender Kraft weiter nach unten, ihre Dicke bleibt jedoch nahezu gleich. Sie übernimmt damit die gesamte Stützfunktion der Kortikalis.

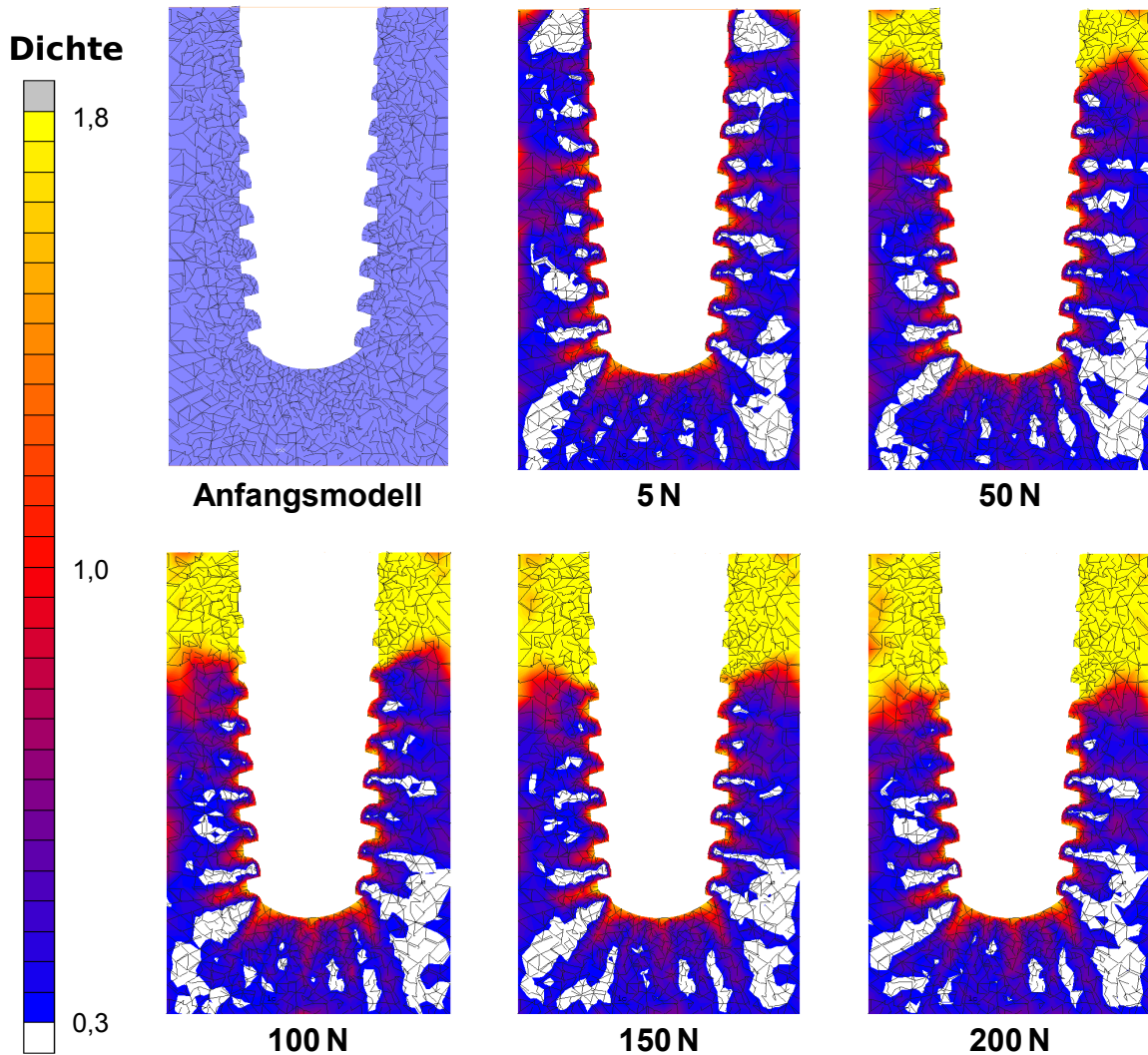


Abbildung 119: Simulation des Zylindermodells mit unterschiedlichen Lasten als Schnittbilder senkrecht durch die Implantatmitte: Die Bildung einer ebenfalls der physiologischen Situation ähnlichen Spongiosa als farblich kodierte Darstellung der Dichteverteilung. Anfangsmodell mit homogener Dichte (oben links), bei 5 N (rechts daneben) ist regelmäßiger Knochenanbau um die Gewindeschneiden herum erkennbar, wie in einer unbelasteten Einheilungsphase. Die Hohlräume um die Gewindefugen herum deuten auch hier auf Bereiche schwacher Belastung hin. Bei höheren Lasten wächst die Kortikalis zunehmend nach unten, um ihre Stützfunktion beibehalten zu können. Sobald die Krafterleitung einen Grenzwert überschreitet, ersetzt diese neu entstandene Schicht die inzwischen vollständig abgebaute ursprüngliche Kortikalis und verlagert sich mit zunehmender Kraft weiter nach unten, bis sich auch diese neugebildete Kortikalisschicht bei Kräften von über 500 N erst gar nicht mehr bilden kann und das Implantat verloren ist.

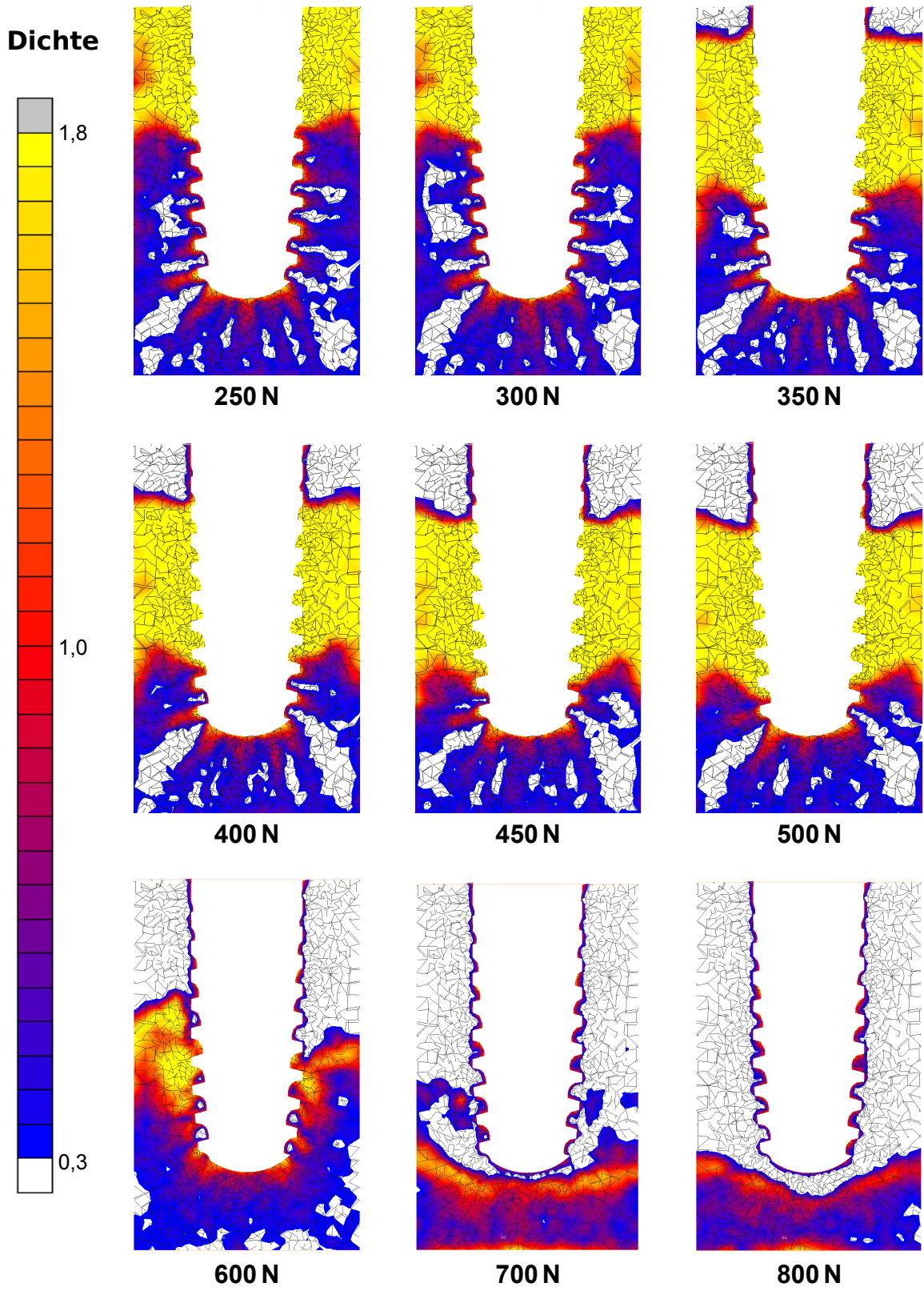


Abbildung 119 (Fortsetzung)

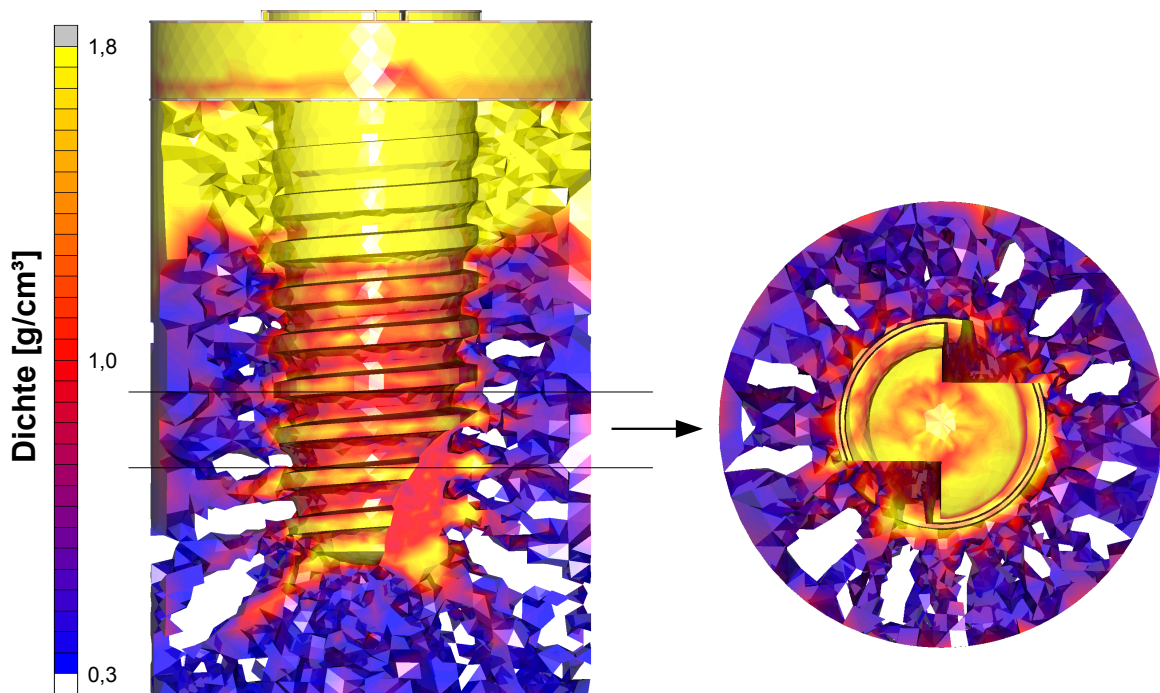


Abbildung 120: Der physiologischen Situation ähnliche Knochenstruktur der Spongiosa nach Abschluss der Simulation als Frontalansicht (links) sowie ein Blick auf die zwischen den Schnittmarkierungen ausgeschnittenen Scheibe des 3D-Modells (farblich kodiert).

Die strahlenförmige Struktur unterhalb bildet sich jedoch gleichartig. Das Implantat ist ab Überschreitung dieser kritischen (Dauer-)Last jedoch verloren, da sich das Implantat aus der Kortikalis herausgelöst hat. Bei 350 N beträgt die Auslenkung des Implantates bereits 0,6 mm. Sobald die Unterstützungsschicht bis zum Boden des Modells reicht, sind sämtliche, das Implantat umgebende Knochelemente vollständig abgebaut und das Implantat liegt somit komplett frei und ist von vornherein verloren.

Abbildung 120 zeigt das Endergebnis als 3D-Modell bei einer Kraft von 100 N. Durch das neue Design der Randbedingungen konnte eine noch realere Struktur der Spongiosa nachgebildet werden.

6 Schlussfolgerung

Der Knochen besitzt die Fähigkeit, auf eine durch das Implantat entstehende mechanische Belastung innerhalb vorgegebener physiologischer Grenzen mit einer Änderung seiner Struktur zu reagieren [Lanyon 1983]. Während geringe Verzerungen unter $300 \mu\text{Strain}$ in der Spongiosa zu einem Knochenabbau führen können, führen physiologische Belastungen von $300 \mu\text{Strain}$ bis $3000 \mu\text{Strain}$ zu einem Knochenum- und -anbau [Frost 1988], der die Knochenstruktur erhält oder verstärkt. Hyperphysiologische Belastungen über $3000 \mu\text{Strain}$ führen dagegen zu fibrösen Umbauprozessen, es kann zur Zerstörung der Knochensubstanz kommen. Die Belastung des Knochens um ein Implantat sollte daher im physiologischen Bereich liegen und diesen auf jeden Fall bei regulärer Belastung durch Kauen oder Schlucken nicht überschreiten.

Bei der Projektierung aller Untersuchungen ist darauf zu achten, dass die entsprechenden Kräfte sich in einem jeweils entsprechenden Bereich bewegen. So mussten auch die in das Rentiergeweih eingebrachten Kräfte so gewählt werden, dass die Festigkeit des Geweihgewebes, welche niedriger ausfiel als ursprünglich angenommen, nicht überschritten wird. Für die in den Simulationen applizierten Kräfte gilt ähnliches.

Als Schlussfolgerung ergibt sich, dass die experimentelle Messung eine gute Überprüfbarkeit der gewählten numerischen Methoden erlaubt. Die Untersuchungen zeigen, dass unterschiedliche Auslenkungen des Implantats auf unverhältnismäßig gewählte Parameter zurückzuführen sind. Somit ist es möglich, durch Variation der Materialeigenschaften eine optimale Annäherung aller Proben an das reale Verhalten zu erzielen.

Viele Faktoren und Parameter können die Mobilität des Implantats bei den numerischen Berechnungen stark beeinflussen. Neben Parametervariationen für den Elastizitätsmodul der Knochen spielen auch Implantatdurchmesser, -länge und – als wichtigste Faktoren – die Kortikalisdicke des Modells sowie applizierte Kräfte eine große Rolle.

Es zeigte sich, dass seitliche Belastungen des Implantats zu einer erheblich stärkeren Beanspruchung sowohl des spongiösen als auch des kortikalen Knochens führen. Diese Beanspruchung ist bei subkrestal eingesetzten Implantaten noch wesentlich höher, da die nutzbare Kortikalisdicke sich um einen entsprechenden Betrag reduziert.

Der Spongiosa kommt in dem gesamten Knochenumbauprozess aber die wichtigste Rolle zu: Dank ihres engmaschig vernetzten und elastischen Gerüsts absorbiert sie den entstehenden Druck, vorausgesetzt, es wirken keine exzessiven Kräfte.

Der Knochenumbau ist zusammengefasst ein sehr weites Feld mit sehr vielen Einflussgrößen, deren Zusammenhang in dieser Arbeit systematisch untersucht und dargestellt wurde.

Diese Arbeit hat zahlreiche verschiedene Aspekte analysiert, die dem Studium dentaler Implantate helfen. Gerätedesign, Laborexperimente, neue Tierversuche, einfache und komplexe FE-Analyse und Simulation von Knochenumbauprozessen – dies alles wurde im Rahmen dieser Arbeit fertig entwickelt und getestet. Damit ist nun der Weg frei für weitere Forschung und Entwicklung. Zahlreiche Publikationen und Projekte basieren bereits zum Teil auf Ergebnissen der vorliegenden Arbeit, hierzu sei zunächst auf die Publikationsliste verwiesen.

7 Zusammenfassung

Zur Untersuchung der Knochenumbauvorgänge sind neben klinischen auch biomechanische Methoden, die den Hauptgegenstand der vorliegenden Arbeit bilden, von besonderer Bedeutung. Insbesondere numerische Simulationen der Knochenumbauprozesse können erheblich zum Erkenntnisgewinn über diese Prozesse beitragen. Die Einheilung von Implantaten ist entscheidend von diesen Prozessen abhängig. Da bei bisherigen Modellen die spongiöse Knochenstruktur nur sehr bedingt mit der realen Situation vergleichbar war, und gerade bei der Etablierung neuer numerischer Methoden auf eine geeignete Validierung geachtet werden muss, wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit mit der Finite-Elemente-Methode ein komplett neues computergeneriertes Knochenmodell vorgestellt, welches nicht mehr nur rechnerisch, sondern auch optisch die realen Knochenumbauprozesse nachbildet. Die Auslenkung der Implantate und die Knochendichte sind die Hauptkriterien bei der Validierung der Modelle.

Die experimentelle und numerische Untersuchung des Einheilverhaltens zahlreicher unterschiedlicher Implantattypen diente dabei als Grundlage für die Untersuchungen und die Modellgenerierung. Dabei wurden mehrere Finite-Elemente-Modelle für die numerischen Untersuchungen entwickelt. Diese Modelle umfassten verschiedene Komplexitätsgrade, angefangen bei idealisierten Knochenmodellen über nachmodellierte Präparate bis hin zu dem idealisiert-realistischen dreidimensionalen Modell, welches sich im Rahmen der FEM-Simulation zum Knochenumbau bildet. In systematischen Simulationen wurden die numerischen Modelle zur Implantateinheilung entwickelt, optimiert und mit Hilfe experimentell ermittelter Daten validiert und so konnte ein vergleichbares Verhalten erzielt werden.

Um auch eine Validierung nicht nur der numerischen, sondern auch der experimentell gewonnenen Ergebnisse zu ermöglichen, waren auch in-vivo-Experimente erforderlich. Aus früheren Studien ist bekannt, dass sich Rentiergeweihe für diesen Zweck als Tiermodell besonders eignen, da sie ein sehr ähnliches physiologisches Verhalten zum menschlichen Kieferknochen aufweisen.

Hierzu war die Entwicklung eines neuartigen Gerätes zur Simulation der im menschlichen Kiefer auftretenden Belastungen erforderlich. Der dabei entstandene Kausimulator bringt diese Belastungen als periodische Intervalle mittels eines Druckstempels auf ein im Rentiergeweih inseriertes dentales Implantat auf. Sein hochgradig optimierter Stromverbrauch erlaubt auch langfristige autonome Untersuchungen an frei laufenden Tieren. Die regelmässige Kontrolle und Rekonfiguration mehrerer zeitgleich eingesetzter Kausimulatoren kann über direkte Funkverbindung zu einem beliebigen Computer erfolgen. Ein Einfangen der Tiere ist nur für die Implantation der dentalen Implantate in das Geweih notwendig. Dabei wird ebenfalls der Kausimulator angebracht und in Betrieb genommen. Der Kausimulator konnte erfolgreich an zwei Tieren getestet und die gewonnenen Daten ausgewertet werden.

8 Literaturverzeichnis

- [Aktas 2012] Aktas, Y.: Experimentelle und numerische Untersuchungen des biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Implantate mit unterschiedlicher Insertionstiefe. Dissertation. Universität Bonn, 2012.
- [Babbush 1986] Babbush, C. A.: ITI endosteal hollow cylinder implant systems. *Dent Clin North Am* 30 (1986): 133 – 149.
- [Bathe 1986] Bathe, K.-J.: Finite-Elemente-Methoden. 2. Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer, 2002.
- [Baxter et al. 1999] Baxter, B. J., Andrews, R. N., Barrel, G. K.: Bone turnover associated with antler growth in red deer (*Cervus elaphus*). *The Anatomical Record* 256 (1999): 14 – 19.
- [Beaupré et al. 1990a] Beaupré, G. S., Orr, T. E., Carter, D. R.: An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development. *J Orthop Res* 8 (1990): 651 – 661.
- [Beaupré et al. 1990b] Beaupré, G. S., Orr, T. E., Carter, D. R.: An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation. *J Orthop Res* 8 (1990): 662 – 670.
- [Benedikt 1911] Benedikt, M.: Biomechanische Grundfragen. Offenes Sendschreiben an Herrn Hofrat Ernst Ludwig. Teil 1. *Allg Wiener Med Zeitung* 56 (1911): 25 – 26.
- [Bidez und Misch 1992] Bidez, M. W., Misch, C. E.: Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 4 (1992): 289 – 294.
- [Block et al. 1989] Block, M. S., Finger, I. M., Fontenot, M. G., Kent, J. N.: Loaded hydroxylapatite-coated and grit-blasted titanium implants in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4 (1989): 219 – 225.
- [Bossler 1981] Bossler, L.: Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen an verschiedenen blattförmigen und schraubenförmigen Dentalimplantaten. Dissertation. Universität Mainz, 1981.
- [Brånemark 1983] Brånemark, P.-I.: Osseointegration and its experimental background. Review. *J Prosthet Dent* 50 (1983): 399 – 410.

- [Brånemark et al. 1969] Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., Ohlsson, A.: Intra-osseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 3 (1969): 81 – 100.
- [Brånemark et al. 1977] Brånemark, P.-I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., Öhman, A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 16 (1977), Suppl.: 1 – 132.
- [Brunski 1992] Brunski, J. B.: Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Review. Clin Mater 10 (1992): 153 – 201.
- [Brunski 1993] Brunski, J. B.: Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. Dent Implantol Update 4 (1993): 77 – 81.
- [Burch 1997] Burch, R. H.: Dr. Pinkney Adams – A dentist before his time. Ark Dent 68 (1997): 14 – 15.
- [Burr et al. 1985] Burr, D. B., Martin, R. B., Schaffler, M. B., Radin, E. L.: Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. J Biomech 18 (1985): 189 – 200.
- [Carter und Hayes 1977] Carter, D. R., Hayes, W. C.: The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg Am 59 (1977): 954 – 962.
- [Crupi et al. 2004] Crupi, V., Guglielmino, E., La Rosa, G., Vander Sloten, J., Van Oosterwyck, H.: Numerical analysis of bone adaptation around an oral implant due to overload stress. Proc Instn Mech Eng [H] 218 (2004): 407 – 415.
- [Currey 1989] Currey, J. D.: Strain rate dependence of the mechanical properties of reindeer antler and the cumulative damage model of bone fracture. J Biomech 22 (1989): 469 – 475.
- [de Berg et al. 2000] de Berg, M., van Kreveld, M., Overmars, M. H., Schwarzkopf, O.: Computational geometry: Algorithms and applications. 2., rev. ed. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2000.
- [de Lange und Donath 1989] de Lange G. L., Donath, K.: Interface between bone tissue and implants of solid hydroxyapatite or hydroxyapatite-coated titanium implants. Biomaterials 10 (1989): 121 – 125.

- [Deuffhard 2004] Deuffhard, P.: Newton methods for nonlinear problems: Affine invariance and adaptive algorithms (Springer Series in Computational Mathematics, Band 35). 1. ed. Corr. 2. printing. Berlin, Heidelberg: Springer, 2004.
- [Dijkstra 1959] Dijkstra, E. W.: A note on two problems in connexion with graphs. *Numerische Mathematik* 1 (1959): 269–270.
- [Doblaré und García 2002] Doblaré M., García J. M.: Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *J Biomech* 35 (2002): 1–17.
- [Frost 1960] Frost, H. M.: Presence of microscopic cracks in vivo in bone. *Henry Ford Hosp Med Bull* 8 (1960): 25–35.
- [Frost 1987] Frost, H. M.: Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. *Anat Rec* 219 (1987): 1–9.
- [Frost 1988] Frost, H. M.: Vital biomechanics: Proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcif Tissue Int* 42 (1988): 145–156.
- [Frost 1990] Frost, H. M.: Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: The bone modeling problem. *Anat Rec* 226 (1990): 403–413.
- [Frost 1994] Frost, H. M.: Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 64 (1994): 175–188.
- [Giantoro 2012] Giantoro, D.: Experimentelle und numerische Untersuchungen zum Last-/Auslenkungsverhalten direkt belasteter dentaler Implantate. Dissertation. Bonn, 2012.
- [Gopi et al. 2000] Gopi, M., Krishnan, S., Silva, C. T.: Surface reconstruction based on lower dimensional localized Delaunay triangulation. *Eurographics 2000* 19 (2000): 467–478.
- [Gottlander und Albrektsson 1991] Gottlander, M., Albrektsson, T.: Histomorphometric studies of hydroxylapatite-coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6 (1991): 399–404.
- [Greenfield 1913] Greenfield, E. J.: Implantation of artificial crown and bridge abutments. *Dent Cosmos* 55 (1913): 364.

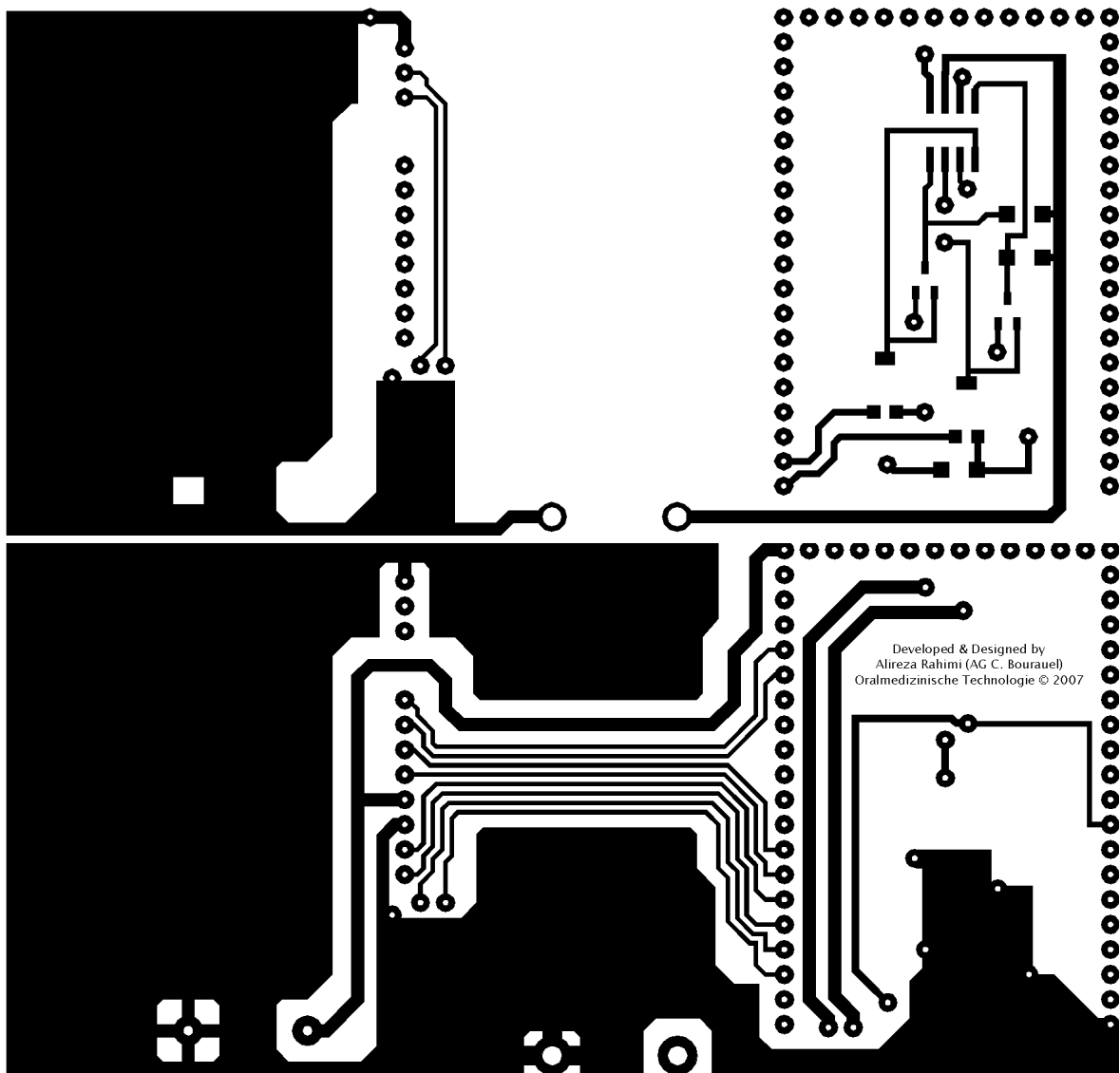
- [Gross et al. 2009] Gross, D., Hauger, W., Schröder, J., Wall, W. A.: Technische Mechanik. Band 2: Elastostatik. Berlin, Heidelberg: Springer, 2009.
- [Grünberg 1992] Grünberg, W.: Der Tierversuch als Methode der biomedizinischen Forschung.
In: Kronberger, L. (Hrsg.): Experimentelle Chirurgie. Stuttgart. Enke, 1992.
- [Held 1983] Held, J. R.: Appropriate animal models.
In: Sechzer, J. A. (Hrsg.): The role of animals in biomedical research. Annals of the New York Academy of Sciences 406 (1983): 13–19.
- [Huiskes et al. 1987] Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B., Sloof, T. J.: Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic design analysis. J Biomech 20 (1987): 1135–1150.
- [Keilig et al. 2004] Keilig, L., Bourauel, C., Grüner, M., Hültenschmidt, R., Bayer, S., Utz K. H., Stark, H.: Design and testing of a novel measuring system for use in dental biomechanics-principles and examples of measurements with the hexapod measuringsystem. Biomed Tech 49 (2004): 208–215.
- [Klaus und Buhr 1969] Klaus, G., Buhr, M. (Hrsg.): Philosophisches Wörterbuch. 6. Auflage. Leipzig: VEB Bibliographisches Institut, 1969.
- [Klein et al. 1999] Klein, R., Schilling, A. G., Straßer, W.: Reconstruction and simplification of surfaces from contours.
In: Proceedings of the Pacific Graphics '99 62 (1999): 198–207.
- [Koeck und Wagner 1996] Koeck, B., Wagner, W.: Praxis der Zahnheilkunde. Band 13: Implantologie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996.
- [Koeck und Wagner 2004] Koeck, B., Wagner, W.: Praxis der Zahnheilkunde. Band 13: Implantologie. München, Jena: Urban & Fischer 2004.
- [Li 2003] Li, C.: Development of deer antler model for biomedical research. Recent Adv Res Updat 4 (2003): 256–274.
- [Li et al. 2001] Li, C., Harris, J., Suttie, J. M.: Tissue interactions and antlerogenesis: New findings revealed by a Xenograft approach. Journal of Experimental Zoology 290 (2001): 18–30.

- [Li et al. 2007] Li, J., Li, H., Shi, L., Fok, A. S. L., Ucer, C., Devlin, H., Horner, K., Silikas, N.: A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials* 23 (2007): 1073 – 1078.
- [Linkow 1972] Linkow, L. I.: Some variant designs of the subperiosteal implant. *Oral Implantol* 2 (1972): 190 – 205.
- [Manski 1982] Manski, R. J.: A synopsis of recent literature concerning the dental Implant. *J Oral Implant* 10 (1982): 275 – 288.
- [Martin et al. 1998] Martin, R. B., Burr, D. B., Sharkey, N. A.: *Skeletal tissue mechanics*. New-York: Springer, 1988.
- [Meinken 2001] Meinken, A.: *Finite Elemente in der Praxis. Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von MARC/MENTAT (Edition expertsoft, Band 50)*. Renningen-Malmsheim: expert-Verl., 2001.
- [Newesely 1983] Newesely, H.: Die Werkstoffe der zahnärztlichen Implantologie. *Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983): 83 – 85.
- [Osborn und Weiss 1978] Osborn, J. F., Weiss, T. H.: Hydroxylapatite ceramics-- a bone-like biomaterial. Preliminary report. *Hydroxylapatitkeramik, ein knochenähnlicher Biowerkstoff. SMfZ/RMSO* 88 (1978): 1166 – 1172.
- [Osborn 1985] Osborn, J. F.: *Implantatwerkstoff Hydroxylapatitkeramik*. Berlin, Chicago, London, Rio de Janeiro, Tokio: Quintessenz, 1985.
- [Pruin 1974] Pruin, E. H.: Long experience with implants. *Quintessenz* 25 (1974), 13 – 22.
- [Rahimi 2004] Rahimi, A.: *3D-Rekonstruktion numerischer Modelle aus 2D-Schichtaufnahmen*. Diplomarbeit. Institut für Informatik II, Universität Bonn, 2004.
- [Rahimi et al. 2005] Rahimi, A., Keilig, L., Bendels, G., Klein, R., Buzug, T. M., Abdelgader, I., Abboud, M., Bourauel, C.: 3D Reconstruction of dental specimens from 2D histological images and μ CT-scans. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* 8 (2005): 167 – 176.
- [Rahimi et al. 2009] Rahimi, A., Bourauel, C., Jäger, A., Gedrange, T., Heinemann, F.: Load transfer by fine threading the implant neck – a FEM study. *J Physiol Pharmacol* 60 (2009), Suppl. 8: 107 – 112.
- [Rausch und Linß 1998] Rausch, U., Linß, W.: *Binde- und Stützgewebe*. In: Linß W., Fanghänel J.: *Histologie*. Berlin, New York: de Gruyter 1998. 61 – 66.

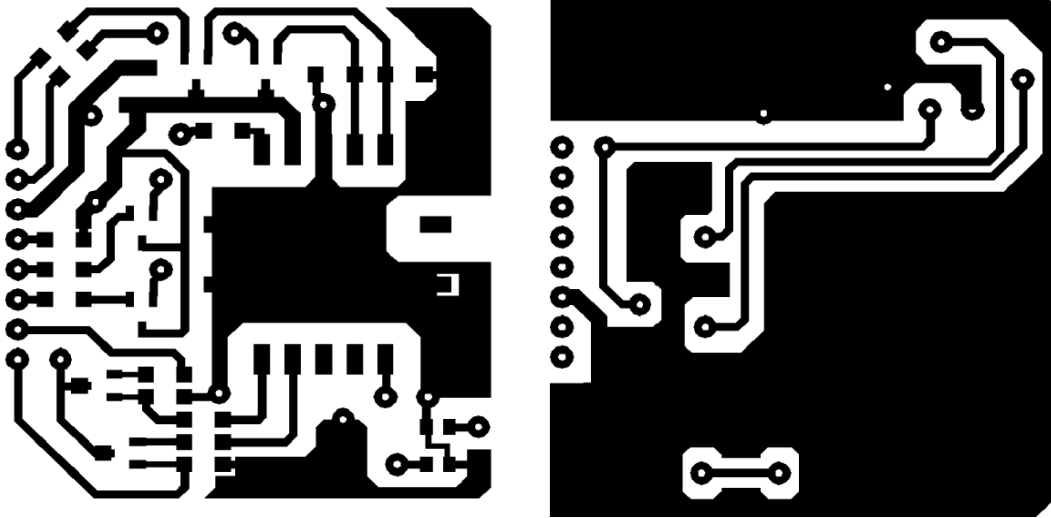
- [Richter und Spiekermann 1996] Richter, E. J., Spiekermann, H.: Praxis der Zahnheilkunde. Implantologie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996.
- [Rönning et al. 1990] Rönning, O., Salo, L. A., Larmas, M., Nieminen, M.: Ossification of the antler in the Lapland reindeer (*Rangifer tarandus tarandus*). *Acta Anat (Basel)* 137 (1990): 359–362.
- [Rolf et al. 2006] Rolf, H. J.; Wiese, K. G.; Siggelkow, H.; Schliephake, H.; Bubenik, G. A.: In vitro-studies with antler bone cells: Structure forming capacity, osteocalcin production and influence of sex steroids. *Osteology* 15 (2006): 245–257.
- [Schröder et al. 1976] Schröder, A., Pohler, O., Sutter, F.: Gewebereaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberfläche. *SMfZ/RMSO* 86 (1976): 713–727.
- [Schröder et al. 1981] Schröder, A., van der Zypen, E., Stich, H., Sutter, F.: The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 9 (1981): 15–25.
- [Scialom 1965] Scialom, J.: Implants aiguilles (pin implants). *J Oral Implant Transplant Surg* 11 (1965): 18–23.
- [Sennerby et al. 1991] Sennerby, L., Ericson, L. E., Thomsen, P., Lekholm, U., Åstrand, P.: Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants. *Clinical Oral Implants Research* 2 (1991): 103–111.
- [Steible 2001] Steible, J. I.: Der Hund als Tiermodell in der Parodontologie am Beispiel der rekonstruktiven Parodontitistherapie. Dissertation. Hannover, 2001.
- [van Oosterwyck 2000] van Oosterwyck, H.: Studie van biomechanische Invloedsfactoren van Botadaptatie rond functioneel belaste orale Implantaten. Leuven: Universit at Leuven, 2000.
- [van Zutphen et al. 1995] van Zutphen, L. F. M., Baumans, V., Beynen, A. C.: Grundlagen der Versuchstierkunde. Stuttgart, Jena, New York: Fischer, 1995.
- [Vashishth et al. 1997] Vashishth, D., Behiri, J. C., Bonfield, W.: Crack growth resistance in cortical bone: concept of microcrack toughening. *J Biomech* 30 (1997): 763–769.

- [Vashishth et al. 2000] Vashishth, D., Tanner, K. E., Bonfield, W.: Contribution, development and morphology of microcracking in cortical bone during crack propagation. *J Biomech* 33 (2000): 1169–1174.
- [Vashishth et al. 2003] Vashishth, D., Tanner, K. E., Bonfield, W.: Experimental validation of a microcracking-based toughening mechanism for cortical bone. *J Biomech* 36 (2003): 121–124.
- [Wagner und Tetsch 1984] Wagner, W., Tetsch, P.: Materialentwicklung als Teilaspekt der Implantatprognose. *Z Zahnärztl Implantol* 1 (1984): 13–24.
- [Weinans et al. 1992] Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H. J.: The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech* 25 (1992): 1425–1442.
- [Weiss et al. 1996] Weiss, J., Maeß, J., Nebendahl, K., Rossbach, W. (Hrsg.): *Haus- und Versuchstierpflege*. Stuttgart, Jena, New York: Fischer, 1996.
- [Wennerberg 1996] Wennerberg, A.: *On surface roughness and implant incorporation*. University of Göteborg, 1996.
- [Wolff 1892] Wolff, J.: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: August Hirschwald, 1892.

Anhang



Anhang 1: Layout für Vorderseite (oben) und Rückseite (spiegelverkehrt) der Hauptplatine.



Anhang 2: Layout der Funkmodulschaltung: Ober- (links) und Unterseite (gespiegelt)

Danksagung

Für den erfolgreichen Abschluss der vorliegenden Arbeit schulde ich vielen Menschen meinen herzlichen Dank, die ich nicht alle namentlich erwähnen kann.

Zuerst möchte ich Herrn Prof. Dr. Reinhard Klein, Leiter der Abteilung Computer Graphik der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, für die Möglichkeit, in seiner Abteilung promovieren zu dürfen, für die Einführung in die Methoden, auch schon während meines Studiums, und für seine Betreuung herzlich danken.

Ganz besonders herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel, Leiter der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie, der mir durch die Bereitstellung des interessanten Themas, die Einführung in die Thematik und seine hervorragende wissenschaftliche Betreuung diese Arbeit erst ermöglicht hat. Er hat mir stets mit Rat und Tat sowie Freundschaft und Geduld beiseite gestanden und mit reger Unterstützung die Arbeit erleichtert.

Den Mitarbeitern des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde danke ich für gute Zusammenarbeit, Hilfe und Unterstützung, insbesondere Herrn Prof. Dr. Helmut Stark, Direktor der Abteilung Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, für die vielen Hilfen und Antworten, sowie Dipl.-Phys. Manfred Grüner für die technische Unterstützung und Beratung im Bereich der Elektronik und bei der Herstellung der Geräte.

Weiterhin danke ich ganz herzlich Herrn Prof. Dr. Gerhard Wahl, Direktor der Poliklinik für Chirurgische Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, und Herrn Dr. Marcus Abboud für die Unterstützung in sämtlichen Fragen im klinischen Bereich der vorliegenden Arbeit.

Herrn Prof. Dr. Andreas Jäger, Direktor der Abteilung für Kieferorthopädie, danke ich für die Begleitung der Projekte und die zahlreichen und aufschlussreichen Diskussionen sowohl im Rahmen der wöchentlichen Seminare als auch außerhalb dieser.

Auch allen Mitarbeitern, Doktoranden und Studenten der Abteilung für Oralmedizinische Technologie, die mich bei der Durchführung der Experimente und der numerischen Simulation unterstützt haben, möchte ich meinen Dank ausdrücken, hier ganz besonders Herrn Dr. Ludger Keilig für den regen Austausch, jederzeitige Ansprechbarkeit und kompetente Beratung bei zahlreichen Fragen sowie Frau Dr. Susanne Reimann für die freundliche Unterstützung und Zusammenarbeit, insbesondere bei experimentellen Untersuchungen.

Weiter danke ich der Dentsply Friadent, welche das Rentierprojekt teilweise sowohl finanziell als auch durch Bereitstellung von Materialien mit unterstützt hat.

Publikationen

Abboud, M., Stark, H., Wahl, G., Paillon, R., Rahimi, A., Bourauel, C.: Korrelation von klinischen und radiologischen Befunden zu FE-Analysen bei sofortbelasteten Implantaten. Biomed Tech 51, Tagungsband: Proceedings of the annual conference of the Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (2006): P87.

Abdelgader, I., Bourauel, C., Keilig, L., Rahimi, A., Bumann, A., Jäger, A.: Experimentelle und numerische Analyse des biomechanischen Verhaltens orthodontischer Ankerimplantate. Dtsch Zahnärztl Z (2005), Supplement: A165.

Bourauel, C., Kawarizadeh, A., Pedrood, S., Rahimi, A., Keilig, L., Jäger, A.: Tooth movement in a rat model - A combined experimental, numerical, histological and immunohistochemical study. In: Middleton, J., Shrive, N., Jones, M. L. (eds.): 6th international symposium on computer methods in biomechanics and biomechanical engineering: CMBBE 2004 proceedings. Comp Meth Biomech Biomed Eng (2005): 76D.

Bourauel, C., Keilig, L., Rahimi, A., Reimann, S., Ziegler, A., Jäger, A.: Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. Int J Comput Dent 10 (2007): 25–40.

Bourauel, C., Rahimi, A., Keilig, L., Reimann, S., Jäger, A., Buzug, T. M.: Dreidimensionale Rekonstruktion zahnmedizinischer Präparate aus 2D-Schichtaufnahmen und μ CT-Scans. In: Hartmann, U., Kohl-Bareis, M., Hering, P., Lonsdale, G., Bongartz, J., Buzug, T. M. (Hrsg.): Aktuelle Methoden der Laser- und Medizinphysik: 2. Remagener Physiktage 2004. Berlin, Offenbach: VDE-Verlag, 2005: 106–111.

Bourauel, C., Reimann, S., Keilig, L., Rahimi, A., Kawarizadeh, A., Jäger, A.: Material parameters of the periodontal ligament - Combined experimental and numerical studies on human, pig and rat specimens. J Biomech 39 (2006), Supplement 1: S201.

Ciobanu, O., Staat, M., Rahimi, A.: The use of open source software in biomechanical finite elements analysis. Conferința internațională COMEFIM'9 2008. Bul Inst Polit Iasi LIV (LVIII) (2008), Secția Construcții de Masini, Fascicle 4: 213–220.

Hasan, I., Rahimi, A., Keilig, L., Brinkmann, K. T., Bourauel, C.: Computational simulation of internal bone remodelling around dental implants: a sensitivity analysis. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* 2011 [Epub ahead of print]: 1–8.

Huang, Y., Keilig, L., Rahimi, A., Reimann, S., Eliades, T., Jäger, A., Bourauel, C.: Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136 (2009): 638–643.

Meier, A., Rahimi, A., Bourauel, C., Buzug, T. M., Reimann, S., Giantoro, D.: Experimental and numerical analysis of the mobility of immediately loaded dental implants using a pig model. In: Buzug, T. M., Holz, D., Weber, S., Bongartz, J., Kohl-Bareis, M., Hartmann, U. (eds.): *Advances in medical engineering*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2007: 297–301.

Meier, A., Rahimi, A., Bourauel, C., Buzug, T. M., Reimann, S., Giantoro, D.: Geometrierekonstruktion und Finite-Elemente-Berechnungen von sofortbelasteten Dentalimplantaten. *Biomed Tech* 51, Tagungsband: Proceedings of the annual conference of the Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (2006): V64.

Pavlidis, D., Bourauel, C., Rahimi, A., Götz, W., Jäger, A.: Proliferation and differentiation of periodontal ligament cells following short-term tooth movement in the rat using different regimens of loading. *Eur J Orthod* 31 (2009): 565–571.

Rahimi, A., Abboud, M., Aktas, Y., Plett, W., Bourauel, C., Wahl, G.: Biomechanical effects of vertical implant position on bone strains and stresses. 16th congress of the European Society of Biomechanics. *J Biomech* 41 (2008), Supplement 1: S401.

Rahimi, A., Abboud, M., Wahl, G., Keilig, L., Hensch, I., Bourauel, C.: Design and testing of an autonomous computer controlled loading device to study tissue adaptation around immediately loaded implants in the reindeer antler. In: Buzug, T. M., Holz, D., Weber, S., Bongartz, J., Kohl-Bareis, M., Hartmann, U. (eds.): *Advances in medical engineering*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 2007: 285–290.

Rahimi, A., Abboud, M., Wahl, G., Keilig, L., Reimann, S., Bourauel, C.: Entwicklung eines neuartigen Belastungssystems zur Untersuchung des Einheilvorganges sofortbelasteter Implantate im Rentiergeweih. Biomed Tech 51, Tagungsband: Proceedings of the annual conference of the Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (2006): V48.

Rahimi, A., Bourauel, C., Abboud, M., Wahl, G., Giantoro, D., Reimann, S., Keilig, L.: Experimental and numerical analysis of the mobility of immediately loaded dental implants using a pig model. J Biomech 39 (2006), Supplement 1: S200.

Rahimi, A., Bourauel, C., Jäger, A., Gedrange, T., Heinemann, F.: Load transfer by finethreading the implant neck--a FEM study. J Physiol Pharmacol 60 (2009), Supplement 8: S. 107–112.

Rahimi, A., Bourauel, C., Klein, R., Kavarizadeh, A., Keilig, L., Buzug, T. M., Jäger, A.: Eine neue Methode zur halbautomatischen Generierung realitätsnaher Finite-Elemente-(FE) Netze. J Orofac Orthop 65 (2004): 557.

Rahimi, A., Keilig, L., Bendels, G., Klein, R., Buzug, T. M., Jäger, A., Abdelgader, I., Abboud, M., Bourauel, C.: 3D reconstruction of dental specimens from 2D histological images and microCT-scans. Comp Meth Biomech Biomed Eng 8 (2005): 167–176.

Rahimi, A., Klein, R., Keilig, L., Abboud, M., Wahl, G., Bourauel, C.: Development and design of a novel loading device for the investigation of bone adaptation around immediately loaded dental implants using the reindeer antler as implant bed. J Biomech 42 (2009): 2415–2418.

Reimann, S., Baxmann, M., Rahimi, A., Vardimon, A., Bourauel, C.: Comparison of simulated headgear treatment in a pig model with clinical results. 83rd congress of the European Orthodontic Society (EOS) and 80. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO), Berlin. Eur J Orthod 29 (2007): e90, S207.

Reimann, S., Rahimi, A., Keilig, L., Brosh, T., Vardimon, A., Maier, K., Bourauel, C.: Biomechanical behaviour of headgear treated multi-rooted teeth in a pig model: Experimental and numerical study. J Biomech 41 (2008), Supplement 1: S. S215.