

Experimentelle und numerische Untersuchungen
des biomechanischen Verhaltens
von mehrwurzeligen Zähnen

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

vorgelegt von
Susanne Reimann
aus
Neubeckum

Bonn 2008

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

1. Gutachter: Prof. Dr. C. Bourauel

2. Gutachter: Prof. Dr. K. Maier

Tag der Promotion: 09.06.2008

Erscheinungsjahr: 2008

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn

http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	9
2 Biomechanische, klinische und werkstoffwissenschaftliche Grundlagen der Zahnbewegung	11
2.1 Biomechanischer Hintergrund.....	11
2.2 Klinischer Hintergrund.....	12
2.3 Zahnmedizinische Grundlagen.....	13
2.3.1 Lagebezeichnung der Zähne.....	14
2.3.2 Aufbau des Gebisses.....	15
2.3.3 Aufbau des Zahns und des Zahnhalteapparates.....	16
2.3.4 Knochen und Knochenumbau.....	17
2.4 Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegungen.....	18
2.4.1 Initiale Zahnbewegung.....	19
2.4.2 Kieferorthopädische Zahnbewegung.....	20
2.5 Kieferorthopädische Behandlungsapparaturen.....	22
2.5.1 Bänder und Brackets.....	22
2.5.2 Headgear.....	23
2.6 Materialeigenschaften der dentalen Gewebe.....	24
2.6.1 Zahn.....	24
2.6.2 Parodontalligament.....	25
2.6.3 Knochen.....	25
2.7 Bisherige Untersuchungen.....	26
2.7.1 Experimentelle Untersuchungsmethoden.....	27
2.7.2 Theoretische Untersuchungsmethoden.....	28
2.7.3 Kombinierte Untersuchungsmethoden.....	29
3 Finite-Elemente-Methode	30
3.1 Kontinuumsmechanische Kenngrößen.....	30
3.2 Finite-Elemente-Gleichungen.....	32
3.3 Nichtlinearitäten.....	35
3.4 Elementtypen und Diskretisierung.....	37
3.5 Kontaktalgorithmen.....	40
3.6 Vernetzung.....	40

4 Biomechanische Untersuchungsmethoden und -materialien zur Bestimmung von Zahnbewegungen.....	42
4.1 Messung der klinischen Zahnbewegungen.....	42
4.2 Zur Messung benutzte Präparate.....	44
4.3 Hexapod-Mess-System.....	45
4.3.1 Messprinzip.....	49
4.3.2 Messung der Zahnbewegungen im HexMeS.....	49
5 Modellgenerierung und Erfassung der Zahnbewegungen mit numerischen Methoden	51
5.1 Histologische Schnitte.....	51
5.2 Computertomographie.....	52
5.3 3D-Bildrekonstruktion.....	53
5.4 Modellgenerierung.....	55
5.4.1 Modellierung eines humanen Oberkiefers.....	55
5.4.2 Modellierung von Präparaten.....	57
5.4.3 Aufgebrachte Finite-Elemente-Randbedingungen.....	58
5.5 Knochenumbau in der numerischen Simulation.....	60
6 Ergebnisse und Diskussion.....	61
6.1 Zahnauslenkungen von Molaren im Menschen und im Modell.....	61
6.1.1 Klinisch erfasste Auslenkungen der humanen Molaren.....	61
6.1.2 Berechnete Auslenkungen der humanen Molaren.....	63
6.1.3 Vergleich der klinischen und berechneten Auslenkungen.....	64
6.1.4 Anpassung der Materialparameter des Parodontalligamentes und die Auslenkungen der humanen Molaren.....	66
6.2 Initiale Zahnauslenkungen im Tiermodell.....	69
6.2.1 Experimentell erfasste Auslenkungen der Schweinezähne	69
6.2.2 Berechnete Auslenkungen der Schweinezähne.....	72
6.2.3 Vergleich der experimentellen und der berechneten Auslenkungen der Schweinezähne	76
6.2.4 Vergleichbarkeit von Menschen- und Schweinezähnen.....	79
6.2.1 Einfluss der Präparatlagerung.....	81
6.2.2 Vergleich der Methoden zur Erstellung numerischer Modelle.....	81
6.2.3 Auswirkungen von Geometrieabweichungen	82
6.3 Simulation kieferorthopädische Zahnbewegungen.....	82
6.4 Probleme bei der Netzgenerierung.....	87

6.5 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur.....	88
7 Zusammenfassung.....	89
8 Ausblick.....	91
Literaturverzeichnis.....	92
Danksagung.....	102
Publikationen.....	103

Konventionen

Vektoren und Tensoren werden in der Arbeit mit Fettbuchstaben dargestellt (z.B. **u**, **H**), wenn sie als solche angesprochen werden. Tensoren und Matrizen werden in lateinischen Großbuchstaben geschrieben. Das Vektor-Skalarprodukt wird mit einem Punkt bezeichnet während alle anderen Produkte, auch Matrix-Vektor-Multiplikationen, ohne Punkt geschrieben werden (Ax).

Es gilt überall die *Einsteinsche* Summenkonvention, wenn nicht ausdrücklich anders vermerkt.

1 Einleitung

Die allgemeine Biomechanik beschreibt und analysiert mit Hilfe der Methoden der klassischen Physik, beziehungsweise der technischen Mechanik, und den Erkenntnissen aus Biologie, Anatomie und Physiologie die mechanischen Abläufe lebender Organismen. Eine Besonderheit der Biomechanik ist, dass Gewebe, wie zum Beispiel Knochen, auf mechanische Reize zuerst mit einer biochemischen Antwort reagieren, was dann zur Folge hat, dass sich das Gewebe entsprechend dem Reiz umbaut. Ein Beispiel ist die Entwicklung und Formbildung verschiedener Binde- und Stützgewebe als Reaktion der auf sie einwirkenden Kräfte. Im Gegensatz zur technischen Mechanik beschreibt die Biomechanik nicht regelmäßige, typisierte Konstruktionselemente, sondern es muss für jeden Organismus ein spezifisches Design konstruiert werden. Die Medizintechnik stellt dafür die Methoden der medizinischen Bildgebung zur Verfügung. Ein weiteres Werkzeug stellen die Finite-Elemente-Methoden (FEM) dar. Mit diesen Methoden ist es möglich, so komplexe Mehrkörperprobleme, wie sie in der Biomechanik auftreten, numerisch zu lösen. Hierfür werden die Ergebnisse der mechanischen Experimente benötigt, so dass auch diese Methoden immer weiter verfeinert werden.

Die kieferorthopädische Biomechanik stellt ein Teilgebiet der Biomechanik dar. Sie beschäftigt sich mit der Beschreibung biologischer und mechanischer Reaktionen von zahnmedizinischen Strukturen bei Anwendung kieferorthopädischer Kraftsysteme. Besonders interessant sind die Beschreibungen der Zahnbewegungen mit numerischen Methoden, kombinierte experimentelle und numerische Untersuchungen des Verhaltens der Zähne, des mechanischen Verhaltens des Zahnhalteapparates und des Alveolarknochens, sowie die Analyse und Konstruktion spezieller Behandlungselemente [Tan1987, Tan1998, Mid1990, Pro2000, Cat2005], die eine Zahnbewegung verursachen. Die Behandlung einer Zahnfehlstellung wird ermöglicht, indem spezielle kieferorthopädische, mechanische Behandlungselemente [Bur1979, Bou1992, Hin1998] eingesetzt werden. Über diese werden Kraftsysteme auf die Zahnkronen übertragen. Sie verursachen bei längerer Einwirkung auf das biologische System Knochenumbauprozesse. Es können hierbei Translationen der Zähne von bis zu 5 Millimetern und Rotationen von etwa 10 Grad erreicht werden, bei Kräften von bis zu 10 N beziehungsweise Drehmomenten von einigen 10 Nmm. Als Beispiel zeigt Abbildung 1 Patientenbilder zu Beginn und nach einer kieferorthopädischen Behandlung. Die durchgeführte Zahnbewegung ist deutlich zu erkennen.

Eine Vielzahl von kieferorthopädischen Fragestellungen wurde in den letzten 30 Jahren mit der Methode der finiten Elementen simuliert. Bisher sind zumeist zum Teil stark vereinfachte Modelle entwickelt worden, die nur für ein spezifisches Problem geeignet waren [Bur1981, Der1986, Vol1999]. Ziel dieser Arbeit war es, durch experimentelle und numerische Untersuchungen das biomechanische Verhalten von



Abbildung 1: Beispiel für eine kieferorthopädische Behandlung: Klinische Darstellung der Zähne im Unterkiefer zu Beginn (links) und nach (rechts) einer Behandlung. Es sind deutlich die durchgeführten Zahnbewegungen zu erkennen.

mehrwurzeligen Zähnen zu erforschen. Für die numerische Untersuchung sollte hierfür ein weitgehend anatomisch korrektes FEM-Modell mit mehrwurzeligen Zähnen des Oberkiefers und des umgebenden Zahnhalteapparates entwickelt werden. Dieses Modell sollte durch die Ergebnisse einer klinischen Studie verifiziert werden. Die klinische Studie zum initialen Auslenkungsverhalten behandelter Zähne wurde durch experimentelle Untersuchungen an Schweinekiefersegmenten ergänzt.

Für diese Untersuchung war die enge interdisziplinäre Zusammenarbeit der Fachrichtungen Kieferorthopädie, Medizintechnik und Physik von tragender Bedeutung.

2 Biomechanische, klinische und werkstoffwissenschaftliche Grundlagen der Zahnbewegung

Zum besseren Verständnis der kieferorthopädischen Biomechanik werden zunächst zahnmedizinische Grundlagen und die Biologie der Zahnbewegung beschrieben. Anschließend werden grundlegende Prinzipien der kieferorthopädischen Biomechanik und die mechanischen Materialeigenschaften dentaler Gewebe dargelegt. Der Abschnitt endet mit einer Übersicht über die bisher in der Literatur beschriebenen Untersuchungen zur kieferorthopädischen Biomechanik.

2.1 Biomechanischer Hintergrund

Zur Vermeidung von durch den Arzt erzeugten Schädigungen ist es erforderlich, dass das Einwirken kieferorthopädischer Kraftsysteme auf den dentofazialen Komplex in kontrollierter Weise geschieht. Seit Einführung festsitzender Apparaturen durch Angle zu Anfang des 20. Jahrhunderts ist eine Kontrolle der Kraft- und Drehmomentapplikation auf einzelne Zähne ermöglicht worden. Eine genaue Kenntnis der Mechanik der eingesetzten Behandlungselemente alleine reicht jedoch nicht aus, um die resultierende Zahnbewegung durch den Kieferknochen zuverlässig vorherzusagen zu können. Das Ziel muss eine Verbindung von Biomechanik und Zellbiologie zur Beschreibung der Dynamik des Knochenumbaus sein [Rob1981, Kaw2005].

Der Begriff "Biomechanik" wurde bereits zum Ende des 19. Jahrhunderts von *Benedikt* geprägt [Ben1910] und kann als Wechselwirkung mechanischer Größen mit biologischen Systemen charakterisiert werden. Grundlegende Aspekte dieses Arbeitsgebietes fanden erst mit den Arbeiten von *Burstone* [z.B. Bur1962] und *Nikolai* [z.B. Nik1972] Einzug in die Kieferorthopädie. Im Wesentlichen wurden hierbei Fragen des anwendungsorientierten Designs kieferorthopädischer Behandlungselemente sowie die initialen Reaktionen von Zahn und Zahnhalteapparat auf kieferorthopädische Kraftsysteme [Chr1969, Nik1972, Bur1980] mit Hilfe experimenteller und theoretisch naturwissenschaftlicher Methoden betrachtet. Sowohl Probleme auf der experimentellen und der theoretisch-numerischen Seite als auch eine noch eingeschränkte Rechenleistung der Computer erlaubten aber nicht die Erweiterung dieser Arbeiten bis hin zu einer Modellierung einer orthodontischen Zahnbewegung.

Die physiologische Grundlage der orthodontischen Zahnbewegung ist die ständige Erneuerung des Knochens als Reaktion auf äußere mechanische Reize. Auch im skeletalen System spielt dieses eine wichtige Rolle und wird intensiv erforscht. Ein

Mangel an mechanischen Reizen führt zu verstärktem Knochenabbau [Gar2007]. Dies geschieht zum Beispiel bei längeren Aufenthalten in der Schwerelosigkeit [Ram1985]. Andererseits kann durch das regelmäßige Einwirken von muskulären Kräften auf das Skelett dieser Verlust der Knochensubstanz rückgängig gemacht oder auch eine Osteoporose verlangsamt werden [Chi1995, Mur2003]. Auch bei der Beurteilung von dentalen Implantaten spielen Knochenumbauprozesse eine große Rolle. Dass es einen Zusammenhang zwischen der funktionalen Belastung und Knochenumbauprozessen gibt, kann daher als sicher angenommen werden. Die genauen Mechanismen werden aber weiterhin kontrovers und teilweise gegensätzlich diskutiert [Cow1981, Fro1990, Fros1990, Sem2001].

Bei der kieferorthopädischen Zahnbewegung hat die Verankerung des Zahns im Knochen über das Parodontalligament (PDL oder Desmodont) eine besondere Bedeutung. Die biomechanischen Eigenschaften dieses Gewebes erlauben den Zähnen eine initiale Beweglichkeit, die nicht nur die Aufnahme von Kaukräften und anderen muskulären Belastungen (Kauen, Schlucken, Bruxismus („Knirschen“)) ermöglicht, sondern auch eine Auslenkung des Zahns bei Einwirken eines kieferorthopädischen Kraftsystems zur Folge hat. Somit werden über das PDL als Vermittler die Wirkungen orthodontischer Kräfte auf die umgebenden Gewebe verteilt [Mei2007]. Daher ist das Wissen über die Struktur und die biomechanischen Eigenschaften von dentalen Geweben eine Voraussetzung für eine korrekte Beurteilung der zu erwartenden orthodontischen Zahnbewegung wie auch für deren numerische Modellbildung.

2.2 Klinischer Hintergrund

Die Kieferorthopädie ist das Teilgebiet der Zahnmedizin, das sich mit der Diagnostik und Therapie von Anomalien der Kiefer- und Zahnstellungen beschäftigt. Diese werden als Dysgnathie oder Malokklusion bezeichnet. Der größte Teil der Weltbevölke-

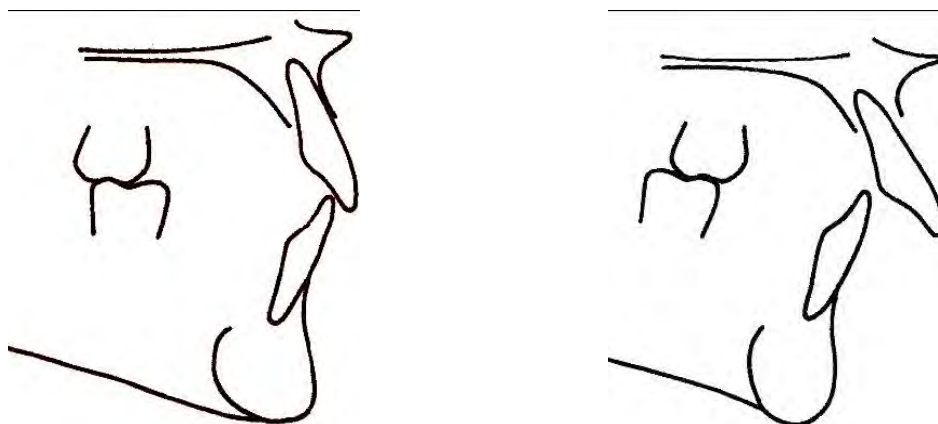


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Zahn(-fehl)stellungen der Angle-Klasse I („ideal“, linkes Bild) und der Angle-Klasse II.1 [Pro2006].

rung (70%) zeigt die Merkmale dreier Typen von Fehlstellungen, den sogenannten Angle-Klassen I, II und III [Ang1899] (Abbildung 2), wobei Angle I den idealen Zustand darstellt. Dabei ist die größte Untergruppe, die zur Kieferorthopädie überwiesen wird, die Klasse II mit 28% bis 63% [Bur1991, Wil2001]. Hauptmerkmal der Klasse II, mit den Untergruppen II.1 und II.2, ist eine Lagediskrepanz der oberen zur unteren Zahnreihe, was sich besonders deutlich in der vergrößerten Frontzahnstufe der Untergruppe II.1 zeigt (Abbildung 2 rechts). Es können sowohl skelettale Faktoren, wie ein vorstehender Oberkiefer oder ein zurückliegender Unterkiefer, als auch dentoalveoläre Faktoren, wie eine Vorverlagerung der Oberkiefer-Frontzähne oder eine Rückverlagerung der Unterkieferfrontzähne, zugrunde liegen. Dabei können alle Faktoren sowohl in verschiedenen Kombinationen als auch isoliert zum klinischen Bild der Klasse II führen. Zur Therapiemaßnahme eignen sich entsprechend der jeweiligen Diagnose die Möglichkeiten der Wachstumshemmung des Oberkiefers, der Wachstumsförderung des Unterkiefers, der Distalisierung der oberen Zahnreihe, die Kompensation durch Extraktionstherapie oder die kieferorthopädisch-chirurgische Kombinationstherapie.

Bei einem dentalen oder skelletalen anomal weiten Vorstand des Oberkiefers, die am häufigsten vorkommende Bioanomalie, hat sich ein sogenannter Headgear (HG) als Behandlungsgerät bewährt [Pro2006]. Die kieferorthopädische Literatur konzentrierte sich seitdem hauptsächlich auf die Größe und die Richtung des Kraftvektors, was zur Entwicklung eines gerichteten Zugsystems führte [Sch1994, Zen1995, Tan1996]. Auf den Headgear als Behandlungselement wird in Kapitel 2.3.2 genauer eingegangen. Die Beobachtung, dass der HG besonders wirksam während des pubertären Wachstumsspurts ist und eine Distalisierung der Dentition mittels HG vor dem Durchbruch der zweiten und dritten Molaren besonders günstig erscheint, wurde bisher nicht wissenschaftlich belegt.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde daher die Beweglichkeit erster Molaren in Abhängigkeit vom Durchbruchstadiums des Nachbarzahns nach Applikation eines HG überprüft. Es wurde klinisch, numerisch und experimentell die initiale Zahnbewegung, das heißt das Auslenkungsverhalten der Zähne bei kurzzeitiger Belastung, untersucht. Im weiteren Teil der Arbeit wurde die kieferorthopädische Zahnbewegung untersucht, bei der es auch zu Knochenumbauprozessen kommt.

2.3 Zahnmedizinische Grundlagen

In diesem Kapitel werden einige zahnmedizinische Grundlagen erläutert. Zuerst werden die Begriffe, welche die Lage der Zähne allgemein und zueinander beschreiben, dargestellt. Als nächstes wird der allgemeine Aufbau des Gebisses und dann speziell der Aufbau des Zahnes und des Zahnhalteapparates erläutert. Im Anschluss daran

werden für die kieferorthopädische Zahnbewegung relevante Aspekte der Anatomie und Physiologie des Knochens und des Knochenumbaus erörtert.

2.3.1 Lagebezeichnung der Zähne

Die Zahnflächen der einzelnen Zähne, die „zur Zahnbogenmitte hin“ (siehe Abbildung 3, [Med1999]) zeigen, bezeichnet man als mesial, die Zahnflächen, die „von der Zahnbogenmitte weg“ zeigen, als distal.

Die Kaufläche der Seitenzähne tragen die Bezeichnung okklusal. Den Bereich an den Schneidekante der Frontzähne nennt man dagegen inzisal. Die zur Lippe hin zeigenden Frontzahnflächen werden als labial bezeichnet, die zur Wange hin zeigenden Seitenzahnflächen als bukkal. Die Flächen aller Zähne des Oberkiefers, welche zum Gaumen hin zeigen, liegen palatinal, die jeweiligen Zahnflächen im Unterkiefer, welche zur Zunge zeigen, liegen lingual. Der Bereich eines Zahnes an der Zahnkrone heißt koronal, der am Zahnhals heißt zervikal, und radikulär bedeutet an der Zahnwurzel. Apikal heißt der Bereich eines Zahnes an der Wurzelspitze.

Ganz allgemein gilt die Bezeichnung approximal, welches die Lage zum Nachbarzahn hin beschreibt, sowie interdental, was zwischen den Zähnen bedeutet.

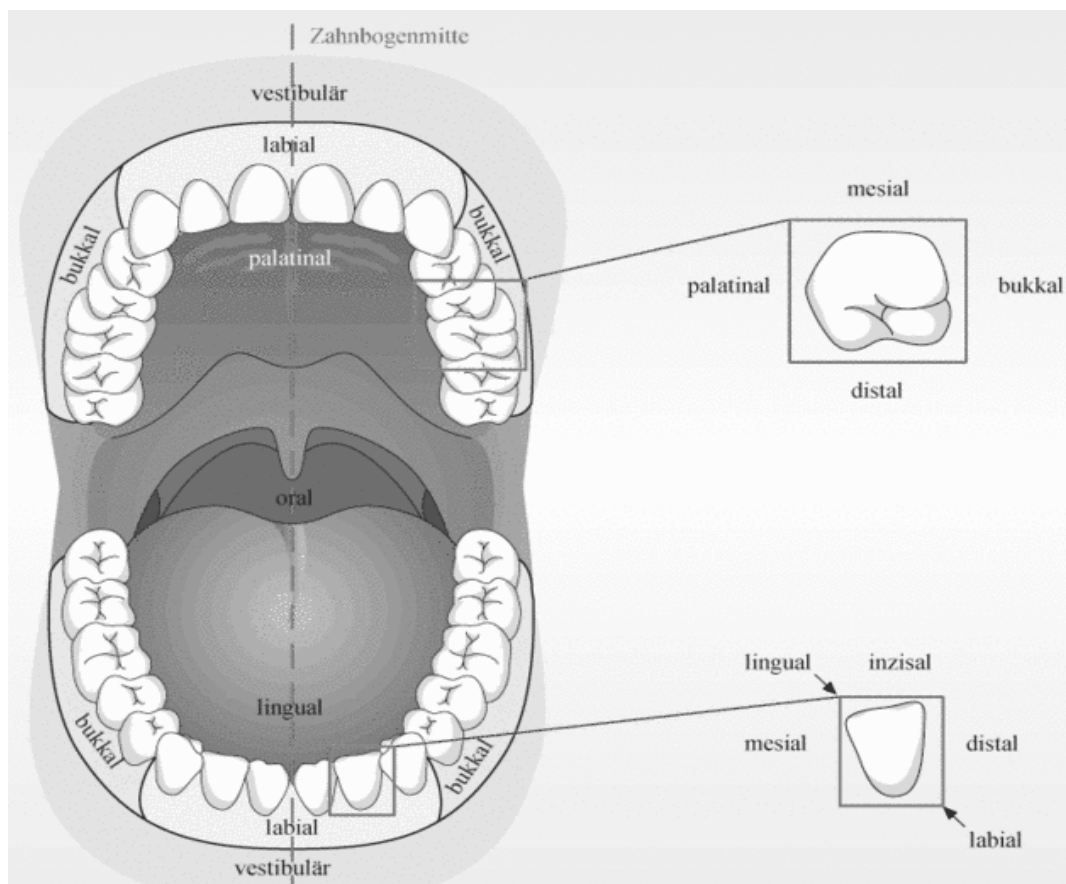


Abbildung 3: Lage- und Richtungsbezeichnungen der Zähne [Med1999].

2.3.2 Aufbau des Gebisses

Beim Menschen gibt es wie bei den meisten Säugetieren einen einmaligen Zahnwechsel. Zunächst werden Milchzähne angelegt (lacteale Dentition), die ab dem Alter von etwa sechs Jahren durch die bleibenden Zähne (permanente Dentition) ersetzt werden. Die hinteren Seitenzähne haben keine Milchzahnvorgänger, sie entstehen nur im bleibenden Gebiss. Die Zähne des Milchgebisses liegen etwa zwischen dem sechsten Lebensmonat und dem zwölften Lebensjahr vor. Im Zeitraum des vermehrten Gesichtsschädelknochenwachstums, ungefähr zwischen dem sechsten und zwölften Lebensjahr, besteht das menschliche Gebiss sowohl aus Milchzähnen als auch aus bleibenden Zähnen. Während dieser Zeit erfolgt der Wechsel von den Milchzähnen des Milchgebisses zu den bleibenden Zähnen des bleibenden Gebisses. Das Gebiss des Zahnwechsels wird daher auch als Wechselgebiss bezeichnet.

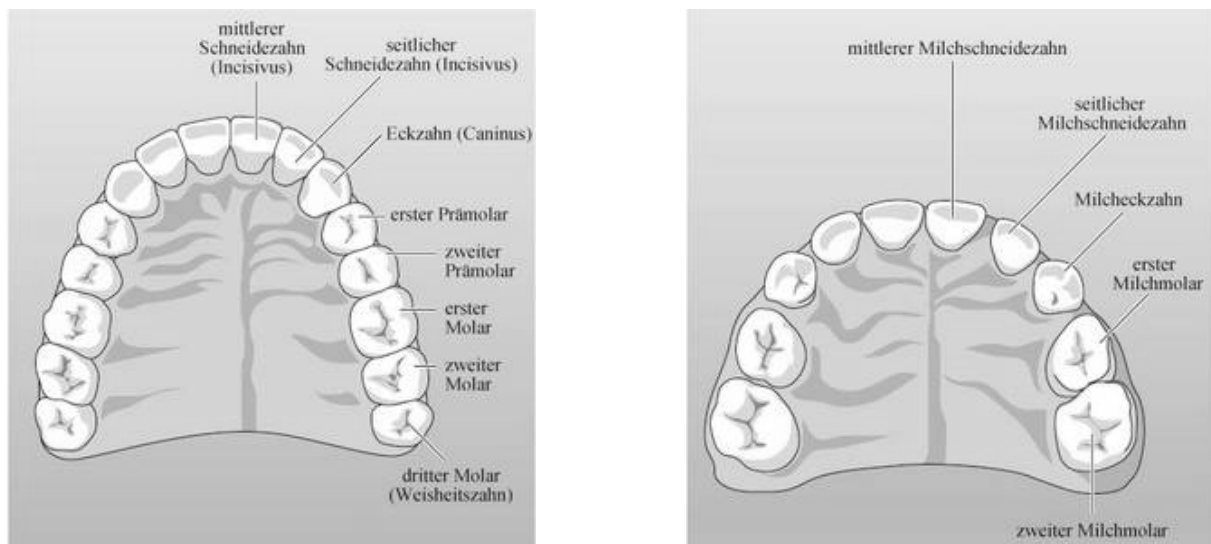


Abbildung 4: Aufbau eines bleibenden Gebisses (links) und eines Milchgebisses (rechts) [Med1999].

Das bleibende Gebiss eines voll bezahnten Menschen besteht aus 32 Zähnen. Es liegt symmetrisch in je zwei Kieferhälften in Unter- und Oberkiefer vor. In jeder Kieferhälfte können hierbei zwei Schneidezähne (Incisivus, Kurzform: I), ein Eckzahn (Caninus, Kurzform: C), zwei Vorbackenzähne (Prämolare, Kurzform: P) und drei Backenzähne (Molar, Kurzform: M) unterschieden werden (siehe Abbildung 4 links).

Wird hiermit das Milchgebiss in Abbildung 4 rechts verglichen, fällt auf, dass dieses nur aus 20 Zähnen besteht. Außerdem sind die Milchzähne kleiner als die bleibenden Zähne. Je Kieferhälfte besteht das Milchgebiss aus zwei Milchschneidezähnen, einem Milcheckzahn und zwei Milchmolaren. Im Milchgebiss fehlen also die Prämolaren.

2.3.3 Aufbau des Zahns und des Zahnhalteapparates

Wie zuvor erwähnt, teilt sich der Zahn in Zahnkrone, Zahnhals und Zahnwurzel auf. Er besteht zum größten Teil aus Dentin, welches die Pulpa (siehe Abbildung 5) umschließt. Im Bereich der Zahnkrone ist das Dentin vom Zahnschmelz umgeben, welches das härteste Material im Körper darstellt. Der Zahnhalteapparat (Parodontium) ist das funktionelle Verankerungssystem des Zahns in Knochen. Er besteht aus dem Zahnfleisch (Gingiva propria), der Wurzelhaut (Desmodont oder Periodontium), dem Wurzelzement (Cementum) und dem Zahnfach (Alveole). Die Zahnwurzeln befinden sich in den Zahnfächern, einem Teil des Kieferknochens, und werden vom Zahnhals bis zur Wurzelspitze von Wurzelzement bedeckt. Hauptbestandteil der Wurzelhaut sind Bindegewebsfasern, die als *Sharpeysche Fasern* bezeichnet werden. Sie verbinden den Alveolarknochen der Zahnfächer mit dem Wurzelzement des Zahns. Die *Sharpeyschen Fasern* strahlen in die kompakte Knochenschicht der Alveolenwandung ein. Die einzelnen Zähne sind also nicht mit dem Alveolarknochen verwachsen,

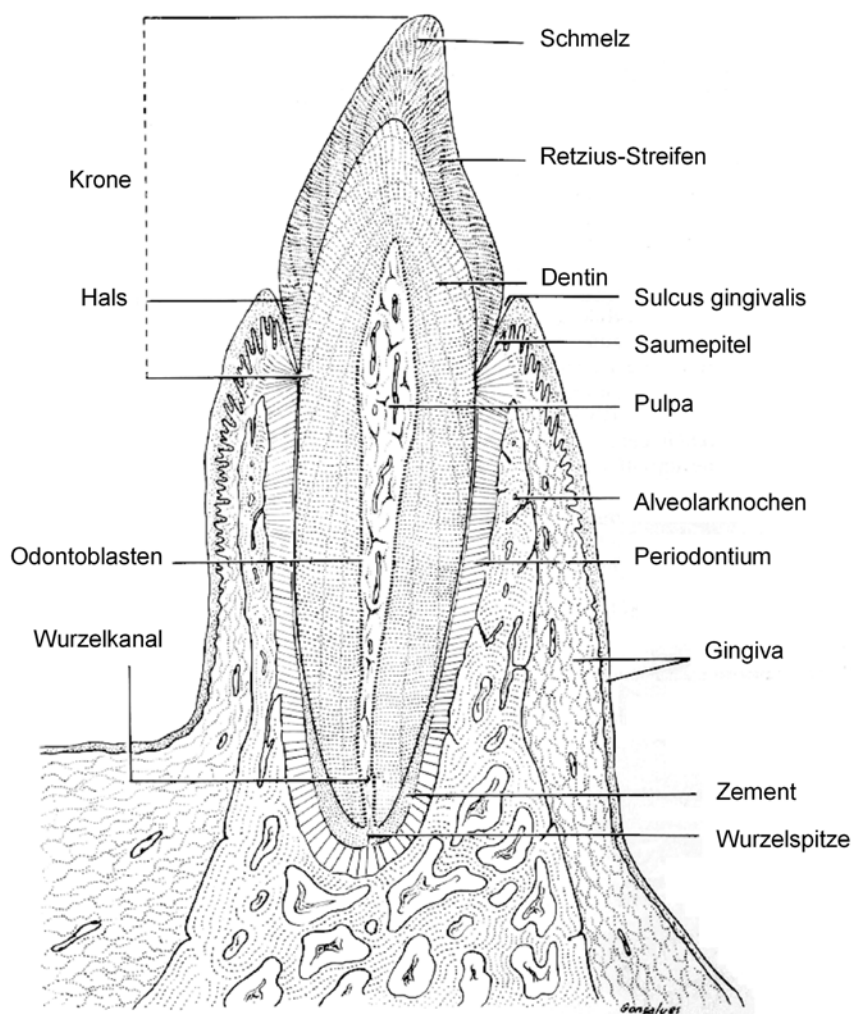


Abbildung 5: Anatomischer Aufbau des Zahns und des Zahnhalteapparates [Jun1991].

sondern durch Bindegewebsfasern in der Alveole hängend befestigt. Dadurch wird beim Beißen und Kauen der Druck der Belastung in Zugbelastung umgeformt. Diese Zugbelastung stellt einen physiologischen Reiz für den Alveolarknochen dar. Fehlt dieser Reiz, etwa weil ein Zahn entfernt wurde, bildet sich der Alveolarknochen zurück. Neben den *Sharpeyschen* Fasern enthält die Wurzelhaut ein dichtes Blutgefäßnetz. Dieses ernährt zum einen die Zellen des Wurzelzements und die Bindegewebszellen der Wurzelhaut, zum anderen dämpfen die Blutgefäße den Kaudruck. Außerdem befinden sich in der Wurzelhaut Nervenfasern, die das Druck- und Berührungsfühl der Zähne vermitteln.

Die Knochenfächer der Zähne befinden sich in den Alveolarfortsätzen der Kiefer. Der Knochen beginnt bei einem gesunden Zahnhalteapparat etwa 1 bis 2 mm unterhalb der Grenze zwischen Wurzelzement und Schmelz.

Das Zahnfleisch bedeckt zum einen den Bereich des Zahnhalses sowie den oberen Teil des Alveolarfortsatzes, zum anderen bildet es im Bereich zwischen den Zähnen als interdental Gingiva jeweils eine sogenannte Interdentalpapille, die den Approximalraum ausfüllt. Zwischen der Zahnoberfläche und der Gingiva besteht eine 1 bis 2 mm tiefe Zahnfleischfurche, die als *Sulcus gingivae* bezeichnet wird.

2.3.4 Knochen und Knochenumbau

Knochen hat sowohl mechanische als auch metabolische Aufgaben. Er ist fest gegen Druck, Zug, Biegung und Drehung und gehört mit zu den härtesten Geweben des menschlichen Körpers und dient den Skelettmuskeln zum Ansatz. Die langen Knochen bilden ein System aus Hebeln und verstärken dadurch auftretende mechanische Kräfte. Außerdem schützen Knochen insbesondere das Zentrale Nervensystem, das im Schädel (Gehirn) bzw. im Wirbelkanal (Rückenmark) liegt, aber auch das Knochenmark und die im Thorax gelegenen Organe. Eine weitere Aufgabe besteht darin, dem Körper Halt und Festigkeit zu geben. Darüber hinaus hat Knochen auch metabolische Funktionen, z.B. als Calciumspeicher.

Knochengewebe kann auf verschiedene Weisen klassifiziert werden. Die Kriterien dafür sind zum Teil voneinander unabhängig. Zur Charakterisierung dienen die makroskopische Erscheinung, der Ursprung und beim reifen Knochen auch die Mikrostruktur [Rah1985]. In dieser Arbeit wird das Knochengewebe nach den makroskopischen Merkmalen beschrieben. Der Knochen unterteilt sich in dicht gepackte Knochensubstanz (Kortikalis) und eine lockere Anordnung sogenannter Knochenbälkchen (Spongiosa).

Während einer kieferorthopädischen Behandlung bewegt sich ein Zahn durch den Alveolarknochen. Hierfür sind die Mechanismen des natürlichen Knochenumbaus verantwortlich, die nachfolgend charakterisiert werden. Die Fähigkeit des Knochens, sich verändernden mechanischen Belastungen anzupassen, basiert auf den ständig

ablaufenden Neubildungs- und Resorptionsvorgängen des Knochengewebes. Beteiligt sind hier vornehmlich zwei Zelltypen, Osteoblasten (Zellen, die Knochen neu bilden) und Osteoklasten (Zellen, die die Knochensubstanz abbauen).

Osteoblasten bilden während der Knochenentstehung sogenannte Knochenbälkchen. Sie synthetisieren zunächst eine kollagenhaltige Matrix (Osteoid), die als Gerüst für die Mineralisierung benötigt wird. Auf diese Matrix legt sich die nächste Schicht Osteoblasten und die darunter liegende Matrix mineralisiert. Die eingeschlossenen Osteoblasten werden ab jetzt Osteozyten genannt [Lül2003]. Häufig stehen sie mit Nachbarosteozyten über dünne zytoplasmatische Fortsätze in Verbindung. Die zwischen den Osteozyten gelegene Matrix des Knochens enthält neben Proteoglykanen und Glykoproteinen viel Kollagen vom Typ 1. Es wird vermutet, dass bestimmte Glykoproteine die Mineralisierung an den Kollagen-Fasern (Typ 1) vermitteln. Osteoblasten geben sogenannte Matrixvesikel ab, in denen sich Kalziumphosphatkristalle bilden. Nach dem Platzen der Vesikel setzen sich Kristallite an den Kollagenfasern der Matrix ab. In der Folgezeit entstehen weitere Kalziumphosphatausfällungen an den Kristallisationskeimen und schließlich kommt es zu einer Umwandlung von Kalziumphosphat zu Hydroxylapatit (HA). Diese HA-Kristalle bewirken die Härte des Knochens, während die Kollagen-Fasern (Typ 1) dem Knochen die Elastizität für das Auffangen von Kräften geben, die bei mechanischer Beanspruchung auf den Knochen entstehen [Jun1991, Min2003].

Osteoklasten, der zweite am Knochenumbau beteiligte Zelltyp, resorbieren die Knochenmatrix. Durch die Fusion von zahlreichen einkernigen Vorläuferzellen können Osteoklasten mit bis zu 100 Zellkernen entstehen [Lül2003]. Osteoklasten sondern zur Auflösung des Knochens Enzyme ab und produzieren durch die Abgabe von H^+ -Ionen ein saures Milieu, das zur Auflösung der Hydroxylapatitkristalle und zur Aktivierung entsprechender Enzyme dient. Gesteuert wird die resorbierende Tätigkeit dieser Zellen durch verschiedene Hormone und anderer biologischer Wirkstoffe.

Es finden sich sowohl Osteoblasten als auch Osteoklasten in asymmetrischer Verteilung bei Umbauvorgängen. Ein Osteoklast kann in der gleichen Zeiteinheit eine Knochenmenge abbauen, die von 100-150 Osteoblasten aufgebaut wird [Jun1991, Min2003]. Die mechanische Beanspruchung ist das wichtigste Regulationskriterium für den Knochenumbau. Dies wird besonders deutlich bei fehlender Beanspruchung, wie zum Beispiel nach langer Krankheit oder einem Weltraumaufenthalt. Der Knochen wird in diesen Fällen deutlich abgebaut. Mit zunehmendem Alter ist der Knochenaufbau verringert, da zu wenig Osteoblasten gebildet werden.

2.4 Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegungen

Bei Zahnbewegungen muss zwischen der initialen und der kieferorthopädischen Zahnbewegung unterschieden werden. Die initiale Zahnbewegung kann als rein me-

chanischer Vorgang gesehen werden. Dagegen sind bei der kieferorthopädischen Zahnbewegung biologische Knochenumbauvorgänge beteiligt. Diese Vorgänge sind erst teilweise verstanden und sind zur Zeit in der Forschung ein viel untersuchtes Thema. In diesem Kapitel werden die mechanischen, physiologischen und biologischen Zusammenhänge erläutert.

2.4.1 Initiale Zahnbewegung

Bei der initialen Zahnbewegung handelt es sich um eine kurzzeitige Zahnbewegung. Der Zahn wird durch eine auf die Krone aufgebrachte Kraft elastisch und reversibel im Zahnhalteapparat ausgelenkt. Hierbei werden die *Sharpeyschen Fasern* ausgelenkt und Gewebeflüssigkeiten und Blut aus dem Parodontalspalt gedrückt. Die Kraft, die hierfür aufgebracht werden muss, ist abhängig davon, wie schnell der Zahn ausgelenkt wird. Hierzu gibt es aktuelle biomechanische Untersuchungen an zweiwurzigen Schweinezähnen in unserer Arbeitsgruppe [Dad2008].

Physikalisch gesehen sind Zähne durch ihre Lagerung im Parodont gestützte starre Körper. Die Zahnkronen berühren sich mit ihren aufeinander zugerichteten konvexen Flächen in Höhe des anatomischen Äquators, im sogenannten Kontaktpunkt. So können sich die Zähne in Abhängigkeit von der applizierten Kraft miteinander und gegeneinander bewegen.

Die initiale Zahnbewegung wird von verschiedenen Parametern beeinflusst. Diese sind die Morphologie der Zahnwurzeln [Näg1991], Anzahl der Wurzeln, Breite des Parodontalspalt, Verteilung der *Sharpeyschen Fasern*, Auslenkungsgeschwindigkeit [Mid1996] und die elastischen Eigenschaften des Parodonts. Aufgrund des geringen Elastizitätsmoduls des Parodontalligaments im Vergleich zu denen von Zahn und Knochen (Faktor $2 \cdot 10^5$ bzw. $2 \cdot 10^4$) bestimmt dieses weitgehend über die Art und das Ausmaß der Zahnauslenkung [Bur1985, Näg1993, Bou1999]. Die Zahnauslenkung zeigt in Relation zur aufgebrachten Kraft ein nichtlineares Verhalten [Müh1954, Chr1969, Bur1980, Tan1995, Tom2002, Kaw2003, Nat2004]. Dieses Verhalten kann durch bilineare Materialparameter des Parodontalligaments beschrieben werden. Das mechanische Verhalten bei der initialen Zahnbewegung wird zum einen durch die Streckung der Kollagenfasern im Parodontalligament verursacht, zum anderen durch die bei Belastung hervorgerufene Flüssigkeitsverschiebung in der extrazellulären Matrix und in den Blutgefäßen. Schnelle Belastung (bis etwa 10 s) wird stark durch die Flüssigkeiten abgedämpft. Dauert die Belastung länger an, kommt es zu einer Flüssigkeitsverschiebung innerhalb des Parodontalspalt. Blut und Gewebeflüssigkeiten treten in den angrenzenden Knochenmarkraum über, und es stellt sich ein statisches Kräftegleichgewicht ein [Wil1972].

Die kieferorthopädisch eingesetzten Kräfte bewegen sich in einem Bereich von 0,2 N bis zu 10,0 N [Sch1994]. Die durch sie hervorgerufene Zahnauslenkung wird be-

stimmt durch die Lage von Widerstandszentrum, Rotationszentrum, von Angriffsort, Größe und Dauer der einwirkenden Kraft, von der Wurzelanzahl und -geometrie sowie von den alveolären Knochenverhältnissen. Das Widerstandszentrum (WZ) eines gelagerten Körpers ist analog zum Massenschwerpunkt eines freien Körpers der Punkt, durch den die Wirkungslinie einer angreifenden Kraft laufen muss, um eine Translation zu bewirken.

Die initiale Zahnauslenkung erreicht, in Abhängigkeit von der Breite des Paradontalspaltes, eine maximale Translation von etwa 0,2 mm und eine Rotation von etwa 2°. Die kieferorthopädische Zahnauslenkung erreicht eine Translation bis zu 5 mm und eine Rotation von mehr als 10°.

Durch die initiale Zahnauslenkung werden im Parodontalligament Spannungen und Verzerrungen erzeugt, die unter anderem durch die Ausschüttung verschiedener zellbiologischer Faktoren [Kaw2005, Coh2006] dazu führen, dass Knochenumbauvorgänge initiiert werden [Bur1985]. Während der kieferorthopädischen Zahnauslenkung entsteht in den Bereichen erhöhten Drucks auf den Knochen Knochenabbau, in den „Zugzonen“ entsteht Knochenanbau (siehe Abbildung 6).

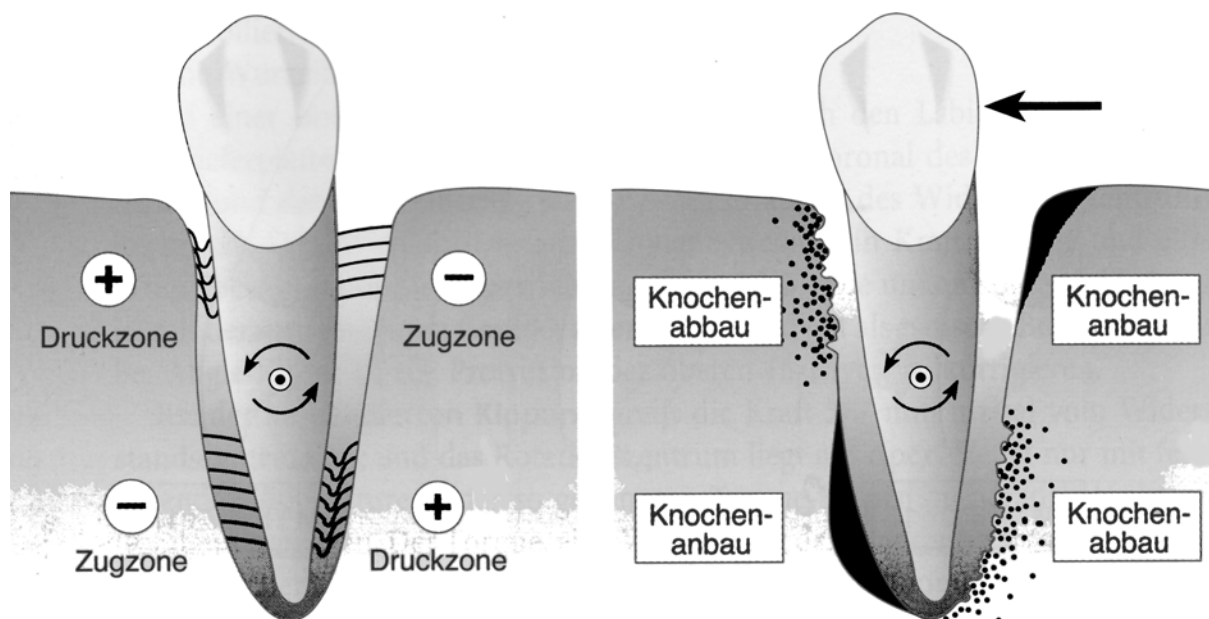


Abbildung 6: Verteilung von „Druck“- und „Zugzonen“ bei unkontrollierter Kippung und dadurch hervorgerufene Knochenumbauvorgänge [Kah1995].

2.4.2 Kieferorthopädische Zahnbewegung

Ein wesentliches Merkmal der kieferorthopädischen Zahnbewegung ist, im Gegensatz zur initialen Zahnbewegung, dass Knochenumbauprozesse stattfinden. Daher

bietet es sich an, ein mathematisches Modell der kieferorthopädischen Zahnbewegung in Anlehnung an sogenannte „Bone Remodeling“-Theorien zu entwickeln [Cow1981, Car1987, Bea1990]. Die ersten Theorien für diese Prozesse wurden für den orthopädischen Bereich aufgestellt und durch experimentelle und numerische Untersuchungen vor allem im Bereich des Femurs und der Hüftendoprothesen unterstützt. Die Grundlage der numerischen Modelle zur Beschreibung von Knochenumbauvorgängen ist das sogenannte „*Wolffsche Gesetz*“ [Wol1882]. Demnach besteht ein Zusammenhang zwischen der mechanischen Spannung und der Architektur des Knochens. Außerdem zeigt der Knochen auch die Fähigkeit sich an veränderte Belastungen anzupassen. Auf diese Art weist der Knochen im mechanischen Gleichgewicht eine optimale Struktur auf. Bei einer Änderung der Belastungen ist er in der Lage, sich derart umzubauen, dass er wieder dem mechanischen Gleichgewicht angepasst ist [Car1987, Hui1987]. Dieses gilt auch für den Bereich des Alveolarknochens. Durch kieferorthopädische Kraftsysteme wird in dieses Gleichgewicht eingegriffen und ein gesteuerter Knochenumbau mit dem Ziel einer Zahnstellungsänderung bewirkt. Im Unterschied zur orthopädischen Biomechanik finden nicht nur strukturelle Anpassungen statt, sondern der Zahn bewegt sich große Strecken mit dem Zahnhalteapparat durch den Alveolarknochen, wobei die Geometrie des parodontalen Ligaments im Wesentlichen erhalten bleibt.

Allgemein wird zwischen dem „internen“ und dem „externen“ Remodeling unterschieden. Zum einen ändert sich die innere Struktur des Knochens durch Umbau der Spongiosa. Dieses kann durch eine Änderung der Elastizitätsparameter des beteiligten Knochens beschrieben werden [Cow1976, Rein2007]. Zum anderen wird durch eine Änderung der Belastung die äußere Geometrie durch Knochenan- bzw. -abbau geändert. Hierbei bleiben die Materialparameter erhalten [Har1989]. Hiermit ist die kieferorthopädische Situation gut vergleichbar, bei der der Zahn mitsamt seinem Zahnhalteapparat durch den Kieferknochen bewegt wird. Es sind verschiedene Theorien entwickelt worden, die darauf basieren, dass die Knochenumbauprozesse entweder durch mechanische Spannungen oder durch die Verzerrungen (also Dehnungen oder Verbiegungen des Knochens) bzw. deren Änderungen hervorgerufen werden [Hui1987, Har1989, Beau1990, Jac1997]. Untersuchungen zeigten dabei, dass das „Bone Remodeling“ offensichtlich vorwiegend durch die Verzerrungen und nicht durch Spannungen gesteuert wird [Luo1995, Bou1999, Jon2001, Cat2005, Qia2007]. Hierbei wurde auch gezeigt, dass offensichtlich die Verzerrungen im Parodontalligament(PDL) dem Knochen ein Signal geben, den Umbauvorgang zu starten. Diese Annahmen erlauben eine Realisierung der Umbauvorgänge mit Hilfe der Methode der finiten Elemente (FEM). Mit diesem numerischen Werkzeug ist es möglich, sowohl die mechanischen Spannungen als auch die Verzerrungen und die Deformationen der Gesamtstruktur zu ermitteln. Hieraus kann ein Signal für den Knochenumbau bestimmt werden. Auf dieser Grundlage wurden dreidimensionale adaptive

FEM-Modelle entwickelt, die zur Optimierung des Designs von Hüftendoprothesen eingesetzt werden konnten [z.B. Car1987].

Neuere Untersuchungen [Kaw2005] in der Kieferorthopädie bestätigen, dass das PDL nach einer mechanischen Belastung einen biochemischen Impuls an den Knochen senden, worauf dieser mit einem Umbau reagiert (siehe Kapitel 1.2.4). Numerische Untersuchungen der kieferorthopädischen Zahnbewegung [Pro2003], welche fortlaufend weiterentwickelt werden, haben gezeigt, dass dieses Verhalten durch mechanische Parameter gut angenähert werden kann. Knochenumbauprozesse werden hier in Abhängigkeit eines mechanischen Reizes, dem lokalen Verzerrungszustand des PDL, definiert.

Diese Überlegungen wurden für den numerischen Knochenumbau benutzt. In Kapitel 5.5 wird der Programmablauf des Knochenumbaus beschrieben.

2.5 Kieferorthopädische Behandlungsapparaturen

Zur Behandlung von Zahnfehlstellungen werden zumeist mechanische therapeutische Hilfsmittel eingesetzt. Die kieferorthopädischen Apparaturen sind herausnehmbar, festsitzend bzw. eine Kombination dieser beiden Techniken. In der vorliegenden Arbeit wurden die im Folgenden beschriebenen Behandlungselemente benutzt.

2.5.1 Bänder und Brackets

Bänder sind Teil einer festsitzenden kieferorthopädischen Apparatur. Sie werden aus Metalllegierungen je nach Zahnform und -größe vorgefertigt. An ihre Außenseite werden je nach Behandlungsfall Headgearröhrchen oder Brackets geschweißt. Mit zunehmend besserer Klebetechnik wurden Brackets immer häufiger direkt auf den Zahn geklebt. Die Kräfte bzw. Drehmomente werden von einem Drahtbogen auf den Zahn übertragen. Heute werden Bänder in der Regel auf die ersten Molaren (M1) zementiert. Die Vorteile liegen darin, dass gegenüber einfachen Brackets Bänder stabiler sind und somit größere Kräfte aufnehmen können. Außerdem erlauben sie die Befestigung von Hilfsteilen, wie etwa Röhrchen, auch an der Zungenseite. Der Nachteil von Bändern ist die problematische Mundhygiene, der Verbleib von Restlücken nach der kieferorthopädischen Behandlung und die mangelnde Ästhetik. In Abbildung 7a sind bebänderte Molaren zu sehen.

Aufgrund dieser Tatsachen werden Bänder heute fast nur noch im Seitenzahnbereich eingesetzt. Früher wurden jedoch alle Zähne bebändert.

2.5.2 Headgear

Beim Headgear oder Gesichtsbogen handelt es sich um ein vom Patienten herausnehmbares kieferorthopädisches Behandlungselement. Es handelt sich um ein sogenanntes extraorales Gerät, das heißt, dass sich die Kraftquelle außerhalb des Mundes befindet. Wie in Abbildung 7 zu sehen ist, besteht es aus einem Innen- und einem Außenbogen, welche jeweils in der Mitte verbunden sind. Die gebogenen Enden des Innenbogens werden in Röhrrchen eingesetzt, die auf Bändern an den oberen Molaren befestigt sind. Am Außenbogen wird ein gummielastisches Textilband oder ein Federzug befestigt. Diese üben je nach Lage am Kopf eine parietale, horizontale oder zervikale Kraft aus (Abbildung 8). Die mit einem Headgear ausgeübten Kräfte liegen zwischen 2 und 10 N. Der Patient sollte das Gerät 8-16 Stunden am Tag tragen. Hierdurch soll der Oberkiefer an einem weiteren übermäßigen Wachstum gehindert werden, so dass nach Beendigung der Behandlung eine neutrale Zahnstellung entsteht.

Um die Behandlungszeit möglichst kurz zu halten, besteht die klinische Erfahrung, dass die Behandlung während einer großen Wachstumsintensität und ohne durchgebrochene, dahinter liegende Molaren durchgeführt werden sollte. Diese ist bei Jungen etwa zwischen 13 und 15 Jahren und bei Mädchen zwischen 11 und 13 Jahren [laut Sch1994]. Der Vorteil dieser Apparatur ist, dass außer den behandelten Mola-

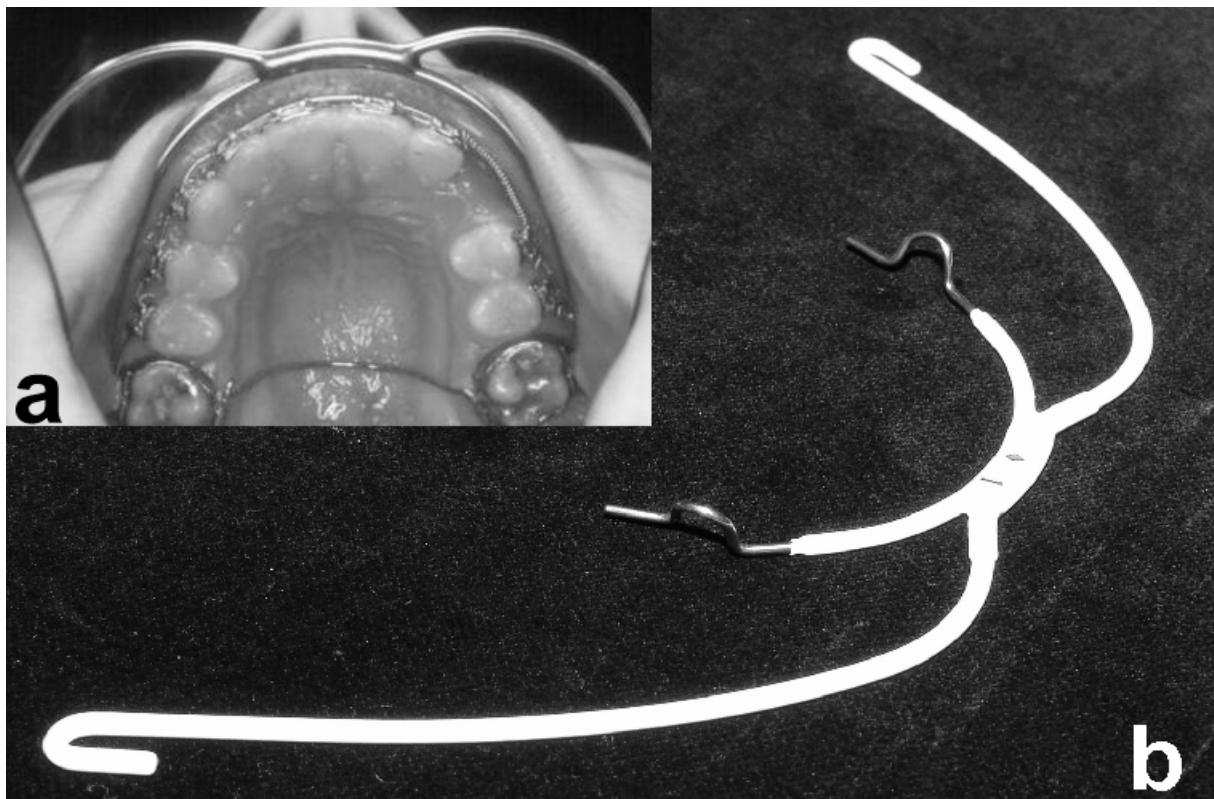


Abbildung 7: Bild a zeigt die intraorale Befestigung eines Headgears an den ersten Molaren, Bild b ein Beispiel für einen Headgear.

ren keine weiteren Zähne belastet werden, weil die für die Molarenbewegung benötigte Gegenkraft am hinteren Schädel angreift. Beim Essen und Sport wird sie nicht getragen, außerdem können Zähne und Zahnspange leicht gereinigt werden. Der Nachteil des Gesichtsbogens ist allerdings die Abhängigkeit des Behandlungserfolges von der Mitarbeit des Patienten. Wegen seiner Auffälligkeit wird der Headgear von manchen Patienten nicht gerne getragen.

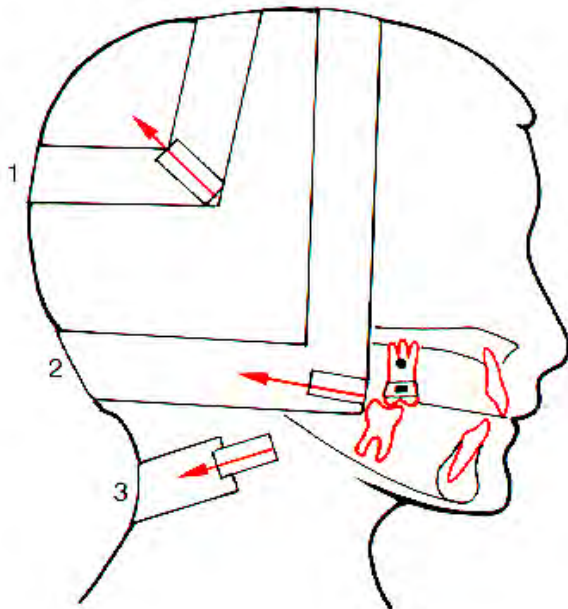


Abbildung 8: Drei verschiedene Headgear(HG)-Typen nach der Zugrichtung: 1=parietaler HG; der Kraftursprung liegt oberhalb des Kraftangriffspunktes. 2=okzipitaler HG; der Kraftursprung liegt in der geraden Verlängerung der Okklusalebene. 3=zervikaler HG; der Kraftursprung liegt unterhalb des Kraftangriffspunktes [Sch1994].

2.6 Materialeigenschaften der dentalen Gewebe

Die Materialeigenschaften der dentalen Gewebe sind in der Literatur zum Teil sehr differenziert dargestellt. Trotz der bekannten Anisotropie von Knochen, PDL und Zahn wurden die Materialparameter in dieser Arbeit auf Grund von vorhergegangenen Untersuchungen [Haa1996] als homogen und isotrop dargestellt. Für die numerischen Untersuchungen wurde von den folgenden Werten ausgegangen. Im weiteren Verlauf der Arbeit wurden sie mit biomechanischen Methoden experimentell und numerisch optimiert und verifiziert.

2.6.1 Zahn

Die Materialeigenschaften von Dentin, Zahnschmelz und Zahnzement sind in verschiedenen Studien experimentell bestimmt und in Untersuchungen eingesetzt

[Hal1973, Spe1993, Del1999] worden. Die Elastizitätsmoduln für Dentin, Zahnschmelz und Zahnzement liegen bei $E_{\text{Dentin}} \approx 20 \text{ GPa}$, $E_{\text{Schmelz}} \approx 80 \text{ GPa}$ und $E_{\text{Zement}} \approx 2,5 \text{ GPa}$. Die Querkontraktion wird überwiegend mit $\mu_{\text{Zahn}} = 0,3$ angegeben. Bisherige Untersuchungen zeigten bei einem Vergleich der Berechnung der initialen Zahnbeweglichkeit mit und ohne Differenzierung der Zahnmaterialien Abweichungen unterhalb von 0,1 % [Haa1996]. Da die Elastizitätsmoduln des Zahns gegenüber dem des Parodontalligamentes deutlich größer sind als der E-Modul des Knochens, ist dieses Ergebnis gut zu verstehen. Eine Differenzierung des Zahns in Schmelz, Dentin und Zement wurde daher nicht vorgenommen, und es wurde ein einheitlicher Elastizitätsmodul von $E_{\text{Zahn}} = 20 \text{ GPa}$ angesetzt. Aus den gleichen Gründen kann der Zahn gegenüber dem PDL als ein starrer Körper angesehen werden, so dass das Materialverhalten als isotrop angenommen wurde.

2.6.2 Parodontalligament

Die komplexe Struktur des Parodontalligamentes (PDL) erschwert die experimentelle Bestimmung des mechanischen Verhaltens und deren mathematische Modellierung. Dies kommt auch in den großen Schwankungen mit einem Faktor von 10^6 der für das PDL in der Literatur angegebenen Elastizitätsmoduln zum Ausdruck. Die in der Literatur ermittelten Querkontraktionszahlen lagen zwischen 0,1 und 0,49 (vergl. Kapitel 2.7 Bisherige Untersuchungen). Ein Grund ist sicher darin zu sehen, dass in den zitierten Arbeiten unterschiedliche Lastsituationen betrachtet wurden.

Bei Belastung zeigt der Zahn ein zeitabhängiges Auslenkungsverhalten [Kör1971, Mid1996]. Kurzfristige Phänomene, also Dämpfung oder Schwingung des Zahns nach impulsartiger Belastung, werden zunächst stark abgedämpft. Bei längeren Belastungszeiten kommt es dann zu Flüssigkeitsverschiebung innerhalb des Parodontalspalts, zum Übertreten von Blut und Gewebeflüssigkeiten in den angrenzenden Knochenmarkraum und zur Einstellung eines statischen Kräftegleichgewichts [Wil1972, Dad2008].

Für die Materialparameter des Parodonts wurden zunächst Standardparameter aus früheren Untersuchungen [Haa1996, Vol1998, Bou1998] in den numerischen Simulationen aufgenommen ($E_1=0,05 \text{ MPa}$; $E_2=0,22 \text{ MPa}$ und $\mu=0,3$) und diese dann iterativ den experimentell gemessenen Zahnauslenkungen angepasst.

2.6.3 Knochen

Der Knochen besteht im Wesentlichen aus zwei Materialgruppen: außen eine kompakte Kortikalisschicht und im Inneren schwammartiges Gewebe, Spongiosa. Deren mechanische Eigenschaften unterscheiden sich deutlich. Für menschlichen kortika-

len Kieferknochen variieren die Elastizitätsmoduln von etwa 5 GPa bis 21 GPa [Tam1994, Oos2000] stark in den verschiedenen Literaturangaben. Der Elastizitätsmodul für spongiösen Knochen ist direkt abhängig von der Dichte. Dementsprechend variieren die Werte in der Literatur von 340 MPa bis 3 GPa.

Haase [Haa1996] zeigte, dass durch die Annahme eines homogenen Knochens Abweichungen in der initialen Zahnbeweglichkeit von geringer als 0,1 % gegenüber Berechnungen mit differenzierten Knochenstrukturen auftraten. Diese Ergebnisse sind in Übereinstimmung mit Arbeiten, bei denen der modellierte Knochen sogar vollständig durch starre Randbedingungen ersetzt wurden [Sie1986].

Alle Simulationen wurden daher mit einem mittleren E-Modul für den Knochen von $E_{\text{Kno}} = 2 \text{ GPa}$ durchgeführt. Der zu erwartende Fehler von maximal 0,1 % ist klein gegen die weiteren Fehlerquellen, die z.B. durch Vernetzungs- und Geometriefehler auftreten können.

Allgemein ist zu beachten, dass Knochenproben bei unsachgemäßer Lagerung schnell austrocknen und sich dadurch die Materialeigenschaften stark ändern [Bem2006]. Abbildung 9 zeigt zwei Spannungs-Dehnungs-Diagramme von jeweils einer Knochenprobe mit niedrigem Wassergehalt von 2,5 % (a) und einem höheren von 10,5 % (b) gemessen mit einer niedrigen Dehngeschwindigkeit von 10^{-5} s^{-1} [Nat2003]. Die Knochenproben mit 10,5 % Wassergehalt zeigten eine höhere Duktilität mit größerer Bruchdehnung, während eine trockene Probe deutlich spröder war.

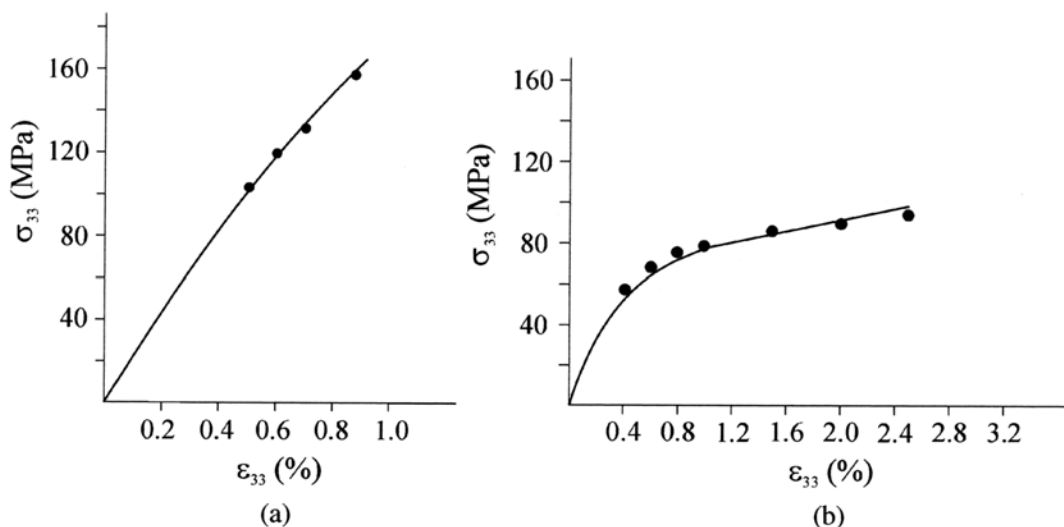


Abbildung 9: Spannungs-Dehnungs-Diagramm einer Knochenprobe mit niedrigem Wassergehalt von 2,5 % (a) und 10,5 % (b) bei einer niedrigen Dehngeschwindigkeit von 10^{-5} s^{-1} . [Nat2003]

2.7 Bisherige Untersuchungen

Die kieferorthopädischen Behandlungskonzepte basierten in den Anfängen der Kieferorthopädie vorwiegend auf Erfahrungswerten. Aufgrund dieser empirischen Er-

kenntnisse wurden die ersten Theorien entwickelt. In ersten Experimenten wurde die optimale Kraftgröße und die sich daraus ergebenden biologischen Reaktionen untersucht und diese Theorien erweitert oder neue aufgestellt. Später beschäftigte man sich zunehmend mit der Analyse des biomechanischen Verhaltens des Zahnhalteapparates. Jede Untersuchung der initialen Zahnbewegung kann nur indirekt eine Aussage über das Materialverhalten des Parodontalligamentes geben, da dieses direkten Messungen nicht zugänglich ist.

Experimentelle Untersuchungen zur Bestimmung des biomechanischen Verhaltens der initialen Zahnbewegung wurden mit unterschiedlichen Ansätzen durchgeführt. Im Folgenden werden einige der bisher verwendeten Methoden dargestellt. Es handelt sich sowohl um experimentelle als auch theoretische Studien. Im letzten Abschnitt werden einige kombiniert experimentell/theoretische Untersuchungen vorgestellt. Durch einen Abgleich der Rechnungen mit experimentellen Daten mit einer Variation der verschiedenen elastischen und geometrischen Parameter wurde die Aussagekraft theoretischer Untersuchungen erhöht, und die Elastizitätsparameter des PDL konnten genauer bestimmt werden.

2.7.1 Experimentelle Untersuchungsmethoden

Die eingesetzten experimentellen Untersuchungsmethoden werden unterteilt in photoelastische, laserinterferometrische und mechanische oder elektromechanische Messmethoden.

Photoelastische Untersuchungen

Photoelastische Untersuchungen beruhen darauf, dass der Brechungsindex durchsichtiger Materialien von der mechanischen Spannung abhängt [Nik1972, Far1973, Bae1975]. Es wurden stark idealisierte zweidimensionale Modelle von Zahn und Zahnhalteapparat untersucht. Diese Methode eignete sich aufgrund der Vereinfachungen nicht für die Präzisionsbestimmung von Zahnauslenkungen, Materialparametern oder Spannungs- und Verzerrungsverteilungen. Sie erlaubte lediglich eine qualitative Aussage über eventuell auftretende Spannungsspitzen.

Laserinterferometrie

Mit dieser optischen Abstandsmessung konnten Zähne oder Kieferknochen präzise mehrdimensional und nichtinvasiv vermessen werden [Dir1987, Bur1992]. Dadurch konnten die Bewegungsparameter eines Zahns unter Last sehr genau bestimmt werden. Schwierig war der sehr große apparative Aufwand und die aufwendige Justierung der laseroptischen Apparaturen, aber auch dieses Problem wird mit zunehmender Weiterentwicklung der Lasertechnik immer geringer.

Mechanische, elektromechanische und optomechanische Messmethoden

Diese Methoden wurden zur Untersuchung der initialen Zahnbeweglichkeit an menschlichen und tierischen Kieferpräparaten oder an Zahnmodellen aus Ersatzmaterialien, wie etwa Silikon, eingesetzt [Atm1981, And1991, Näg1991]. Es wurden zu meist zweidimensionale Kraftsysteme auf die Zahnkronen aufgebracht, und die resultierenden Zahnbewegungen wurden invasiv, z.B. über mit Dehnungsmessstreifen versehene Messbrücken, direkt an der Zahnkrone bestimmt. Hierbei war die invasive Messung und die Bestimmung nicht aller relevanten Bewegungskomponenten als Nachteil zu betrachten. Eine Verfälschung der Messergebnisse hierdurch konnte nicht ausgeschlossen werden.

2.7.2 Theoretische Untersuchungsmethoden

Bei den theoretischen Untersuchungen wurden zunächst Methoden der analytischen Mechanik genutzt. Mit zunehmender Leistungsfähigkeit der Computer wurde die Finite-Elemente-Methode zum numerischen Werkzeug zur Lösung von Differentialgleichungen und fand auch hier Anwendung.

Analytisch mathematische Methoden

Mit den Methoden der analytischen Mechanik wurden Untersuchungen mit dem Ziel durchgeführt, qualitative Aussagen über das Verhalten des Zahnhalteapparates zu treffen [Syn1933, Bur1962, Chr1969, Dav1971, Sut1980]. Die Vereinfachungen, die bezüglich des Materialverhaltens und der Geometrien notwendig waren, um eine geschlossene analytische Lösung zu finden, lassen eine exakte und individuelle Bestimmung von Materialparametern oder Spannungsverteilungen nicht zu. Dieser Lösungsansatz erlaubte prinzipielle Aussagen über das Verhalten während der Zahnbewegung.

Numerisch mathematische Methoden

Mit der Finiten-Elemente-Methode lässt sich die reale Geometrie diskretisieren und das Modell in die unterschiedlichen Bereiche Zahn, PDL und Knochen unterteilen. Die Methode hat sich als sehr gut geeignet erwiesen [Sie1986, Tan1987, McG1991, Haa1996, Vol1998, Yos2001, Tom2003, Nat2004, Rei2007], um die mechanischen Eigenschaften, die bei der initialen Zahnbewegung bzw. der kieferorthopädischen Zahnbewegung mit Knochenumbau [Mid1996, Bou1998] auftraten, zu berechnen. Für die Genauigkeit der Rechnungen sind die Detailtreue sowie die Kenntnis der verschiedenen Materialparameter und der Randbedingungen der realen Modelle wichtig.

2.7.3 Kombinierte Untersuchungsmethoden

Kombinierte experimentelle und numerische Untersuchungen wurden erstmals 1991 durchgeführt [And1991]. Prinzipiell werden in diesen kombinierten Untersuchungen die numerischen Analysen durch Experimente verifiziert. Die Geometrien und Materialparameter der Zähne waren zuerst noch deutlich vereinfacht [Qia2001]. Mit zunehmender Rechenleistung und steigendem Verständnis für die Biomechanik wurden die Modelle immer realitätsnäher [Cat2005]. Hierbei spielte auch die größere Zusammenarbeit verschiedener Disziplinen (Physik, Ingenieurwissenschaften, Zahnmedizin) eine Rolle.

Die kombinierte Methode, die dieser Arbeit zugrunde liegt, wurde in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn entwickelt und bereits vielfach erfolgreich angewendet [Haa1996, Hin1996, Bou1998, Hin1998, Vol1998, Bou1999, Vol2000, Pop2001, Pop2002, Kaw2002, Kaw2003, Zie2004, Zie2005, Nat2007, Rei2008].

Es wurden optomechanische Messungen des kraftabhängigen Auslenkungsverhalten von Zähnen an Präparaten durchgeführt. Die experimentellen Ergebnisse wurden zur Berechnung der Materialparameter des PDL benutzt [Zie2004, Kaw2005]. Mit diesen Daten konnten die numerischen Berechnungen des Zahnauslenkungsverhaltens verifiziert werden.

3 Finite-Elemente-Methode

3.1 Kontinuumsmechanische Kenngrößen

Kontinuumsmechanik beschreibt mathematisch den Zusammenhang zwischen der Bewegung und Deformation materieller Körper unter Einwirkung von Kräften. Dabei geht man von einer gleichmäßigen Verteilung der Materie im Volumen aus. Die mechanischen Eigenschaften eines Materials können als Zusammenhang zwischen Spannungen und Verzerrungen ausgedrückt werden. Im einfachsten Fall ist die Verformung eines Materials linear zur einwirkenden Kraft. Dieses wird durch das *Hook'sche Gesetz* beschrieben. Im Folgenden werden die in dieser Arbeit verwendeten mechanischen Größen Spannung, Verzerrung und die Querkontraktionszahl sowie das allgemeine Materialverhalten unter Last dargestellt.

Spannung

Spannungen sind die inneren Kräfte in einem Körper. Sie werden beschrieben durch das Zerlegen des Körpers in kleine Volumenelemente, auf welche diese Kräfte einwirken. Die einzelnen Volumenelemente erfahren auf diese Weise eine Formänderung. Allgemein ist die Spannung S der Quotient aus der einwirkenden Kraft zu einem Flächenelement: $S = \Delta F / \Delta A$. In Abbildung 10 ist eine schematische Darstellung der Spannungen, die an einem Würfel innerhalb eines belasteten Körpers auftreten, zu sehen. Die Normalspannung σ entspricht der Normalkomponente der Kraft zu einem Flächenelement: $\sigma = \Delta F_N / \Delta A$. Die Schubspannungen τ sind die Tangentialkom-

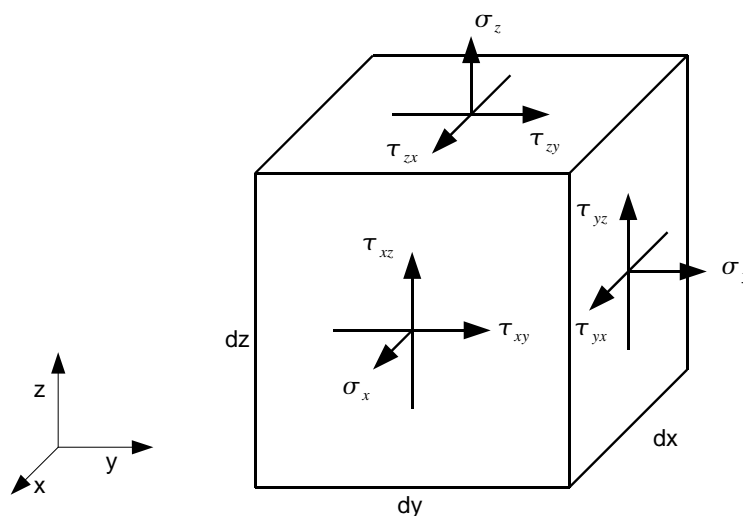


Abbildung 10: Schematische Darstellung der Spannungen, die an einem Würfel innerhalb eines belasteten Körpers auftreten [Mei2001].

ponenten der Kraft zu einem Flächenelement: $\tau = \Delta F_T / \Delta A$. Somit kann der Spannungstensor S folgendermaßen dargestellt werden:

$$S = \begin{pmatrix} \tau_{xx} = \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} = \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} = \sigma_z \end{pmatrix} \quad (1)$$

In den einzelnen Komponenten τ_{ij} des Tensors gibt i die Richtung der Kraft und j die Richtung der Normalkomponente der Fläche, auf die die Kraft wirkt.

In der Diagonalen stehen die Normalspannungen, außerhalb die Schubspannungen. Da der Spannungstensor symmetrisch ist, gilt:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} \quad \tau_{xz} = \tau_{zx} \quad \tau_{yz} = \tau_{zy} \quad (2)$$

τ enthält daher nur sechs unabhängige Größen, drei Normalspannungen und drei Schubspannungen.

Verzerrungen

Unter einer Verzerrung oder Deformation versteht man in der Physik die Veränderung der gegenseitigen Lagebeziehungen der Materieelemente. Diese Änderung der inneren Anordnung korrespondiert mit einer Änderung der äußeren Gestalt des Festkörpers.

In der linearen Elastizitätstheorie werden die Element-Verzerrungen als partielle Ableitungen der Element-Verschiebungen u , v , w nach den lokalen Koordinaten definiert. In der Diagonalen stehen die Normaldehnungen außerhalb die Scherungen. Da der Verzerrungstensor äquivalent zum Spannungstensor symmetrisch ist, hat er folgende sechs Einträge:

$$\tilde{\epsilon} = \begin{pmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yx} & \epsilon_{yy} & \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} & \epsilon_{zy} & \epsilon_{zz} \end{pmatrix} \quad (3)$$

mit den Komponenten:

$$\epsilon_{xx} = \frac{[\partial u]}{[\partial x]} \quad ; \quad \epsilon_{yy} = \frac{[\partial v]}{[\partial y]} \quad ; \quad \epsilon_{zz} = \frac{[\partial w]}{[\partial z]}$$

$$\epsilon_{xy} = \epsilon_{yx} = \frac{[\partial u]}{[\partial y]} + \frac{[\partial v]}{[\partial x]} \quad ; \quad \epsilon_{yz} = \epsilon_{zy} = \frac{[\partial v]}{[\partial z]} + \frac{[\partial w]}{[\partial y]} \quad ; \quad \epsilon_{zx} = \epsilon_{xz} = \frac{[\partial w]}{[\partial x]} + \frac{[\partial u]}{[\partial z]}$$

Querkontraktionszahl

Die Querkontraktion ist die Veränderung der Seitenlänge eines Körpers senkrecht zur einwirkenden einachsigen Kraft. Im einfachsten Fall wird die Deformation eines homogenen, isotropen Materials im linear elastischen Bereich beschrieben. Bei diesen Materialien führt eine Zugkraft dazu, dass der Körper länger, aber auch dünner wird. Die Querkontraktionszahl oder Poissonzahl μ gibt das Verhältnis der relativen Längenänderung $\Delta l/l$ zu der relativen Dickenänderung $\Delta d/d$ (Querkontraktion) an.

$$\mu = \frac{\Delta d/d}{\Delta l/l} \quad (4)$$

Sie ist dimensionslos und eine Materialkonstante.

Aufgrund einer Dehnung verändert sich das Volumen eines Körpers. Die relative Volumenänderung mit $V=d^2l$ lautet:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta V}{d^2l} = \frac{\Delta l}{l} - 2\frac{\Delta d}{d} = \frac{\Delta l}{l} \left(1 - 2\frac{\Delta d/d}{\Delta l/l}\right) = \epsilon(1 - 2\mu) \quad (5)$$

Da aus energetischen Gründen keine Volumenzunahme unter Zug erfolgt, also $\Delta V \geq 0$ ist, kann μ nicht größer als 0,5 sein. Bei einem Wert von 0,5 ist der Körper inkompressibel. Bei homogenen, isotropen Materialien liegen die Werte zwischen 0,0 und 0,5. Typische Werte liegen zwischen 0,2 und 0,4.

Negative *Poissonzahlen* sind Sonderfälle. Sie ergeben bei einer Zugkraft eine Querdehnung. Dies tritt bei anisotropen Werkstoffen, wie zum Beispiel bei einigen Polymerschäumen, mit Werten bis etwa -1, auf [Lak1993, Sal2006].

3.2 Finite-Elemente-Gleichungen

Für eine Finite-Elemente-Berechnung wird der zu berechnende Körper als eine Gruppierung diskreter finiter Elemente angenähert, welche in den Knotenpunkten der Elemente miteinander verbunden sind. Der in Abbildung 11 dargestellte dreidimensionale Zahn zeigt einen starren Körper im Gleichgewicht. Ein finites 8-Knoten-Element ist eingezeichnet. Außerdem ist das globale Koordinatensystem (x, y, z) mit den in ihm gemessenen Verschiebungen (U, V, W) dargestellt. Die Verschiebungen \mathbf{u} in den Elementen werden in Abhängigkeit von den N Knotenpunktverschiebungen \mathbf{U} angenommen.

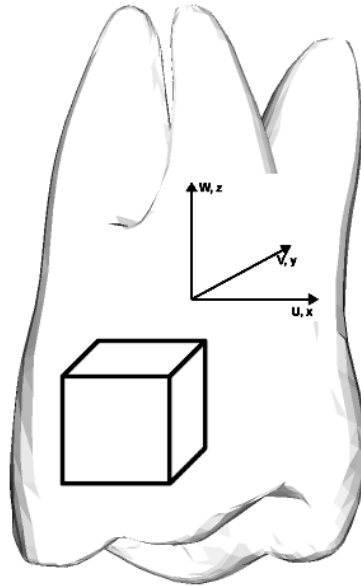


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Zahns als starrer Körper. Ein finites 8-Knoten-Element ist eingezeichnet. Außerdem ist das globale Koordinatensystem (x, y, z) mit den in ihm gemessenen Verschiebungen (U, V, W) dargestellt.

Für das m -te Element gilt:

$$\mathbf{u}^{(m)}(x, y, z) = \mathbf{H}^{(m)}(x, y, z) \hat{\mathbf{U}} \quad (6)$$

Wobei $\hat{\mathbf{U}}$ alle Vektoren der drei globalen Verschiebungskomponenten U_i, V_i, W_i aller Knotenpunkte einschließlich der Lagerpunkte der Element-Gruppierungen enthält. $\hat{\mathbf{U}}$ hat die Dimension $3N$. $\mathbf{H}^{(m)}$ ist die Verschiebungsinterpolationsmatrix des m -ten Elementes. Sie wird auch Formfunktion genannt. Die Formfunktion ist abhängig von der Elementgeometrie, der Anzahl der Element-Knoten/Freiheitsgrade und den Konvergenzforderungen. Die entsprechenden Elementverzerrungen können durch Ableitung der Elementverschiebungen $\mathbf{u}^{(m)}$ ermittelt werden:

$$\boldsymbol{\epsilon}^{(m)}(x, y, z) = \mathbf{B}^{(m)}(x, y, z) \hat{\mathbf{U}}. \quad (7)$$

Durch Differenzieren und Kombinieren der Zeilen von $\mathbf{H}^{(m)}$ ergibt sich die Verzerrungs-Verschiebungs-Matrix $\mathbf{B}^{(m)}$.

Die Spannungen $\boldsymbol{\tau}^{(m)}$ im finiten Element m können aus den Elementverzerrungen $\boldsymbol{\epsilon}^{(m)}$ und den Element-Anfangsspannungen $\boldsymbol{\tau}^{I(m)}$ über die Spannungs-Verzerrungs-Beziehung bestimmt werden:

$$\boldsymbol{\sigma}^{(m)} = \mathbf{C}^{(m)} \boldsymbol{\epsilon}^{(m)} + \boldsymbol{\sigma}^{I(m)}, \quad (8)$$

dabei ist $\mathbf{C}^{(m)}$ die Spannungs-Verzerrungs-Matrix, oder kurz Elastizitätsmatrix, des m -ten Elements, welche die Materialparameter enthält.

Es können nun die Gleichgewichtsbedingungen nach dem *Prinzip der virtuellen Verschiebungen* aufgestellt werden. Das Prinzip der virtuellen Verschiebungen, das auch als Prinzip der virtuellen Arbeit bezeichnet wird, besagt: Ein Körper befindet sich im Gleichgewicht, wenn für beliebige, kompatible, kleine, virtuelle, auf den Körper einwirkende Verschiebungen, die mit den kinematischen Bindungen im Körper verträglich sind, die Summe der inneren gleich der Summe der äußeren virtuellen Arbeit ist [Bat2002].

$$\int_V \boldsymbol{\epsilon}^T \boldsymbol{\sigma} dV = \int_V \mathbf{U}^T \mathbf{f}^V dV + \int_S \mathbf{U}_S^T \mathbf{f}^S dS + \sum \mathbf{U}_i^T \mathbf{f}_i$$

mit

$$\begin{aligned} \mathbf{f}^V &: \text{Volumenkräfte,} \\ \mathbf{f}^S &: \text{Oberflächenspannungen,} \\ \mathbf{f}_i &: \text{Einzelkräfte und} \\ \mathbf{U}^T &: \text{Verschiebungen.} \end{aligned} \quad (9)$$

Mit der Annahme (1) über die Verschiebungen in jedem finiten Element kann (4) als Summe von Integralen über das Volumen und die Flächen aller Elemente der Gruppierung umgeschrieben werden. Durch Einsetzen der Beziehungen (1) bis (4) erhält man:

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{U}}^T \left[\int_{V^{(m)}} \mathbf{B}^{(m)T} \mathbf{C}^{(m)} \mathbf{B}^{(m)} dV^{(m)} \right] \hat{\mathbf{U}} = \hat{\mathbf{U}}^T \left[\left\{ \sum \int_{V^{(m)}} \mathbf{H}^{(m)T} \mathbf{f}_V^{(m)} dV \right\} \right. \\ \left. + \left\{ \sum \int_{S^{(m)}} \mathbf{H}_S^{(m)T} \mathbf{f}_S^{(m)} dS \right\} \right. \\ \left. - \left\{ \sum \int_{S^{(m)}} \mathbf{B}^{(m)T} \boldsymbol{\sigma}^{I(m)} dV \right\} \right. \\ \left. + \mathbf{F}_i \right] . \end{aligned} \quad (10)$$

Um aus dieser Gleichung die unbekanntenen Knotenpunktverschiebungen zu erhalten, wendet man das Prinzip der virtuellen Verschiebungen so an, dass allen Komponenten von $\hat{\mathbf{U}}$ der Reihe nach virtuelle Einheitsverschiebungen vorgeschrieben werden. Die hieraus resultierende Gleichgewichtsbedingung des diskretisierten Körpers bezogen auf die Knotenpunktverschiebungen ergibt mit der Vereinfachung in der Notation

$$\mathbf{U} \equiv \hat{\mathbf{U}} :$$

$$\mathbf{KU} = \mathbf{R} . \quad (11)$$

Die Matrix \mathbf{K} ist die Steifigkeitsmatrix des Gesamtkörpers, welche aus der Aufsummierung der Steifigkeitsmatrizen der Einzelelemente $\mathbf{K}^{(m)}$ hervorgeht. Somit gilt:

$$\mathbf{K} = \sum_m \mathbf{K}^{(m)} = \sum_m \int_{V^{(m)}} \mathbf{B}^{(m)T} \mathbf{C}^{(m)} \mathbf{B}^{(m)} dV^{(m)} , \quad (12)$$

mit dem Lastvektor \mathbf{R} :

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_V + \mathbf{R}_S + \mathbf{R}_I + \mathbf{F}_i . \quad (13)$$

Er enthält den Anteil der auf die Elemente wirkenden

Volumenkräfte $\mathbf{R}_V = \sum \int_{V^{(m)}} \mathbf{H}^{(m)T} \mathbf{f}_V^{(m)} dV ,$

Oberflächenkräfte $\mathbf{R}_S = \sum \int_{S^{(m)}} \mathbf{H}_S^{(m)T} \mathbf{f}_S^{(m)} dS ,$

Anfangsspannungen $\mathbf{R}_I = \sum \int_{S^{(m)}} \mathbf{B}^{(m)T} \sigma^{I^{(m)}} dV ,$

und Einzelkräfte $\mathbf{F}_i .$

Die Summation in (13) über die Volumenintegrale der Elemente bedeutet die direkte Addition der Elementsteifigkeitsmatrizen $\mathbf{K}^{(m)}$, um die Gesamtsteifigkeitsmatrix \mathbf{K} zu erhalten. In der gleichen Weise gewinnt man die Volumenkraftvektoren \mathbf{R}_V , \mathbf{R}_S , sowie \mathbf{R}_I jeweils durch direkte Addition von $\mathbf{R}_V^{(m)}$, $\mathbf{R}_S^{(m)}$ und $\mathbf{R}_I^{(m)}$ der einzelnen Element-Volumenkraftvektoren. Diese direkte Addition der Element-Matrizen nennt man die *direkte Steifigkeitsmethode*.

3.3 Nichtlinearitäten

Bei der Formulierung der Finite-Elemente-Gleichungen im vorgehenden Kapitel wurde davon ausgegangen, dass ein statisches Problem vorliegt, also dass die Verschiebungen infinitesimal klein sind, das Materialverhalten linear-elastisch ist und sich die Randbedingungen bei aufgebrachten Lasten nicht ändern. Diese Annahmen stellen Vereinfachungen dar, wie sie üblicherweise nicht vorkommen. Reale Probleme beinhalten in der Regel Nichtlinearitäten. Diese können in drei Gruppen aufgeteilt werden:

- Geometrische Nichtlinearität: Große Verschiebungen, große Verdrehungen, große Verzerrungen.
- Physikalische Nichtlinearität: Infinitesimale Verschiebungen, nichtlineare Spannungs-Verzerrungs-Beziehung.
- Nichtlineare Belastungen oder Randbedingungen: Kontaktberechnungen oder die Veränderung der Verschiebungsrandbedingung im Laufe der Belastung, wie etwa durch ein Federelement [Bat2002].

Im allgemeinen Fall liegt eine Kombination dieser Nichtlinearitäten vor.

Das Grundproblem einer allgemeinen nichtlinearen Berechnung ist die Ermittlung des Gleichgewichtszustand eines Körpers unter den einwirkenden Lasten, da die Steifigkeitsmatrix \mathbf{K} nicht mehr konstant, sondern abhängig vom Belastungszustand ist. In der Steifigkeitsmatrix ändert sich die Elastizitätsmatrix \mathbf{C} bei physikalischer Nichtlinearität und bei geometrischer Nichtlinearität die Verzerrungs-Verschiebungs-Matrix \mathbf{B} (siehe Gleichung 13). Der Belastungszustand kann als Funktion der Zeit vorliegen, dann ist die Gleichgewichtsbeziehung eines Systems von finiten Elementen beschrieben durch:

$${}^t\mathbf{R} - {}^t\mathbf{F} = \mathbf{0} . \quad (14)$$

Der Vektor ${}^t\mathbf{R}$ fasst die äußeren Knotenpunktkräfte zusammen, der Vektor ${}^t\mathbf{F}$ enthält die Knotenpunktkräfte, die den Elementspannungen zum Zeitpunkt t entsprechen. Das Verhalten des Finite-Elemente-Systems zur Zeit $t+\Delta t$ kann in linearer Näherung beschrieben werden [Bat2002]:

$${}^t\mathbf{K}\mathbf{U} = {}^{t+\Delta t}\mathbf{R} - {}^t\mathbf{F} , \quad (15)$$

wobei ${}^t\mathbf{K}$ die lineare Tangentensteifigkeitsmatrix ist, die den geometrischen und materiellen Bedingungen zur Zeit t entspricht, \mathbf{U} die inkrementellen Knotenpunktverschiebungen sind und ${}^{t+\Delta t}\mathbf{R} - {}^t\mathbf{F}$ die inkrementellen Lastvektoren darstellen. Mit Gleichung 15 können nun die Näherungen der Verschiebungen zur Zeit $t+\Delta t$ berechnet werden und damit auch die Näherungslösung der Spannungen und der Knotenpunktkräfte in diesem Zeitpunkt. Da die Tangentensteifigkeitsmatrix des Zustands $t+\Delta t$ mit den Parametern des Zustand t berechnet wurden, kann die Lösung des nächsten Belastungszustand signifikant falsch, oder je nach verwendeten Zeit- oder Lastschritten, tatsächlich auch instabil sein. Daher ist es erforderlich, die Lösung mit einer geeigneten Iterationsmethode zu berechnen.

Die nichtlinearen Methoden, die in der Finite-Elemente-Analyse verwendet werden, beruhen alle auf dem *Newton-Raphson*-Verfahren. Diese Methode ist eine Erweiterung des zuvor beschriebenen Verfahrens. Es wird, nachdem ein Inkrement der Knotenpunktverschiebung berechnet wurde, ein neuer Gesamtverschiebungsvektor definiert. Im nächsten Iterationsschritt werden die neu berechneten Gesamtverschiebungen anstelle der Verschiebungen der Zeit t verwendet, um die zugehörigen Spannungen und Knotenpunktkräfte zu ermitteln. Es wird so lange iteriert, bis eine hinreichend genaue Lösung der Gleichgewichtsbedingungen (Gleichung 14) zum Zeitpunkt $t+\Delta t$ erreicht ist.

3.4 Elementtypen und Diskretisierung

In allen Berechnungen wurden dreidimensionale, isotrope Elemente verwendet. Es wurden zwei verschiedene Elementtypen benutzt: 4-Knoten-Tetraeder und 8-Knoten-Hexaeder. Tetraeder haben den geometrischen Vorteil, dass sie einen unregelmäßig geformten Körper besonders gut abbilden können. Bei einer Diskretisierung mit Hexaederelementen müssen häufig Übergangselemente (Tetraeder) an den geometrisch komplexeren Stellen gesetzt werden. Andererseits sind reine Tetraedernetze ob ihrer linearen Ansatzfunktionen steifer als Hexaedernetze, die mit Ansatzfunktionen höherer Ordnung berechnet werden.

Für die ersten beiden Teile der Arbeit wurden dreidimensionale, achtknotige, willkürlich geformte Elemente mit linearem Verschiebungsansatz benutzt. Die Volumenkörper wurden mit Tetraedern vernetzt und anschließend wurden diese in sogenannte degenerierte Hexaeder umgewandelt. Das bedeutet, dass auf zwei der Tetraederknotenpunkte jeweils zwei Hexaederknotenpunkte zusammenfallen, wie in Abbildung 12 zu sehen ist.

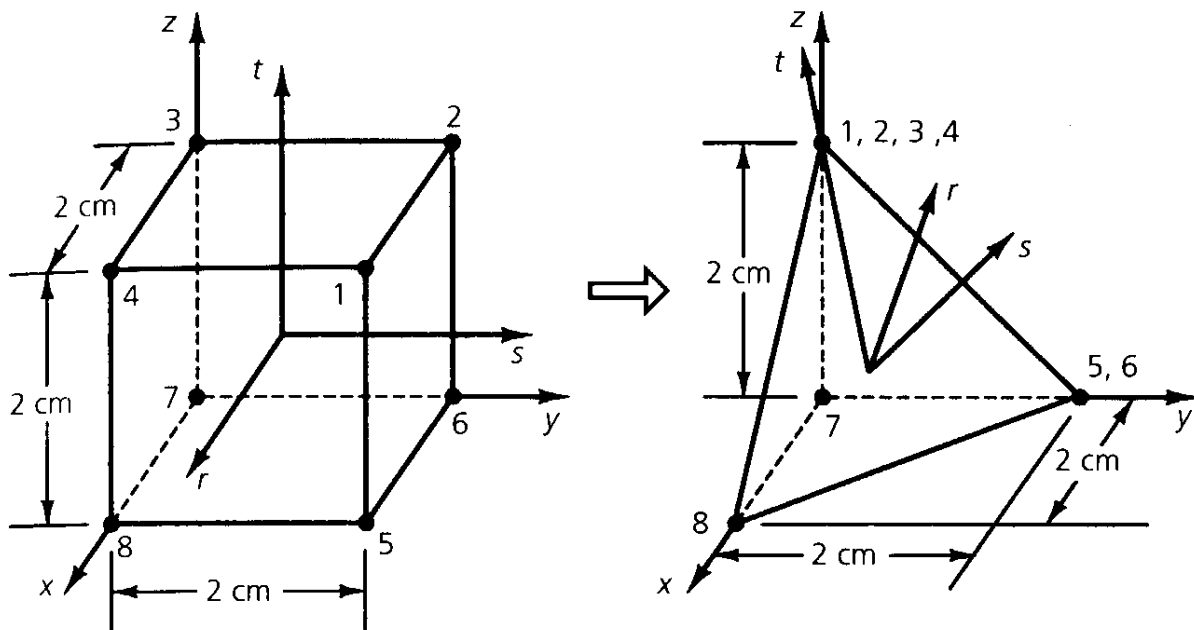


Abbildung 12: Dreidimensionales, 8-knotiges, willkürlich geformtes Element. Links im Bild ist ein Hexaeder mit Knotennummerierung zu sehen. Rechts ist ein degeneriertes Hexaeder, d.h. ein Tetraeder mit acht Knoten zu sehen [Bat2002]. Eingezeichnet sind die globalen Koordinaten x, y, z , die lokalen Elementkoordinaten r, s, t und der Knotennummerierung.

Mathematisch kann über das 8-Knoten-Würfelement das degenerierte Hexaeder beschrieben werden. Dieses 8-Knoten-Würfelement gehört zu den isoparametrischen Elementen. Bei der Formulierung dieser Elemente ist der Grundgedanke die Verbindung zwischen den Element-Verschiebungen in jedem beliebigen Punkt und den Element-Knotenpunktverschiebungen durch Interpolationsfunktionen direkt zu erreichen [Bat2002]. Diese Formfunktionen werden im sogenannten natürlichen Ele-

metkoordinatensystem beschrieben (siehe Abbildung 12). Der Ursprung des Koordinatensystems befindet sich im Mittelpunkt des Elements. Die natürlichen Elementkoordinaten r, s, t laufen jeweils von -1 bis 1.

Um die Elementsteifigkeits- und Elementelastizitätsmatrix eines finiten Elementes zu erstellen werden, laut der vorher aufgestellten Gleichungen, die Matrizen $\mathbf{H}^{(m)}$, $\mathbf{B}^{(m)}$ und $\mathbf{C}^{(m)}$ benötigt. Zur besseren Übersichtlichkeit wird der Index (m) im Folgenden weggelassen. In den nächsten Abschnitten wird das Aufstellen dieser Matrizen und die Lösung von Integralen über die Produkte dieser Matrizen für den speziellen Fall des 8-Knoten-Würfelements erläutert.

Zur Bestimmung der Elementverschiebungsinterpolationsmatrix $\mathbf{H}^{(m)}$ werden zuerst die lokalen Elementverschiebungen betrachtet. Die lokalen Elementverschiebungen u, v, w in einem beliebigen Punkt werden in der isoparametrischen Formulierung in der gleichen Art wie die Geometrie interpoliert:

$$u = \sum_{i=1}^q h_i u_i \quad v = \sum_{i=1}^q h_i v_i \quad w = \sum_{i=1}^q h_i w_i . \quad (16)$$

u_i, v_i, w_i mit $i=1\dots q$ sind die entsprechenden Elementverschiebungen in den jeweiligen Knoten q , in diesem Fall ist $q=8$. Die Elementinterpolationsfunktion des i -ten Knoten aus der Gleichung 16 ist in lokalen Koordinaten definiert. Sie muss für die Koordinaten des i -ten Knotens den Wert 1 ergeben und für alle anderen Knoten den Wert 0. Mit diesen Bedingungen können die Funktionen h_i für eine bestimmte Knotenpunktanordnung auf systematische Art bestimmt werden. Für das isoparametrische 8-Knoten-Element lauten sie:

$$\begin{aligned} h_1 &= 1/8(1-r)(1-s)(1-t); \\ h_2 &= 1/8(1+r)(1-s)(1-t); \\ h_3 &= 1/8(1+r)(1+s)(1-t); \\ h_4 &= 1/8(1-r)(1+s)(1-t); \\ h_5 &= 1/8(1-r)(1-s)(1+t); \\ h_6 &= 1/8(1+r)(1-s)(1+t); \\ h_7 &= 1/8(1+r)(1+s)(1+t); \\ h_8 &= 1/8(1-r)(1+s)(1+t); \end{aligned} \quad (17)$$

Eine Bedingung für diese Funktionen ist, dass sie C_0 -stetig sind, was bedeutet, dass sie stetig sind und ihre ersten Ableitungen einen endlichen Wertebereich aufweisen.

Jede Knotenpunktcoordinate, die zur Beschreibung der Geometrie des Elements erforderlich ist, entspricht einer Knotenpunktverschiebung. Analog zu Gleichung 5 lassen sich die Beziehungen der Gleichung 18 vektoriell darstellen:

$$\mathbf{u}(r, s, t) = \mathbf{H}(r, s, t)\hat{\mathbf{u}} \quad (18)$$

mit dem 3x1-Vektor \mathbf{u} , der Verschiebungsinterpolationsmatrix \mathbf{H} und dem 3 x 8-Vektor $\hat{\mathbf{u}}$ mit den Knotenpunktverschiebungen $u_1, v_1, w_1, \dots, u_8, v_8, w_8$ in lokalen Koordinaten. Die Formmatrix \mathbf{H} hat für ein 8-Knoten-Würfelement die Form:

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} h_1 & 0 & 0 & h_2 & 0 & 0 & \cdot & \cdot & \cdot & h_8 & 0 & 0 \\ 0 & h_1 & 0 & 0 & h_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & h_8 & 0 \\ 0 & 0 & h_1 & 0 & 0 & h_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & h_8 \end{pmatrix}. \quad (19)$$

Um die Elementsteifigkeitsmatrix zu bestimmen, fehlt noch die Verzerrungs-Verschiebungs-Matrix \mathbf{B} , welche als nächstes aufgestellt wird.

Wie zuvor schon erwähnt, ergibt sich die Verzerrungs-Verschiebungs-Matrix $\mathbf{B}^{(m)}$ durch Differenzieren und Kombinieren der Zeilen von $\mathbf{H}^{(m)}$. Die Einträge von \mathbf{B} sind die partiellen Ableitungen der Interpolationsfunktionen, die in den lokalen Koordinaten r, s und t beschrieben sind, nach den globalen Koordinaten x, y und z .

Um die Elementsteifigkeitsmatrix zu berechnen, ist außer der Verzerrungs-Verschiebungs-Matrix $\mathbf{B}^{(m)}$ noch die Elastizitätsmatrix \mathbf{C} aufzustellen. In dieser sind alle Materialparameter enthalten, welche das Verhalten eines finiten Elementes beschreiben. Es wird in ihr die Beziehung zwischen dem Spannungstensor und dem Verzerrungstensor über das verallgemeinerte *Hookesche Gesetz* $\tau = \mathbf{C}\epsilon$ hergestellt.

Da das Materialverhalten des Parodontalligamentes nichtlinear ist, wurde für dieses Material ein Unterprogramm in FORTRAN geschrieben, welches in den FE-Solver MSC.Marc implementiert werden konnte. In diesem Programm ändert sich der Elastizitätsmodul abhängig von der Verzerrung. Hierfür musste die Elastizitätsmatrix \mathbf{C} für ein dreidimensionales Element aufgestellt werden. Für isotrope Materialien lässt sich ihr mechanisches Verhalten mit zwei Parametern beschreiben, dem Elastizitätsmodul E und der Querkontraktionszahl μ .

$$\mathbf{C} = \begin{pmatrix} A & B & B & 0 & 0 & 0 \\ B & A & B & 0 & 0 & 0 \\ B & B & A & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C \end{pmatrix} \quad (20)$$

mit

$$A = \frac{E*(1-\mu)}{(1+\mu)*(1-2*\mu)} \quad B = \frac{E*\mu}{(1+\mu)*(1-2*\mu)} \quad C = \frac{E}{2*(1+\mu)}$$

Die Einträge in der Elastizitätsmatrix \mathbf{C} sind Produkte der beiden Materialparameter, wie sie zuvor beschrieben worden sind (siehe Kapitel 3.1). Es handelt sich bei diesen Parametern um Konstanten. In dieser Form beschreibt die Elastizitätsmatrix \mathbf{C} also ein lineares Materialverhalten.

3.5 Kontaktalgorithmen

Das für die Finite-Elemente-Simulationen verwendete Paket MSC.Marc/Mentat bietet verschiedene Methoden zur Simulation von Reibungsprozessen [Mar2005]. Vor einer Kontaktanalyse werden sogenannte Kontaktkörper definiert. Die Knoten, die an der Außenfläche der Körper liegen, werden potentiell in die Kontaktanalyse mit einbezogen. Die Körperkonturen können auf zwei Arten beschrieben werden. Einerseits diskret, hierbei werden alle geometrischen Formen durch gerade Segmente und ebene Teilflächen angenähert. Andererseits analytisch, dabei wird die vorgegebene Geometrie durch analytische Kurven angenähert. Letzteres hat den Vorteil, dass die reale Kontur genauer wiedergegeben wird. Dadurch werden Unstetigkeiten in der Ausrichtung der Flächennormalen vermieden und ein möglicher Reibungseinfluss besser wiedergegeben sowie das allgemeine Konvergenzverhalten verbessert. Allerdings wird durch die analytische Funktion die Rechenzeit stark erhöht.

Jeder Kontaktoberfläche wird ein Toleranzband zugeordnet. Jeder Knoten, der innerhalb dieses Toleranzbandes liegt, wird in die Kontaktanalyse mit einbezogen. Die Breite des Toleranzbandes hat einen großen Einfluss auf die Rechenzeit und die Genauigkeit der Lösung. Eine zu niedrige Toleranz verringert die Kontakterkennung, und somit wird die Rechenzeit größer. Eine zu große Toleranz führt dazu, dass die Knoten zu früh in Kontakt treten, und dadurch die Lösung ungenau wird. Alternativ zur Variation der Breite des Toleranzbandes ist dessen Verschiebung in Bezug auf die Kontaktoberfläche. Das Toleranzband kann bei geeigneter Wahl die Genauigkeit erhöhen, ohne dass sich die Rechenzeit ändert.

Der in dieser Arbeit verwendete Solver MSC.Marc kann nicht zwischen Haft- und Gleitreibung unterscheiden. Statt dessen wird angenommen, dass zwischen den Kontaktkörpern immer eine Relativbewegung herrscht. Das Programm bietet verschiedene Methoden zur Simulation von Reibungsprozessen [Mar2005]. Das Standardmodell basiert auf der *Coulombschen* Reibung. Ein hiervon abgeleitetes idealisiertes *Coulombsches* Reibungsmodell kann zusätzlich die Grenze zwischen Haften und Gleiten simulieren. Dieser Algorithmus („Stick-Slip-Modell“) basiert darauf, dass ein Knoten so lange haftet, bis die am Knoten wirkende Tangentialkraft die Reibkraft übersteigt. Somit gibt dieses Modell ein reales Reibungsverhalten am besten wieder.

3.6 Vernetzung

Damit der Zahn mit dem PDL große Bewegungen durch den Knochen ausführen kann, muss die Geometrie des Knochens nicht nur deformiert, sondern auch neu vernetzt werden, damit eine neue Geometrie ohne große Verzerrung entstehen kann. Dieses Neuvernetzen der Geometrie wird im Weiteren „remeshing“ (Neuvernetzung), entsprechend der Literatur, genannt. Zum Teil findet man in der Literatur

auch den Begriff „Rezoning“. Im Programm Marc [Mar2005] wird dieses im Unterprogramm „globales Remeshing“ durchgeführt. Die einzelnen Programmschritte des globalen Remeshing werden nachstehend erläutert:

Das globale Remeshing kann nur in einem Kontaktkörper durchgeführt werden. Also muss der neu zu vernetzende Körper als Kontaktkörper definiert sein. Die grundlegenden Schritte, die automatisch im globalen Remeshing durchgeführt werden, sind die folgenden:

1. Am Ende eines Inkrements wird analysiert, ob das Remeshing-Kriterium erfüllt ist. Sollte das der Fall sein, beginnt das Remeshing-Verfahren.
2. Die deformierte Form des Kontaktkörpers wird extrahiert. Ein neues Oberflächennetz wird mit dem entsprechenden Meshprogramm kreiert. Dieses wird entsprechend der vorgegebenen Meshkriterien mit den entsprechenden Volumenelementen ausgefüllt.
3. Eine Datenerfassung wird durchgeführt, um notwendige Daten von der alten Geometrie auf die neue zu übertragen.
4. Die Kontakttoleranz wird neu berechnet (wenn Sie nicht vom Benutzer vorgegeben wurde), und die Kontaktzustände werden neu definiert.
5. Die Randbedingungen werden auf die neue Geometrie aufgebracht.
6. Die Analyse beendet das globale Remeshing und setzt seine Berechnung basierend auf der neu gemesheten Geometrie fort.

4 Biomechanische Untersuchungsmethoden und -materialien zur Bestimmung von Zahnbewegungen

Dieses Kapitel stellt die verschiedenen in dieser Arbeit benutzten Untersuchungsmethoden und -materialien vor. Zuerst wird die klinische Messung der initialen Zahnauslenkung vorgestellt. Anschließend wird das für die Berechnung der Auslenkungen äquivalent zur klinischen Situation benutzte kommerzielle, numerische Oberkiefermodell dargestellt. Im nächsten Absatz werden die im Experiment benutzten Zahngruppen in Schweinekiefersegmenten gezeigt. Abschließend werden der hierfür eingesetzte Messaufbau und die Durchführung einer Messung vorgestellt.

4.1 Messung der klinischen Zahnbewegungen

Die klinischen Untersuchungen der distalen Zahnbewegungen während einer Headgearbehandlung sind in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Tel Aviv in Israel durchgeführt worden. Es wurden 85 Patienten mit einer Klasse II-Gebissanomalie untersucht, die drei Monate für mindestens 14 Stunden am Tag einen Headgear zur kieferorthopädischen Behandlung trugen. Diese Patienten wurden in zwei Gruppen eingeteilt. Eine Gruppe, in der die oberen zweiten Molaren (auch 7er genannt) vorhanden waren, d.h. es bestand der volle Kontakt über den Kontaktpunkt zwischen dem ersten und dem zweiten Molaren. Im Weiteren wird diese Gruppe als (G+7) bezeichnet. Diese Gruppe bestand aus 41 Personen, 16 männlichen und 25 weiblichen. In der anderen Gruppe (G-7) waren die oberen zweiten Molaren noch nicht intraoral vorhanden. Sie bestand aus 44 Personen, 24 männlichen und 20 weiblichen. Bei beiden Patientengruppen wurde die distale Bewegung des ersten Molaren gemessen, nachdem der Headgear beidseitig mit Kräften von 1,5 N bis 7,5 N in 1,5 N Schritten belastet wurde. Gemessen wurde die Erweiterung des intraoralen Spalts zwischen dem ersten Molaren und dem Zahn, der zu ihm mesial ist (der zweite Prämolare oder der zweite Milchmolar). Hierfür wurde eine Federwaage an den extraoralen Zug des Headgears befestigt und der Zahnarzt zog an dieser bis die gewünschte Kraft erreicht war. Die Messung wurde mit verschiedenen Fühlerlehren durchgeführt, deren Dicke stufenweise um 0,05 mm von 0,05 mm auf 0,6 mm zunahm. Die gesamte Messung benötigte nur einige Sekunden. Abbildung 13 zeigt in Bild a die Messvorrichtung: Dehnungsmessstreifen (Strain gauges, SG) sind an der Einspannvorrichtung für die Fühlerlehren zur Kraftauswertung angebracht. Bild b zeigt zur Verdeutlichung der Messmethode ein klinisches Beispiel einer intraoralen

Abstandsmessung entlang eines vertikalen Weges (Pfeile) zwischen dem zweiten und dritten Zahn im Oberkiefer.

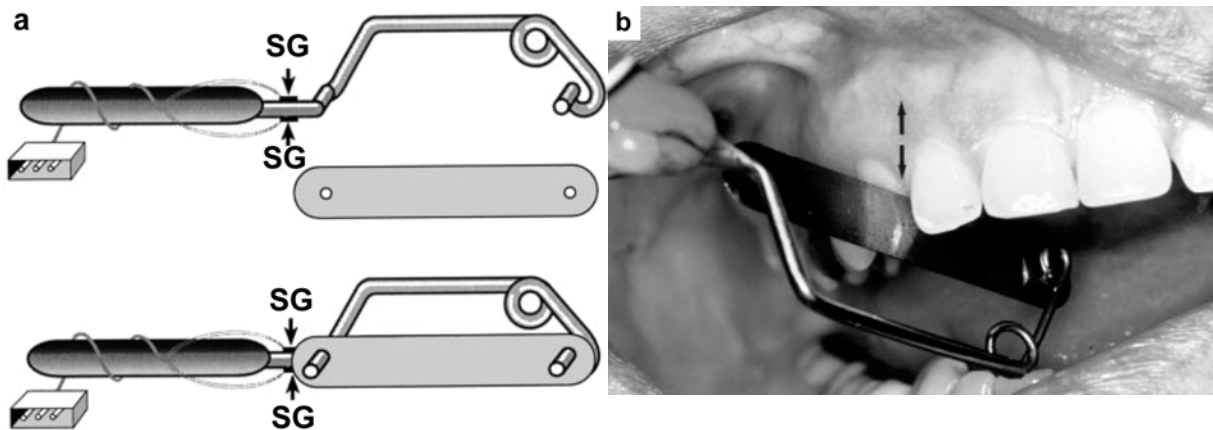


Abbildung 13: Bild a zeigt die klinisch benutzte Messvorrichtung: Dehnungsmessstreifen (Strain gauges, SG) sind an der Einspannvorrichtung für die Fühlerlehren zur Kraftauswertung angebracht. Bild b zeigt zur Verdeutlichung der Messmethode ein klinisches Beispiel einer intraoralen Abstandsmessung entlang eines vertikalen Weges (Pfeile) zwischen dem zweiten und dritten Zahn im Oberkiefer.

Für die Finite-Elemente-Berechnung der Zahnauslenkungen äquivalent zur klinischen Situation wurde ein kommerzielles, numerisches Oberkiefermodell weiterbearbeitet. Bei dem verwendeten Datensatz handelte es sich um ein idealisiertes aber anatomisch annähernd korrektes dreidimensionales Oberflächenmodell des menschlichen Oberkiefers der Firma Digimation Corp. (St. Rose, Louisiana, USA; „teeth with roots and gums“). Es entstand aus den gemittelten Daten von Kaukasiern, besteht aus etwa 24.000 4-Knotenelementen und liegt im obj-Format vor. Die Kieferhälften sind achsensymmetrisch. Knochen, Zahnwurzeln und Zahnkronen können getrennt dargestellt werden. Im Knochen sind die Alveolen nicht modelliert. Abbildung 14 zeigt im linken Bild das gesamte Oberflächenmodell, im rechten die Zähne mit ihren separat darstellbaren Wurzeln.

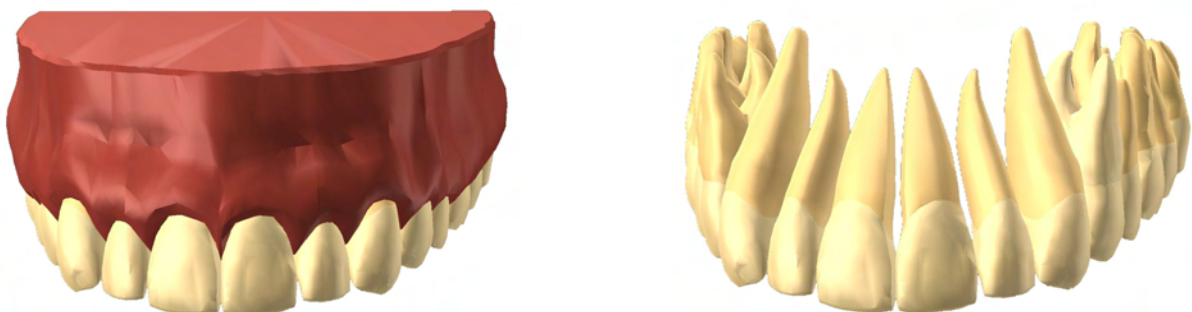


Abbildung 14: Oberflächenmodell des menschlichen Oberkiefers "teeth with roots and gums" der Firma Digimation. Links eine Übersicht, rechts die anatomisch korrekt geformten Zähne.

4.2 Zur Messung benutzte Präparate

Für die Messung der initialen Zahnauslenkungen und der Materialparameter wurden Kieferpräparate von vier weiblichen Hybridschweinen im Alter von etwa 24 bis 36 Monaten verwendet. Die Köpfe dieser Tiere wurden direkt nach der Schlachtung eingefroren, und bis zur Versuchsdurchführung wurde die Kühlkette nicht unterbrochen. Aus den Köpfen wurden die Bereiche der Prämolaren mit dem umgebenden Zahnhalteapparat heraus gesägt und zur Kontrolle geröntgt. Auf diese Weise konnten pathologische Morphologien ausgeschlossen werden. Äquivalent zu den menschlichen Molaren in Form und Größe wurden die zweiten und dritten Prämolaren im Oberkiefer und die dritten und vierten im Unterkiefer verwandt. Auf Kontrollröntgenaufnahmen ist zu sehen, dass diese Schweineprämolaren (Abbildung 15) denen der menschlichen Molaren (Abbildung 16) entsprechen.

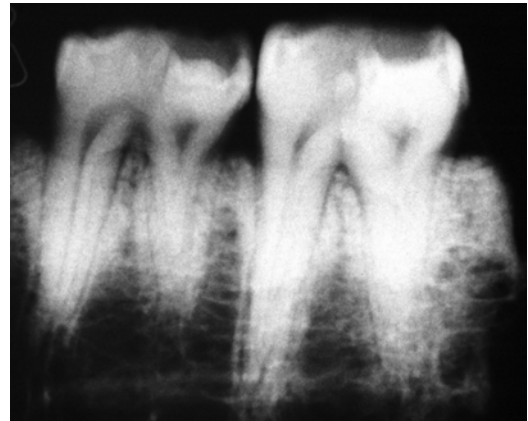
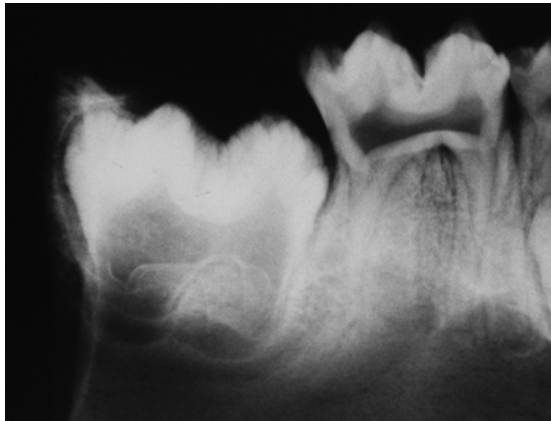


Abbildung 15: Röntgenaufnahmen von Schweinezähnen. Links mit einem teilweise durchgebrochenen Molar, rechts mit zwei voll durchgebrochenen Molaren.



Abbildung 16: Röntgenaufnahme humaner Molaren. Links liegt der zweite Molar als Zahnkeim vor. Rechts zwei voll durchgebrochene Molaren. Die Aufnahmen sind leicht verzerrt.

Um verschiedene klinische Situationen darzustellen wurden Zahnpaare in drei verschiedenen Durchbruchsstadien untersucht:

- Zahn mit Zahnkeim,
- Zahn mit halb durchgebrochenen zweiten Molaren und
- Zwei voll durchgebrochene Molaren.

Alle Gruppen wurden über eine Headgearschleife über den ersten Zahn belastet. Außerdem wurden zwei weitere Untersuchungsgruppen gebildet. Zur Beobachtung der Zahnauslenkung des zweiten voll durchgebrochenen Zahns wurde in der Gruppe vier der Marker, an welcher die Position gemessen werden soll, auf dem zweiten Zahn befestigt. Um den Einfluss der Headgearschleife zu beobachten, wurde in der Gruppe fünf der erste Zahn direkt mittig mit einem Hebelarm belastet. In Tabelle 1 sind die fünf Untersuchungsgruppen dargestellt.

Gruppe	1. Molar	2. Molar	Belastungsart	Messung auf dem
1	Voll durchgebrochen	Zahnkeim	Über Bracket	1. Molaren
2	Voll durchgebrochen	Halb durchgebrochen	Über Bracket	1. Molaren
3	Voll durchgebrochen	Voll durchgebrochen	Über Bracket	1. Molaren
4	Voll durchgebrochen	Voll durchgebrochen	Über Bracket	2. Molaren
5	Voll durchgebrochen	Voll durchgebrochen	Über Hebelarm	1. Molaren

Tabelle 1: Zahngruppen mit verschiedenen Durchbruchsstadien mit der Angabe ihrer Belastung während der Messung der Zahnbewegung.

4.3 Hexapod-Mess-System

Das Hexapod-Mess-System (HexMeS) ist ein Messaufbau, der speziell dafür entwickelt wurde, biomechanische Fragestellungen im dentalen Bereich zu untersuchen [Kei2004]. Mit den in diesem System ermittelten Kraft/Auslenkungsdiagrammen von dentalen Präparaten oder Materialien können z.B. die Materialparameter des Knochens oder des Zahnhalteapparates ermittelt werden. Auch können sie herangezogen werden, um numerische Simulationen biomechanischer Probleme mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) zu verifizieren. Das System besteht hauptsächlich aus drei Komponenten: einem optischen, berührungslosen Bewegungsnachweis, einer Belastungseinheit sowie einer Krafterfassung. Eine Schemazeichnung des Messaufbaus ist in Abbildung 17 zu sehen. Abbildung 18 zeigt ein Übersichtsfoto des gesamten Messaufbaus.

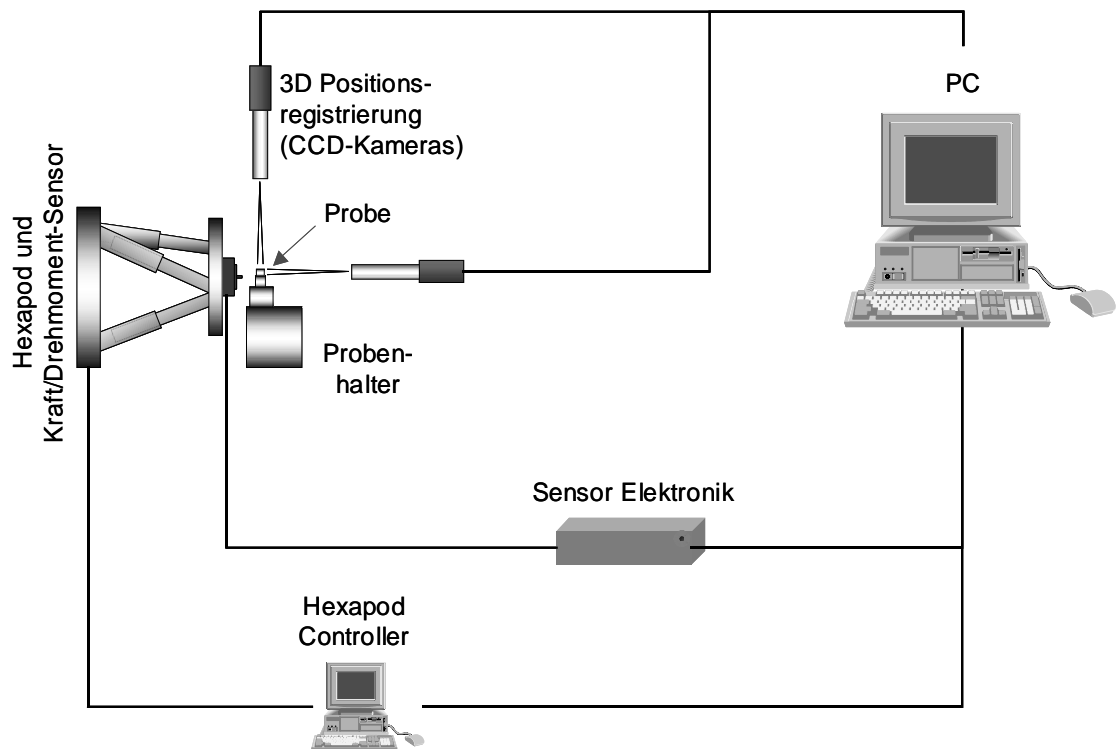


Abbildung 17: Schematischer Aufbau des Hexapod Mess-Systems [Kei2004].

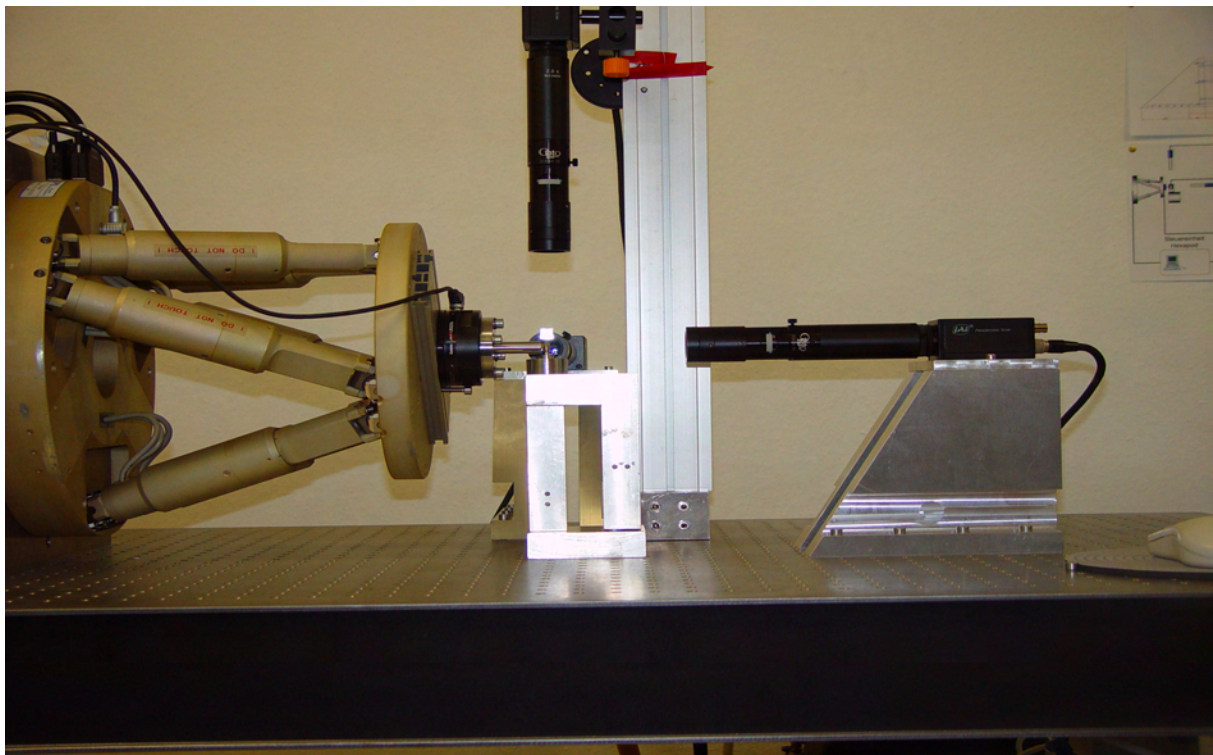


Abbildung 18: Übersichtsfoto des optomechanischen Messaufbaus HexMeS.

Das optische System besteht aus einem Positionsmarker (Laserwürfel) und drei CCD-Kameras mit Mikro-Zoomobjektiven (JAI CV-M1, 1300 x 1030 Pixel, Opto Mikro-Zoomobjektiv, 8,8-fach, Stemmer Imaging GmbH, Puchheim) zur Erfassung der Bewegungen dieses Markers. Der Laserwürfel besteht aus drei sogenannten ‚Pinholes‘ (Durchmesser 2 μm , Melles Griot GmbH, Bensheim), die auf drei Seiten eines hohlen Aluminiumwürfels mit der Kantenlänge 10 mm befestigt wurden und von der Innenseite her von einem Laser mit Faserpigtail (35 mW, 658 nm, Laser2000, Wessling) beleuchtet werden. Durch die zueinander senkrechte Anordnung bilden die drei Pinholes und die Kameras ein starres, orthogonales Referenzsystem. Jede Kamera erfasst so die Bewegung eines Pinholes, bzw. den von ihm ausgestrahlten Lichtpunkt. Abbildung 19 zeigt ein Schweinepräparat mit aufgesetztem Laserwürfel im HexMeS.

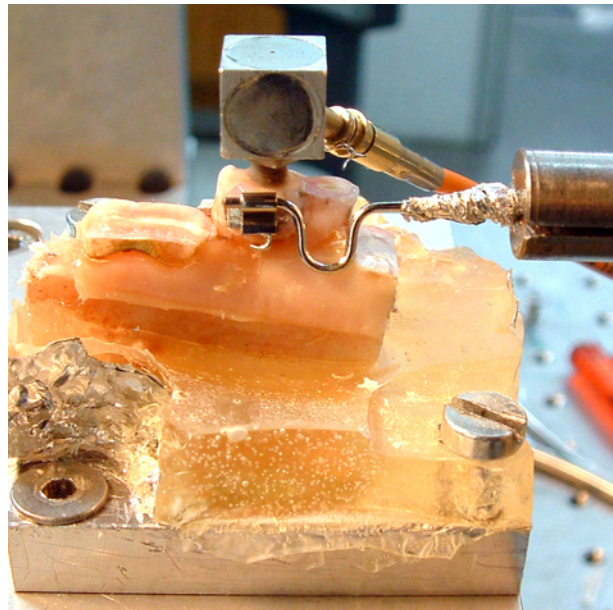


Abbildung 19: Schweinepräparat mit aufgesetztem Laserwürfel im HexMeS. Es ist die Headgearschleife zu sehen, welche die Kraft vom Hexapoden zum bracketbesetzten Zahn überträgt.

Da die Geometrie des Messaufbaus sowie die optischen Eigenschaften der Kameras bekannt sind, lassen sich aus jedem Kamerabild die Verschiebungen der Pinholes in den Bildachsen errechnen. Die Bestimmung der beleuchteten Pinholepositionen erfolgt dabei jeweils durch eine Schwerpunktberechnung des Abbildes der Leuchtpunkte auf den einzelnen CCD-Chips. Eine beim Aufbau des Systems durchgeführte Justage der Kameras erlaubte die Übertragung der Pixelkoordinaten einer jeden Kamera in ein zweidimensionales, metrisches Koordinatensystem mit einer Auflösung von 0,7 μm . Damit konnte die Bewegung des Würfels in drei Translationen entlang der Raumachsen sowie drei Rotationen um die Raumachsen dargestellt werden.

Als Belastungseinheit wird ein Hexapod (M-850.50, Fa. Physik Instrumente, Karlsruhe, siehe Abbildung 20) verwendet. Dieser bietet einen großen Bewegungsraum, eine hohe Auflösung und eine hohe Wiederholgenauigkeit der Positionierung. Tabelle 2 zeigt die technischen Spezifikationen des Hexapoden. Die hohe Positioniergenauigkeit ergab eine genaue Dosierung der aufgegebenen Kraftsysteme. Die hohe Steifigkeit des Hexapoden erlaubt es, auch große Kräfte auf die Proben zu übertragen, ohne dass es zu wesentlichen mechanischen Deformationen des Belastungssystems kommt.

Ein Kraft/Drehmoment-Sensor (Schunk Spann- und Greiftechnik GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar), der an der oberen Montageplattform des Hexapoden angebracht ist, erfasst die vom Hexapoden auf die Probe aufgebrauchten Kraftsysteme. Dabei werden drei Kräfte sowie drei Drehmomente, jeweils entlang der drei Raumachsen, gemessen. Die modulare Bauweise des HexMeS erlaubt das Wechseln zwischen Kraft/Drehmoment-Sensoren mit verschiedenen Messbereichen. Der Messbereich sowie die Auflösung des in dieser Arbeit verwendeten Sensors „ATI FTS Gamma 130/10“ wird in Tabelle 3 aufgezeigt.



Abbildung 20: Hexapod M-850.50 der Fa. Physik Instrumente.

Bewegung	$\Delta X, \Delta Y$	$\pm 50 \text{ mm}$
	ΔZ	$\pm 25 \text{ mm}$
	$\Delta \Theta_x, \Delta \Theta_y$	$\pm 15^\circ$
	$\Delta \Theta_z$	$\pm 30^\circ$
Auflösung	dX, dY	$1 \mu\text{m}$
	dZ	$0,5 \mu\text{m}$
	$d\Theta_x, d\Theta_y, d\Theta_z$	$5 \mu\text{rad}$
Wiederholgenauigkeit	x, y	$\pm 2 \mu\text{m}$
	z	$\pm 1 \mu\text{m}$
	$\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z$	$\pm 10 \mu\text{rad}$
Steifigkeit	k_x, k_y	$3 \text{ N}/\mu\text{m}$
	k_z	$100 \text{ N}/\mu\text{m}$

Tabelle 2: Technische Spezifikationen des Hexapoden.

ATI FTS Gamma 130/10	Messbereich	Auflösung
Kraft	$\pm 130 \text{ N}$	$0,1 \text{ N}$
Drehmoment	$\pm 10 \text{ Nm}$	$0,005 \text{ Nm}$

Tabelle 3: Technische Spezifikationen des im HexMeS verwendeten Kraft-/Drehmomentsensor.

4.3.1 Messprinzip

Die zu untersuchende Probe wird in einem Probenhalter fixiert (vgl. Abbildung 19). Mittels einer Justierhilfe wird der Laserwürfel auf der Oberseite der Probe so befestigt, dass jedes Pinhole im Mittelpunkt des Aufnahmebereichs der ihm zugeordneten Kamera erscheint. Die Kraftübertragung von der Belastungseinheit auf die Probe erfolgt entweder direkt mit einem starren Hebelarm oder indirekt über eine Feder. Die Art der Kraftübertragung wird entsprechend der durchzuführenden Messung gewählt. Die indirekte Übertragung durch eine Feder eignet sich für kleine Kräfte entlang der Zugachse sowie in eingeschränktem Rahmen für die Übertragung kleiner Drehmomente. Die direkte Übertragung durch eine starre, kraft- und drehmomentschlüssige Verbindung erlaubt das gleichzeitige Aufbringen verschiedener Kräfte und Drehmomente entsprechend der Beweglichkeit des Hexapoden.

Die hohe Steifigkeit des Hexapoden erlaubt es, bei kleinen Kräften (bis etwa 10 N) und einer entsprechend starren Verbindung zwischen Probe und Hexapod auf das optische Nachweissystem zu verzichten und die Bewegungsdaten des Hexapoden direkt in die Bewegungsinformationen der Probe umzurechnen. Bei hohen Kräften und Drehmomenten und einer nicht kraft- und drehmomentschlüssigen Lastübertragung vom Hexapod auf die Probe wird die Probenbewegung über das optische System ermittelt.

Durch die Angabe von einer oder mehreren Messpositionen sowie eines Bewegungsincrementes wird eine Reihe von Messpunkten festgelegt, die der Hexapod nacheinander anfährt und damit eine Kraft bzw. ein Drehmoment auf die zu untersuchende Probe aufgibt. Nach Erreichen eines jeden Messpunktes werden die drei Kamerabilder ausgewertet, und die Position des Würfels bzw. der Probe wird berechnet. Gleichzeitig wird das am Sensor angreifende Kraftsystem ermittelt. Durch Korrelation der berechneten Bewegung mit der gemessenen Kraft erhält man die Kraft/Auslenkungscharakteristik der eingesetzten Probe.

4.3.2 Messung der Zahnbewegungen im HexMeS

Zuerst wurde der zu belastende Zahn mit einem Bracket beklebt, an welchem die Krafteinleitung erfolgte. Der Zahn, dessen Bewegung gemessen werden sollte, erhielt oben in die Krone eine etwa 1,5 mm große und 1,0 mm tiefe Bohrung. In diese wurde der Laserwürfel, welcher auf einer Gewindestange befestigt war, justiert. Anschließend wurde das Schweinekieferssegment mit dem kalthärtenden Kunststoff Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, 61273 Wehrheim/Ts.) so in einem Probenhalter fixiert, dass die Zahnbohrung direkt unter dem Laserwürfel in der Justierhilfe war. Nachdem der Probenhalter am Sockel befestigt war, wurde die Lage des Laserwürfels kontrolliert und so justiert, dass alle drei Pinholes, bzw. die von ihnen ausge-

strahlten Laserpunkte, im Aufnahmebereich der Kameras lagen. Nun wurde auch der Laserwürfel am Zahn mit Kunststoff fixiert. Äquivalent zu einer möglichen klinischen Headgearbehandlung wurden die Zähne mit bis zu 15 N über 2 Stunden belastet. Hierfür wurde in den Untersuchungsgruppen eins bis vier (siehe Tabelle 1) auf den zu belastenden Zahn über ein Federelement, der sogenannten Headgearschleife (siehe Abbildung 19), eine Kraft in x-Richtung aufgegeben. In der Untersuchungsgruppe fünf wurde der erste Molar direkt mittig über einen Hebelarm belastet.

Nachdem die Zahnbewegungen gemessen wurden, wurden die Präparate entweder zu histologischen Schnitten verarbeitet oder im Computertomographen gescannt.

5 Modellgenerierung und Erfassung der Zahnbewegungen mit numerischen Methoden

Die in dieser Arbeit verwendeten Modelle sind aus Schnittbildern der gemessenen Präparate erstellt worden. Die Schnittbilder sind mit zwei unterschiedlichen Methoden erzeugt worden. Zum einen wurden aus histologischen Schnitten unter Zuhilfenahme eines Mikroskops analoge Fotos erstellt und diese eingescannt. Zum anderen wurden virtuelle Schnitte mit der Computertomographie erzeugt. Aus diesen Bildvorlagen wurden dreidimensionale Rekonstruktionen vorgenommen. Die Oberflächenmodelle, die aus diesem Programm exportiert wurden, wurden in das Finite-Elemente-Programm eingelesen und die Randbedingungen aufgebracht. Abschließend wird der numerische Knochenumbau beschrieben.

5.1 Histologische Schnitte

Die Präparate wurden mit zwei bukkal und lingual der Zähne senkrecht stehenden Messingstangen mit einem Durchmesser von 2 mm in den farblosen Kunststoff Technovit 4004 eingebettet. Von diesem Block wurden histologische Schnitte mit einem Trennschleifsystem (Firma EXAKT Vertriebs GMBH, 22851 Norderstedt, Deutschland) mit Wasserkühlung abgesägt. Sie hatten eine Dicke von 1,00 mm abzüglich 0,25 mm Sägeverlust. Um den Kontrast von Zahnhartsubstanz, Parodontalspalt und Knochen zu verbessern, wurden die Schnitte mit Toluidinblau-Lösung (Toluidinblau O, Chroma Gesellschaft, 0,1% in aqua dest.) betreuelt. Anschließend wurden sie unter einem Auflichtmikroskop (Wild Heerbrugg AG, Heerbrugg, Schweiz, heute Leica) mit analogem Fotoautomaten (MPS51) fotografisch erfasst. Die Belichtung erfolgte unter einem 45°-Winkel in einem Abstand von 2 cm mit einer Belichtungszeit von jeweils 4-8 sek. Die Bilder wurden um den Faktor 0,4 verkleinert, so dass der gewünschte Bildausschnitt vollständig im Bild war. Die entwickelten Filme wurden gescannt und digital in einem Bitmap-Format abgespeichert (Abbildung 21). Der gesamte Ablauf vom Einbetten bis zum Einscannen der Bilder benötigte pro Präparat drei bis vier Stunden.

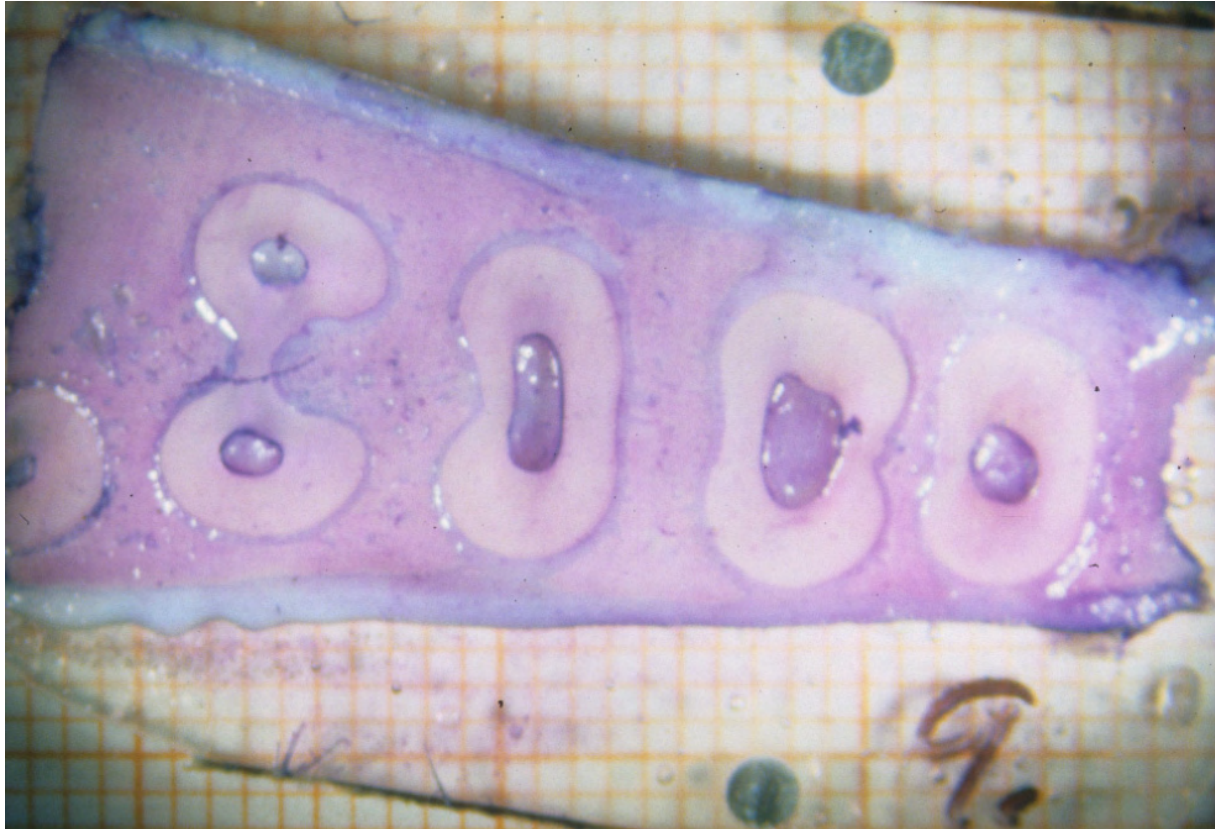


Abbildung 21: Histologischer Schnitt im Bereich der Zahnwurzel mit umgebenen Zahnhalteapparat.

5.2 Computertomographie

Die digitalen Aufnahmen wurden mit dem Prototyp des ‚Digitalen Volumen Tomographen‘ (DVT) namens *Galileos* bei der Firma siCAT (Bonn, Deutschland) erstellt. Der bei dem Prototyp verwendete Röntgenstrahl ist nicht fächerförmig, wie beispielsweise bei CT-Anwendungen, sondern kegelförmig. Dies bedeutet, dass ein kreisrunder Röntgenstrahl ein Objekt durchleuchtet und schließlich auf den Detektor trifft. Somit ist es möglich, mit einem Röntgenpuls nicht nur eine Schicht zu durchleuchten, sondern ein ganzes Volumen, wie z.B. den menschlichen Kiefer. Durch Rotation der Detektor-Strahler-Konstellation um etwas mehr als 180° um die zu messende Probe wurden 200 Einzelbilder in 14 s aufgenommen. Aus diesen zweidimensionalen Projektionen wurden durch gefilterte Rückprojektion die Bilddaten rekonstruiert und im dicom-Format zur Verfügung gestellt [Sir2007].

In einer Übersichtsdarstellung wurde das Bildvolumen von $(15 \times 15 \times 15) \text{ cm}^3$ in einer Auflösung von 0,3 mm dargestellt. Beliebige auswählbare Teilvolumen konnten nachträglich aus dem vorhandenen Datensatz mit einer Auflösung von 0,15 mm ohne zusätzlichen Scan rekonstruiert werden. In Tabelle 4 sind die wesentlichen technischen Daten des verwendeten Gerätes zusammengefasst.

Aufnahmevolumen	(15 x 15 x 15) cm ³
Auflösung in 3D Isotrope / Voxelkantenlänge	0,3 / 0,15 mm
Aufnahmedauer / Belichtungszeit	14 / 2–6 s
Rekonstruktionsdauer	4,5 min
Röntgenstrahler	85 kV / 5–7 mA
Effektivdosis	29 µSv

Tabelle 4: Technische Daten des Computertomographen Galileos.

5.3 3D-Bildrekonstruktion

Mit dem Bildbearbeitungsprogramm DicomWorks (freeware, [Dic2008]) wurden die mit dem CT erstellten Dicomdaten in Bilder im Bitmap-Format mit 1024 x 1024 Pixel konvertiert. Anhand dieser Bilder bzw. der mikroskopischen Aufnahmen von histologischen Schnitten wurden anschließend mit dem in der Arbeitsgruppe eigens erstellten Programm ADOR3D [Rah2004, Rah2005] die dreidimensionalen Bildrekonstruktionen durchgeführt. In diesem Programm wurden vor Beginn der Bildanalyse eine Reihe von bildabhängigen Parametern abgefragt, wie z.B. die Art des Bildes (CT oder Histologie), die z-Koordinate des Schnittes und die Bildauflösung. Optional konnten zusätzlich zwei Referenzpunkte zur Orientierung von digitalisierten, histologischen Schichtaufnahmen angegeben werden.

Die eigentliche Bildsegmentierung erfolgte anhand eines „Low-Cost“-Algorithmus [Mor1995, Leh1997, Kle1999, Ber2000], der unter Zuhilfenahme der bei der Bildanalyse berechneten Daten die kürzeste Verbindung entlang eines Gradienten zwischen zwei Punkten ermittelte. Dazu wurde eine Kostenfunktion verwendet, die jedem Pfad zwischen diesen beiden Punkten einen Wert zuordnete, der umso kleiner war, je besser der Pfad den Konturen des Bildes folgte. Die Kosten für einen Pfad wurden ermittelt als Summe der Kosten zwischen allen benachbarten Pixeln auf dem Pfad, wobei die Kosten zwischen zwei benachbarten Pixeln als gewichtete Summe aus Laplacianwert, Gradientenwert und Gradientenrichtung der Grauwerte der einzelnen Pixel ermittelt wurden. Die Kostenfunktion ermittelte aus den einzelnen Bildern Polygone, welche die verschiedenen biologischen Strukturen in der jeweiligen Ebene umrandeten. Hierfür musste der Benutzer zuerst einen Startpunkt festlegen. Von diesem aus wurde im Uhrzeigersinn die Kontur der zu umrandenden Struktur semiautomatisch berechnet. Somit hatte der Anwender die Möglichkeit interaktiv an der Erkennung der Strukturen mitzuwirken. Die Polygone wurden gegebenenfalls geglättet, wodurch die Anzahl der Punkte, die die Polygone repräsentierten, verringert werden konnte. Abbildung 22 zeigt die Oberfläche des Programms ADOR3D mit einem CT-Bild eines Schweinepräparates, dem erzeugten (grün) und dem geglätteten (rot) Polygon sowie der Übersichtsaufnahme des erstellten Modells.

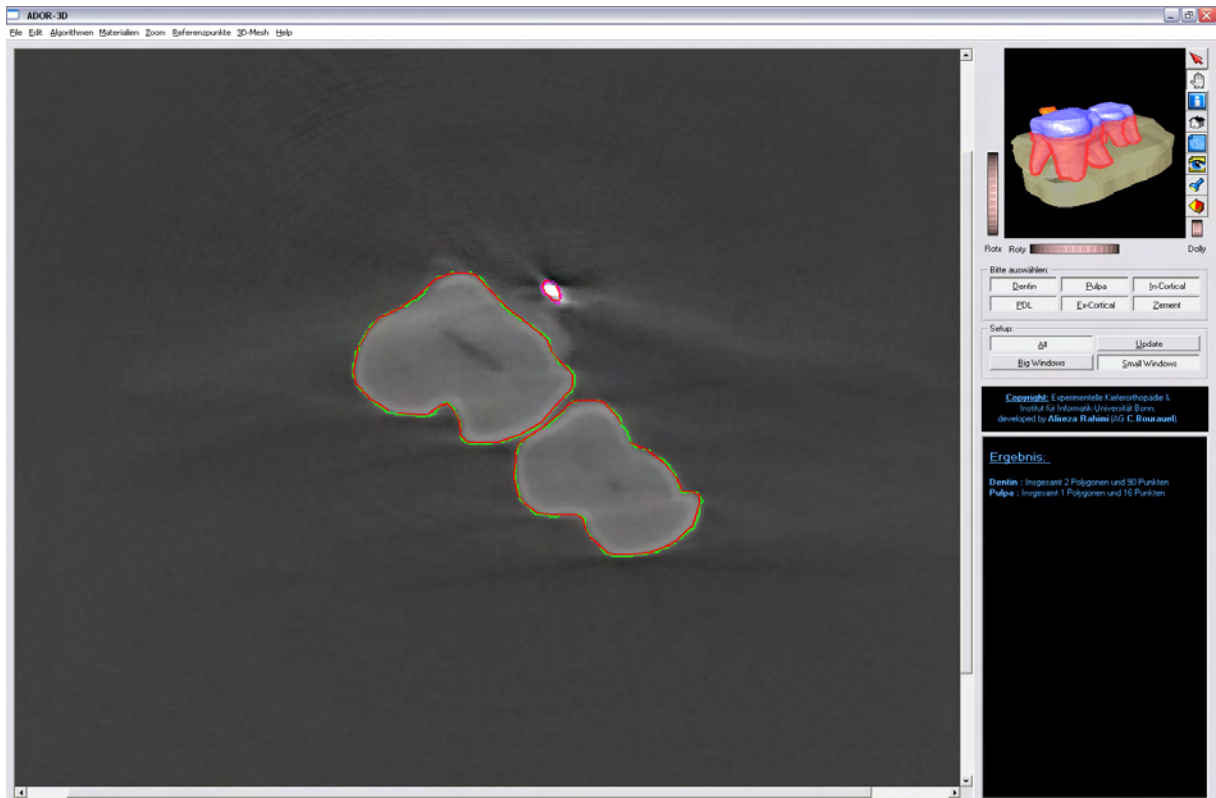


Abbildung 22: Benutzeroberfläche des 3D-Oberflächenrekonstruktionsprogramms ADOR3D. Im linken Fenster ist ein Schnitt durch zwei Zahnkronen zu erkennen. Die grüne Linie ist die anhand des Gradienten vom Benutzer erfasste Grenzlinie, die rote zeigt einen geglätteten Pfad. Im kleinen Fenster ist die Vorschau des fertig generierten Gesamtmodells zu sehen. Das Fenster darunter ist ein Dialogfenster.

Im nächsten Schritt erfolgte die Erzeugung des 3D-Netzes. Hierbei wurde die Triangulation im dreidimensionalen Raum umgangen, indem auf einen bekannten und schnellen zweidimensionalen Algorithmus zurückgegriffen wurde. Zu Beginn wurden jeweils die Polygone zweier benachbarter Ebenen in eine gemeinsame Ebene projiziert und dort miteinander nach dem Prinzip der „Constrained Delaunay Triangulation“ vernetzt [Gop2000]. Abbildung 23 zeigt dies am Beispiel zweier Polygonzüge. Alle Punkte auf den beiden Polygonen wurden so verbunden, dass die umschlossene

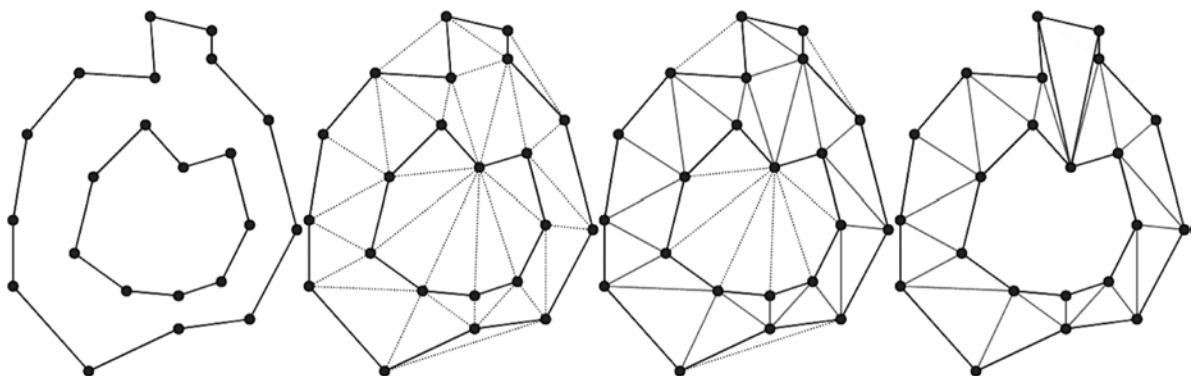


Abbildung 23: Polygonzüge in zwei benachbarten Schnittbildern: Nach Projektion in eine gemeinsame Ebene werden alle Punkte miteinander als Dreiecke verknüpft. Anschließend müssen überzählige oder falsch verbundene Kanten gelöscht oder korrigiert werden (von links nach rechts).

ne Fläche vollständig mit Dreiecken ausgefüllt war, wobei die existierenden Kanten der Polygone erhalten bleiben. Anschließend wurden überzählige und falsch verbundene Dreiecke entfernt oder korrigiert, entstehende Lücken wurden durch einen speziellen Algorithmus erkannt und nachträglich geschlossen.

Anhand dieser Triangulation wurden dann jeweils benachbarte Schnittebenen im dreidimensionalen Raum miteinander vernetzt. Dies wurde in aufeinander folgenden Schritten mit allen Schnittebenen durchgeführt, so dass ein vollständiges dreidimensionales Modell der auf den Schnittbildern dargestellten Strukturen entstand. Dabei wurden die verschiedenen Materialgruppen, wie Dentin, Zahnschmelz, Wurzelzement, Parodontalligament sowie kortikaler und spongioser Knochen zu geschlossenen Körpern zusammengefasst, und in den jeweils letzten Bildern eines Körpers wurden diese z.B. an der Zahnkrone oder an der Wurzelspitze automatisch geschlossen.

Die einzelnen Oberflächenstrukturen des rekonstruierten Präparats wurden im nächsten Schritt an ein Finite-Elemente-Paket übergeben. Hierzu wurden explizit die Knoten mit ihren Knotenkoordinaten sowie die Dreieckselemente der rekonstruierten Präparatoberflächen in eine ASCII-Datei exportiert. Diese konnten dann von einem Finite-Elemente-Programm importiert werden.

5.4 Modellgenerierung

Es wurden zwei Typen numerischer Modelle entwickelt. Das humane Oberkiefermodell wurde auf der Grundlage eines kommerziellen Oberflächenmodells erstellt. Andere Modelle sind mit dem Geometrierekonstruktionsprogramm ADOR3D aus den CT-Daten realer Schweinepräparate entstanden. Die Modellgenerierung aus diesen beiden Ausgangsdaten wird in den nächsten beiden Abschnitten erläutert. Anschließend werden die aufgebrachten Finite-Elemente-Randbedingungen dargestellt.

5.4.1 Modellierung eines humanen Oberkiefers

Auf der Basis eines kommerziellen Datensatz (siehe Kapitel 4.2) eines vollständig bezahnten Oberkiefers wurden FEM-Modelle der Zähne sowie des umgebenden Zahnhalteapparates (PDL und Alveolarknochen) generiert. Das Hauptaugenmerk lag auf der möglichst korrekten Darstellung der Zahnwurzeln und des umgebenden Parodontalligaments. Bei dem verwendeten Datensatz handelte es sich um ein Oberflächenmodell, bestehend aus 4-Knotenelementen. Zahnwurzeln und Zahnkrone waren getrennt darstellbar, der Zahnhalteapparat jedoch nicht ausgeformt (siehe Abbildung 24 links). Daher wurde in einem ersten Schritt das Oberflächenmodell eines Kieferknochens mit Alveolen erstellt. Hierfür wurden die vorhandenen Zahnwurzeln

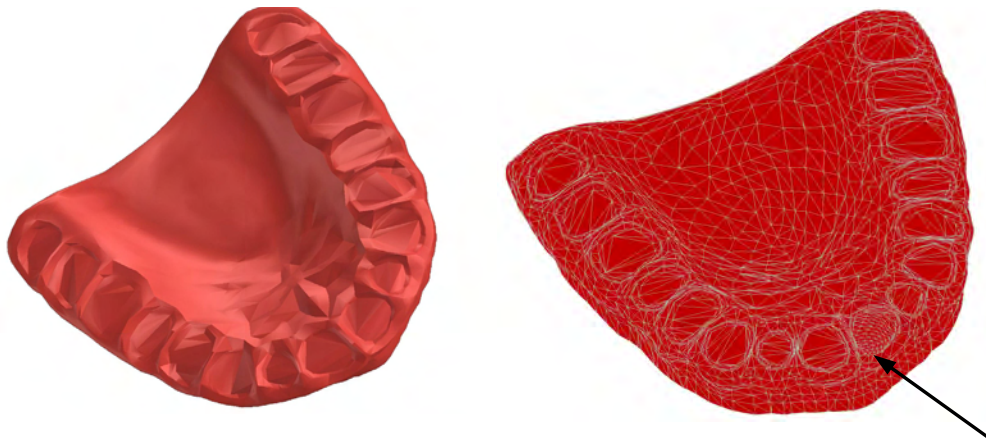


Abbildung 24: Kieferknochen ohne Alveolen (links) und rechts mit modellierter Alveole an der Position eines rechten oberen Schneidezahns (Pfeil).

um die Dicke des Parodontalligaments (durchschnittlich 0,2 mm) vergrößert und so in das Kiefermodell eingepasst, dass sie die Alveolen ergaben (Abbildung 24 rechts). Die Modellzähne wurden anschließend in das Kiefermodell eingepasst. Aus den Oberflächenmodellen der Alveolen und den Zahnwurzeln wurden die Parodontalligamente eines jeden Zahns erstellt (Abbildung 25 und 26). Hierbei wurde besonders bei mehrwurzeligen PDL im Bereich der Furkationen auf den richtigen Abstand geachtet. Im nächsten Schritt wurden die einzelnen Oberflächenstrukturen von Alveolarknochen, Zähnen sowie umgebendem Parodontalligament (PDL) im FEM-Programm knotenweise ineinander gesetzt und miteinander verknüpft.

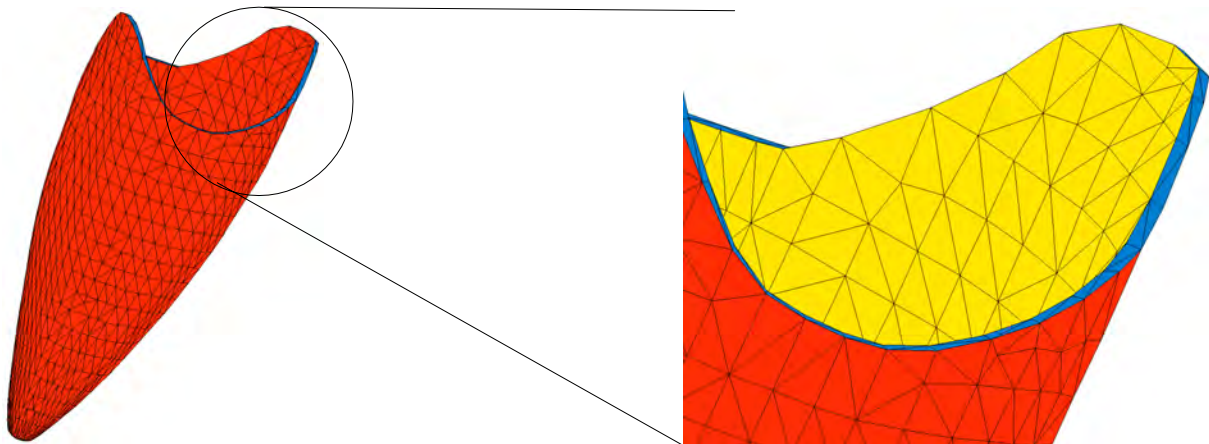


Abbildung 25: Erstellung der Geometrie und des FEM-Netzes des PDL aus den Oberflächen der Zahnwurzeln und des Alveolarknochens.

Insgesamt bestand das Oberkiefermodell aus etwa 125.000 Knoten und 655.000 Elementen (Abbildung 27). Dies erforderte eine Reduktion der Elementzahl, um eine Berechnung in akzeptabler Zeit sicherzustellen. Entsprechend der klinischen Fragestellung sind nur die Bereiche des Kiefers relevant, die sowohl die Backen- als auch die Vorbackenzähne beinhalten. Dies wurde genutzt um das Modell für die Berechnungen entsprechend zu verkleinern. So entstand ein Modell mit etwa 150.000 Elementen.

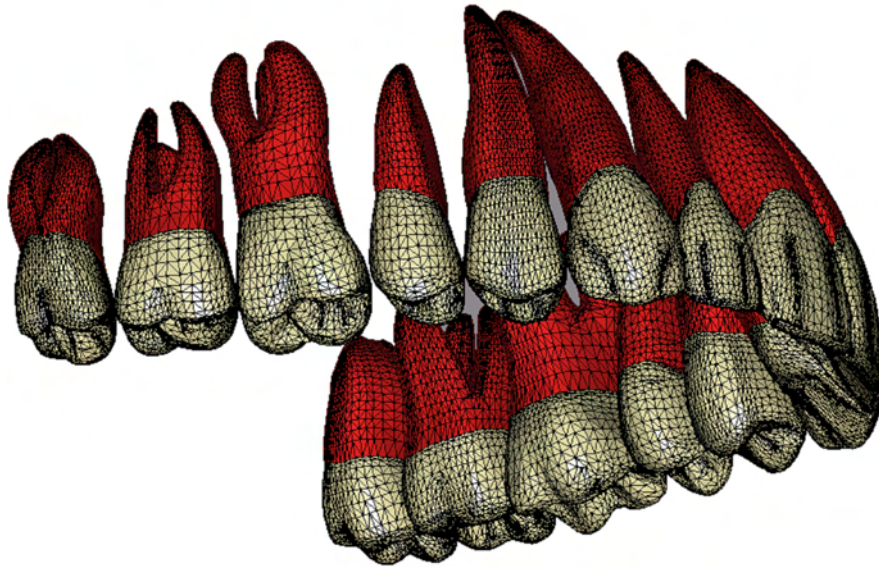


Abbildung 26: FEM-Modell der Zähne (weiß) und der umgebenden PDL (rot).

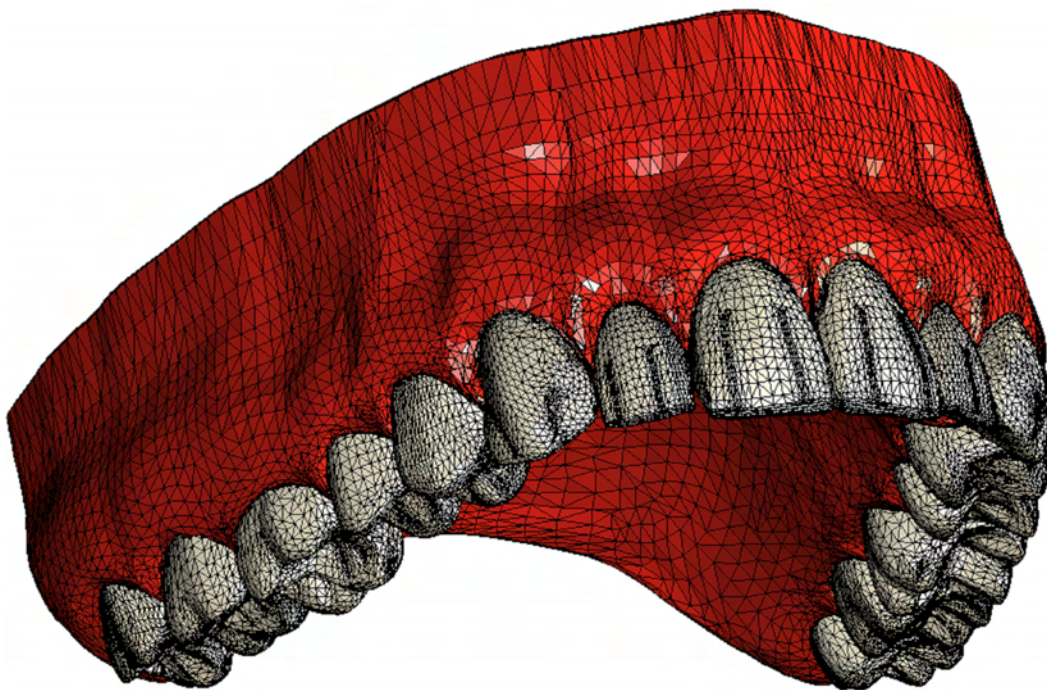


Abbildung 27: FEM-Modell eines komplett bezahnten Oberkiefers.

5.4.2 Modellierung von Präparaten

Die mit dem Rekonstruktionsprogramm ADOR3D erstellten Oberflächenmodelle wurden in das Finite-Elemente-Programmpaket MSC.Marc/Mentat importiert. Das aus Dreieckselementen bestehende Modell wurde im Programm MSC.Mentat hinsichtlich

der Seitenverhältnisse in den einzelnen Elementen korrigiert. Im nächsten Schritt wurde das Oberflächenmodell mit 4-Knoten-Tetraederelementen so diskretisiert, dass die Elemente im Inneren des Volumens zunehmend größer wurden. Dadurch wurde die Elementzahl reduziert und die anschließende Berechnung schneller. Diese Tetraeder-Elemente wurden, wie in Kapitel 2.4 beschrieben, in degenerierte Hexaederelemente umgewandelt. Die Modelle der Schweinepräparate hatten bis zu 34.000 Elemente. In Abbildung 28 ist ein Modell mit zwei voll durchgebrochenen Schweineprämolaren, PDL, umgebendem Knochen, Bracket und Headgearschleife aus der Gruppe 3 (siehe Kapitel 4.3) zu sehen.

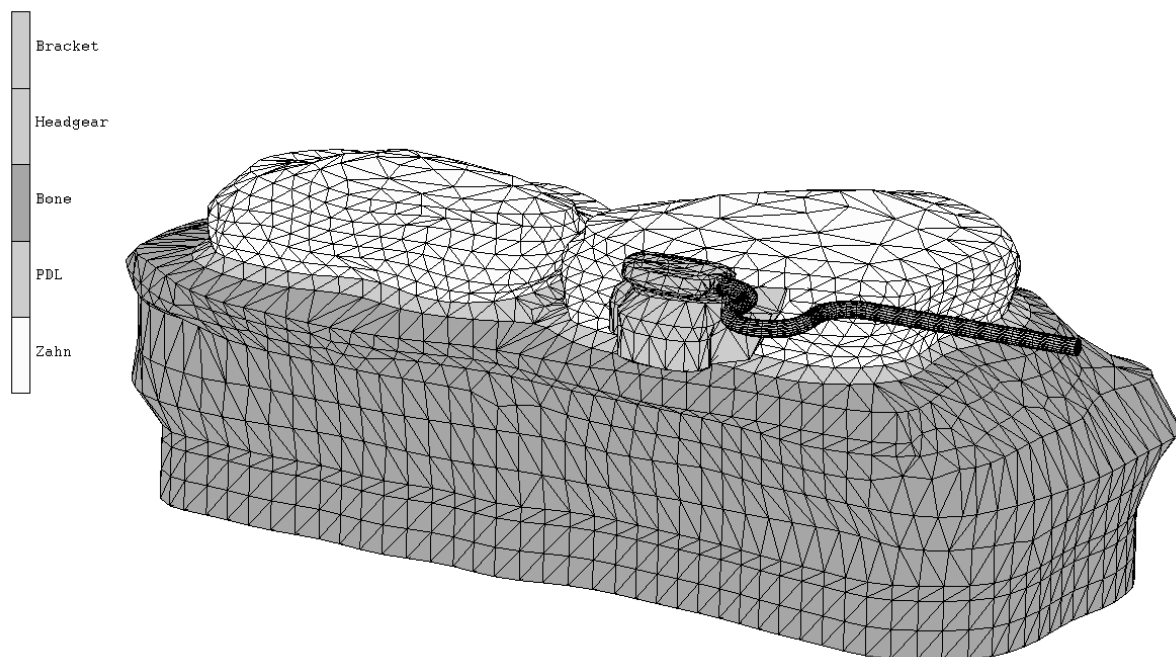


Abbildung 28: Übersichtsbild eines Schweinepräparatmodells mit zwei voll durchgebrochenen Zähnen, mit Bracket und Headgearschleife.

5.4.3 Aufgebrachte Finite-Elemente-Randbedingungen

Die Modelle wurden mit den Materialparametern für Knochen, PDL, Zahn, Bracket und Headgearschleife aus Tabelle 5 beaufschlagt. Als Elementklasse wurden degenerierte 8-Knoten-Hexaeder gewählt und als Elementtyp „Full Integration“, da mit diesen Elementen sowohl material- als auch geometrische Nichtlinearität berechnet werden können. Zähne, PDL und Knochen bilden je einen deformierbaren Kontaktkörper mit dem Reibungskoeffizient von 0,4.

Material	Elastizitätsmodul E [MPa]	Querkontraktionszahl μ
Zahn (nicht differenziert)	20.000	0,30
Knochen (nicht differenziert)	2.000	0,30
PDL	bilinear: 0,05/0,22	0,30
Bracket (Stahl)	200.000	0,30

Tabelle 5: Die in den numerischen Untersuchungen verwendeten Materialparameter der dentalen Materialien.

Auf den ersten Molaren des humanen Modells wurden, entsprechend der klinischen Behandlungsstudie, eine linear ansteigende, distale Kraft von 7,5 N aufgebracht (siehe Abbildung 29). Die Simulationen wurden mit und ohne den zweiten Molaren durchgeführt. Der dritte Molar war in keiner Rechnung vorhanden.

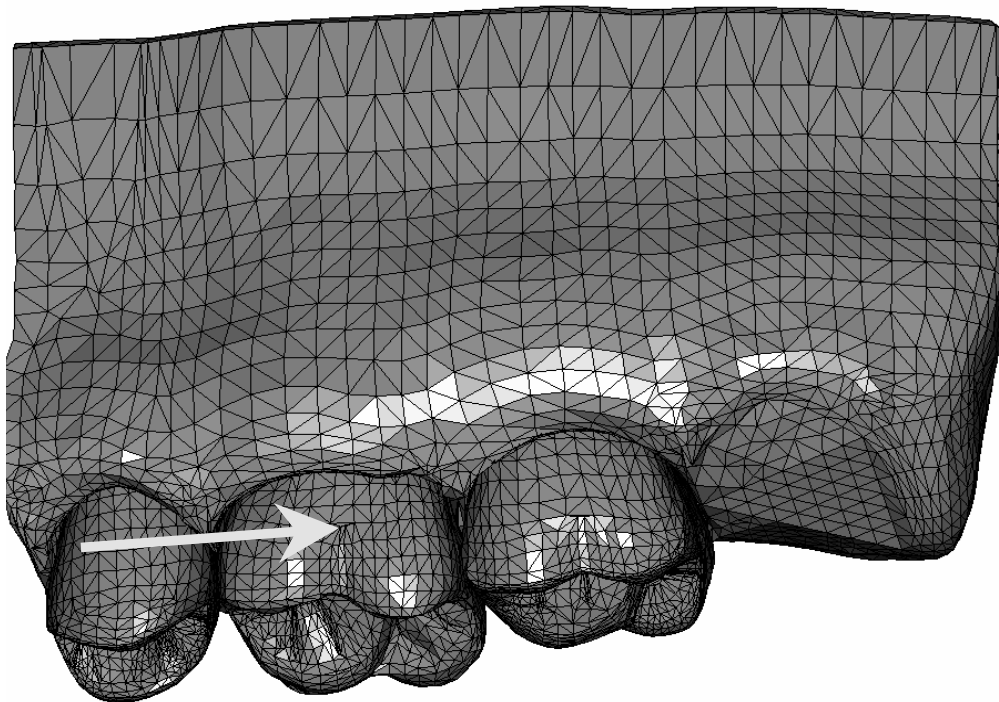


Abbildung 29: Lastangriffspunkt der Headgearkraft an der Zahnkrone des ersten Molaren im linken Oberkiefer. Der Knochen ist an der Oberfläche fixiert.

Äquivalent zum Experiment mit den Schweinekiefersegmenten wurden die Kräfte und Drehmomente, die am HexMeS-Sensor erfasst wurden am jeweiligen Schweinezahnmodell aufgebracht.

Bei beiden Modellgruppen wurde die Knochenbasis in allen Freiheitsgraden fixiert. Als Iterationsverfahren wurde das *Full-Newton-Raphson*-Verfahren gewählt. Das Konvergenzkriterium war eine relative Verschiebungstoleranz von 0,5 mm. Die Reibungsmethode war die *Coulomb*-Reibung mit „stick-slip“-Verfahren.

5.5 Knochenumbau in der numerischen Simulation

Basis für die Knochenumbau-Simulation bildet die Theorie des externen Remodelings, wie sie in Kapitel 2.4.2 beschrieben wurde.

Um eine kieferorthopädische Zahnbewegung zu simulieren, ist es notwendig, dass der Knochen um den Zahnhalteapparat umgebaut wird. Hierfür wird zuerst die Auslenkung der Zähne berechnet. Im nächsten Schritt werden die hierdurch entstehenden Spannungen und Verzerrungen bestimmt. Überschreitet der Spannungswert im PDL einen bestimmten Wert, bekommt der Knochen den Impuls, den Umbauvorgang zu starten. Rechnerisch wird dies durch einen Neuvernetzungsalgorithmus gelöst. Dieser ist in Kapitel 3.6 beschrieben. In Abbildung 30 ist der allgemeine Programmablauf dargestellt.

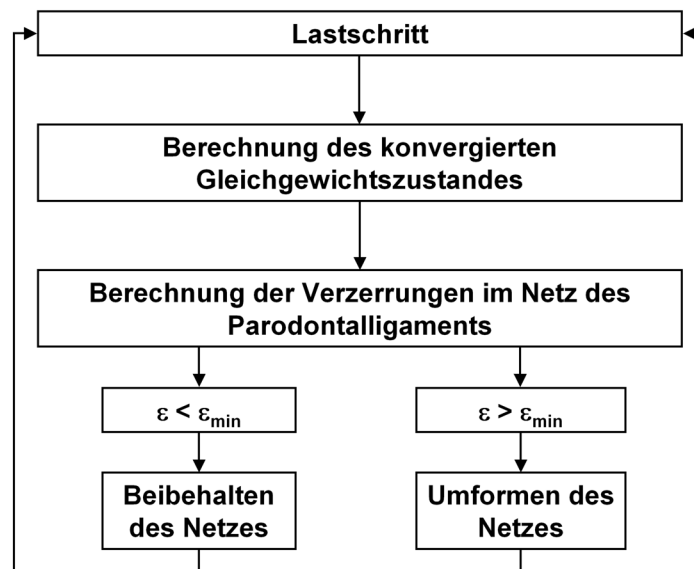


Abbildung 30: Allgemeiner Berechnungsalgorithmus für den Knochenumbau in Abhängigkeit des Netzumbaukriteriums.

6 Ergebnisse und Diskussion

Im folgenden Kapitel werden zunächst die Ergebnisse der klinischen und numerischen Zahnauslenkungen von menschlichen Zähnen vorgestellt. Anschließend werden die experimentell ermittelten und die berechneten Zahnauslenkungen von Schweinepräparaten beschrieben. Die Ergebnisse wurden jeweils verglichen. Abschließend werden die Ergebnisse kieferorthopädischer Zahnauslenkung an verschiedenen Zahngeometrien dargestellt. Die Ergebnisse werden direkt in diesem Kapitel diskutiert.

6.1 Zahnauslenkungen von Molaren im Menschen und im Modell

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der klinischen Messungen an menschlichen Zähnen vorgestellt, an denen eine Headgearbehandlung durchgeführt wurde. Diesen wurden die berechneten Auslenkungen in einem idealisierten Modell gegenüber gestellt. Es zeigte sich, dass es für eine gute Übereinstimmung klinischer und numerischer Ergebnisse erforderlich war, die Materialparameter des PDL anzupassen.

6.1.1 Klinisch erfasste Auslenkungen der humanen Molaren

In Abbildung 31 sind die klinisch gemessenen Auslenkungen der ersten Molaren in Abhängigkeit von den auf den Headgear aufgebrauchten Kräften gezeigt. Schon wenn der Headgear nicht belastet wurde, ergab sich ein deutlicher Unterschied in der Auslenkung der ersten Molaren zwischen den beiden Patientengruppen, mit vorhandenen zweiten Molaren (G+7) und ohne vorhandenen zweiten Molaren (G-7). Die Auslenkungen der Gruppe (G+7) ($0,19 \pm 0,07$ mm) ist etwa die Hälfte niedriger als die der Gruppe (G-7) ($0,32 \pm 0,10$ mm). Das Verhältnis der Auslenkungen (A) zwischen beiden Gruppen $A(G-7) / A(G+7)$ stieg von 1,71 auf 1,87. Bei allen aufgebrauchten Kräften waren die Auslenkungen annähernd doppelt so hoch, wenn der dahinter liegende Molar nicht vorhanden war. In beiden Patientengruppen war ein leicht bilinearer Verlauf der Auslenkung zu beobachten. Ab etwa 3 N stieg die Auslenkung weniger stark an. Die Werte der Auslenkung sind in Abbildung 32 auf den Nullwert normiert worden. Hierdurch wird sichtbar, dass der Zahn ohne einen dahinter liegenden Molaren deutlich stärker ausgelenkt wurde, als wenn der zweite Molar durchgebrochen war.

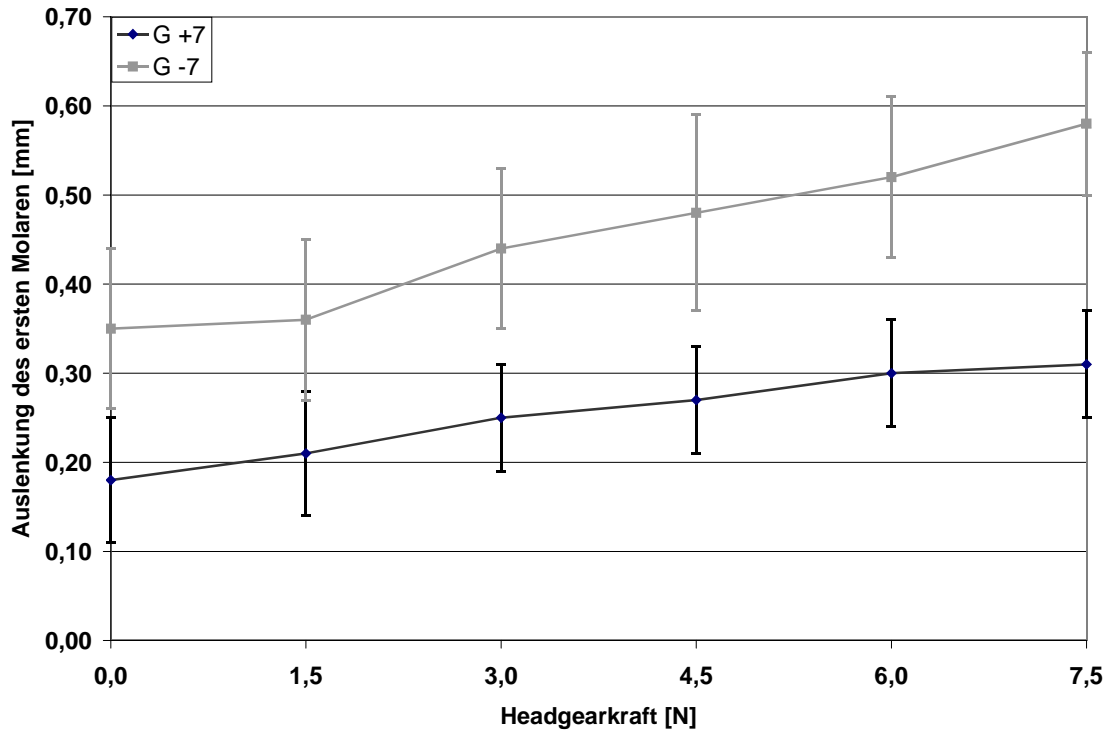


Abbildung 31: Klinisch gemessene Auslenkungen des ersten Molaren nach Aufbringen einer definierten Kraft.

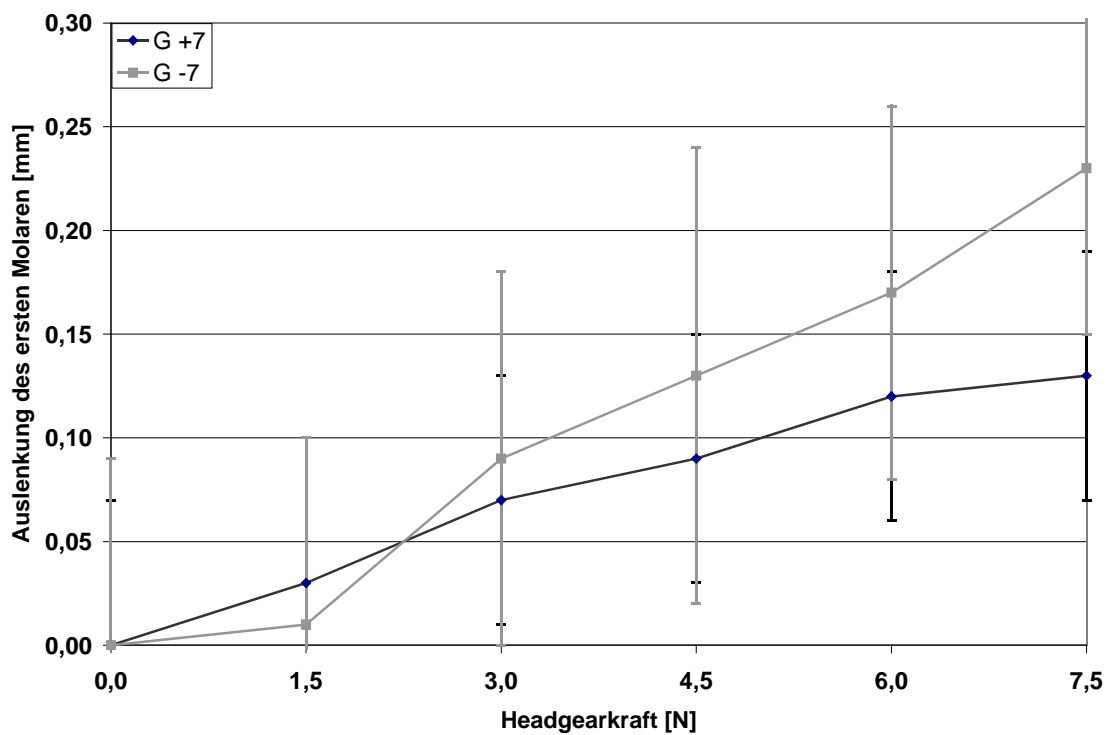


Abbildung 32: Wie Abbildung 31, jedoch wurden die Werte auf Null normiert.

6.1.2 Berechnete Auslenkungen der humanen Molaren

In Abbildung 33 ist die farbkodierte Auslenkung des M1 ohne durchgebrochenen M2 und M3 gezeigt. Die höchste Auslenkung wird in gelb, die kleinste in blau angezeigt. Die größte Auslenkung der Krone von M1 bei 7 N liegt in der Höhe des Kontaktpunktes zwischen M1 und dem davor liegenden Prämolaren (im Bild links davon) bei 0,13 mm.

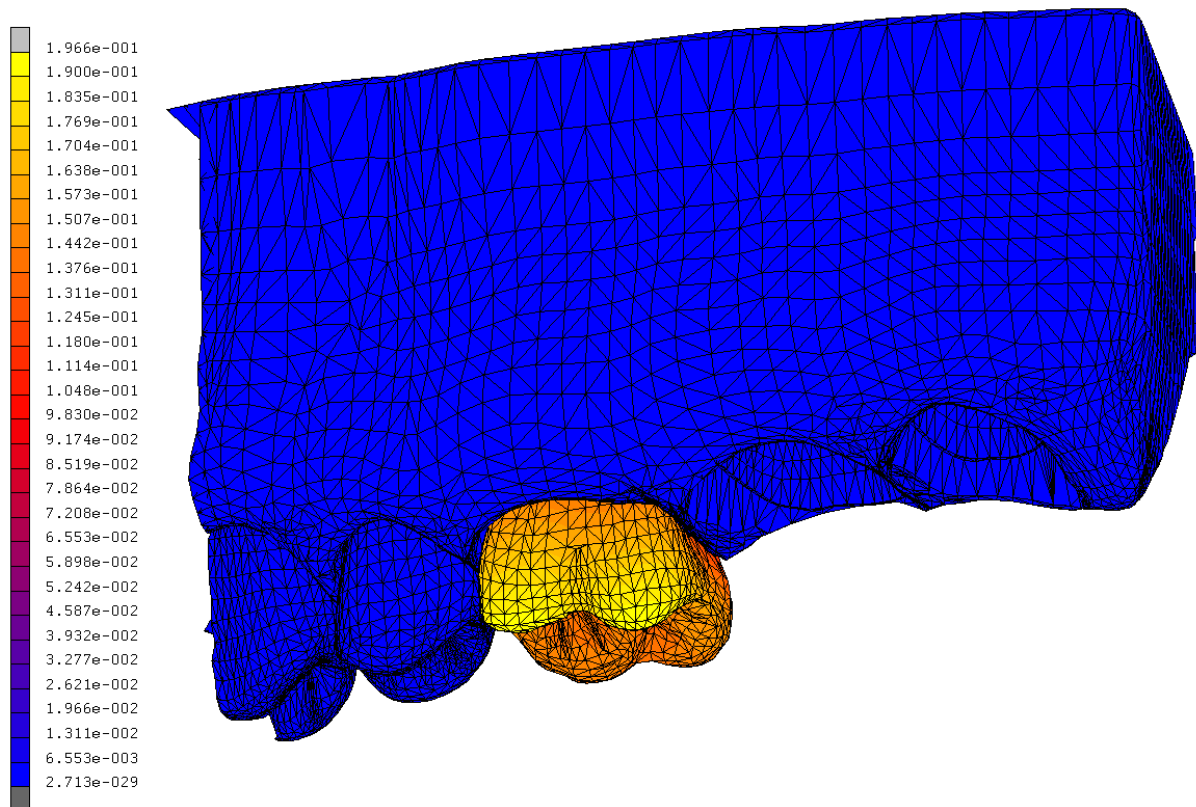


Abbildung 33: Farbkodierte Auslenkung der Molaren ohne durchgebrochenen zweiten Molaren (G-7) im Finite-Elemente-Modell. Blau zeigt die kleinste Auslenkung, gelb die größte.

Abbildung 34 zeigt die farbkodierte Auslenkung von M1 und M2 ohne M3 und veranschaulicht die Kraftübertragung von M1 über den Kontaktpunkt auf M2. Es ist zu erkennen, dass annähernd 30 % der Headgearkraft, die an M1 angelegt wurde, an M2 übergeben wurde. Die berechneten Auslenkungen von M1 waren etwa doppelt so hoch wie die von M2. Das Ergebnis der Auslenkung von M1 war etwa 10 % niedriger als ohne vorhandenen M2.

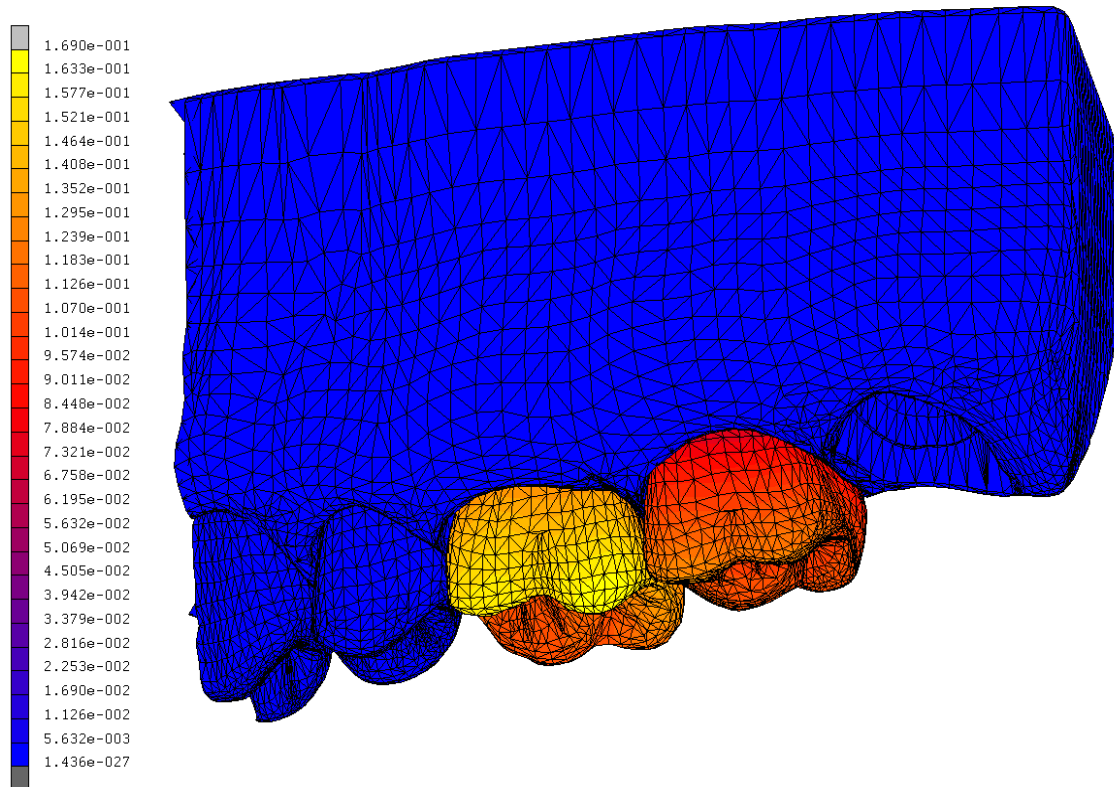


Abbildung 34: Farbkodierte Auslenkung der Molaren mit durchgebrochenen ersten und zweiten Molaren (M1 und M2 (G+7)) im FEM-Modell. Die Farbkodierung ist wie in der Abbildung zuvor.

6.1.3 Vergleich der klinischen und berechneten Auslenkungen

Die Abbildungen 35 und 36 zeigen im Vergleich die klinisch gemessenen und numerischen errechneten Auslenkungen des M1 ohne vorhandenen M2 (Abbildung 35) oder mit M2 (Abbildung 36). Um die Ergebnisse besser vergleichen zu können, wurden die numerischen Auslenkungen mit den normierten klinischen Abstandswerten verglichen. Auf diese Weise starten alle Auslenkungen bei 0,00 mm. Die numerische Auslenkung der Zahnkronen wurde im Bereich des Kontaktpunktes ausgewertet. In beiden Gruppen zeigen die numerischen und die klinischen Kraft-Auslenkungskurven die gleiche Tendenz, aber die numerischen Werte liegen deutlich über den klinischen.

In den simulierten Auslenkungen mit einem Molaren (G-7) ohne M2 (Abbildung 35) zeigte M1 eine deutlich höhere Auslenkung bis zum Punkt, in dem die Bewegung des Zahns in der Alveole durch die Stärke des PDL begrenzt wurde. Dieser Punkt war etwa bei 5 N erreicht, was sich durch den Knick in der Kurve der numerischen Resultate zeigt. Die Auslenkung von M1 wurde außerdem durch den Kontakt der Wurzel zur Alveolarwand beschränkt. So stoppte die Auslenkung bei ungefähr 0,16 mm Zahnkronenauslenkung. Klinisch ist dies nicht beobachtet worden. Dies liegt ver-

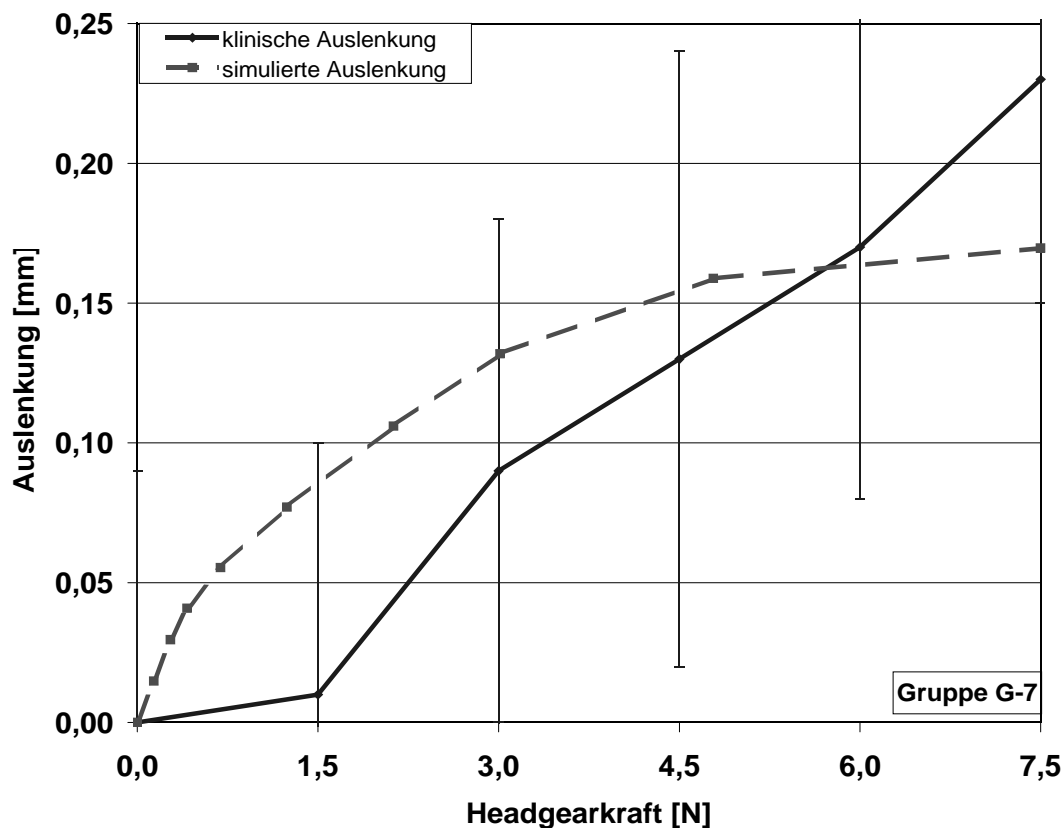


Abbildung 35: Vergleich der klinischen und simulierten Auslenkungen der ersten Molaren ohne durchgebrochenen zweiten Molaren (G-7).

mutlich an einer höheren Breite des parodontalen Spalts oder an Unterschieden bezüglich des Kraftangriffspunktes.

Abbildung 36 zeigt den Vergleich in der Gruppe mit zwei Molaren (G+7). Die größte klinische Auslenkung von M1 war etwa 0,14, die größte numerische etwa 0,17 mm. Insgesamt ist das simulierte Ergebnis etwa 20 % größer.

Die Differenzen zwischen Simulation und Experiment können durch Unterschiede in den Materialparametern erklärt werden. Hierauf wird im nächsten Kapitel näher eingegangen.

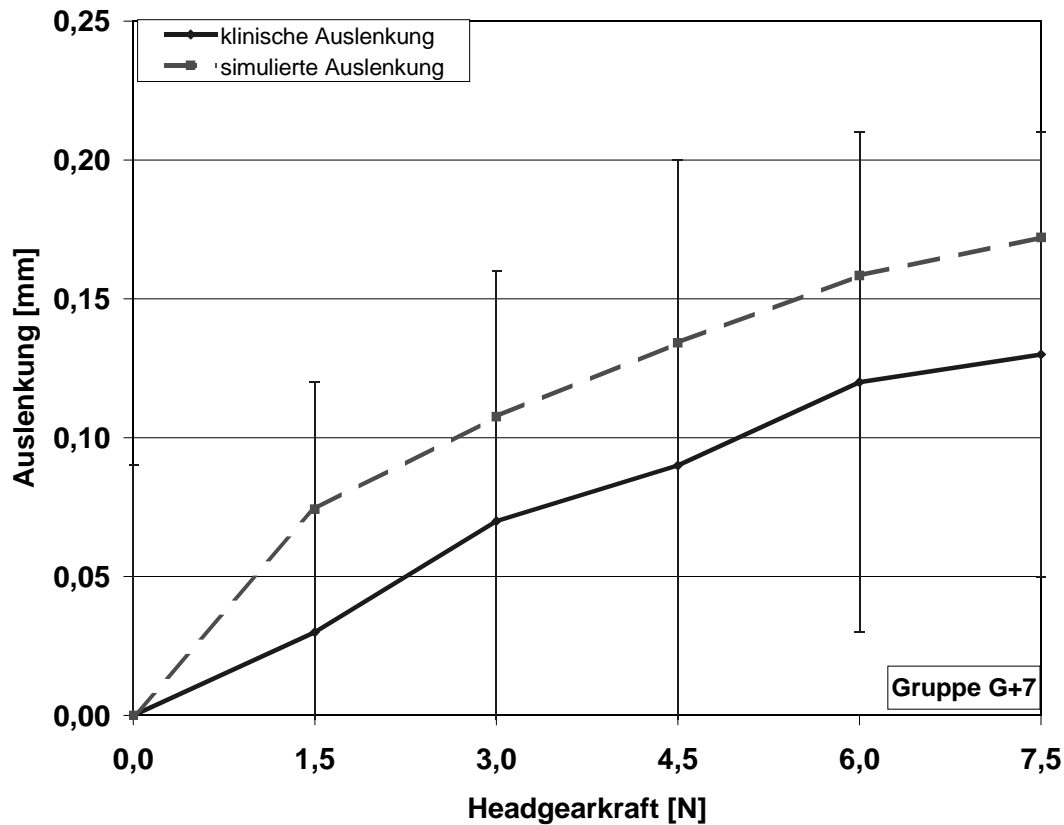


Abbildung 36: Vergleich der klinischen und simulierten Auslenkungen der ersten Molaren mit durchgebrochenem zweiten Molaren (G+7).

6.1.4 Anpassung der Materialparameter des Parodontalligamentes und die Auslenkungen der humanen Molaren

Ein Grund für die Abweichung der numerischen Resultate von den klinischen war, dass die Materialparameter des PDL, welche in den Simulationen verwendet wurden, nicht vollständig der tatsächlichen klinischen Situation angepasst waren. Die Materialparameter, die in den ersten Simulationen verwendet wurden, sind in Langzeitbelastungsexperimenten, entsprechend einem kieferorthopädischen Behandlungsfall bestimmt worden [Haa1996, Vol1998, Kaw2003, Zie2004]. Jedoch war die Methode des Messens in der klinischen Studie ein Kurzzeitbelastungsfall und dauerte maximal einige Sekunden. Daher wurden in einem folgenden Schritt die numerischen Resultate den klinischen Daten durch Rückkalkulation angepasst (Abbildung 37). Da der Knochen und die Zähne als annähernd starr angesehen werden konnten, wurden die Parameter des im Vergleich sehr elastischen PDL adaptiert. Hierfür wurden die bilinearen Materialparameter des PDL verändert und ein neuer Satz Parameter bestimmt. Das am besten angenäherte Ergebnis konnte mit den Parametern, wie sie in Tabelle 6 angegeben sind, erreicht werden.

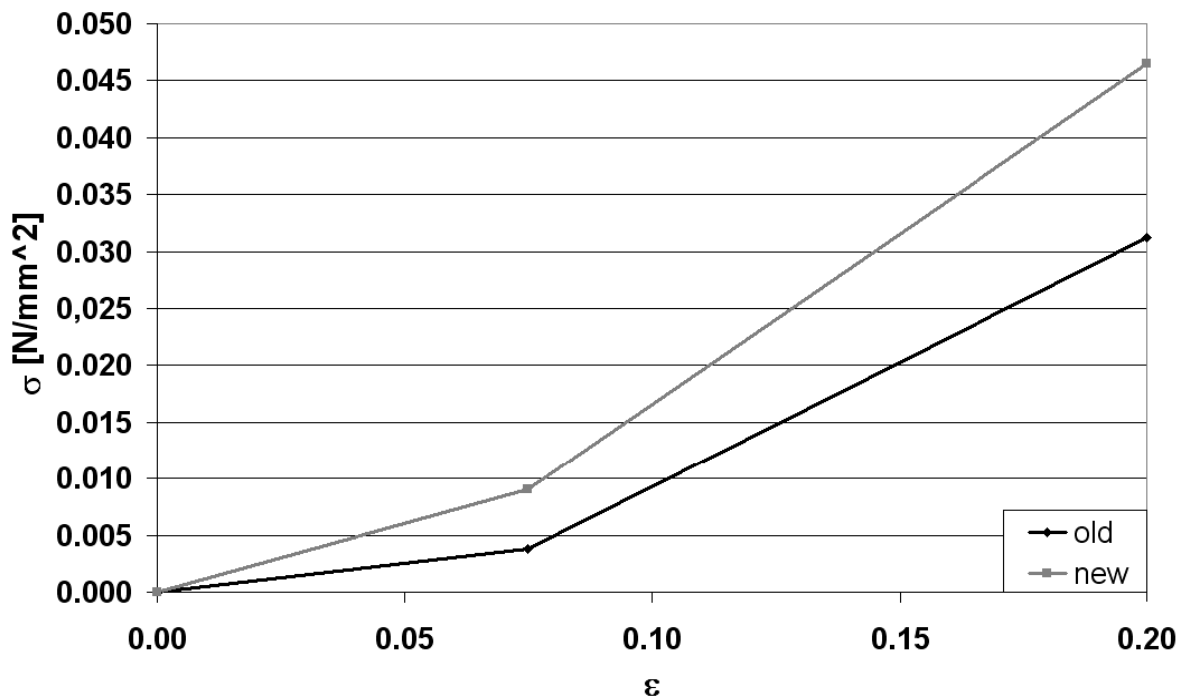


Abbildung 37: Verzerrungsabhängige Dehnungsparameter für das Parodontalligament. Die in den ersten Rechnungen benutzten, experimentell bestimmten, sind in blau (Alt), die in numerischen Rechnungen an die klinische Situation angepassten in grün (Neu) dargestellt.

	E_1 [MPa]	E_2 [MPa]	ϵ_{12}
Bisher benutzte (Alt)	0,05	0,22	7,5 %
Neu angepasste (Neu)	0,12	0,30	7,5 %

Tabelle 6: Materialparameter für das Parodontalligament.

Die gute Anpassung der Simulationen mit den neuen Materialparametern an die klinische Situation ist in den folgenden Abbildungen zu erkennen. Die leicht erhöhten Elastizitätsmoduln reflektieren die etwas höhere Steifigkeit des PDL im beschriebenen Belastungsfall. Diese entstanden durch die Dämpfung der Flüssigkeitsphase im Parodontalspalt während einer kurzen klinischen Belastungszeit, mit dem Ergebnis, dass die Zähne in diesen Simulationen eine geringere Auslenkung erfuhren. Abbildung 38 zeigt den Vergleich in der Gruppe (G-7), Abbildung 39 in der Gruppe (G+7). Die recht großen Varianzen in den klinischen Werten sind auf biologische Faktoren zurückzuführen. Zum einen variiert das Alter in den Gruppen. In der Gruppe (G+7) lag das mittlere Alter bei 13,7 + 1,3 Jahren, in der Gruppe (G-7) bei 11,9 + 1,0 Jahren. Dies konnte aufgrund der verschiedenen Wachstumsphasen der Patienten dazu führen, dass unterschiedliche Kräfte benötigt wurden, um die Zähne auszulenkten. Mädchen kommen etwa zwei Jahre früher in das Stadium des Gebisswechsels als Jungen. Zum anderen gibt es auch zwischen Patienten gleichen Alters große biologische Unterschiede.

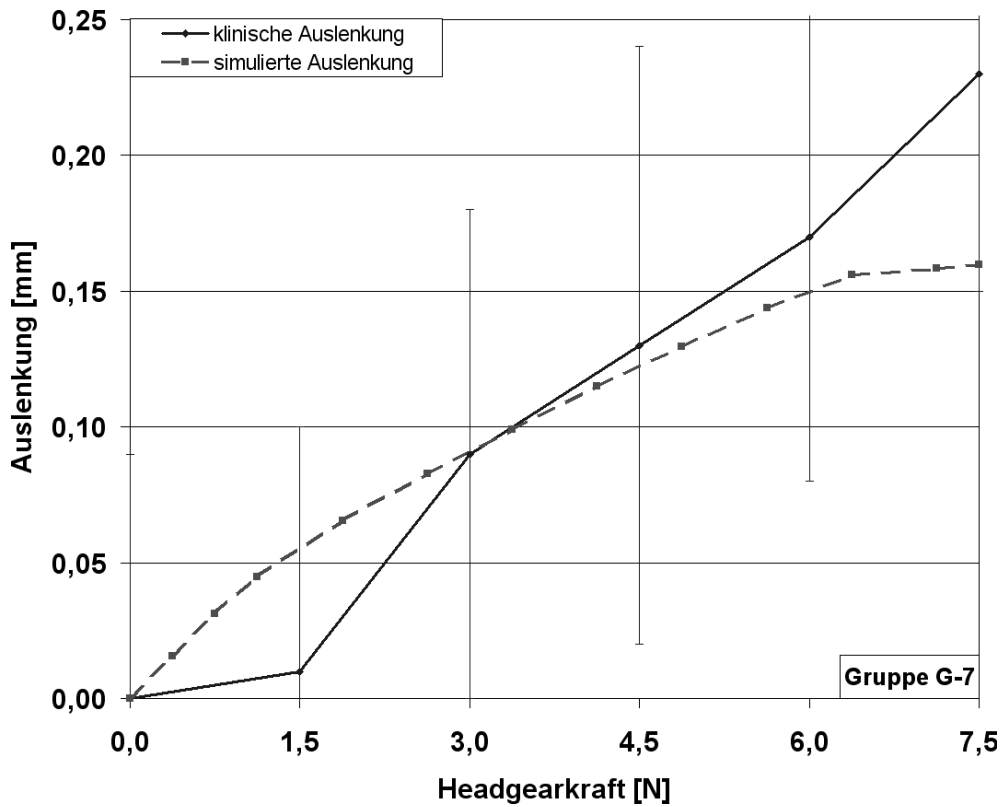


Abbildung 38: Vergleich der klinischen und simulierten Auslenkungen des ersten Molaren in der Gruppe (G-7) nach Anpassung der Materialparameter.

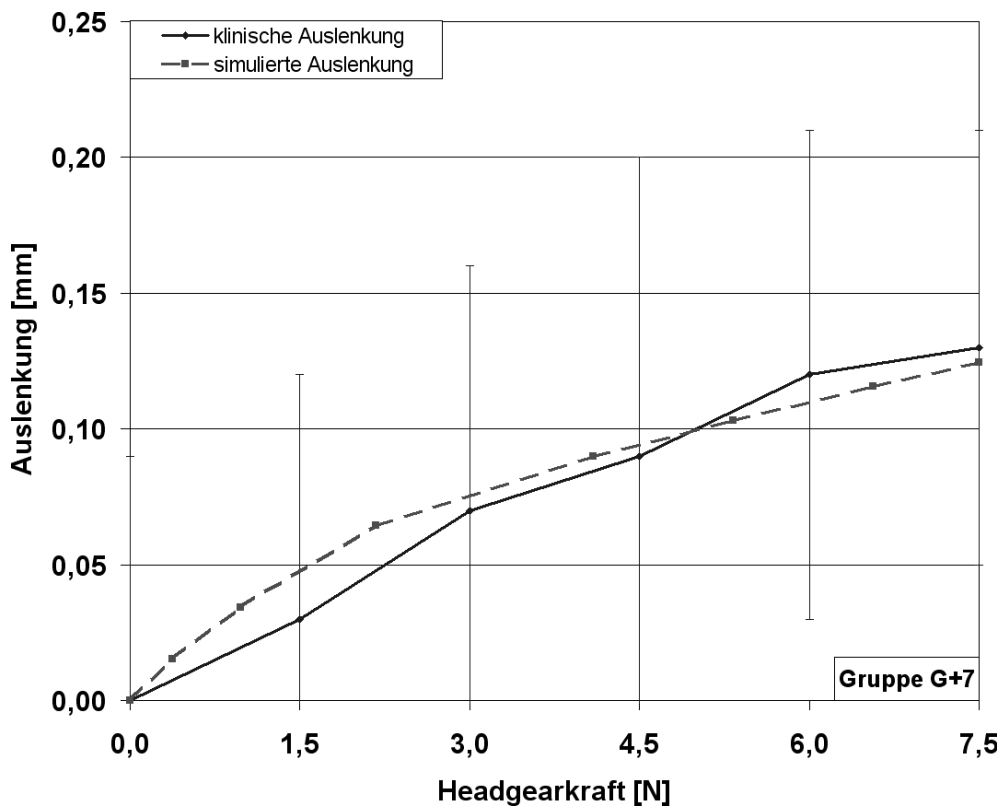


Abbildung 39: Vergleich der klinischen und simulierten Auslenkungen des ersten Molaren in der Gruppe (G+7) nach Anpassung der Materialparameter.

Mit aktualisierten Materialparametern wurden die Spannungen und die Verzerrungen im PDL und im Alveolarknochen analysiert. Ein besonders hoher Spannungswert von 0,33 MPa wurde im Alveolarknochen zwischen den Molaren gefunden. Die maximalen Verzerrungen im PDL erreichten einen Wert von 0,26.

6.2 Initiale Zahnauslenkungen im Tiermodell

In diesem Abschnitt werden zunächst die Ergebnisse der experimentell erfassten Zahnauslenkungen an Schweinezähnen vorgestellt. Zu diesen Präparaten wurden die Zahnbewegungen mit der Finite-Elemente-Methode(FEM) berechnet. Die numerisch erzeugten Zahnbewegungen wurden den experimentellen Daten angeglichen. Die angepassten Materialparameter des PDLs werden vorgestellt. Es wird die Vergleichbarkeit von Menschen- und Schweinezähnen diskutiert. Die Methoden und die Auswirkungen von Geometrieabweichungen werden besprochen.

6.2.1 Experimentell erfasste Auslenkungen der Schweinezähne

Die Auslenkungen der Schweinezähne wurden äquivalent zu einer Headgearbehandlung im experimentellen Versuchsaufbau HexMeS durchgeführt. Es wurden die Kraft-/Auslenkungsdiagramme aufgezeichnet. Abbildung 40 zeigt die Kraft-/Auslenkungsdiagramme der Messungen der Schweinezahngruppen in verschiedenen Durchbruchsstadien.

Die größte Auslenkung zeigte der Zahn, hinter dem ein Zahnkeim lag. Eine geringere Auslenkung ergab sich mit dem halb durchgebrochenen zweiten Zahn. Die kleinste Auslenkung zeigte sich, wenn beide Zähne komplett durchgebrochen waren. Bei der direkten Belastung der Zahngruppe über einen Hebelarm ergaben sich gleich große Bewegungen für den ersten Molaren wie für den zweiten Molaren der Zahngruppe mit zwei durchgebrochenen Zähnen und Belastung über eine Feder.

Abbildung 41 zeigt die Messergebnisse für zwei verschiedene Schweinepräparate mit jeweils zwei durchgebrochenen Zähnen. Es ist eine gute Korrelation der Messergebnisse zu beobachten. In allen Kraft-/Auslenkungsdiagrammen ist klar der nichtlineare Verlauf der Zahnbewegungen zu erkennen. In Abbildung 42 werden die Rotationen in mesio-distaler Richtung dargestellt. Am stärksten rotierte M1, wenn er direkt über einen Hebelarm anstelle des Federelementes belastet wurde. Im Gegensatz zu den anderen Gruppen, welche die Bewegung von M1 darstellen, zeigt die Gruppe vier die Bewegung von M2. Auch dieser rotierte deutlich, da die Kippbewegung nicht durch einen dahinter stehenden Zahn abgeschwächt wurde. Der gleiche Effekt zeigte sich abgeschwächt für M1, wenn der zweite Molar nur halb durchgebrochen war,

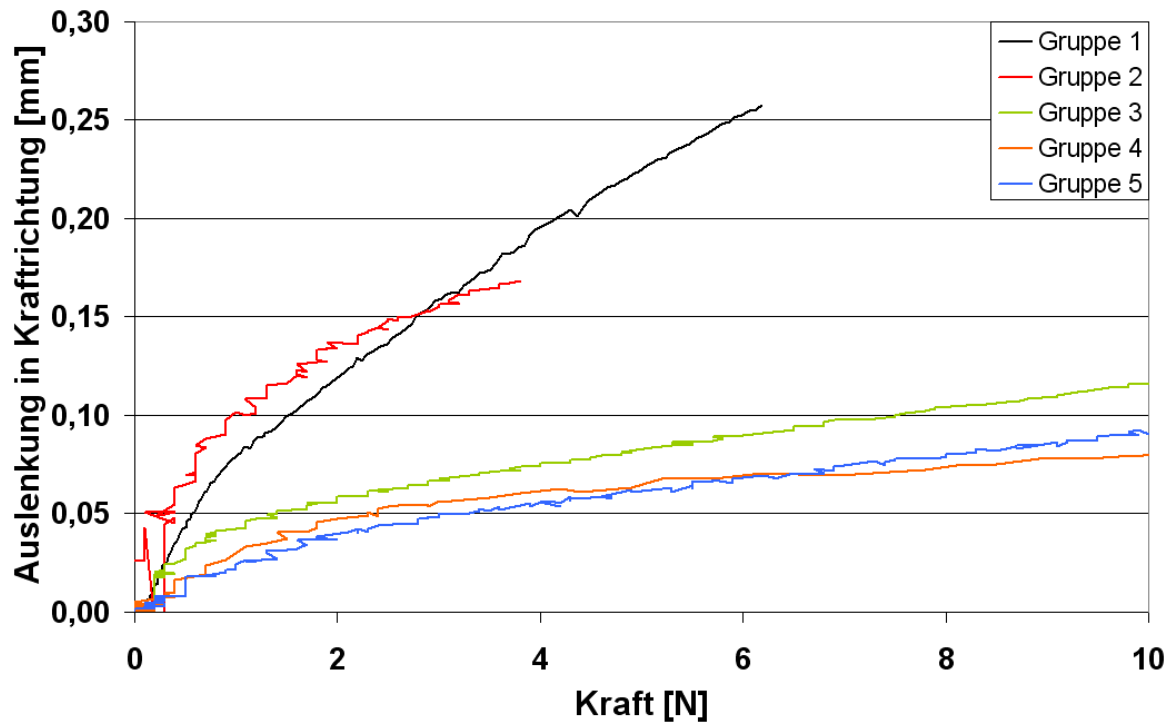


Abbildung 40: Kraft-/Auslenkungsdiagramme der Messungen der Schweinezahngruppen mit verschiedenen Durchbruchstadien im HexMeS.

bzw. nur als Zahnkeim vorhanden war. Wenn beide Molaren durchgebrochen waren und der erste über einen Headgear belastet wurde, rotierte M1 hingegen nicht.

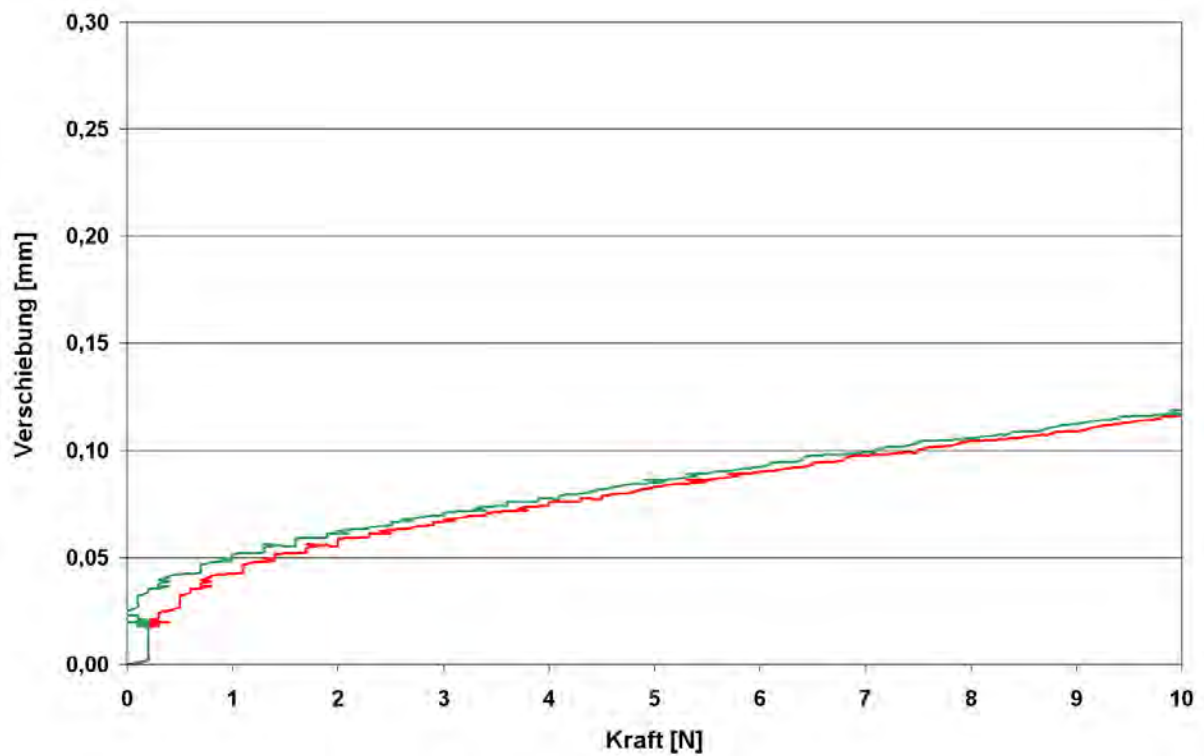


Abbildung 41: Messergebnisse zwei verschiedener Präparate, die eine gute Korrelation zeigen.

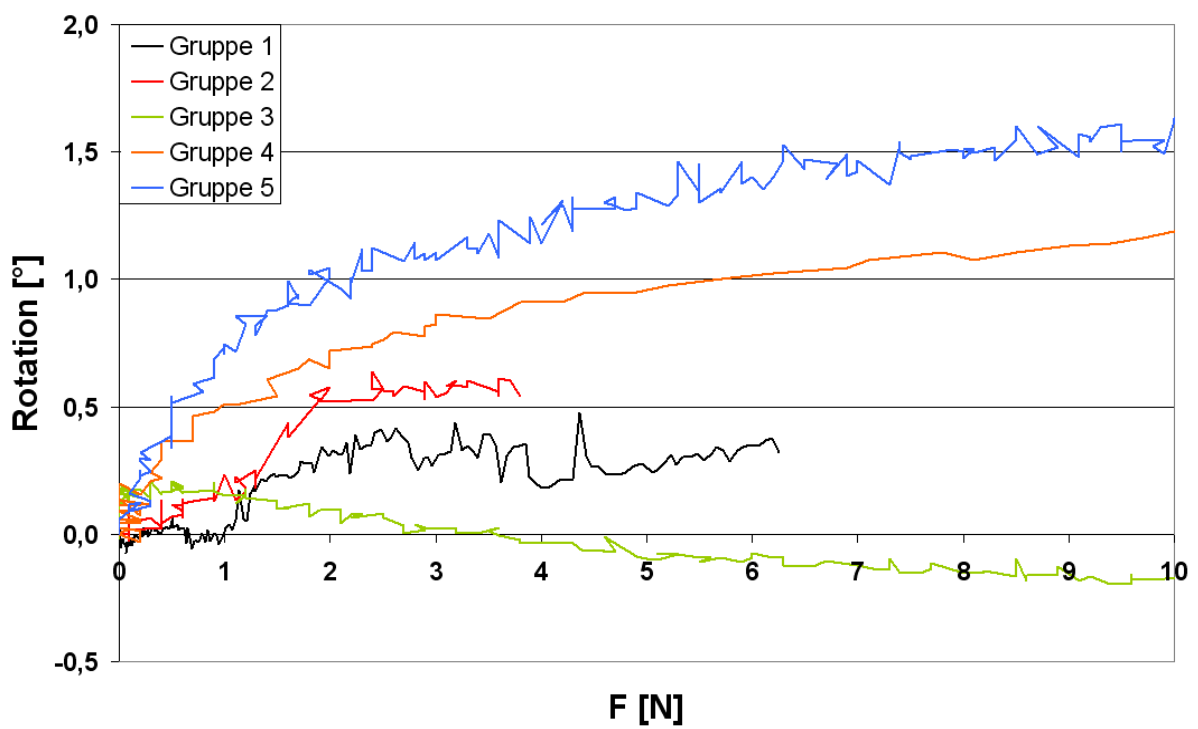


Abbildung 42: Kraft-/Rotationsdiagramme der Messungen der Schweinezahngruppen mit verschiedenen Durchbruchstadien im HexMeS.

6.2.2 Berechnete Auslenkungen der Schweinezähne

Als Beispiel für die rekonstruierten Schweinezahnmodelle ist in Abbildung 43 ein aus CT-Aufnahmen rekonstruiertes Modell aus der Versuchsgruppe 2, d.h. mit einem halb durchgebrochenen zweiten Molaren, gezeigt. Die Oberflächengeometrie des Modells mit Knochen, PDL, Zahn und Bracket ist oben im Bild zu sehen. Darunter sind die FEM-Modelle zuerst in der Gesamtübersicht mit Zähnen, PDL, Knochen, Bracket und Headgear mit Krafteinleitung (Mitte links) dargestellt. Zur Veranschaulichung der Strukturen sind in der Mitte rechts die Zähne mit umgebenem Zahnhalteapparat und unten die separaten Zähne in verschiedenen Ansichten dargestellt. In Abbildung 44 sind die graphischen Ergebnisse der Simulation farbkodiert zu sehen. Die höchste Auslenkung wird in gelb, die kleinste in blau angezeigt. Es wurden die initialen Auslenkungen bei einer Kraft von 5 N berechnet. Jede Darstellung hat ihre eigene Werteskala in mm, da die maximalen Auslenkungen um bis zu einen Faktor 5 variierten. Die Ergebnisse der berechneten Materialparameter werden im folgenden Kapitel (Vergleich der experimentellen und der numerischen Bewegung der Schweinezähne) gezeigt. In der graphischen Auswertung ist immer rechts der erste und links der zweite Molar dargestellt. Es ist gut zu sehen, dass sich der zweite Molar nicht mitbewegte, wenn die Zahnkrone unterhalb des Kontaktpunktes endete. Der zweite Molar bewegte sich etwa 30 % weniger als der erste Molar, wenn beide durchgebrochen waren. Wenn der zweite Molar halb durchgebrochen war, hat sich dieser ungefähr 75 % weniger als M1 bewegt. Des Weiteren sind die Rotationen der Zähne gut erkennbar.

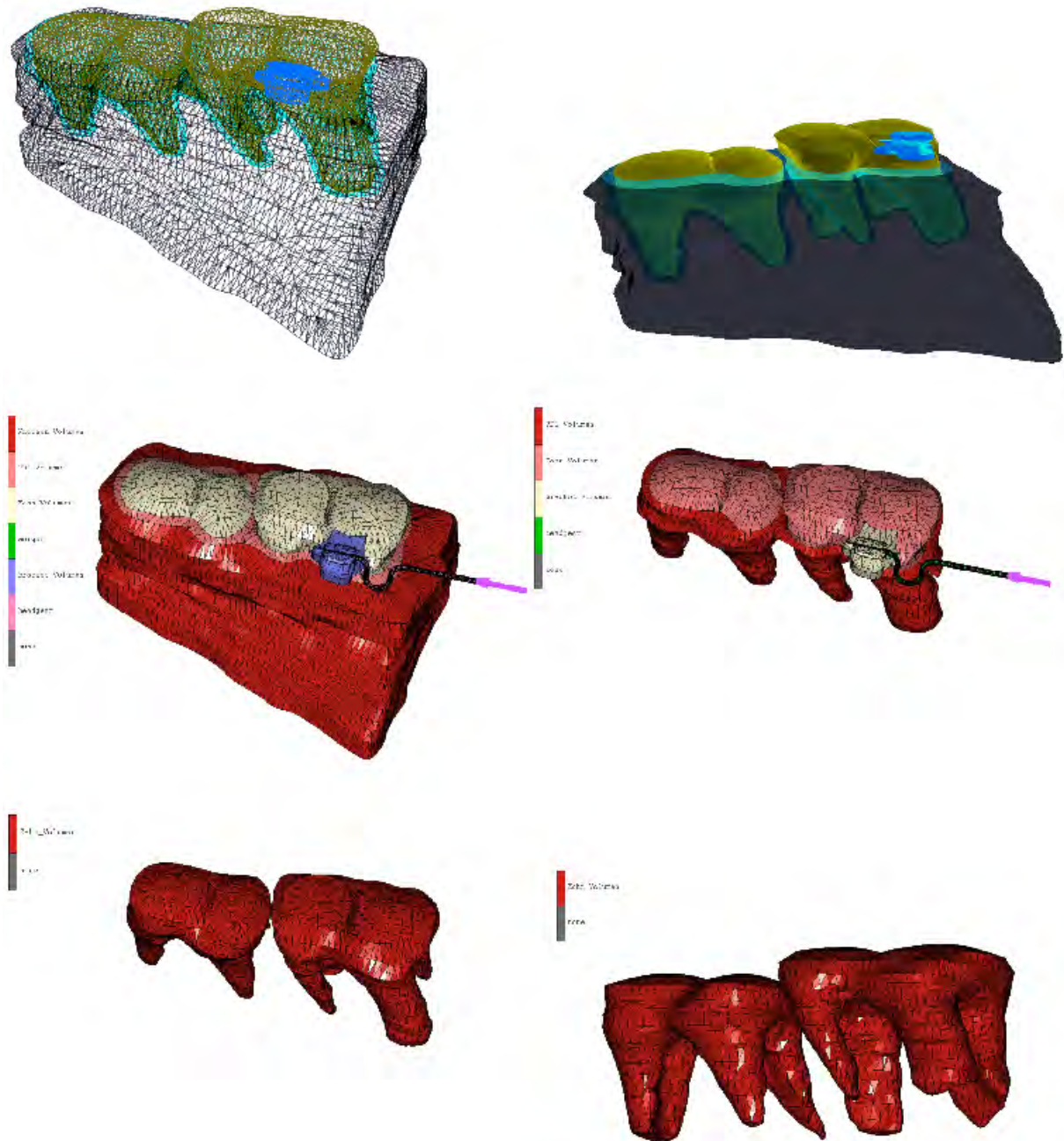


Abbildung 43: Rekonstruktion der Zahngeometrie aus der Versuchsgruppe 2: Mit ADOR3D rekonstruierte Oberflächengeometrie aus CT-Daten (oben), FEM-Modell von Zähnen, PDL, Knochen, Bracket und Headgear mit Kräfteinleitung (mitte). Zur Visualisierung der Wurzelgeometrie wurden Knochen und PDL entfernt (unten).

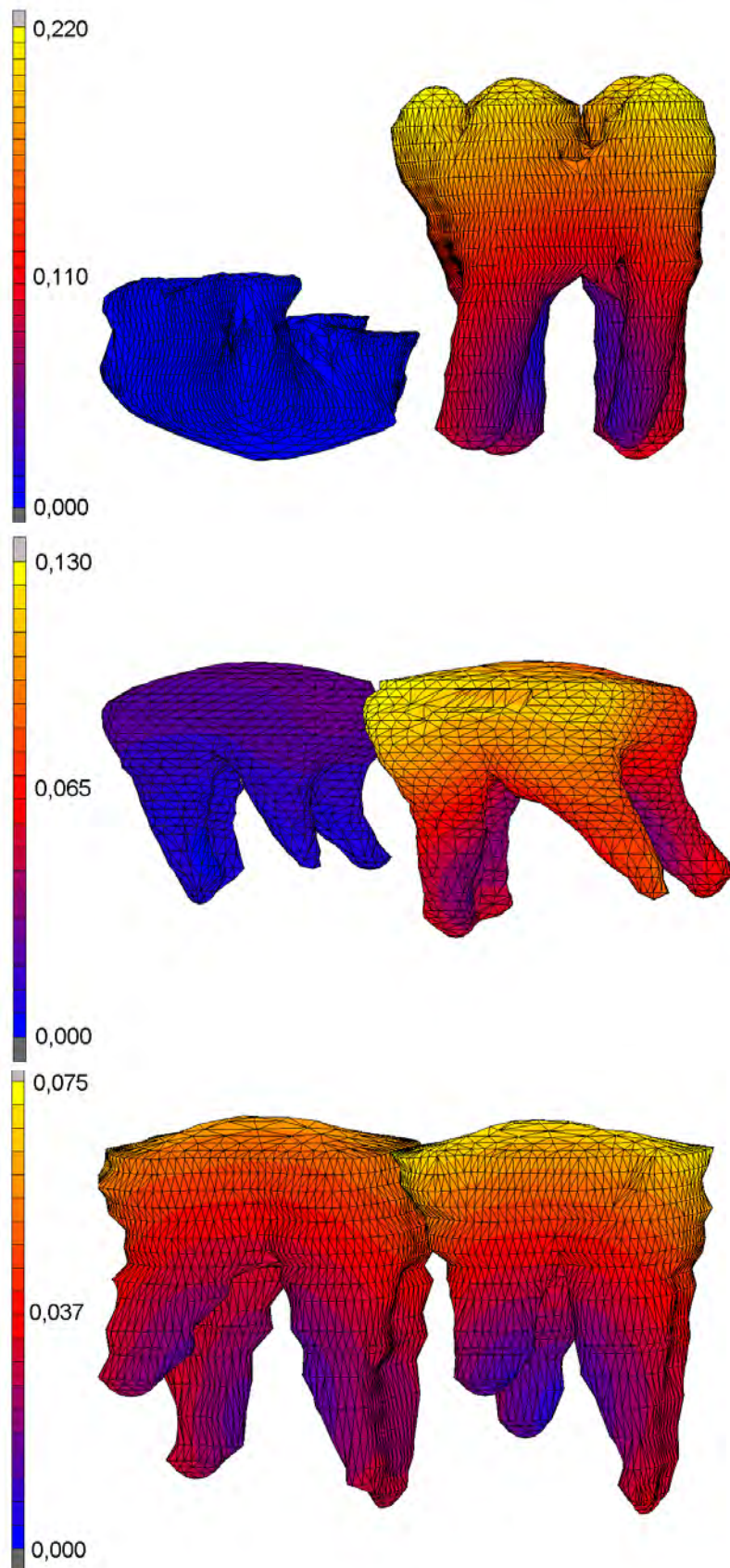


Abbildung 44: Darstellung der farbkodierten Auslenkungen der Schweinezähne im Finite-Elemente-Modell. Oben ist das Modell mit einem Zahnkeim, in der Mitte ist das Modell mit einem halb durchgebrochenen zweiten Molaren und unten das Modell mit zwei voll durchgebrochenen Molaren dargestellt.

Die größten Verzerrungen im PDL lagen bei etwa 0,1. Die Spannungen im PDL lagen bei 0,13 MPa, die im Knochen bei 0,01 MPa. Abbildung 45 zeigt die Verzerrungen im PDL nach Beendigung der Zahnauslenkungen.

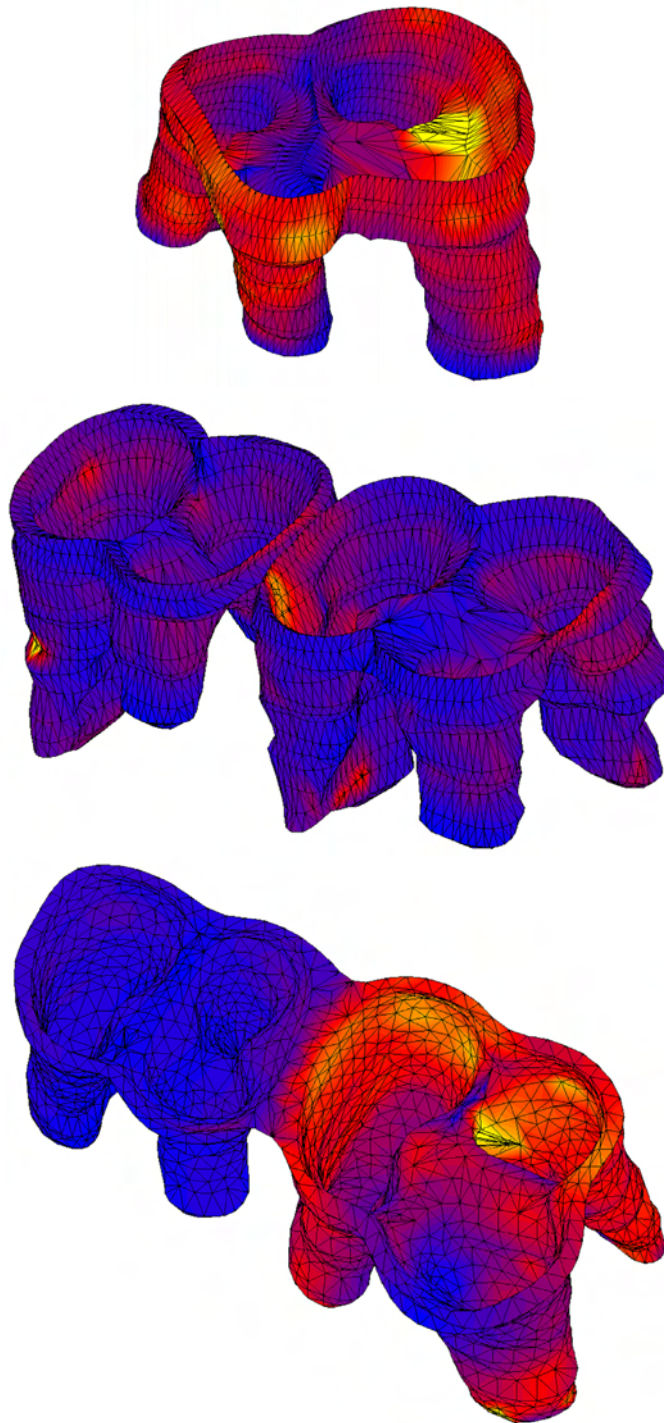


Abbildung 45: Verzerrungen im PDL nach Auslenkung der Zähne. Die Lage der Modelle ist wie in der Abbildung zuvor.

6.2.3 Vergleich der experimentellen und der berechneten Auslenkungen der Schweinezähne

Die numerischen Ergebnisse wurden durch die Experimente gestützt. Im ersten Berechnungsdurchgang wurde von bekannten Materialparametern für das PDL des Schweins ausgegangen. Wie in den Simulationen der menschlichen Zähne stammten diese aus Langzeitexperimenten und wurden daher der experimentellen Situation nicht gerecht (siehe Kapitel 6.1.4). Die Materialparameter wurden durch Iteration so geändert, dass das mechanische Verhalten der numerischen Modelle dem der Hex-MeS-Experimente entsprachen. In Tabelle 7 sind die Materialparameter des PDL für jede Untersuchungsgruppe mit Mittelwert und Standardabweichung zu sehen. Zum Vergleich sind die ursprünglich genutzten Materialparameter in der letzten Zeile der Tabelle eingetragen. Die Unterschiede in den Parametern können durch Variationen der Morphologie, wie etwa verschieden breite Paradontalspalte, der verschiedenen Schweinekieferssegmente erklärt werden.

	E_1	E_2	ϵ_{12} [%]
Gruppe 1	0,08	0,25	5,0
Gruppe 2	0,02	0,25	7,0
Gruppe 3	0,05	0,30	1,8
Gruppe 4	0,06	0,50	3,5
Gruppe 5	0,02	0,30	7,0
MW	0,05	0,32	4,9
STAbw	0,03	0,10	2,3
Ursprüngliche Materialparameter	0,05	0,22	7,5

Tabelle 7: Materialparameter des PDLs aus den numerischen Simulationen der experimentellen Zahnbewegungen.

Die Werte für die Auslenkungen sind in einem Knoten bestimmt worden, der an der Stelle konstruiert wurde, an welcher der Laserwürfel im Experiment positioniert war. Abbildung 46 zeigt die virtuelle Lage des Lasers im linken Bild und im Vergleich die Lage des Laserwürfels im Experiment (rechts).

Die folgenden Abbildungen 47 und 48 zeigen den Vergleich der experimentellen und der angepassten numerischen Zahnbewegung der Gruppen 1 bis 5. Sie zeigen jeweils links die translatorischen und rechts die rotatorische Zahnauslenkungen. Da

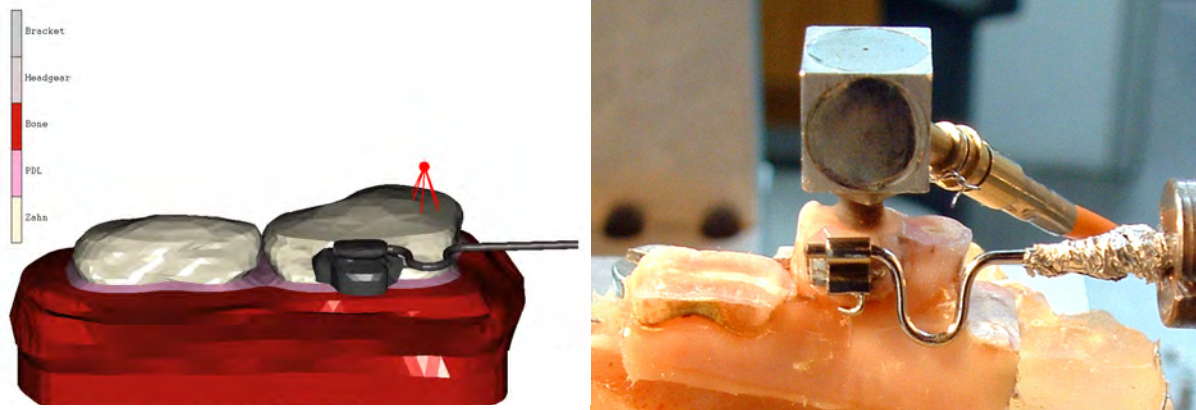


Abbildung 46: Lage des virtuellen Lasers (links); Lage des Lasers im Experiment (rechts). Es sind zwei verschiedene Präparate dargestellt.

nicht alle Präparate experimentell bis 15 N belastet werden konnten, sind die Ergebnisse zur besseren Vergleichbarkeit bis 5 N dargestellt. Die Translationen in mesio-distaler Richtung zeigten in allen Gruppen eine gute Übereinstimmung. Dadurch, dass die Zähne im Modell nicht immer identisch zu den realen kippten, stimmen die NebenkompONENTEN der simulierten translatorischen Bewegung nicht mit den experimentellen überein. Die zu den Abbildungen 47 und 48 gehörenden Legenden sind zur Übersichtlichkeit jeweils zu Beginn der Abbildungen dargestellt.

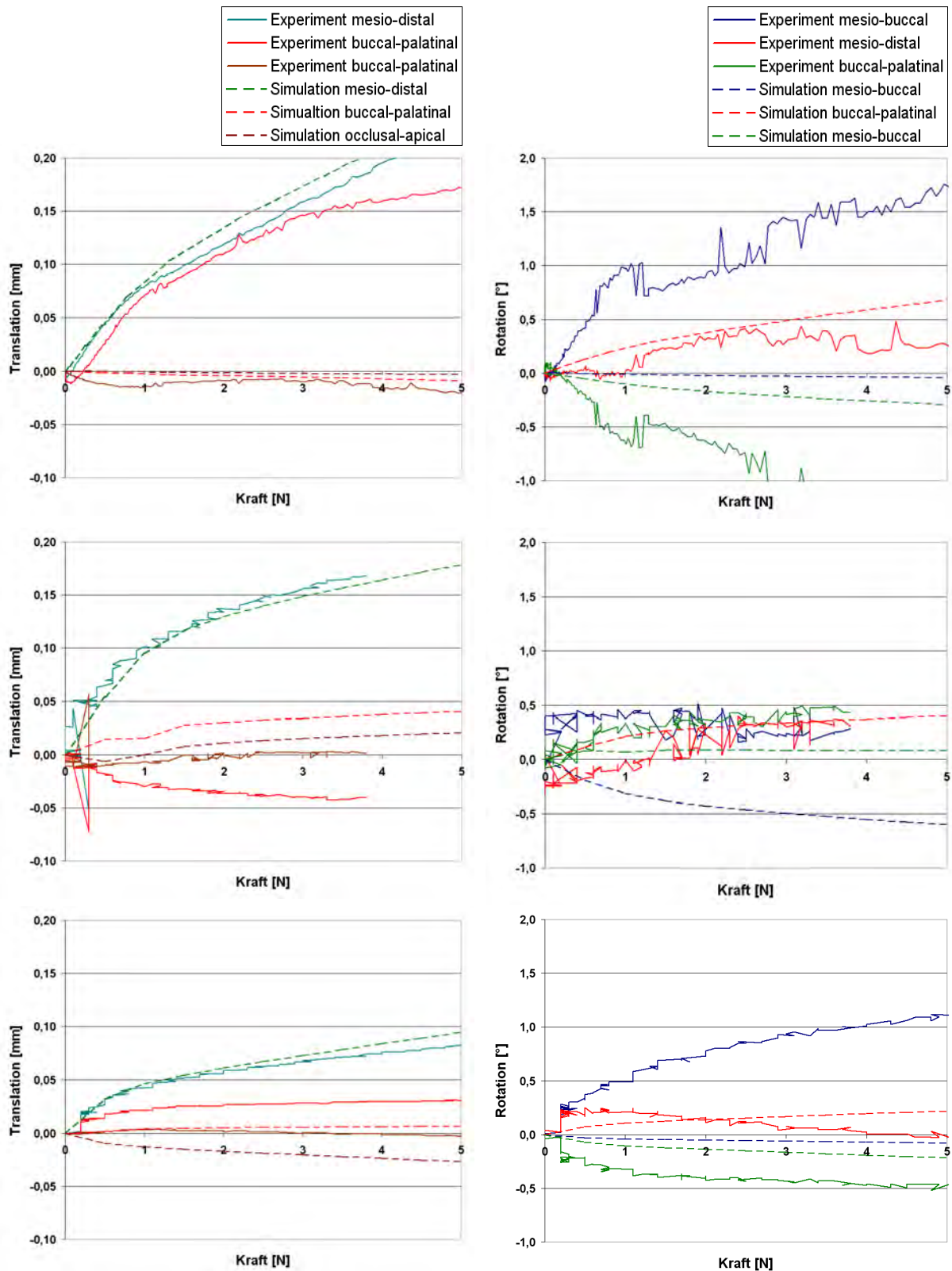


Abbildung 47: Vergleich der experimentellen und numerischen translatorischen (links) und rotatorischen (rechts) Zahnbewegungen gegen die eingesetzte Kraft. Dargestellt sind von oben nach unten die Gruppen 1 (M2 lag als Zahnkeim vor, gemessen wurde die Bewegung von M1), 2 (M1 war voll, M2 war halb durchgebrochen, gemessen wurde die Bewegung von M1) und 3 (beide Zähne waren voll durchgebrochen, gemessen wurde die Bewegung von M1).

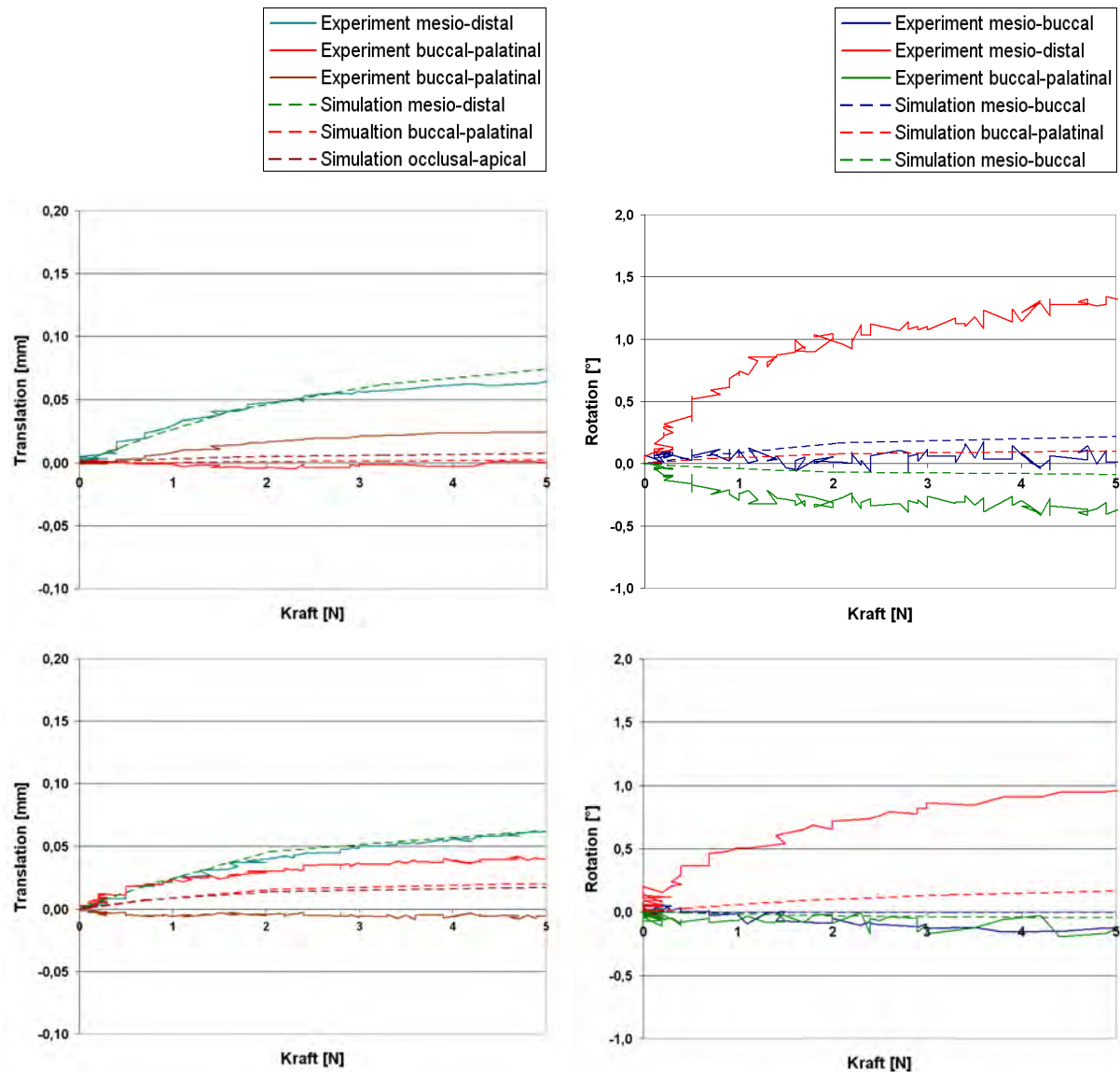


Abbildung 48: Wie in der vorhergehenden Abbildung der Vergleich der experimentellen und numerischen translatorischen (links) und rotatorischen (rechts) Zahnbewegungen gegen die eingesetzte Kraft. Dargestellt sind die Gruppen 4 (beide Zähne waren voll durchgebrochen, gemessen wurde die Bewegung des zweiten Molaren) und 5 (beide Zähne waren voll durchgebrochen, gemessen wurde die Bewegung von M1, dieser wurde direkt über einen Hebelarm belastet).

6.2.4 Vergleichbarkeit von Menschen- und Schweinezähnen

Biologisch gesehen sind sowohl Menschen wie auch Schweine Omnivoren (Allesfresser). Dies führt zu einem ähnlichen Aufbau der Gebisse. Der Bereich der Prämolaren und Molaren der Schweine und der Menschen haben grundsätzlich die gleiche Morphologie, die Zähne der Schweine sind nur etwas größer und haben häufig mehr Wurzeln. Im Vergleich der Röntgenbilder (siehe Abbildung 15 und 16) wird deutlich,

wie sehr die Schweineprämolaren und die humanen Molaren sich in Form und Größe gleichen.

Um das biomechanische Verhalten von humanen Zähnen zu untersuchen, wurden bereits früher [Sie1999, Zie2004, Zie2005] und werden noch heute [Nat2007] Schweinekiefersegmente zum Vergleich herangezogen. Haase zeigte, dass sich die Ergebnisse der Untersuchung an Humanpräparaten mit denen an frischen, nicht gefrorenen Schweinekiefersegmenten annähernd deckten [Haa1996].

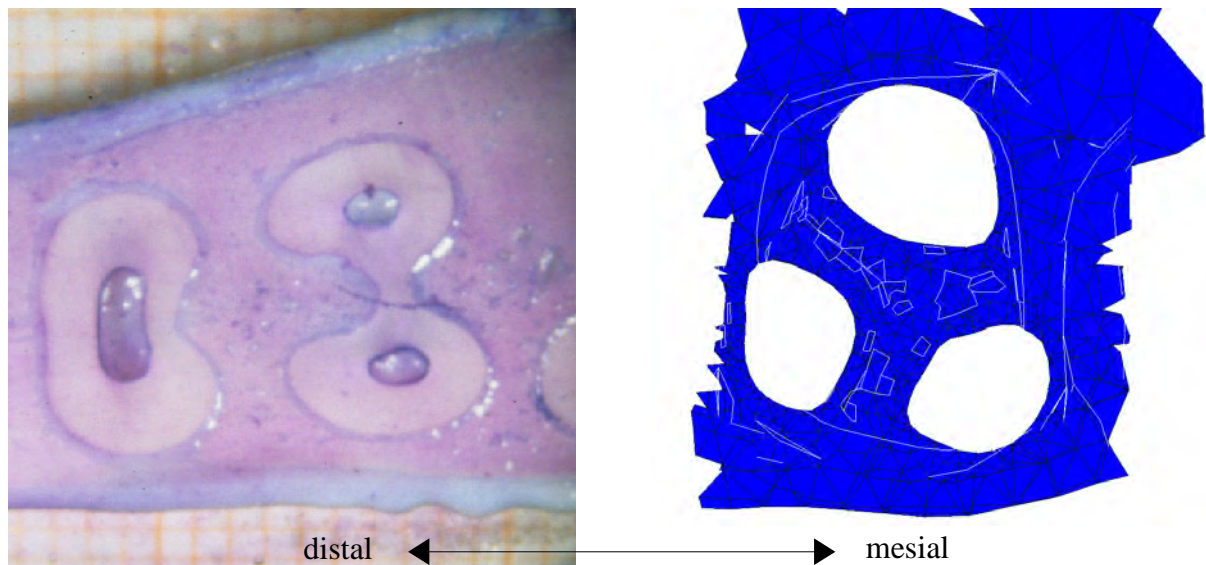


Abbildung 49: Lage der Wurzeln im Schweineprämolaren (links, histologisches Präparat) und im menschlichen Molaren (rechts, Querschnitt aus dem FEM-Modell).

Die Schweineprämolaren wurden nach einem Vergleich mit der Literatur [Nic2004] ausgewählt, da diese die gleiche Wurzelanzahl wie humane Molaren und etwa die gleiche Größe haben. Das Vorhandensein von drei Wurzeln wurde durch Röntgenbilder bestätigt. Eine Ausnahme ist die Gruppe 1 (Zahn mit Zahnkeim). Hier hat der Prämolar vier Wurzeln. Das Präparat wurde aber in die Untersuchung mit einbezogen, um auch diese selten im Tiermodell vorhandene Gruppe untersuchen zu können. Es zeigte sich jedoch auch ein Unterschied in der räumlichen Anordnung der Wurzeln. Die Wurzeln der Schweineprämolaren lagen um 90° gedreht, d.h. die Hauptwurzel liegt nicht mesial sondern palatinal (siehe Abbildung 49). Diese anatomischen Unterschiede beeinflussen jedoch nicht das Auslenkungsverhalten, welches wesentlich durch das gleiche Materialverhalten des PDL bestimmt wird. Daher sind die Experimente mit Schweinepräparaten trotz morphologischer Unterschiede gut mit den klinischen vergleichbar.

6.2.1 Einfluss der Präparatlagerung

Vorangegangene Untersuchungen an mehrfach eingefrorenen und wieder aufgetauten Schweinepräparaten zeigten gleich bleibende Materialeigenschaften bei Zahn- auslenkungsmessungen [Haa1996, Vol2000, Zie2004]. Sie zeigten keine nennenswerten Unterschiede zwischen Ergebnissen der in physiologischer Kochsalzlösung eingefrorenen und der frischen Präparate. Dagegen zeigten Untersuchungen an gefrorenen Rattenpräparaten [Kaw2002] deutliche Abweichungen von denen, die an frischen Präparaten durchgeführt wurden. Eine mögliche Ursache kann in der Bildung von Eiskristallen liegen, die eine Komprimierung und Zerstörung des Gewebes verursachen [Böc1989]. Die Gewebeschädigung wirkt sich bei sehr dünnem Gewebe, wie dem etwa 0,1 mm breiten Parodontalligament der Ratte, stärker auf das mechanische Verhalten der Zahnbewegung aus als bei dem wesentlich breiteren (etwa 0,2 mm) Parodontalligament des Schweins [Kaw2003].

6.2.2 Vergleich der Methoden zur Erstellung numerischer Modelle

Um aus den experimentell gemessenen Schweinekiefersegmenten ein numerisches Modell zu erstellen, wurden zwei verschiedene Methoden angewandt. Zum einen wurden Präparate in horizontale histologische Schnitte zerlegt. Die Sägeschnitte waren 1,00 mm dick, mit einem Sägeverlust von 0,25 mm. Um eine höhere Auflösung zu erreichen, wurde versucht die Schichtdicke zu verringern. Dies hatte zur Folge, dass einzelne Schnitte zerbrachen. Ein Zusammensetzen der Bruchstücke führte zu sehr großen Ungenauigkeiten, so dass diese Schnitte nicht zu verwerten waren.

In der zweiten Methode wurden virtuelle Schnitte mit dem Prototyp eines ‚Digitalen Volumen Tomograph‘ (DVT) namens *Galileos* bei der Firma siCAT (Bonn, Deutschland) mit einer Auflösung von 0,146 mm erstellt. Dadurch konnten besonders komplexe Bereiche, wie die Wurzelfurkation, sehr genau rekonstruiert werden. Für weniger komplexe Bereiche, wie etwa die Zahnkrone, wurden nicht alle Schichten für die Rekonstruktion im Programm ADOR3D genutzt. So konnte die Modellgröße und somit später auch die Rechenzeit verkürzt werden, ohne dass Informationen verloren gingen. Die histologische Aufbereitung benötigte pro Präparat etwa 6 h bis 8 h. Eine CT-Aufnahme dauerte 14 s plus die Aufbauzeit (einige Minuten).

Ein weiterer Vorteil der zweiten Methode gegenüber der ersten war, dass der Kontrast von CT-Bildern deutlich höher war als die der Mikroskopiefotos. Dieses erleichterte das Auffinden der Konturen der verschiedenen Strukturen in ADOR3D.

Somit ist die Verwendung eines hochauflösenden CT zur Modellerfassung gegenüber der konventionellen histologischen Aufbereitung sowohl in der Auflösung, im Bildkontrast als auch im Zeitaufwand überlegen.

6.2.3 Auswirkungen von Geometrieabweichungen

Geometrieabweichungen im numerischen Modell könnten durch kleinste Ungenauigkeiten während der Geometrierekonstruktion entstanden sein. Hierfür gäbe es verschiedene Ursachen. Es könnte sein, dass der Benutzer von ADOR3D bei ungenügender Auflösung oder das Programm bei zu kleinem Gradientenwert die Grenze zwischen den Geweben nicht genau definieren kann. Kleinste Abweichungen von der Originalgeometrie sind auch durch das Glätten der Modelle entstanden. Außerdem muss berücksichtigt werden, dass es sich bei dem numerischen Modell um eine Annäherung an die reale Geometrie handelte.

Durch diese Abweichungen kam es dazu, dass sich zwei Zähne bei der Zahnbewegung nicht immer in exakt dem Punkt trafen, wie in der Originalsituation. Das führte dazu, dass sich die Zähne eine abweichende Rotation um die Nebenachsen durchführten, wie in den Ergebnissen (siehe Abbildung 47 und 48) zu sehen ist.

6.3 Simulation kieferorthopädische Zahnbewegungen

Die Abbildungen 50 bis 53 zeigen erste Ergebnisse der dynamischen Analysen der Gruppen (G+7) und (G-7). Zur besseren Veranschaulichung der bewegten Zähne werden diese ohne das umliegende Gewebe dargestellt. Distale Kräfte von 1 bis 5 N wurden auf die Kronen der M2 für den Fall ohne, beziehungsweise M1 und mit den Nachbarzähnen aufgegeben.

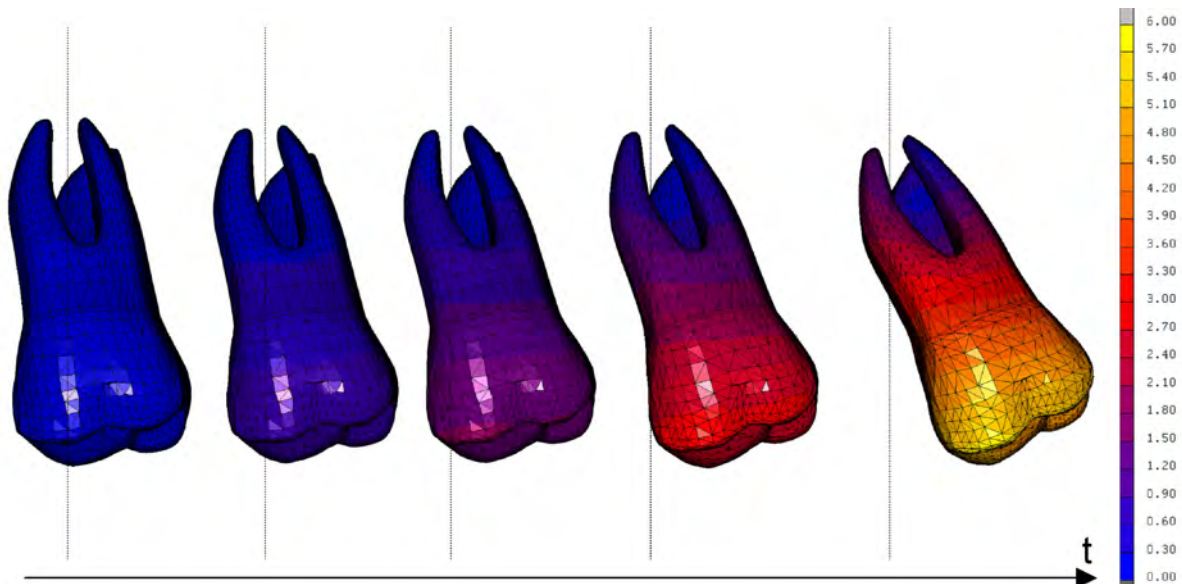


Abbildung 50: Berechnete kieferorthopädische Zahnbewegung von M2 ohne einen distalen Nachbarzahn. Verschiedene zeitabhängige Phasen der Molarenbewegung sind von links nach rechts abgebildet. Die gestrichelte Linie stellt die Position der Zahnachse zu Beginn der simulierten Bewegung dar. Die Grundbewegung war eine Kippung. Die Zahnkrone zeigte eine Bewegung von fast 6 mm (gelb), während die Wurzelspitze nahezu stationär (blau) blieb.

Abbildung 50 zeigt die verschiedenen Phasen der simulierten Bewegung von M2 in einer zeitabhängigen, farbkodierten Darstellung. Ohne einen benachbarten Molaren trat wie erwartet überwiegend eine Kippbewegung auf. Blau steht für eine minimale Bewegung, während die gelben Elemente Bewegungen von bis zu 6 mm darstellen. Die Ausgangsposition des Zahns ist auf der linken Seite zu sehen. Die Ursprungsachse ist durch die vertikale, gepunktete Linie veranschaulicht. Es trat wie erwartet eine Kippbewegung auf, deren Rotationszentrum zwischen den Wurzelspitzen lag. Die Auslenkung der Zahnkrone erreichte ein Maximum von 6 mm, das entsprach etwa 15°, während die Wurzelspitzen nahezu stationär blieben. Es ergab sich keine Veränderung in der Art der Zahnbewegung bei Variation der Kräfte, das heißt, die Kippung war unabhängig von der Höhe der aufgebrauchten Kraft.

Abbildung 51 zeigt einen Vektorplot der berechneten Knotenverschiebungen der Knochenelemente. Es wurden Auslenkungen der alveolaren Oberfläche von bis zu 4 mm berechnet. Die Situation entspricht der Endstellung der berechneten Zahnauslenkung. Auffällig in Abbildung 51 ist das Verhalten der Alveolarkante in Bezug auf die Oberfläche der äußeren kortikalen Schicht: Ähnlich wie bei der klinisch-radiologischen Beobachtungen bildet die mesiale Alveolarkante eine Welle hinter dem Zahn, während an der distalen Alveolarkante eine Vertiefung zu beobachten ist.

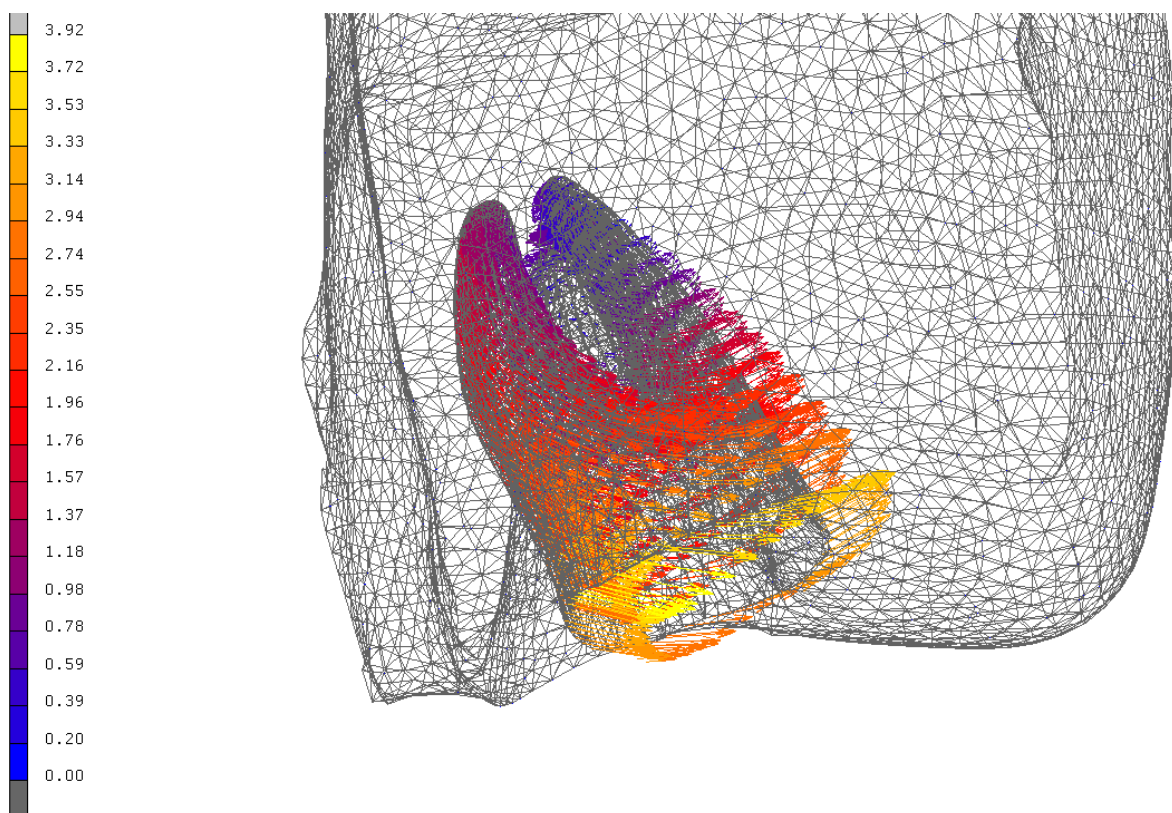


Abbildung 51: Berechnete Knotenverschiebungen des Alveolarknochens, dargestellt als Vektorplot. Abgebildet ist die Endauslenkung nach der Zahnbewegung.

Abbildung 52 zeigt die numerische Zahnauslenkung des Modells mit mesial und distal benachbarten Zähnen (Gruppe (G+7)). Auch hier wurde eine distale Kraft von bis zu 5 N auf M1 aufgebracht. Zunächst kippte M1 in Richtung von M2, bis die Zahnkronen in Kontakt standen. Anschließend wanderten beide Molaren gemeinsam in distale Richtung. Auch hier ist die Kippung die überwiegende Form der Bewegung, aber die Gesamtbewegung reduzierte sich auf etwa 3,5 mm an der Okklusalkante von M1. Wie in den statischen FEM-Simulationen ist die Bewegung von M2 kleiner als die von M1.

Interessant ist das Verhalten des simulierten P2. Er zeigte eine leicht distale Bewegung, obwohl dieser Zahn nicht direkt mit einer kieferorthopädischen Kraft belastet war. Es könnte zwei mögliche Erklärungen für dieses Verhalten geben: Zum einen könnte es aufgrund der Entlastung durch die Distalisation von M1 und M2 zu einer distalen Drift von P2 kommen. Allerdings müsste für dieses Szenario von einem Anfangskontakt zwischen M1 und P2 ausgegangen werden. Dieses ist jedoch nicht gegeben. Eine andere Möglichkeit wäre, dass durch die Bewegung von M1 die resultierenden Spannungen den Umbau des Alveolarknochens rund um P2 initiierte, was wiederum eine Verschiebung des Zahnhalteapparates von P2 zur Folge hätte. Dies ist das wahrscheinlichere Szenario.

Auch Abbildung 53 zeigt den Vektorplot des berechneten Knochenumbaus in der Endstellung der Simulation. Die farbig kodierte Vektoren zeigen die Verschiebungen der einzelnen Knoten der Knochenelemente in den Alveolen von P2, M1 und M2. Der Umbau der Alveole des P2 ist deutlich zu sehen. Das gemeinsame Rotationszentrum von M1 und M2 liegt zwischen den beiden Molaren in Höhe der Wurzelspitzen von M1.

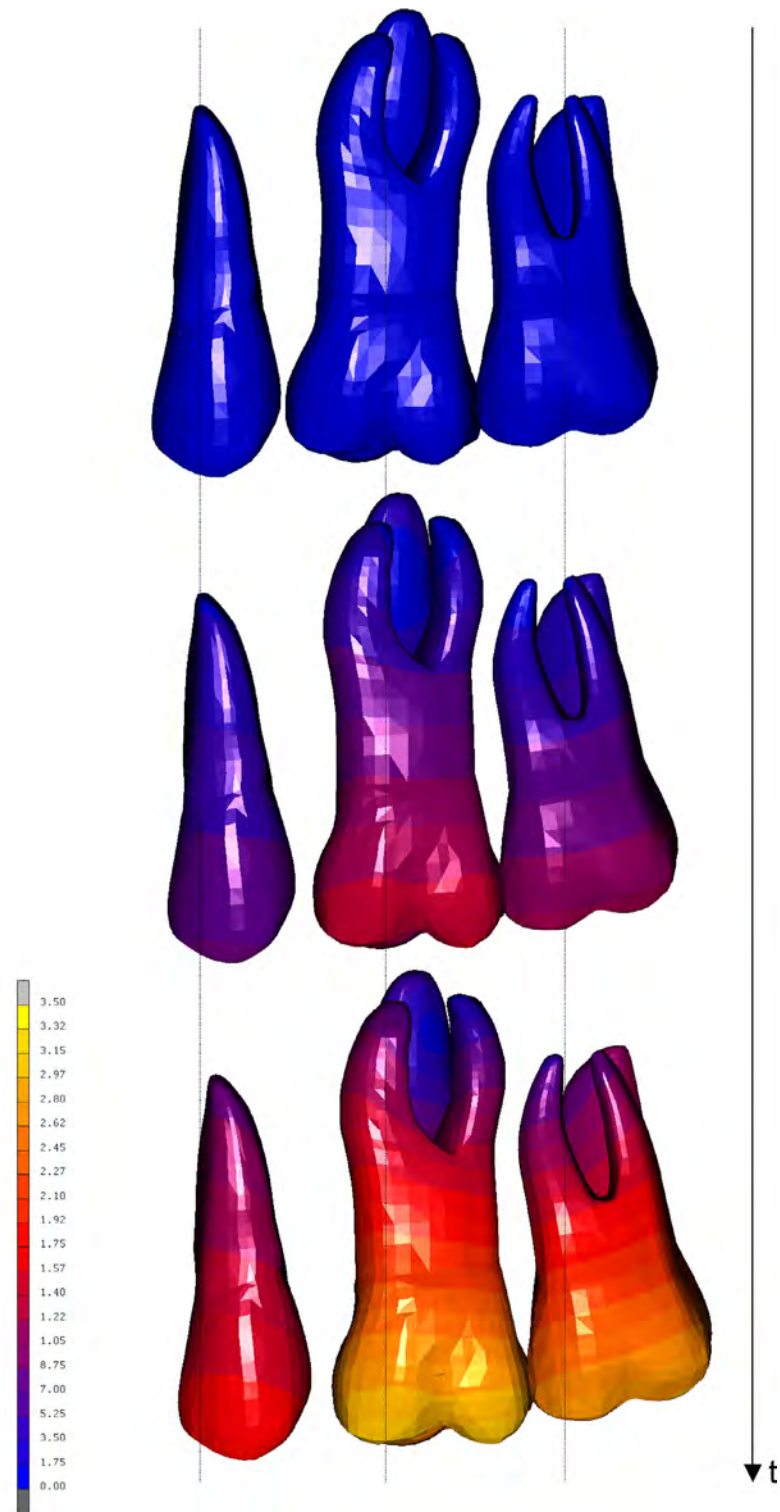


Abbildung 52: Es sind drei Zeitzustände der simulierten Zahnauslenkungen des zweiten Modells dargestellt. Die kleine Lücke zwischen M1 und M2 schließt sich während der initialen Zahnauslenkung und M2 kippt durch die Kraftübertragung von M1 zu M2 über den Kontaktpunkt. Die Kippung von M2 reduziert sich bezüglich M1 auf rund 20 %. Auffällig ist, dass P2 der distalen Bewegung der Molaren "folgt".

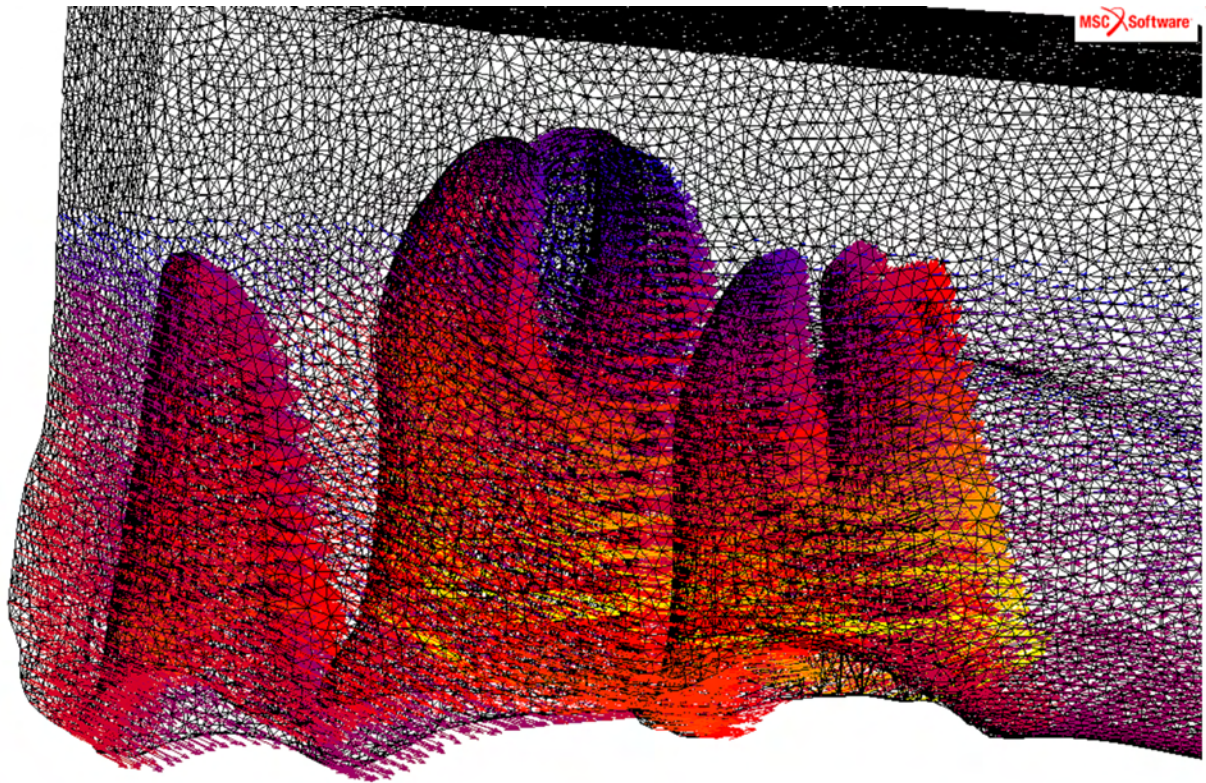


Abbildung 53: Vektorplot der verschobenen Knoten im Bereich des Alveolarknochens nach der Zahnauslenkung. Dargestellt ist das Modell der Gruppe (G+7).

6.4 Probleme bei der Netzgenerierung

Während der Neuvernetzung von PDL und Knochen kam es zu Defekten in den Volumennetzen, die sich in einem nicht zusammenhängenden PDL auswirkten. In Abbildung 54 ist ein fehlerhaft vernetztes PDL zu sehen, in dem es zu Löchern im Volumenkörper kam. Eine mögliche Ursache könnte sein, dass die Startkriterien zur Neuvernetzung des PDL früher erfüllt waren als die Kriterien zur Neuvernetzung (Knochenumbau) des Knochens. Die einzelnen Kontaktkörper haben auch während des Neuvernetzens die Randbedingung, dass sich die einzelnen Kontaktkörper nicht durchdringen dürfen. Es könnte zu Löchern im Finite-Elemente-Netz kommen, wenn beispielsweise die Bedingung, dass die Elementverformung im PDL zu groß wurden, eher erfüllt waren, als das der Knochenumbau innitiert wurde.

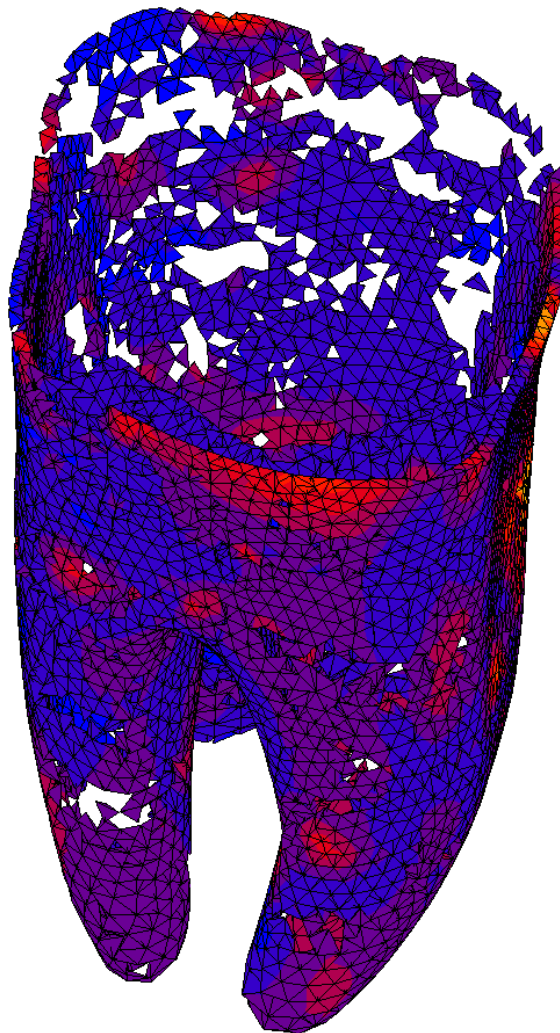


Abbildung 54: Netz des Parodontalligaments, das nach dem Neuvernetzen Defekte aufzeigte.

6.5 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

In dieser Arbeit wurde das biomechanische Kraft-/Auslenkungsverhalten mehrwurzeliger Zähne in Abhängigkeit vom Entwicklungsstadium des Nachbarzahns untersucht. Der Anwendungsfall war die kieferorthopädische Headgear-Behandlung.

Ältere Publikationen beschrieben ebenso wie die aktuelle Literatur und auch Lehrbücher zumeist die klinische Anwendung ausgehend von Erfahrungswerten. Andere behandelten bestimmte extraorale Zugrichtungen oder auch theoretische und numerische Untersuchungen aus einer Zahnauslenkung resultierender Kraftvektoren [Kin1880, Sch1994, Zen1995, Tan1996]. Arbeiten, die sich mit dem biomechanischen Verhalten mehrwurzeliger Zähne in Abhängigkeit des Entwicklungsstadiums des Nachbarzahns auseinandersetzten, existieren nur wenige [Grab1955, Gia1998, Kin2004]. *Graber* beschrieb klinische Erfahrungswerte und kam zu dem Resultat, dass bei der Distalisation eines ersten Molaren, ohne dahinterliegenden zweiten Molaren, die Rotation gegenüber der Translation deutlich überwiege. Auch diese Arbeit führte zu dem Ergebnis, dass die größte Rotation während des Keimstadiums des zweiten Molaren stattfand. Dagegen war sowohl in den experimentellen als auch in den numerischen und klinischen Ergebnissen die Translation in diesem Stadium am größten. Auch bei *Gianelly* handelte es sich um klinische Erfahrungswerte. Seine Erfahrungen stimmten mit unseren Ergebnissen überein. Auch er kam zu dem Ergebnis, dass eine Distalisation der Molaren bei nicht- bis maximal halbdurchgebrochenen distalen Nachbarn ideal sei, da sie zu einer maximalen Auslenkung führe. *Kinzinger et al.* führten kombinierte klinische und numerische Untersuchungen mit einer feststehenden kieferorthopädischen Apparatur durch. Sie werteten die jeweiligen Auslenkungen erster Molaren in Abhängigkeit verschiedener Durchbruchsstadien der zweiten und dritten Molaren in Fernröntgenseitenbild-Analysen aus. Anschließend wurden auf Basis eines idealisierten humanen Molaren Finite-Elemente-Modelle erzeugt, die Zahnauslenkungen bei verschiedenen Durchbruchsstadien berechnet. Die Ergebnisse stimmten bezüglich der Hauptauslenkungsrichtungen mit dieser Arbeit sowie den Vermutungen von *Gianelly* überein. Die von *Kinzinger et al.* beschriebene Rotation des zweiten Molaren zur Wange hin kann durch diese Arbeit nicht bestätigt werden, da die Auslenkungen in bukkal-palatinaler Richtung sehr gering waren und hinsichtlich der Rotationsrichtungen große Variationen vorlagen.

Die kombinierte experimentelle und numerische Methode zur Ermittlung der Materialparameter wurde schon mehrfach erfolgreich angewendet [Haa1996, Hin1996, Bou1998, Hin1998, Vol1998, Bou1999, Vol2000, Pop2001, Pop2002, Kaw2002, Kaw2003, Zie2004, Zie2005, Nat2007]. Auch in diesen Arbeiten konnte deutlich das bilineare Auslenkungsverhalten während der initialen Zahnbewegung gezeigt werden. Die experimentellen Untersuchungen von *Dadras* [Dad2008] zeigten deutlich ein zeitabhängiges Zahnauslenkungsverhalten, wie sie auch in dieser Arbeit beobachtet wurde.

7 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde mit experimentellen und numerischen Analysen das biomechanische Verhalten von mehrwurzeligen Zähnen untersucht. Im besonderen wurde das Kraft-/Auslenkungsverhalten in Abhängigkeit des Entwicklungsstadiums der Nachbarzähne untersucht.

Zur numerischen Berechnung wurde ein annähernd anatomisch korrektes Oberkiefermodell mit Zähnen, Zahnhalteapparat und Knochen aus einem kommerziellen Modell in einem Finite-Elemente-Methoden(FEM)-Programm erstellt. Es wurden Modelle untersucht, in denen der zweite Molare in verschiedenen Durchbruchsstadien vorhanden war. Die Modelle und die Ergebnisse des Zahnauslenkungsverhaltens wurden durch eine klinische Studie ergänzt. Klinisch wurde eine kurzzeitige, definierte, distale Kraft über den Außenbogen eines Headgears auf den ersten Molaren aufgebracht und die Zahnauslenkung gemessen. Untersucht wurden zwei Patientengruppen, eine Gruppe mit durchgebrochenen zweiten Molaren und eine Gruppe, in der nur der erste Molar durchgebrochen war. Vervollständigt wurde die biomechanische Untersuchung durch die Messung der initialen Zahnbewegung in einem tierexperimentellen Modell. An dreiwurzeligen Schweineprämolaren in verschiedenen Durchbruchsstadien wurde das kraftabhängige Zahnauslenkungsverhalten in einem optomechanischen Aufbau gemessen. Beiden experimentellen Situationen wurden die Finite-Elementen-Analysen im FEM-Programm MSC.Marc/Mentat numerisch gegenüber gestellt.

Zur Simulation der tierexperimentellen Situation wurden aus einem Teil der Präparate Schnitte gefertigt und diese mit einem Mikroskop fotografiert. Diese Photos wurden digitalisiert. Aus dem anderen Teil der Präparate wurden computertomographische Schnittbilder erzeugt. Mit dem Rekonstruktionsprogramm ADOR3D wurden aus diesen Bildern dreidimensionale Oberflächenmodelle generiert. In der praktischen Durchführung erwies sich die Schnittbilderzeugung mittels Computertomograph gegenüber der Bilderzeugung über den Zwischenschritt histologischer Schnittpräparate für diese Fragestellung überlegen, da mit deutlich geringerem Zeitaufwand detailliertere Modelle erhalten wurden. Alle Modelle wurden entsprechend des Experimentes bzw. der klinischen Untersuchung mit Randbedingungen (Materialparameter, Lasten) beaufschlagt und die Zahnauslenkungen berechnet. Zunächst wurden die Materialparameter des Parodontalligamentes aus vorherigen kieferorthopädischen Studien verwandt. Im Vergleich der experimentell und numerisch ermittelten Kraft-/Auslenkungsdiagramme konnten diese Parameter iterativ so angepasst werden, dass die errechneten kraftabhängigen Zahnauslenkungen den klinischen bzw. experimentellen Situationen entsprachen. Nachfolgend wurden diese validierten Modelle zur Errechnung der Verzerrungs- und Spannungsverteilungen im Parodontalligament und Knochen um belastete Zähne genutzt.

Es konnte gezeigt werden, dass die initiale Zahnbeweglichkeit des ersten oberen Molaren vom Durchbruchsstadium seiner distalen Nachbarzähne abhängig ist. Die größte Translation des ersten Molaren ergab sich wenn der zweite Molar nicht oder halb durchgebrochen war. Die Auslenkung des ersten Molaren bei vollständig durchgebrochenem distalen Nachbarzahn ist im Experiment um bis zu 50 %, klinisch um durchschnittlich 10 %, verringert gegenüber einem maximal halb durch gebrochenen Nachbarzahn. Etwa 50 % der Kraft wurde im Experiment auf den zweiten Zahn übertragen, klinisch annähernd 30 %. Durch die Materialanpassung an die jeweilige Situation wurde außerdem deutlich, dass das Auslenkungsverhalten von Zähnen von den Belastungszeiten abhängig ist. Weitere zeitabhängige Experimente an Schweinepräparaten bestätigten diese Berechnungen.

Die Verwendung eines idealisierten Modells ließ Individualitäten in der Morphologie der Zähne und im Aufbau des umgebenden Halteapparates unberücksichtigt. Die Parodontalspaltbreite wurde idealisiert mit einer gleichmäßigen Stärke von 200 μm angenommen. Außerdem ging das Materialmodell von einer Isotropie und Homogenität des gesamten Parodontiums aus; eine wesentliche Abweichung zur Realität, die im Rahmen der Idealisierung des Rechenmodells bewusst vorgenommen wurde, da sie die zurzeit bestmögliche Näherung an die tatsächlichen Vorgänge im Parodontium beschrieb. Ebenso konnten Einflüsse von Kauvorgängen, dem Zusammenbiss von Oberkiefer und Unterkiefer, sowie Weichteilfunktionen im Rahmen der Idealisierung keine Berücksichtigung finden. Obgleich die theoretischen, numerischen Modelle Beschränkungen in Bezug auf ihre Darstellung der lebenden biologischen Strukturen haben, scheint es, dass der große Zeitaufwand und die Rechenleistung, resultierend aus der hohen Komplexität des FEM-Modells, angesichts der dargestellten Resultate gerechtfertigt sind.

Klinische Erfahrungswerte in Bezug auf die Zahnbewegung mit Headgear konnten mit allen drei Untersuchungsmethoden bestätigt werden. Die dargestellte Studie stellt somit ein Beispiel für den Einsatz von theoretischen, biomechanischen Modellen mit direkter klinischer Bezug vor.

8 Ausblick

Mit zunehmender Leistungsfähigkeit der Computer und immer schnelleren Rechenalgorithmen wird es verstärkt möglich sein, Materialmodelle immer mehr der komplexen Realität anzupassen und trotzdem Ergebnisse in akzeptablen Rechenzeiten zu erhalten. So könnten in das Materialmodell des Parodontiums anisotrope, inhomogene und hydrodynamische Effekte eingebaut werden. Auch in die Modellierung des Knochenumbaus werden neue mathematische und medizinische Erkenntnisse einfließen. Die mathematische Beschreibung des Neuvernetzungsprozesses während des Knochenumbaus ist Thema einer weiterführenden Dissertation, die in der Arbeitsgruppe begonnen wurde. Auch können mit zunehmender Auflösung bildgebender Verfahren und höherer Computerleistung einzelne Strukturen wie der spongiöse Knochen detaillierter rekonstruiert werden und somit die Modelle immer stärker der Realität angepasst werden.

Weiterhin werden mit dem vorgestellten dreidimensionalen Modell eines menschlichen Oberkiefers auch in Zukunft verschiedene klinische Probleme simuliert. Es werden weitere kieferorthopädische Fragestellungen, wie die Lage der Widerstandszentren aller Zähne, die Lage der Rotationszentren verblockter Zähne oder der Einfluss verschiedener kieferorthopädischer Behandlungselemente untersucht werden. In einem weiteren Schritt soll das idealisierte Modell an patientenspezifische Daten, wie individuelle Materialparameter und Morphologien, angepasst werden.

Literaturverzeichnis

- [And1991] Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B: Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (1991) 99, 427-440
- [Ang1899] Angle EH: Classification of malocclusion, *Dental Cosmos* (1899) 41, 248-350
- [Atm1981] Atmaran GH, Mohammed H: Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure, *Journal of Dental Research* (1981) 60, 873-877
- [Bae1975] Baeten LR: Canine retraction: A photoelastic study, *American Journal of Orthodontics* (1975) 67, 11-23
- [Bat2002] Bathe KJ: *Finite-Elemente-Methoden*, Springer (2002)
- [Bea1990] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR: An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development, *Journal of Orthopaedic Research* (1990) 8, 651-661
- [Beau1990] Beaupré GS, Orr TW, Carter DR: An approach for time dependent modeling and remodeling - application: A preliminary remodeling simulation, *Journal of Orthopaedics Research* (1990) 8, 662-670
- [Bem2006] Bembey AK, Oyen ML, Bushby AJ, Boyde A: Viscoelastic properties of bone as a function of hydration state determined by nanoindentation, *Philosophical Magazine* (2006) 86, 5691-5703
- [Ben1910] Benedikt M: *Biomechanische Grundfragen*, *Development Genes and Evolution* (1910) 31, 164-174
- [Ber2000] de Berg M, van Kreveld M, Overmars M, Schwarzkopf O: *Computational geometry*, Springer-Verlag (2000)
- [Böc1989] Böck P: *Mikroskopische Technik*, Urban & Schwarzenberg (1989)
- [Bou1992] Bourauel C, Nolte LP, Drescher D: Numerische Untersuchung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus pseudoelastischen NiTi-Legierungen, *Biomedizinische Technik* (1992) 37, 46-53
- [Bou1998] Bourauel C: *Die orthodontische Zahnbewegung: Numerische Modellbildung und biomechanische Validierung*, Habilitationsschrift, Universität Bonn (1998)

- [Bou1999] Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Jäger A: Simulation orthodontischer Zahnbewegungen. Ein Vergleich numerischer Modelle, Fortschritte der Kieferorthopädie (1999) 60, 136-151
- [Bur1962] Burstone CJ: The biomechanics of tooth movement; in: Vistas in orthodontics, Lea&Fieber, Philadelphia (1962)
- [Bur1979] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions, Journal of Periodontal Research (1979) 58, 1754-1764
- [Bur1980] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, American Journal of Orthodontics (1980) 77, 396-409
- [Bur1981] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Weeks R: Center of resistance of the human mandibular molars, Journal of Dental Research (1981) 60, 515
- [Bur1985] Burstone CJ: Application of bioengineering to clinical orthodontics; in: Orthodontics, current principles and techniques, The C.V.Mosby Company (1985)
- [Bur1991] Burgersdijk R, Truin GJ, Frankenmolen F, Kalsbeek H, van't Hof M, Mulder J: Malocclusion and orthodontic treatment need of 15-74-year-old Dutch adults, Community Dentistry and Oral Epidemiology (1991) 19, 64-67
- [Bur1992] Burstone CJ, Every TW, Pryputniewicz RJ: Holographic measurement of incisor extrusion, American Journal of Orthodontics (1992) 82, 1-9
- [Car1987] Carter DR: Mechanical loading history and skeletal biology, Journal of Biomechanic (1987) 20, 1095-1109
- [Cat2005] Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B: The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement, Journal of Dental Research (2005) 84, 428-433
- [Chi1995] Chilibeck PD, Sale DG, Webber CE: Exercise and bone mineral density, Sports Medicine (1995) 19, 103-122
- [Chr1969] Christiansen RL, Burstone CL: Centers of rotation within the periodontal space, American Journal of Orthodontics (1969) 55, 353-369
- [Coh2006] Cohen MM: The new bone biology: Pathologic, molecular, and clinical correlates, American Journal of Medical Genetics Part A (2006) 140, 2646-2706
- [Cow1976] Cowin SC, Hegedus DH: Bone remodeling I: Theory of adaptive elasticity, Journal of Elasticity (1976) 6, 313-326
- [Cow1981] Cowin SC: Continuum models for the adaptation of bone to stress; in: Mechanical properties of bone, American Society of Mechanical Engineers (1981)

- [Dad2008] Dadras V: Experimentelle und theoretische Untersuchungen zum zeitabhängigen Verhalten des Parodontalen Ligaments, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, Dissertation (2008)
- [Dav1971] Davidian EJ: Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor, *American Journal of Orthodontics* (1971) 59, 581-588
- [Del1999] Delin Y, Haiying N, Yikang G, Xing C: Elastic modulus of human cementum, *Applied Mathematics and Mechanics* (1999) 20, 1134-1141
- [Der1986] Dermaut LR, Kleutghen JPJ, De Clerck HJJ: Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (1986) 90, 29-36
- [Dic2008] URL: <http://dicom.online.fr>, (2008)
- [Dir1987] Dirtoft BI: Dental holography-earlier investigations and prospective possibilities, *Advances in Dental Research* (1997) 1, 8-13
- [Far1973] Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL: Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar, *Journal of Biomechanics* (1973) 6, 511-520
- [Fro1990] Frost HM: Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1.Redefining Wolff's law: The bone modeling problem, *The Anatomical Record* (1990) 226, 403-413
- [Fros1990] Frost HM: Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1.Redefining Wolff's law: The remodeling problem, *The Anatomical Record* (1990) 226, 414-422
- [Gar2007] Garman R, Rubin C, Judex S: Small oscillatory accelerations, independent of matrix deformations, increase osteoblast activity and enhance bone morphology, *PLoS ONE* (2007) 2, e653
- [Gia1998] Gianelly: Evidence-based therapy: An orthodontic dilemma, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (1998) 129, 596-598
- [Gop2000] Gopi M, Krishnan S, Silva CT: Surface reconstruction based on lower dimensional localized delaunay triangulation, *Eurographics* (2000) 19, 1-13
- [Grab1955] Graber: Extraoral force-facts and fallacies, *American Journal of Orthodontics* (1955) 41, 490-505

- [Haa1996] Haase A: Numerische Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode, Physikalisches Institut, Universität Bonn, Diplomarbeit (1996)
- [Hal1973] Hall DR, Nakayama WT, Grenoble DE, Katz JL: Elastic constants of three representative dental cements, *Journal of Dental Research* (1973) 52, 390
- [Har1989] Hart RT, Davy DT: Theories of bone remodeling and modeling; in: *Bone mechanics*, Boca Raton: CRC Press (1989)
- [Hin1996] Hinterkausen M: Aufbau eines optomechanischen Messsystems zur in-vitro-Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit, Physikalisches Institut, Universität Bonn, Diplomarbeit (1996)
- [Hin1998] Hinterkausen M, Bourauel C, Siebers G, Haase A, Drescher D, Nellen B: In vitro analysis of the initial tooth mobility in a novel optomechanical setup, *Medical Engineering and Physics* (1998) 20, 40-49
- [Hui1987] Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ: Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis, *Journal of Biomechanics* (1987) 20, 1135-1150
- [Jac1997] Jacobs CR, Simo JC, Beaupré GS, Carter DR: Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations, *Journal of Biomechanics* (1997) 30, 603-613
- [Jon2001] Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C: A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject, *Journal of orthodontics* (2001) 28, 29-38
- [Jun1991] Junqueira LC, Carneiro J: *Histologie*, Springer-Verlag (1991)
- [Kah1995] Kahl-Nieke: *Einführung in die Kieferorthopädie*, Urban & Fischer (1995)
- [Kaw2002] Kawarizadeh A: Experimentelle und numerische Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit und der Materialparameter vom Parodontalligament im Rattenmodell, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, Dissertation (2002)
- [Kaw2003] Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A: Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens, *European Journal of Orthodontics* (2003) 25, 569-578
- [Kaw2005] Kawarizadeh A, Bourauel C, Götz W, Jäger A: Early responses of periodontal ligament cells to mechanical stimulus in vivo, *Journal of Dental Research* (2005) 84, 902-906
- [Kei2004] Keilig L, Bourauel C, Grüner M, Hültenschmidt R, Bayer S, Utz KH, Stark H: Design and testing of a novel measuring system for use in dental biomecha-

nics-principles and examples of measurements with the hexapod measuring system, Biomedizinische Technik (2004) 49, 208-215

- [Kin1880] Kingsley NW: Treatise of oral deformities as a branch of mechanical surgery, New York, D. Appleton & Company (1880)
- [Kin2004] Kinzinger GS, Fritz UB, Sander FG, Diedrich PR: Efficiency of a pendulum appliance for molar distalization related to second and third molar eruption stage, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (2004) 125, 8-23
- [Kle1999] Klein R, Schilling A, Straßer W: Reconstruction and simplification of surfaces from contours, Computer Graphics and Applications (1999) 325, 198 - 207
- [Kör1971] Körber KH: Electronic registration of tooth movements, International Dental Journal (1971) 21, 466-477
- [Lak1993] Lakes R: Advances in negative Poisson's ratio materials, Advanced Materials (1993) 5, 293-296
- [Leh1997] Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E, Repges R: Bildverarbeitung für die Medizin, Springer-Verlag (1997)
- [Lül2003] Lüllmann-Rauch: Histologie, Thieme (2003)
- [Luo1995] Luo G, Cowin SC, Sadegh AM, Arramon YP: Implementation of strain rate as a bone remodeling stimulus, Journal of Biomechanical Engineering (1995) 117, 329-338
- [Mar2005] MSC.Marc@Volume A: Theory and user information (2005)
- [McG1991] McGuinness NJP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J: A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings, European Journal of Orthodontics (1991) 13, 231-242
- [Med1999] URL: <http://www.medeco.de>, (1999)
- [Mei2001] Meinken A: Finite Elemente in der Praxis, expert verlag GmbH (2001)
- [Mei2007] Meikle MC: Remodeling the dentofacial skeleton: The biological basis of orthodontics and dentofacial orthopedics, Journal of Dental Research (2007) 86, 12-24
- [Mid1990] Middleton J, Jones ML, Wilson AN: Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement, Journal of Biomedical Engineering (1990) 12, 319-327
- [Mid1996] Middleton J, Jones M, Wilson A: The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model,

- American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (1996) 109, 155-162
- [Min2003] Minuth WW, Strehl R, Schumacher K: Zukunftstechnologie Tissue Engineering. Von der Zellbiologie zum künstlichen Gewebe, Wiley-VCH (2003)
- [Mor1995] Mortensen EN, Barrett WA: Intelligent scissors for image composition, Computer Graphics (SIGGRAPH `95) (1995) 8, 191-198
- [Müh1954] Mühlemann HR, Zander HA: Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility, Journal of Periodontology (1954) 25, 128-137
- [Mur2003] Murphy NM, Carroll P: The effect of physical activity and its interaction with nutrition on bone health, Proceedings of the Nutrition Society (2003) 62, 829-838
- [Näg1991] Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Meesenburg D: Centers of rotation with transverse forces: An experimental study, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (1991) 99, 337-345
- [Näg1993] Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Meesenburg D: Centers of rotation with transverse forces: An experimental study, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (1993) 99, 337-345
- [Nat2003] Natali AN, Hart RT, Pava PG, Knets I: Mechanics of bone tissue; in: Dental biomechanics, Taylor & Friends (2003)
- [Nat2004] Natali AN, Pavan PG, Scarpa C: Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament, Dental Materials (2004) 20, 623-629
- [Nat2007] Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Bourauel C, Ziegler A, Keilig L: Experimental-numerical analysis of minipig's multi-rooted teeth, Journal of Biomechanics (2007) 40, 1701-1708
- [Nic2004] Nickel R, Schummer A, Seiferle E: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Parey-Verlag (2004)
- [Nik1972] Nikolai RJ, Schweiker JW: Investigation of root-periodontium interface stresses and displacements for orthodontic application, Experimental Mechanics (1972) 12, 406-413
- [Oos2000] Van Oosterwyck H: Studie van biomechanische Invloedsfactoren van Botadaptaatierond functioneel belaste orale Implantaten, Division of Biomechanics and Engineering Design, Katholieke Universiteit Leuven, België, Dissertation (2000)

- [Pop2001] Poppe M: Bestimmung der Materialparameter von humanem Parodontalligament und Lage der Widerstandszentren von einwurzeligen Zähnen, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, Dissertation (2001)
- [Pop2002] Poppe M, Bourauel C, Jäger A: Determination of the material properties of the human periodontal ligament and the position of the centers of resistance in single-rooted teeth, *Journal of Orofacial Orthopedics* (2002) 63, 358-370
- [Pro2000] Provatidis CG: A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament, *Medical Engineering and Physics* (2000) 22, 359-370
- [Pro2003] Provatidis CG: A bone-remodelling scheme based on principal strains applied to a tooth during translation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (2003) 6, 347-352
- [Pro2006] Proffit WR, Fields HW, Sarver DW: *Contemporary orthodontics*, Mosby (2006)
- [Qia2001] Qian H, Chen J, Katona TR: The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2001) 120, 272-279
- [Qia2007] Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M: Numerical simulation of tooth movement in a therapy period, *Clinical Biomechanics* (2007) , Epub ahead of print
- [Rah1985] Rahn BA: Zähne; in: *Anatomie*, Urban & Schwarzenberg (1985)
- [Rah2004] Rahimi A: 3D-Rekonstruktion numerische Modelle aus 2D-Schichtaufnahmen, Institut für Informatik, Universität Bonn, Diplomarbeit (2004)
- [Rah2005] Rahimi A, Keilig L, Bendels G, Klein R, Buzug TM, Abdelgader I, Abboud M, Bourauel C: 3D Reconstruction of dental specimens from 2D histological images and μ CT-scans, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (2005) 8, 167-176
- [Ram1985] Rambaut PC, Goode AW: Skeletal changes during space flight, *Lancet II* (1985) 85, 1050-1052
- [Rei2007] Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C: Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of the upper incisors, *European Journal of Orthodontics* (2007) 29, 219-224
- [Rei2008] Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Vardimon A, Bourauel C: Experimental and numerical study of the biomechanical behaviour of teeth during an orthodontic treatment, *Medical Engineering and Physics* (2008) , eingereicht

- [Rein2007] Reina J, García-Aznar J, Domínguez J, Doblaré M: Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible, *Journal of Biomechanics* (2007) 40, 828-836
- [Rob1981] Roberts WE, Goodwin WC, Heiner SR: Cellular response to orthodontic force, *Dental Clinics of North America* (1981) 25, 3-17
- [Sal2006] Salmang H, Scholze H, Telle R: *Keramik*, Springer Berlin Heidelberg (2006)
- [Sch1994] Schmuth GPF, Vardimon AD: *Kieferorthopädie*, Thieme (1994)
- [Sem2001] Sambrook P, Schrieber L, Ellis A: Bone structure and function in normal and disease states; in: *The musculoskeletal system: Basic science and clinical conditions: Systems of the body series: Basic science and clinical conditions (systems of the body)*, Churchill Livingstone (2001)
- [Sie1986] Siegele D, Soltesz U, Topkaya A: Numerische Untersuchungen zum Rückstell- und Schwingungsverhalten von Zähnen am Beispiel eines oberen Schneidezahnes, *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* (1986) 41, 628-634
- [Sie1999] Siebers G: *Der Einfluß der Wurzelgeometrie auf die initiale Zahnbeweglichkeit*, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, Dissertation (1999)
- [Sir2007] URL: http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_galileos, (2007)
- [Spe1993] Spears IR, Noort van R, Crompton RH, Cardew GE, Howard IC: The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth, *Journal of Dental Research* (1993) 72, 1526-1531
- [Sut1980] Sutcliffe WJ, Atherton JD: The mechanics of tooth mobility, *British Journal of Orthodontics* (1980) 7, 171-178
- [Syn1933] Syngé JL: The tightness of the teeth, considered as a problem concerning the equilibrium of a thin incompressible elastic membrane, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* (1933) 231, 435-471
- [Tam1994] Tamatsu Y: A measurement of local elastic modulus of labial and buccal compact bone of human mandible, *Japanese Journal of Oral Biology* (1994) 36, 306-329
- [Tan1987] Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (1987) 92, 499-505
- [Tan1995] Tanne K, Inoue Y, Sakuda M: Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement, *The Angle Orthodontist* (1995) 65, 123-128

- [Tan1996] Tanne K, Matsubara S: Association between the direction of orthopedic head-gear force and sutural response in the nasomaxillary complex, *The Angle Orthodontist* (1996) 66, 125-130
- [Tan1998] Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML: An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects, *British Journal of Orthodontics* (1998) 25, 109-115
- [Tom2002] Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW: Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2002) 122, 174-179
- [Tom2003] Toms SR, Eberhardt AW: A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (2003) 123, 657-665
- [Vol1998] Vollmer D: Numerische und experimentelle Analyse der initialen Zahnbeweglichkeit, ISKP, Universität Bonn, Diplomarbeit (1998)
- [Vol1999] Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A: Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealised tooth model, *European Journal of Orthodontics* (1999) 21, 633-648
- [Vol2000] Vollmer D, Haase A, Bourauel C: Halbautomatische Generierung von Finite-Element-Netzen zahnmedizinischer Präparate, *Biomedizinische Technik* (2000) 45, 62-69
- [Wil1972] Wills DJ, Picton DCA, Davies WIR: An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys, *Journal of Periodontal Research* (1972) 7, 42-51
- [Wil2001] Willems G, De Bruyne I, Verdonck A, Fieuws S, Carels C: Prevalence of dentofacial characteristics in a belgian orthodontic population, *Clinical Oral Investigations* (2001) 5, 220-226
- [Wol1882] Wolff J: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*, Berlin: Verlag von August Hirschwald (1882)
- [Yos2001] Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K: In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament, *Medical Engineering and Physics* (2001) 23, 567-572
- [Zen1995] Zentner A, Filippidis G, Serogl HG: A holographic study to demonstrate the initial displacements of a macerated human skull under the influence of the orthodontic force from headgear with different directions, *Fortschritte der Kieferorthopädie* (1995) 56, 118-126

- [Zie2004] Ziegler A: Numerische Simulation des biomechanischen Verhaltens mehrwurzeliger Zähne, Medizinische Fakultät, Universität Bonn, Dissertation (2004)
- [Zie2005] Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C: Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth, *European Journal of Orthodontics* (2005) 27, 333-339

Danksagung

Mein Dank gilt allen, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben.

Herrn Prof. Bourauel danke ich für die interessante Aufgabenstellung, seine umfassende wissenschaftliche Betreuung, seine vielseitigen Anregungen und die Möglichkeit die Arbeit unter sehr guten technischen Voraussetzungen durchführen zu können. Außerdem für die Zeit, seine Hilfsbereitschaft und den Mut, den er mir immer machte.

Herrn Prof. Maier danke ich sehr für die Übernahme der Betreuung in der Mathematisch-Naturwissenschaftliche-Fakultät.

Herrn Prof. Vardimon und Frau Prof. Brosh aus Tel Aviv danke ich für die gute Zusammenarbeit zwischen der klinischen und unserer Arbeitsgruppe.

Herrn Prof. Jäger und Herr Prof. Stark danke ich für die Möglichkeit die Arbeit im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn durchführen zu können.

Herrn Dr. Keilig danke ich für den regen Gedankenaustausch, seine ständige Hilfsbereitschaft und immer freundliche, geduldige und kompetente Beratung bei softwaretechnischen Fragen.

Herrn Dipl.-Inf. Rahimi danke ich für die ständige Verbesserung des von ihm entwickelten Programmes ADOR3D und die Unterstützung bei der aufwendigen Überarbeitung der Schnittbilder.

Herrn Dr. Baxmann danke ich für den zahnmedizinischen Beitrag zum Gelingen dieser Arbeit.

Der gesamten Arbeitsgruppe Oralmedizinische Technologie danke ich dafür, die Arbeit in einer sehr freundlichen Arbeitsatmosphäre durchführen zu können.

Mein Dank gilt den Mitarbeitern der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätszahnklinik Bonn, die mich bei meiner Arbeit unterstützten.

Mein Dank gilt auch Frau Lange für die freundliche Hilfestellung bei der Herstellung der Präparateschnitte.

Herrn Johannes Hilgers vom Landesverband der Rheinischen Schweinezüchter danke ich für die stete Hilfsbereitschaft und das unkomplizierte Besorgen von frischen Schweineköpfen.

Der German Israel Foundation danke ich für die Förderung des Projektes (Nr. I-735-71.2/2002).

Besonderer Dank gilt meinem Mann Jens Reimann, der mich jederzeit ermutigt und unterstützt hat, meinen wissenschaftlichen Weg zu gehen.

Publikationen

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C: Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors, *European Journal of Orthodontics* (2007), 29, 219-224

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Vardimon A, Bourauel C: Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance, *Medical Engineering & Physics*, submitted for publication

Baxmann M, Reimann S, Keilig L, Brosh T, Vardimon A, Jäger A, Bourauel C: Distalization of maxillary first molars by headgear in respect to the eruption stage of second molars – An experimental and numerical study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, submitted for publication

Konferenzbeiträge

Reimann S, Bourauel C, Keilig L, Jäger A: Biomechanische Untersuchung der Lage des Widerstandszentrums des oberen Frontzahnblocks; in: Hartmann U, Kohl-Bareis M, Hering P, Lonsdale G, Bongartz J, Buzug TM: Aktuelle Methoden der Laser- und Medizinphysik: 2. Remagener Physiktage, VDE Verlag GmbH, Berlin, Offenbach, ISBN 3-8007-2838-9, (2004), 150–155

Reimann S, Bourauel C, Keilig L, Jäger A, Vardimon A, Brosh T: Development of a 3D finite element model of the maxilla for numerical analysis of orthodontic load cases. In: (eds.): Proceedings of The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC'05, Prague, Czech Republic, VDE Verlag GmbH, Berlin, Offenbach, ISSN: 1727-1983, (2005), 1438

Reimann S, Bourauel C, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Vardimon A: Entwicklung eines 3D Finite Elemente-Modells der Maxilla zur numerischen Analyse kieferorthopädischer Fragestellungen. *Biomedizinische Technik* 51, Proceedings, ISSN 0939-4990: Proceedings of the annual conference of the Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (2006), V117

Reimann S, Bourauel C, Jäger A, Keilig L, Brosh T, Vardimon A: Development and validation of a 3D finite element model of the maxilla for numerical analysis of orthodontic load cases; in: (eds.): Middleton J, Shrive N, Jones ML: Proceedings of the 7th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE), ISBN 0-9549670-2-x, Antibes, France. FIRST Numerics Ltd. (2007), 119

Reimann S, Jäger A, Keilig L, Brosh T, Vardimon A, Maier K, Bourauel C: Experimental and numerical investigation of multi-rooted teeth with respect to headgear traction in a pig experiment, Proceedings of the 8th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE), (2008), in Arbeit

Zitierfähige Abstracts

Reimann S, Bourauel C, Jäger A: Biomechanical study of the position of the centre of resistance of the anterior teeth, 81st EOS-Congress, Amsterdam, June 2005, European Journal of Orthodontics (2006), 28, e125, S268

Baxmann M, Reimann S, Bourauel C, Vardimon A, Keilig L: Experimentelle und numerische Analyse der Molarenbeweglichkeit bei Headgear Einsatz im Schweinemodell, DZZ, Supplement 2005, A 165, ISSN 0012-1029

Reimann S, Bourauel C, Keilig L, Vardimon A, Brosh T, Jäger A: Entwicklung eines 3D-OK-Modells für die numerische Analyse kieferorthopädischer Fragestellungen, DZZ, Supplement 2005, A 167, ISSN 0012-1029

Reimann S, Bourauel C, Baxmann M, Keilig L, Vardimon A, Brosh T: Experimental and numerical investigation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth with respect to headgear traction in a pig experiment, Journal of Biomechanics 39, S1 (2006), S205

Bourauel C, Reimann S, Baxmann S, Keilig L, Vardimon A, Brosh T: Experimentelle und numerische Analyse des biomechanischen Verhaltens mehrwurzeliger Zähne bei Headgear-Einsatz im Schweine-Modell, proceedings, ISBN 10:3-939390-35-6: Deutscher Kongress für Biomechanik (DGfB) (2007), P4

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, European Journal of Orthodontics (2007), 29: e90, S207