

**Distalisation oberer erster Molaren mittels Headgear in Abhängigkeit des  
Durchbruchstadiums der zweiten Molaren  
-Experimentelle und numerische Untersuchungen-**

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

**vorgelegt von  
Martin Baxmann  
aus  
Leer**

**2007**

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. C. Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. A. Jäger

Tag der Mündlichen Prüfung: 07.11.2007

Aus dem  
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Universität Bonn

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

Meiner Frau Rita  
und  
meinem Sohn Lukas



## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Die kieferorthopädische Zahnbewegung.....</b>	<b>9</b>
2.1	Morphologie und Anatomie von Einzelzahn und Zahnfach.....	9
2.2	Morphologie und Anatomie von Zahngruppen.....	11
2.3	Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung.....	12
2.3.1	Biomechanische Besonderheiten von Zahngruppen.....	14
2.4	Die Headgearbehandlung, biomechanische Grundlagen und Indikation.....	15
2.5	Die initiale Zahnbeweglichkeit.....	17
2.6	Experimentelle Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit.....	19
2.6.1	In-vivo-Untersuchungen.....	19
2.6.2	In-vitro-Untersuchungen.....	21
2.7	Mathematisch-physikalische Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit.....	22
2.7.1	Analytisch-mathematische Verfahren.....	22
2.7.2	Numerisch-mathematische Verfahren.....	23
<b>3</b>	<b>Fragestellung und Zielsetzung.....</b>	<b>26</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>27</b>
4.1	Präparate.....	27
4.2	Methodik allgemein.....	32
4.3	Messprinzip.....	35
4.3.1	Positionsbestimmung der Proben mit einem CCD-Kamera-System.....	38
4.3.2	Positionierung des Präparates.....	39
4.3.3	Allgemeiner Messablauf.....	40
4.3.4	Besonderheiten im Messablauf der verschiedenen Versuchsreihen.....	41

4.4	Finite Elemente Methode.....	42
4.5	Erstellung von Netzen und FE-Modellen.....	43
4.6	Berechnung und Auswertung der Ergebnisse.....	50
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>54</b>
5.1	Exemplarische Auswertung der Bewegungskomponenten am Beispiel eines Präparates.....	54
5.2	Experimentelle und numerische Ergebnisse der Versuchsreihen....	58
5.3	Mittelwerte der Elastizitätsparameter.....	80
<b>6</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>81</b>
6.1	Diskussion von Material und Methoden.....	81
6.1.1	Vergleichbarkeit von Menschen- und Schweinemolaren.....	81
6.1.2	Diskussion der ermittelten Materialparameter.....	83
6.1.3	Auswirkungen der Größe des Präparates bei Messungen von Zahngruppen.....	83
6.1.4	Vergleich der verwendeten bildgebenden Verfahren.....	84
6.1.5	Auswirkungen von Kontaktpunktabweichungen innerhalb der Zahngruppe.....	85
6.1.6	Einfluss des Durchbruchstadiums der distalen Nachbarzähne....	86
6.1.7	Schwierigkeiten bei der Verwendung des Headgears.....	87
6.2	Vergleich der experimentellen und numerischen Ergebnisse.....	89
6.3	Vergleich der Ergebnisse mit denen anderer Untersuchungen.....	90
6.4	Ausblick.....	93
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>95</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>97</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>110</b>
<b>10</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>111</b>

## 1 Einleitung

Die Kieferorthopädie beschäftigt sich mit Diagnostik und Therapie von Anomalien der Kiefer- und Zahnstellungen. Diese werden als Dysgnathie oder Malokklusion bezeichnet. Der größte Teil der Weltbevölkerung (70%) zeigt Merkmale dreier Typen von Malokklusionen, den so genannten Angle-Klassen I (Abb. 1), II und III (Proffit, 1992). Dabei ist die Klasse II mit 28%-63% derjenigen, die zur Kieferorthopädie überwiesen werden die größte Untergruppe (Burgersdijk et.al., 1991; Willems et. al., 2001).



**Abb. 1:** Die Angle-Klasse I mit Neutralverzahnung der Molaren und physiologischer Frontzahnstufe.



**Abb. 2:** Die Angle-Klasse II.1 mit deutlicher sagittaler Frontzahnstufe.

Hauptmerkmal der Klasse II ,mit ihren Untergruppen II.1 und II.2, ist eine sagittale Diskrepanz der oberen und unteren Zahnreihen, was sich besonders deutlich in der vergrößerten sagittalen Frontzahnstufe der Untergruppe II.1 zeigt (Abb. 2). Es können sowohl skelettale Faktoren, wie eine prognathe Maxilla oder retrognathe Mandibula, als auch dentoalveoläre Faktoren, wie Protrusion der Oberkiefer-Frontzähne oder Retrusion der Unterkieferfrontzähne, zugrunde liegen. Dabei können alle Faktoren sowohl in

verschiedenen Kombinationen als auch isoliert zum klinischen Bild der Klasse II führen. Als Therapiemaßnahmen ergeben sich entsprechend der jeweiligen Diagnose die Möglichkeiten der Wachstumshemmung des Oberkiefers, Wachstumsförderung des Unterkiefers, der Distalisierung der oberen Zahnreihe, die dentoalveoläre Kompensation durch Extraktionstherapie oder die kieferorthopädisch-chirurgische Kombinationstherapie.

Bei der maxillären Prognathie und dentalen Protrusion im Oberkiefer hat sich der Headgear (HG) als Behandlungsgerät bewährt (Proffit, 1992). Die kieferorthopädische Literatur hat sich seitdem hauptsächlich auf die Größe und Richtung des Kraftvektors konzentriert, was zu der Entwicklung eines zervikalen, okzipitalen oder kombinierten Zugsystems geführt hat (Tanne und Matsubara, 1996; Zentner et al., 1995). Die Beobachtungen dagegen, dass der HG besonders wirksam während des puberalen Wachstumsspurts ist und eine Distalisierung der Dentition mittels HG vor dem Durchbruch der zweiten und dritten Molaren besonders günstig scheint, wurden bisher nicht wissenschaftlich belegt.

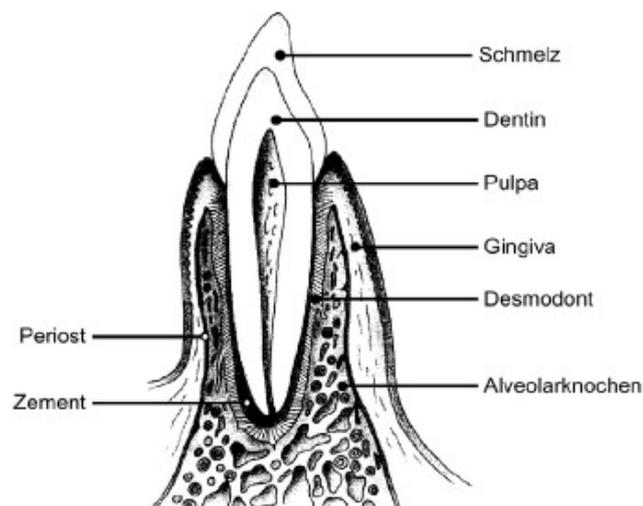
Daher wurde im Rahmen dieser Arbeit die initiale Beweglichkeit erster Molaren nach Applikation einer dem HG entsprechenden distalen Kraft auf sie in Abhängigkeit vom Durchbruchsstadium des zweiten Molaren gemessen. Als Präparate dienten dreiwurzelige Schweineprämolaren in ihrem Knochensegment, welche in einem dafür gefertigten Aufbau und mit Hilfe des in früheren Experimenten beschriebenen Messsystems HexMeS experimentell untersucht und mittels verschiedener bildgebender Verfahren (Histologie, Photographie und Computertomographie) digitalisiert wurden. Dies bildete die Grundlage für die Erstellung und Verifizierung numerischer Modelle.

## 2 Kieferorthopädische Zahnbewegung

In den nachfolgenden Kapiteln soll zur besseren Veranschaulichung der Problemstellung auf die Anatomie des Einzelzahnes und der Zahngruppe in ihren umgebenden Geweben eingegangen sowie die Biomechanik erläutert werden.

### 2.1 Morphologie und Anatomie von Einzelzahn und Zahnfach

Die schematische Abb. 3 (Göz, 2000) veranschaulicht den Aufbau eines menschlichen Zahnes und des umgebenden Zahnhalteapparates.



**Abb. 3:** Schematische Darstellung von Zahn und Zahnhalteapparat (Göz, 2000).

Der Zahn lässt sich morphologisch und funktionell in die Bereiche Wurzel und Krone unterteilen. Die Krone ist in der Mundhöhle sichtbar, während die Wurzel vom Zahnhalteapparat umgeben ist.

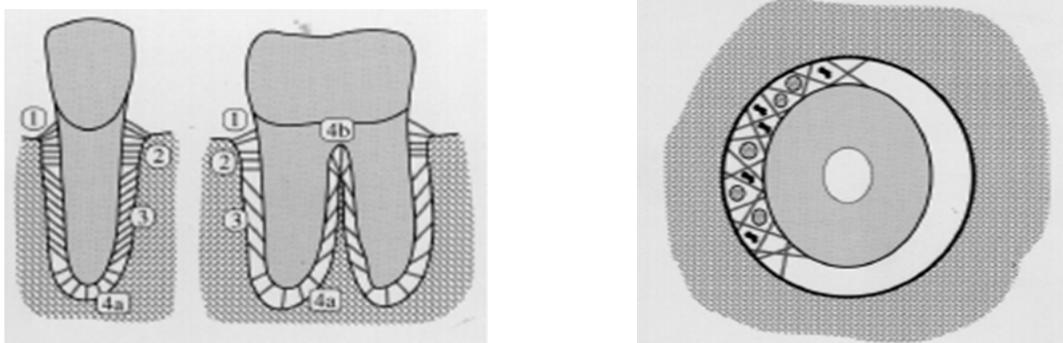
Im Inneren des Zahnes befindet sich das Zahnmark, die Pulpa, die vom Dentin, das den Hauptbestandteil des Zahnes ausmacht, umgeben ist. Im Wurzelbereich ist das Dentin vom Wurzelzement umgeben, im Kronenbereich vom Schmelz, dem härtesten und am stärksten mineralisierten Zellprodukt im menschlichen Körper (Schroeder, 1992). Funktionell bildet der Zahn mit dem

ihn umgebenden Gewebe, dem Parodont, eine Einheit. Das Parodont setzt sich aus Wurzelzement, Desmodont, Alveolarknochen und Gingiva zusammen.

Das Desmodont (Parodontalligament, PDL) bildet den eigentlichen Zahnhalteapparat, indem es mit seinen zahlreichen Bindegewebsfasern sowohl in das Wurzelzement als auch in den Alveolarknochen inseriert. So kann es zum einen den Zahn aufgehängt halten als auch Druck und Zug vom Zahn auf den umliegenden Knochen verteilen. Es überspannt dabei den so genannten Parodontalspalt, der eine Breite von ca. 0,2 mm hat und Nerven, Gefäße, Zellen und Grundsubstanz enthält. Die Bindegewebsfasern des PDL bilden die Verbindung zwischen Knochen und Wurzelzement und sind entsprechend ihrer jeweiligen Funktion in bestimmten Richtungen verlaufend befestigt (Abb. 4 nach Plagmann, 1998).

Dabei lassen sich fünf Fasergruppen unterscheiden:

- zementoalveoläre Fasern,
- horizontal verlaufende Fasern,
- von der Wurzeloberfläche im 45° Winkel koronal zum Alveolarknochen verlaufende Fasern,
- apikale zementoalveoläre Fasern und
- bei mehrwurzeligen Zähnen interradikuläre Faserbündel.



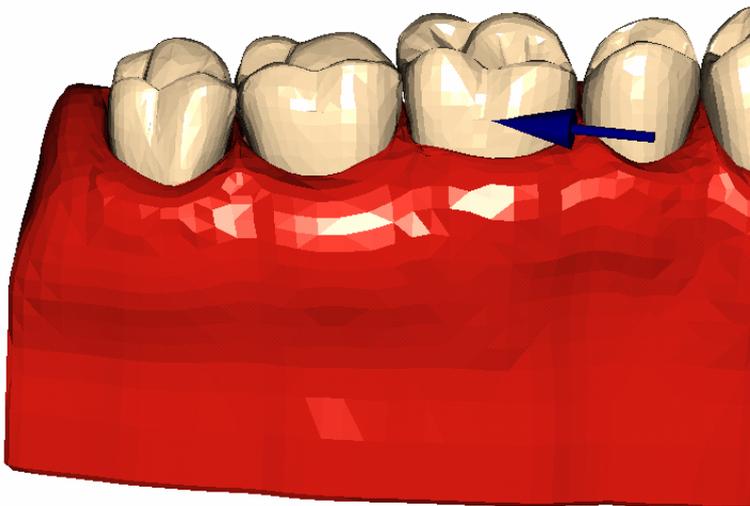
**Abb. 4:** Anordnung der Bindegewebsfasern im Parodontalspalt (Plagmann, 1998).

Die in der Literatur angegebenen Werte für den Elastizitätsmodul des Parodontalgewebes schwanken zwischen 0,1 und 10.000 MPa, was auf die unterschiedlichen Verfahren der jeweiligen Studien zurückzuführen ist.

Der den Zahn umgebende Kieferknochen wird in den innen liegenden Hauptbestandteil Spongiosa, die aus Knochenmarksräumen und netzartig gebildeten Knochenbälkchen besteht, und den umgebenden Anteil Kortikalis unterteilt.

## 2.2 Anatomie und Morphologie von Zahngruppen

Da der Begriff Zahngruppe verschiedene Definitionen beinhalten kann, soll er im Hinblick auf die Problemstellung dieser Arbeit beschrieben werden. Eine in diesem Zusammenhang sinnvolle Definition des Begriffs Zahngruppe ist „Zwei oder mehr innerhalb eines Kiefersegmentes in Kontakt zueinander stehende Nachbarzähne“ (Abb. 5).



**Abb. 5:** Zahngruppe gemäß Definition (nach Reimann, 2007)

Zähne innerhalb einer Zahngruppe bilden eine funktionelle Einheit.

Die Zahnkronen berühren sich mit ihren aufeinander zugerichteten konvexen Flächen in Höhe des anatomischen Äquators im so genannten Kontaktpunkt. So können sich die Zähne, aufgehängt im jeweiligen Zahnhalteapparat, in

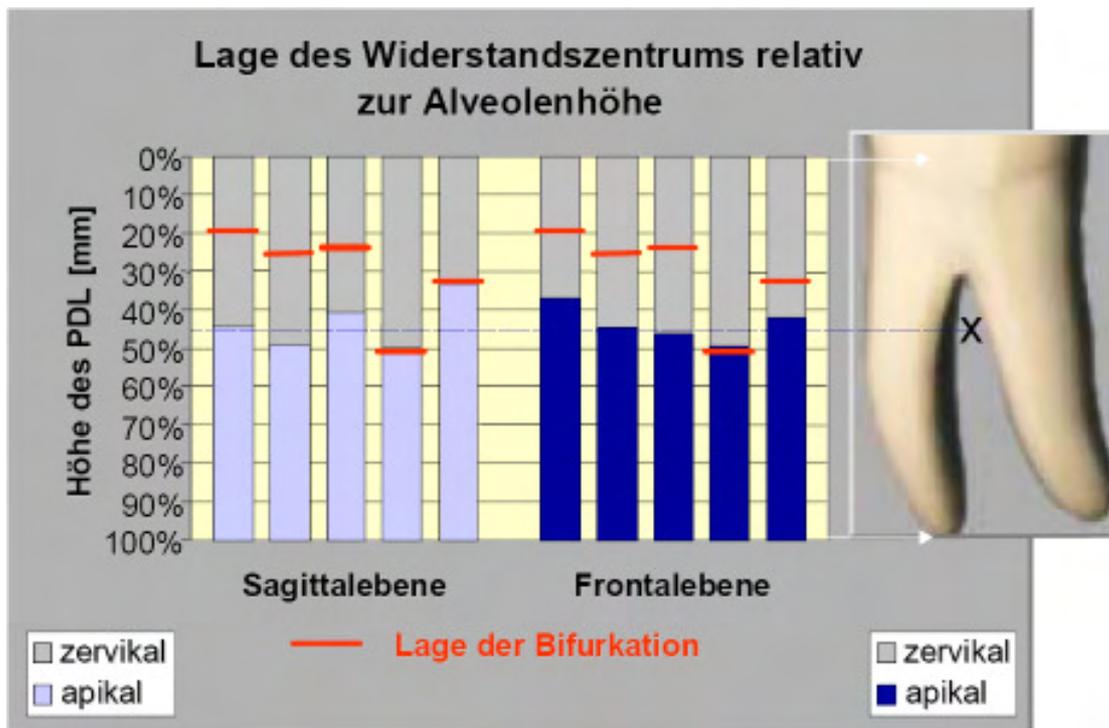
Abhängigkeit von der applizierten Kraft miteinander und gegeneinander verschieben. Sie können sich somit gegenseitig beeinflussen.

Apikal des Kontaktpunktes befindet sich die Interdentalpapille als Teil der Gingiva. Durch sie stehen die Zahnhalteapparate der einzelnen Zähne über teilweise elastische Fasern (Transseptale Faserbündel) in Verbindung. Getrennt werden die jeweiligen Zahnfächer durch das aus Spongiosa bestehende interdendale Septum.

### **2.3 Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung**

Kieferorthopädische Zahnbewegung wird in der Regel dadurch ausgelöst, dass Kräfte am koronalen Anteil des Zahnes appliziert werden, um eine Stellungskorrektur eines Zahnes zu erzeugen. Dabei spielen verschiedene Faktoren eine Rolle. Zum einen die Größe, Richtung, Dauer und der Angriffsort der wirkenden Kräfte. Zum anderen die Morphologie des Zahnes und der umliegenden Gewebe, wie die Wurzelzahl und –geometrie sowie Beschaffenheit des Desmodonts und der alveolären Knochenverhältnisse.

Daraus ergeben sich dann das Widerstands- und Rotationszentrum, durch deren Bestimmung bei einer gegebenen Kraft die erfolgende Zahnauslenkung berechnet werden kann. Das Widerstandszentrum ist ein Analogon zum Massenmittelpunkt des Zahnes und hängt direkt von der Anatomie und den Materialeigenschaften des Zahnes und des Zahnhalteapparates ab. Es befindet sich bei einwurzeligen Zähnen bei etwa 40 % der koronal gemessenen Alveolarhöhe (Christiansen und Burstone, 1969; Poppe et al., 2002). Bei mehrwurzeligen Zähnen befindet es sich etwa bei 41 % der Alveolenhöhe von koronal gemessen (Ziegler et al., 2004; Abb. 6).



**Abb. 6:** Lage des Widerstandszentrums bei mehrwurzeligen Molaren (Ziegler, 2004).

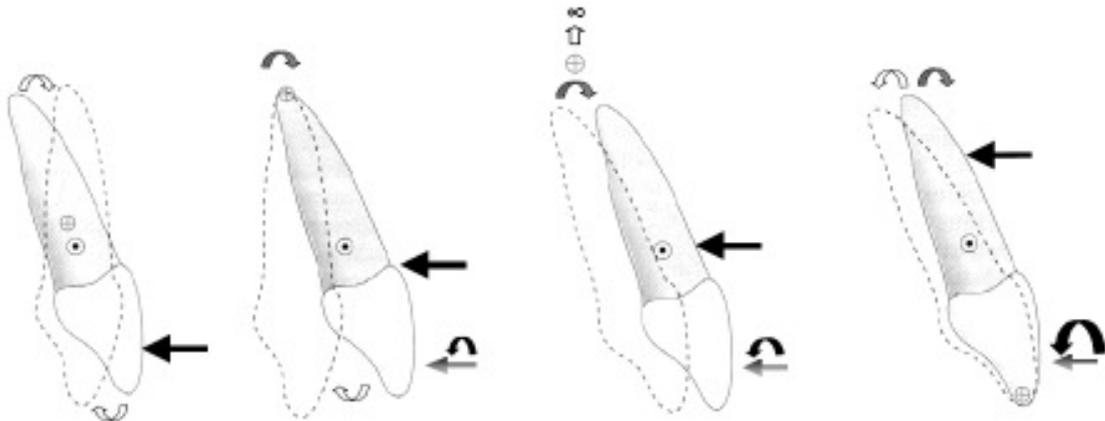
Das Rotationszentrum ist dagegen kraft- und drehmomentabhängig.

Wird eine Kraft senkrecht zur Zahnachse koronal appliziert, resultiert ein Drehmoment, das wiederum eine Kippung um ein Rotationszentrum bewirkt. Dieses Drehmoment ist definiert als Produkt der Kraft und deren Abstand zum Widerstandszentrum. Wird zu diesem Drehmoment ein gleichgroßes Gegendrehmoment addiert, entsteht ein effektiver Kraftvektor durch das Widerstandszentrum, resultierend in einer reinen Translation.

So wurden in der Kieferorthopädie vier grundsätzliche Bewegungen definiert (Abb. 7):

1. Unkontrollierte Kippung: Das Rotationszentrum befindet sich leicht apikal des Widerstandszentrums bei einer koronal senkrecht auf die Zahnachse wirkenden Kraft.
2. Kontrollierte Kippung: Das Rotationszentrum liegt im Bereich des Apex.
3. Körperliche Zahnbewegung: Das Rotationszentrum befindet sich im Unendlichen bei einer durch das Widerstandszentrum wirkenden Kraft.

4. Wurzelbewegung (Torque): Das Rotationszentrum befindet sich koronal des Widerstandszentrums, z.B. durch ein größeres Gegendrehmoment.



**Abb. 7:** Vier grundsätzliche Bewegungen in der Kieferorthopädie: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation und Wurzeltorque (von links nach rechts; nach Kahl-Nieke, 1995).

### 2.3.1 Biomechanische Besonderheiten von Zahngruppen

Zwei oder mehr innerhalb eines Kiefersegmentes in Kontakt zueinander stehende Nachbarzähne bilden laut Definition aus Kapitel 2.1.2 eine Zahngruppe. Physikalisch handelt es sich dabei um aufgehängte starre Körper. Diese stehen durch zwei aufeinander gerichtete konvexe Flächen miteinander in losem Kontakt.

Die Kraftübertragung mittels HG auf den ersten Molaren unterscheidet sich somit von der Kraftübertragung von ersten Molaren auf den zweiten und dritten Molaren. Während bei der Kraftübertragung mittels HG die mesiodistale Kraft durch den Ansatz des HGs am bukkalen Röhrchen auch zu einem Drehmoment im selben führt, wird die Kraft vom ersten zum zweiten Molaren über den Approximalkontakt direkt übertragen. Dabei kann es am

zweiten Molaren je nach Krafrichtung sowohl zu einer unkontrollierten Kippung in distaler Richtung des Zahnbogens kommen als auch zu orovestibulären Kraftkomponenten, je nach Krafrichtung und individuellen anatomischen Gegebenheiten sowie resultierender Lage der Widerstandszentren innerhalb der Zahngruppe.

#### 2.4 Die Headgearbehandlung, biomechanische Grundlagen und Indikation

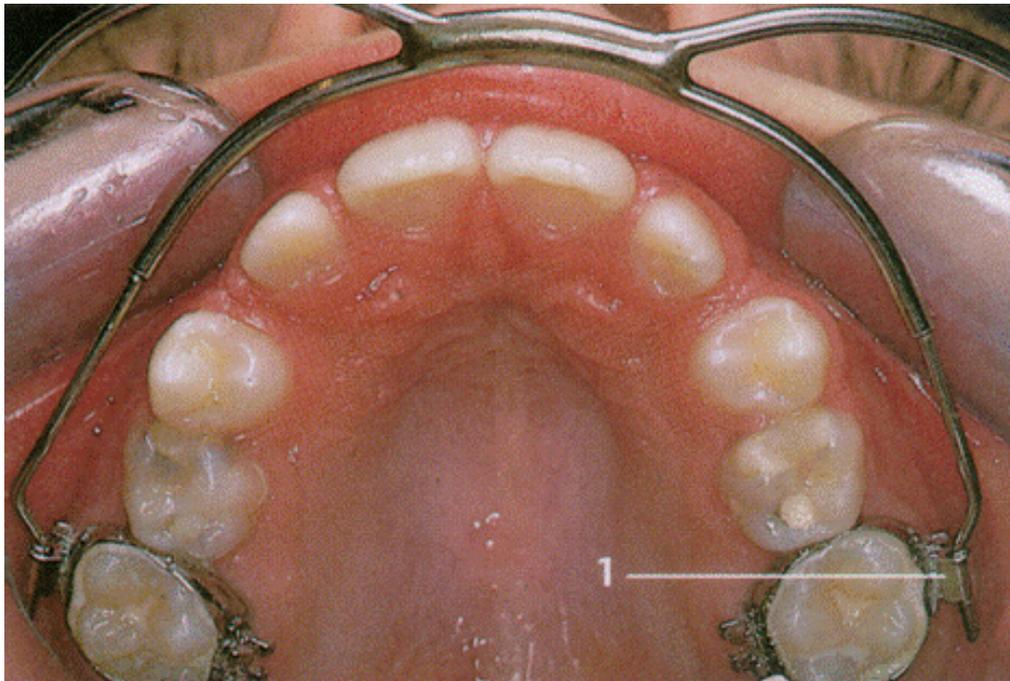
Der Headgear zählt zu den extraoralen Behandlungsgeräten der Kieferorthopädie. 1866 wurde die Idee, Zähne mittels extraoraler Apparaturen zu bewegen, von *Kingsley* erstmals beschrieben. 1921 erwähnte *Case* drei unterschiedliche extraorale Züge, die für verschiedene Indikationen anwendbar sind. *Oppenheim* griff diese Idee schließlich 1936 wieder auf und machte sie populär. Seit 1947 existiert der noch heute verwendete zervikale Headgear, dessen Grundtyp *Kloehn* beschrieb.



**Abb. 8:** Die Abbildung zeigt drei Möglichkeiten des Headgears. Zervikaler Zug, okzipitaler Zug und Kombinationszug (von links nach rechts; Grohmann, 2005)

Der Headgear findet vielfältige Verwendung in der Kieferorthopädie. Sein Hauptanwendungsbereich jedoch ist die Korrektur der Angle-Klasse-II. Dort dient er entweder als so genanntes funktionskieferorthopädisches Gerät, zum Halten bzw. Rotieren der Maxilla, wodurch ein freies, anteriores Wachstum der Mandibula ermöglicht wird, oder aber auch zur dentoalveolären Kompensation dieser Dysgnathie, indem die Oberkieferzähne relativ zu den Unterkieferzähnen nach distal bewegt werden, um somit eine Verzahnung nach Angle-Klasse-I zu erreichen. Weitere Einsatzmöglichkeiten sind z.B. die Platzbeschaffung im Oberkiefer durch Zahnbogenverlängerung mittels Distalisierens.

Kraftangriffspunkte des Headgears sind in der Regel der jeweils erste Molar rechts und links im Oberkiefer. Zur Kraftaufnahme sind sie koronal in Höhe des anatomischen Äquators mit einem Stahlband und bukkalem Röhrrchen versehen (Abb. 9). Die Kraftübertragung erfolgt über einen elastischen Zug am Hinterkopf und/oder Nacken und einen Stahlbogen mit extra- und intraoralem Anteil, der wiederum in das bukkale Röhrrchen des Zahnes eingeschoben wird.



**Abb. 9:** Intraorale Ansicht des Headgears (Grohmann, 2005)

Da in dieser Arbeit ausschließlich die Distalisation betrachtet werden soll, kann die biomechanische Wirkung des HG auf den Gesichtsschädel, bzw. der Maxilla relativ zu Mandibula und Schädel vernachlässigt werden. So ist in dieser Untersuchung primär die direkte Wirkung des HG auf den ersten Molaren von Interesse, sekundär die Wirkung auf nebenstehende Zähne.

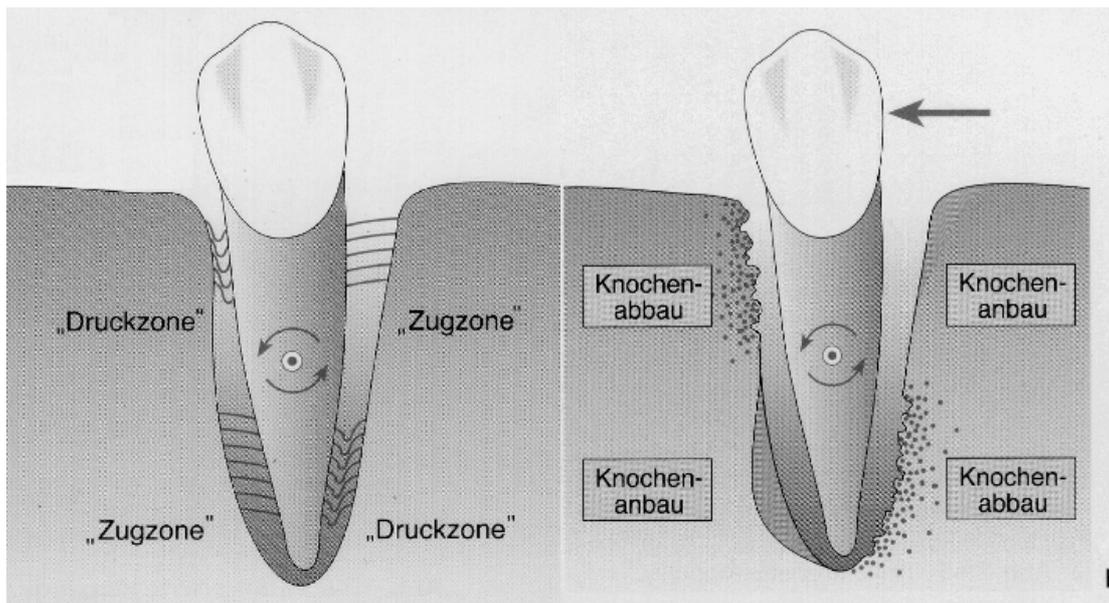
Die Kraftapplikation wird als gerader Zug dargestellt. Somit kann man hier primär vom biomechanischen Verhalten eines Einzelzahnes ausgehen. Die Kraftwirkungslinie erfolgt in Höhe des anatomischen Äquators der Krone, vestibulär der zentralen Längsachse des Zahnes in mesiodistaler Richtung parallel zur Kauebene. In welcher Weise die Nachbarzähne biomechanisch Einfluss nehmen, ist zum einen in dem Kapitel Biomechanik von Zahngruppen erläutert, zum anderen wird in der Literatur dem teil- oder nichteruptierten Zahn eine Wirkung ähnlich einem Hypomochlion zugeschrieben (Gianelly, 1998; Hilgers, 1992; Kinzinger et.al., 2004).

## **2.5 Die initiale Zahnbeweglichkeit**

Die initiale Zahnbewegung wird durch eine kurzzeitige Krafteinwirkung ausgelöst. Dabei handelt es sich um eine reversible Stellungsänderung die, im Gegensatz zur längerandauernden kieferorthopädischen Bewegung, nicht zu Umbauvorgängen im Bereich des Zahnhalteapparates führt. Diese Zahnbewegung ist definiert als relativ zu einem bestimmten Koordinatensystem und ohne dabei Gewebeumbauprozesse auszulösen.

Die Untersuchung der initialen Zahnbeweglichkeit ist insofern bedeutend, als die resultierenden Zug- und Druckzonen im Desmodont und Alveolarknochen als Auslöser für den nach andauernder Krafteinwirkung hervorgerufenen Knochenumbau gelten (Abb. 10).

Vereinfacht findet darauf in Druckzonen Knochenabbau und in Zugzonen Knochenanbau statt (Burstone, 1985). Daher gilt die initiale Zahnbewegung als Grundlage orthodontischer Zahnbewegungen.



**Abb. 10:** Die aus Druck- und Zugzonen resultierenden Knochenumbauvorgänge bei unkontrollierter Kippung (Kahl-Nieke, 1995).

Sie ist abhängig von der Zahnwurzellänge, -fläche, -form und -anzahl sowie der Parodontalspaltbreite und den elastischen Eigenschaften der umliegenden Gewebe. Begrenzt ist sie durch die Parodontalspaltbreite, die nicht konstant in allen Bereichen der Wurzel ist. Die Parodontalspaltbreite und die Länge der Wurzel sind entscheidend für den Rotationswinkel des Zahnes nach Kraftereinwirkung, der ohne Deformierung des Knochenbettes möglich ist. Die Geometrie der Wurzel führt zu bestimmten Widerständen, je nach Richtung der applizierten Kraft. So bietet das Parodont einer mesiodistal abgeflachten Wurzel einer in mesiodistaler Richtung wirkenden Kraft einen größeren Widerstand als in bucco-palatinaler Richtung (Nägerl et al., 1991). Die größte Bedeutung für die initiale Zahnbeweglichkeit haben jedoch die Materialeigenschaften des PDL. Das PDL besteht aus Bindegewebsfasern, Gefäßen, Zellen, Nerven und Grundsubstanz (Plagmann, 1998). Die Bindegewebsfasern sind entsprechend ihrer jeweiligen Funktion in bestimmten Richtungen verlaufend befestigt. Dieser Faserverlauf führt zu

unterschiedlichem Verhalten des Desmodonts je nach Belastungsrichtung, was auch als Anisotropie bezeichnet wird.

Einzelne Kollagenfasern sind zu Bündeln verflochten, die wiederum in sich gewellt sind und so vernetzt wesentlich elastischer sind als die einzelne Faser. Mechanisch führt dies zu einem nichtlinearen Verhalten des Desmodonts. Das bedeutet, dass die Auslenkung in Relation zum Anstieg der Krafteinwirkung gegen einen Grenzwert geht, worauf es dann bei weiter ansteigender Krafteinwirkung schließlich zur Ruptur der Fasern kommt.

Doch nicht nur der Faserapparat bestimmt die Zahnbeweglichkeit. Ebenso wird eine Flüssigkeitsverschiebung in den Gefäßen und der extrazellulären Matrix durch Belastung ausgelöst. Eine kurzzeitige Belastung wird dabei eher abgedämpft, während eine längerdauernde zu einem Übertreten von Gewebsflüssigkeiten in angrenzende Knochenmarkräume und einer Einstellung eines statischen Gleichgewichts führt (Wills et al., 1972).

## **2.6 Experimentelle Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit**

Während in den Anfängen der Kieferorthopädie Behandlungsmethoden hauptsächlich durch Empirik entstanden und Erfahrungen weitergegeben wurden, stellte man fest, dass diese Erfahrungen zunehmend durch experimentelle Untersuchungen geprüft werden mussten, um reproduzierbare Behandlungserfolge mit möglichst geringen Nebenwirkungen erzielen zu können. Dabei konzentrierte man sich auf die Bestimmung der optimalen Kraftgrößen und deren histologische Wirkung. Experimentelle Untersuchungen zur initialen Zahnbewegung wurden in vivo und in vitro durchgeführt, die bekanntesten Methoden sollen im Folgenden dargestellt werden.

### **2.6.1 In vivo-Untersuchungen**

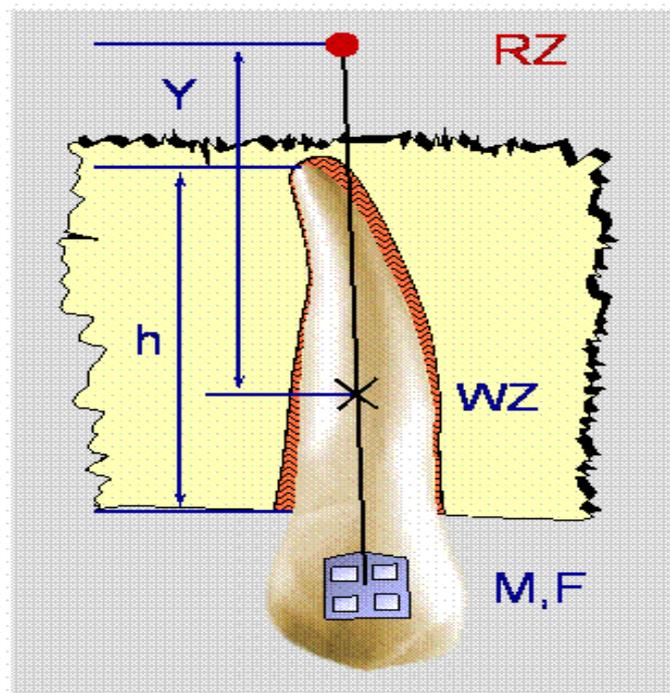
Bereits 1954 wurden von *Mühlemann* und *Zander* erste in vivo-Untersuchungen zur Zahnbewegung durchgeführt. Dabei maßen sie mit Hilfe

von Messuhren die Auslenkung von Zahn und Alveolarknochen an Affenzähnen. Da sie eine Nichtlinearität der Zahnbewegung relativ zur Kraft feststellten, unterteilten sie die Bewegung in eine initiale Phase ohne Knochendeformation und eine zweite Phase mit elastischer Deformation des Alveolarknochens.

Die Untersucher interpretierten die Zahnbeweglichkeit folglich als Ergebnis der Streckung der desmondontalen Fasern, der elastischen Verformung des Knochens sowie der Kompression des parodontalen Gewebes. Die Wahl der Messinstrumente und die fehlende Kontrolle über das eingesetzte Kraftsystem führten zwar zu hoher Ungenauigkeit der Ergebnisse, dennoch basierten viele weitere Untersuchungen auf diesen Erkenntnissen.

1969 führten *Christiansen* und *Burstone* Untersuchungen an vergrößerten und idealisierten Modellen von Zahn und Halteapparat durch, wobei der Zahnhalteapparat durch eine Silikonschicht ersetzt war. Der zweite Teil der Untersuchung wurde an humanen Frontzähnen durchgeführt, wobei die Krafrichtung röntgenologisch nachvollzogen wurde. Da aber wiederum Messuhren verwandt wurden, waren die Ungenauigkeiten letztlich ähnlich denen der Untersuchung von *Mühlemann* und *Zander* 1954. Als Ergebnis wurde ein nichtlineares, logarithmisches Auslenkungsverhalten beschrieben.

Um die Messungenauigkeiten der vorherigen Untersuchungen zu minimieren, entwickelten *Burstone* und *Pryputniewicz* (1980) eine mit hohem apparativen Aufwand verbundene nichtinvasive holographische Methode. Damit konnten Aussagen über die Lage von Widerstands- und Rotationszentrum sowie über Zeit- und Kraftabhängigkeit der Zahnbewegung gemacht werden, so dass *Burstone* 1985 eine Theorie zur Zahnbewegung aufstellen konnte, die noch heute für klinische Zwecke ausreichend ist (Abb. 11).



**Abb. 11:** Darstellung der „Burstone“-Formel zur Berechnung der Lage des Rotationszentrums. Dabei gilt  $M/F=(0,068 \times h^2)/Y$  mit  $M$ = Drehmoment am Bracket;  $F$ = Kraft am Bracket;  $h$ = Wurzellänge;  $Y$ = Position des Rotationszentrum.

Weitere Untersuchungen wurden vorwiegend an Hunden und Affen durchgeführt. *Picton* stellte 1980 fest, dass die Qualität des Zahnhalteapparates bei der Zahnbeweglichkeit entscheidender als die Oberflächengröße ist. *Göz et al.* untersuchten 1992 die Veränderung der Parodontalspaltbreite und die resultierende Durchblutungssituation. Dabei konnten sie Zirkulationsstörungen in den Druckzonen in Abhängigkeit von Kraftgröße und –dauer sowie ein „Kriechen“ des PDL mit der Folge einer Verlagerung des Rotationszentrums zeigen.

1995 bestätigten *Tanne et al.* in allen drei Raumrichtungen das nichtlineare Verhalten des PDLs mittels einer nichtinvasiven Messmethode an Patienten, wobei jedoch die Kontrolle über das Kraftsystem fehlte.

### 2.6.2 In vitro-Untersuchungen

Zunächst wurden in vitro-Versuche an idealisierten Modellen von Zahn, Parodont und Knochen durchgeführt, später dann an mazerierten Kiefersegmenten oder Autopsiematerial. Verschiedene Autoren führten Untersuchungen an zweidimensionalen photoelastischen Modellen durch (Baeten, 1975; Farah et al., 1973; Nikolai und Schweiker, 1972), wobei sie die Abhängigkeit des Brechungsindex von der Spannungsverteilung in durchsichtigen Materialien nutzten. Die Aussage dieser Methode war jedoch aufgrund der Zweidimensionalität und der Realitätsferne der Struktur des Modells sehr begrenzt.

1991 führten *Nägerl et al.* die Simulation der Zahnbewegung mit einem von einer Silikonschicht umgebenen vergrößerten Wurzelmodell, das in einen Gipsblock eingebettet war, durch. Diese Methode hatte den Nachteil, dass das PDL als isotropes, linear-elastisches, homogenes Material angenommen wurde. Allerdings konnten mit dieser Methode erstmals verschiedene kontrollierte Kraftsysteme Anwendung finden.

Mit Hilfe von elektrischen Dehnungsmessstreifen und einer ähnlichen Methode wie Nägerl untersuchten 1991 *Andersen et al.* humane Autopsiepräparate. Unter Berücksichtigung ihrer Messergebnisse berechneten sie Elastizitätsmodul und Spannungsverteilung im Zahnhalteapparat mit numerisch-mathematischen Verfahren (vgl. Kapitel 2.7).

## 2.7 Mathematisch-physikalische Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit

Nicht nur experimentelle Untersuchungen zur Zahnbeweglichkeit wurden durchgeführt, sondern auch theoretische mathematische Verfahren. Hierbei kamen analytisch-mathematische und numerisch-mathematische Verfahren zur Anwendung, die im Folgenden kurz beschrieben werden.

### 2.7.1 Analytisch-mathematische Verfahren

Bereits 1933 wurde vom Mathematiker *Synge* ein erstes analytisch-mathematisches Modell entwickelt, mit Hilfe dessen Druck- und Zugzonen bestimmt wurden sowie die Berechnung des Rotationszentrums eines mittleren Schneidezahnes bei Kraftapplikation an der Inzisalkante möglich war. Die Rechnungen wurden an zweidimensionalen Modellen mit dreieckigem, paraboloidem Querschnitt und an dreidimensionalen konischen Modellen eines Frontzahnes durchgeführt.

Sie beruhten auf der Annahme eines homogenen, isotropen und inkompressiblen Materialverhaltens des PDL sowie darauf, dass zwischen applizierten Kräften und dem Widerstands des PDL ein Gleichgewicht bestünde.

1962 entwarf *Burstone* eine Formel zur Bestimmung des Rotationszentrum eines zweidimensionalen Modells, die sich jedoch als zu ungenau darstellte, so dass sie 1969 von *Christiansen* und *Burstone* erweitert wurde. Die Wurzel des Zahnmodelles wurde als parabelförmig angenommen, das PDL als gleichmäßig dick und linear-elastisch.

1971 bestimmte *Davidian* die Lage von Widerstands- und Rotationszentrum an Computermodellen. Obwohl er durch Annahme eines homogenen Materialverhaltens und gleichmäßiger Dicke des PDL die Rechnungen deutlich vereinfachte, wurden seine Ergebnisse 1980 von *Sutcliff* und *Atherton* bestätigt, die zudem eine mögliche Abhängigkeit von Zahnbewegung und Wurzelgeometrie untersuchten.

### 2.7.2 Numerisch-mathematische Verfahren

Da der spezifische Aufbau des PDLs und das nichtlineare Materialverhalten aufgrund ihrer hohen Komplexität nur in vereinfachter Form, z.B. unter Annahme einer parabel- oder kegelförmigen Wurzel, in den analytisch-mathematischen Berechnungen Berücksichtigung fand, führten die Ergebnisse zu deutlichen Ungenauigkeiten. In den siebziger Jahren entwickelte sich die Computertechnik derart weiter, dass neue Möglichkeiten

entstanden. Dazu zählte die Finite Elemente Methode (FEM), die in Kapitel 4.4 genauer beschrieben wird.

1973 wurden die ersten Finite-Elemente-Rechnungen von *Tresher* und *Saito* durchgeführt. Dort wurde die Spannungsverteilung innerhalb eines Zahnes berechnet, die auf zweidimensionalen idealisierten Modellen beruhte. Die folgenden Untersuchungen analysierten die Wirkung unterschiedlicher Kraftsysteme und Materialparameter von Zahn und Parodontium auf die Lage des Rotationszentrums (Benuzzi et al., 1989; Takahashi et al., 1980; Williams und Edmundson, 1984; Williams et al., 1986; Yettram et al., 1977). Ihre Ergebnisse zeigten gute Übereinstimmung mit *Burstones* (1962) analytisch-mathematischen Ergebnissen.

1981 untersuchten *Atmaran* und *Mohammed* Spannungen innerhalb des Parodonts. Dabei verwendeten sie ein Modell mit federartigen Elementen als Entsprechung der *Sharpeyschen* Fasern. Dieses Modell benutzte auch *Siegele et al.* 1986 zur Bestimmung der Elastizitätsmoduln des PDLs.

Die erste Veröffentlichung einer FE-Berechnung eines dreidimensionalen Modells erfolgte 1983 durch *Tanne*. Auch dabei handelte es sich um ein idealisiertes Modell. Die Materialparameter erhielt er aus klinischen Untersuchungen zur Zahnbeweglichkeit. Er konnte an einwurzeligen Zähnen zeigen, dass die Spannungsverteilung von der Wurzelgeometrie abhängig ist. In seinen weiteren Untersuchungen versuchte er die Wurzelgeometrie realitätsnäher zu gestalten, berücksichtigte aber weiterhin nicht die Nichtlinearität des Parodonts (Tanne et al., 1987; Tanne et al., 1988).

Um eine genauere Übereinstimmung von der Geometrie des Präparates und des numerischen Modells zu erlangen, führten *Andersen et. al.* (1991) erstmals kombinierte experimentelle und numerische Untersuchungen durch. Es sollten die Elastizitätsmoduln des PDL bestimmt werden, indem die Rechnungen an die experimentellen Ergebnisse angeglichen wurden. Durch eine ungenaue Rekonstruktion der Geometrie sowie invasive Messverfahren war die Genauigkeit der Ergebnisse jedoch eingeschränkt.

2001 untersuchten *Quian et al.* den Einfluss der *Sharpeyschen* Fasern auf die Zahnbeweglichkeit. Sie unterteilten das PDL in Fasern und Grundsubstanz und verwendeten im numerischen Modell dafür verschiedene Elementtypen, die sie dann ineinander lagerten.

Die in dieser Untersuchung verwendete Methode basiert auf in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn entwickelten und vielfach erfolgreich angewandten Methoden (Bourauel, 1998; Bourauel et al., 1999; Haase, 1996; Hinterkausen, 1996; Hinterkausen et al., 1998; Kavarizadeh, 2002; Kavarizadeh et al., 2003; Poppe, 2001; Poppe et al., 2002; Vollmer, 1998; Vollmer et al., 2000; Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005). Sowohl die experimentelle als auch die theoretische Methodik werden in Kapitel 4 erläutert.

### **3 Fragestellung und Zielsetzung**

In dieser Arbeit wurde die Bewegung dreiwurzelliger Zähne bei Applikation orthodontischer und orthopädischer Kräfte mittels eines simulierten Headgears analysiert. Insbesondere sollte das Durchbruchstadium des distalen Nachbarn des mit dem Headgear belasteten Zahnes und dessen Einfluss auf die Auslenkung des Zahnpaares dargestellt werden. Dies wurde durch die experimentelle Untersuchung des Kraft/Auslenkungsverhaltens von permanenten Schweineprämolaren als Grundlage für eine anschließende Berechnung entsprechender numerischer Modelle erreicht. Durch Überführung histologischer Schnitte und von CT-Bildern der Präparate in Finite-Elemente-Modelle konnten am Computer die numerischen Modelle entsprechend der experimentellen Situation belastet werden. Zur Qualitätskontrolle der numerischen Modelle diente der Vergleich mit den experimentellen Kraft/Auslenkungskurven sowie mit den in vorangegangenen Studien verifizierten Materialparametern.

## **4 Material und Methode**

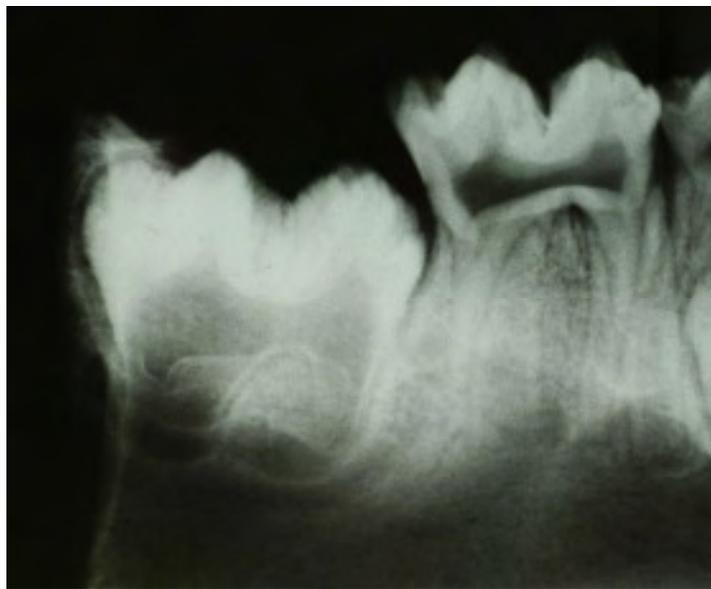
Im folgenden Kapitel wird die Vorgehensweise bei der Messung der initialen Zahnauslenkung von 15 Schweinezahngruppen, von der Präparataufbereitung bis zur Erstellung entsprechender Finite-Elemente-Modelle, erläutert. Weiterhin wird dargestellt, wie mit Hilfe der Finite Elemente Methode die experimentell durchgeführte Zahnbewegung numerisch simuliert werden kann.

### **4.1 Präparate**

Als Auswahlkriterium für die Präparate war eine möglichst genaue Übereinstimmung mit der Morphologie insbesondere der Zahnwurzeln humaner Oberkiefermolaren maßgeblich. Die für die Messungen verwendeten Präparate stammten von insgesamt fünf weiblichen 24-36 Monate alten, frisch getöteten Hausschweinen, die gefroren geliefert wurden. Zunächst wurde der Ober- und Unterkiefer freipräpariert und herausgesägt. Aus jedem Quadranten wurden jeweils zwei permanente dreiwurzelige Prämolaren inklusive des sie umgebenden Zahnhalteapparates aus dem Knochen herausgesägt und zur Vorab-Kontrolle geröntgt (Abb. 12, 13).



**Abb. 12:** Die Abbildung zeigt zwei vollständig durchgebrochene Schweineprämolaren. Man beachte die anatomische Ähnlichkeit mit humanen Molaren.

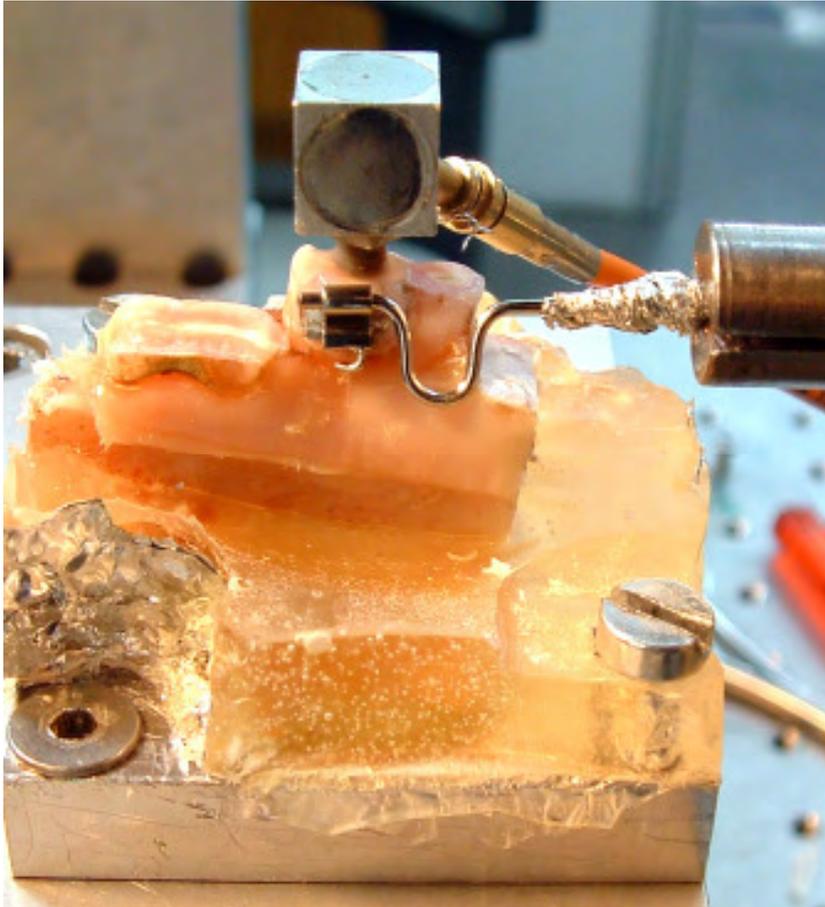


**Abb.13:** Die Abbildung zeigt einen im Durchbruch befindlichen und einen bereits vollständig durchgebrochenen Schweineprämolaren.

Damit konnten atypische Wurzelmorphologien oder pathologische Vorgänge, insbesondere Ankylosen, von vornherein ausgeschlossen werden.

Bei den Prämolaren handelte es sich um den zweiten und dritten im Oberkiefer und den dritten und vierten im Unterkiefer.

Die Präparate wurden ständig mit in 0,9 %-ige NaCl-Lösung getränkten Umschlägen befeuchtet. Für den Versuch wurde eine spezielle Metallhalterung angefertigt, in welcher die Präparate in Kunststoff (Technovit 4004, Kaltpolymerisat, Firma Haereus Kulzer, Wehrheim/Ts.) eingebettet wurden. Der Kunststoff fixierte nur den unteren Teil des Knochensegmentes, so dass eine physiologische Zahnbewegung im Zahnbett erhalten blieb und sowohl die Metallhalterung als auch das in Kunststoff eingefasste Präparat direkt über Gewindeschrauben mit dem Messtisch verbunden werden konnten. Die Positionierung wurde so gewählt, dass die Kraftapplikation senkrecht zur Längsachse des Zahnpaares in mesiodistaler Richtung entlang der bukkalen Seite des Präparats erfolgen konnte. Zuvor wurde noch eine ca. zwei Millimeter tiefe Bohrung senkrecht zur Okklusalebene in den jeweiligen Zahn vorgenommen, dessen Auslenkung in der entsprechenden Versuchsreihe gemessen werden sollte. In dieser Bohrung wurde dann ein Gewindestift befestigt, der im Messaufbau als Träger für einen Aluminiumwürfel mit einem Laserkoordinatensystem diente (Abb. 14).



**Abb. 14:** Eingebettetes Präparat unmittelbar vor Beginn der Messung.

Für die Messung wurden die bei  $-20^{\circ}\text{C}$  gelagerten Präparate auf Raumtemperatur aufgetaut und während der Messungen, die zwischen drei und fünf Stunden dauerten, ständig mit Kochsalzlösung gegen Austrocknung geschützt. Insgesamt wurden 17 Versuche mit 15 Präparaten von 5 Schweinen durchgeführt, die noch einmal in fünf verschiedene Versuchsreihen unterteilt waren. Die Präparate wurden willkürlich mit A-D bzw. 1,2 etc. bezeichnet.

Tabelle 1 zeigt eine Übersicht über die Versuchsreihen, in Tabelle 2 sind alle durchgeführten Versuche zusammengefasst.

<b>Versuchsreihe</b>	<b>Kraftübertragung mittels</b>	<b>Kraftübertragung auf Zahn entsprechend</b>	<b>Durchbruchsstadium distaler Zahn</b>	<b>Auslenkung gemessen an Zahn entsprechend</b>
<b>1</b>	Headgear	erster Molar	Zahnkeim	erster Molar
<b>2</b>	Headgear	erster Molar	zur Hälfte	erster Molar
<b>3</b>	Headgear	erster Molar	vollständig	erster Molar
<b>4</b>	Headgear	erster Molar	vollständig	zweiter Molar
<b>5</b>	Stab	erster Molar	vollständig	erster Molar

**Tabelle 1:** Übersicht über die durchgeführten Versuchsreihen.

Versuch Nr.	Präparat	Versuchsreihe Nr.
1	Schwein 2	1
2	1 Sau A Oberkiefer	3
3	3 Sau B Oberkiefer	3
4	8 Sau B Unterkiefer	3
5	7 Sau B Unterkiefer	3
6	6 Sau A Unterkiefer	3
7	Schwein 1	1
8	Schwein 1 (Wiederholung Versuch Nr. 7)	1
9	2 Sau A Oberkiefer	3
10	4 Sau B Oberkiefer	2
11	5 Sau A Unterkiefer	2
12	9 Sau C Unterkiefer	5
13	10 Sau C Unterkiefer	5
14	12 Sau C Oberkiefer	4
15	11 Sau C Oberkiefer	2
16	11 (Wiederholung Versuch Nr. 11)	2
17	13 Sau D Unterkiefer	2

**Tabelle 2:** Zuordnung der Versuche und Präparate zu den jeweiligen Versuchsreihen.

#### 4.2 Methodik allgemein

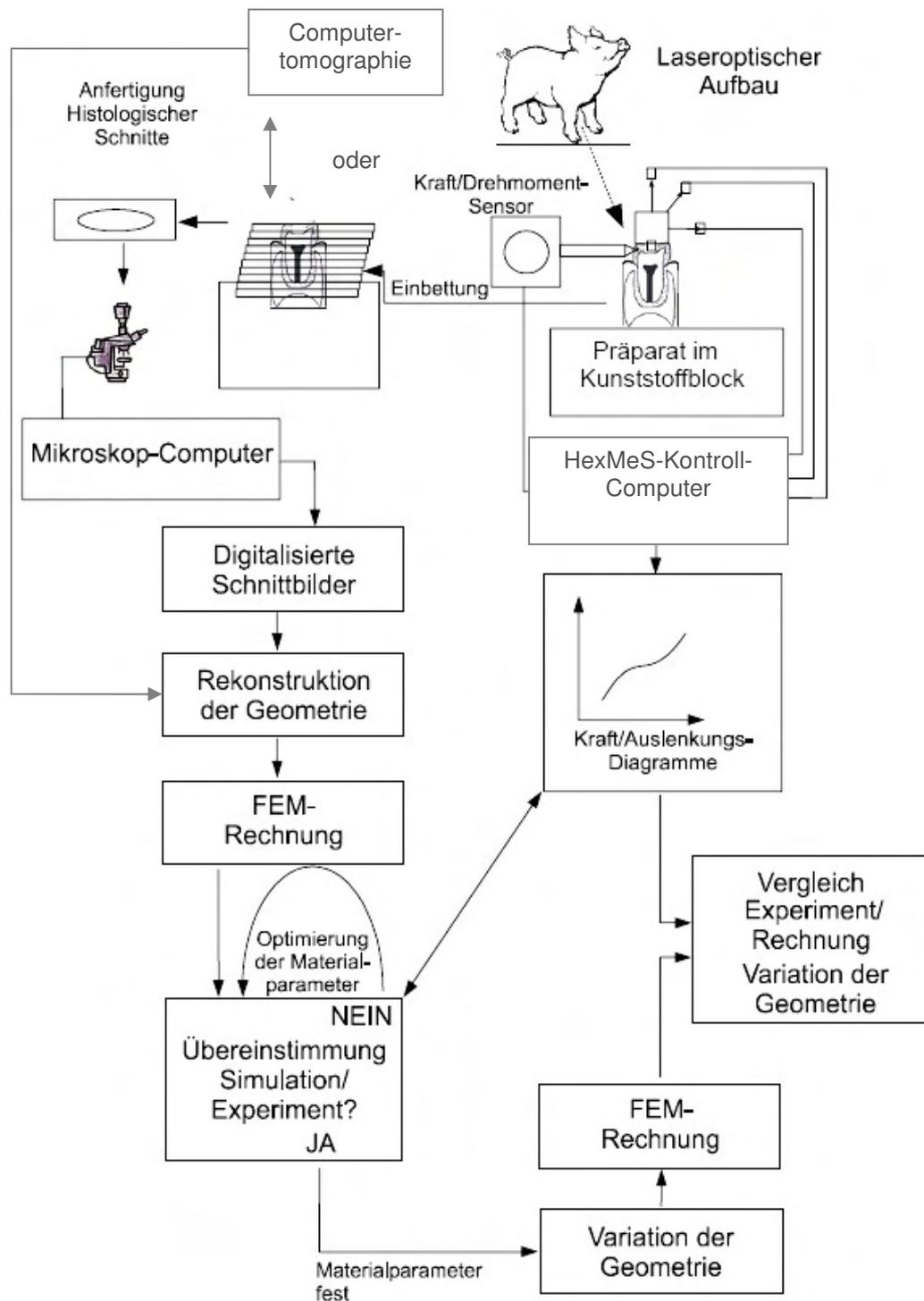
Die Vorgehensweise ist in Abb. 15 schematisch dargestellt. Das in Kunststoff eingebettete Präparat wurde so auf dem Präparatetisch des Messaufbaus fixiert, dass die Richtung der applizierten Kraft senkrecht zu einer gedachten Tangente an den Kontaktpunkten der Prämolaren in sagittal-distaler Richtung erfolgte.

Über einen mittels Bohrung senkrecht zur Okklusalfäche befestigten Gewindestift wurde ein Aluminiumwürfel auf den Zahn, dessen Auslenkung

gemessen werden sollte, befestigt. In diesem Würfel befanden sich drei senkrecht zueinander angeordnete Leuchtpunkte (Pinholes) und ein Laser. Bei Aktivierung erzeugte der Laser über die Pinholes optische Achsen, die einem kartesischen Koordinatensystem entsprachen.

Über einen Kraft-Drehmoment-Sensor wurde in 30-Sekunden-Schritten eine Maximalkraft von bis zu 15 N aufgebracht. Hierbei wurde die Auslenkung des Laserwürfels mittels dreier senkrecht zueinander stehender, den Pinholes zugewandten, Kameras jeweils am Ende des Schrittes aufgezeichnet. Alle Daten hinsichtlich der Kraftgröße, Krafrichtung und Auslenkung des Präparates wurden nach Abschluss der Messung in Kraft/Auslenkungsdiagrammen dargestellt.

Danach wurden die für die Histologie bestimmten Präparate vollständig in Kunststoff eingebettet, wobei zur Vereinfachung der späteren Geometrierekonstruktion bukkal und lingual der Zähne zwei parallel verlaufende Messingstangen mit einem Durchmesser von zwei Millimeter mit eingebettet wurden. Die so entstandenen Kunststoff-Präparat-Blöcke wurden mit einer Bandsäge (Microtom 1600, Leitz, Wetzlar) in durchschnittlich 1,0 mm starke Schnitte zersägt, wobei der Sägeverlust ca. 0,25 mm betrug. Durch Beträufelung der Schnitte mit Toluidinblau-Lösung (Toluidinblau O, Chroma Gesellschaft, 0,1 % in aqua dest.) erreichte man eine gute Kontrastierung von Zahnhartsubstanz, Parodontalspalt und Knochen. Die Schnitte wurden fotografiert, digitalisiert und als BMP-Datei gespeichert.



**Abb. 15:** Vorgehensweise im Überblick. Auf der rechten Seite wird der experimentelle Teil dargestellt. Auf der linken Seite wird die Erstellung der Schnittbilder bis zum Finite Element Modell gezeigt. Die Untersuchung ist schließlich mit dem Vergleich Experiment/Rechnung abgeschlossen.

Das von *Rahimi* entwickelte Computerprogramm ADOR 3D (Rahimi, 2005; Rahimi et al., 2005) ermöglichte die dreidimensionale geometrische Rekonstruktion der Präparate. Durch exakte Übereinanderlagerung der Messingstäbe konnten die einzelnen Schnitte einander korrekt zugeordnet werden. Im oben genannten Programm wurden die einzelnen biologischen Strukturen des Präparates umzeichnet, so dass durch Übereinanderlagerung der Schnitte diese einzelnen Finite Elemente Netze ein das gesamte Präparat dreidimensional darstellendes Finite Elemente Modell halbautomatisch generiert werden konnte.

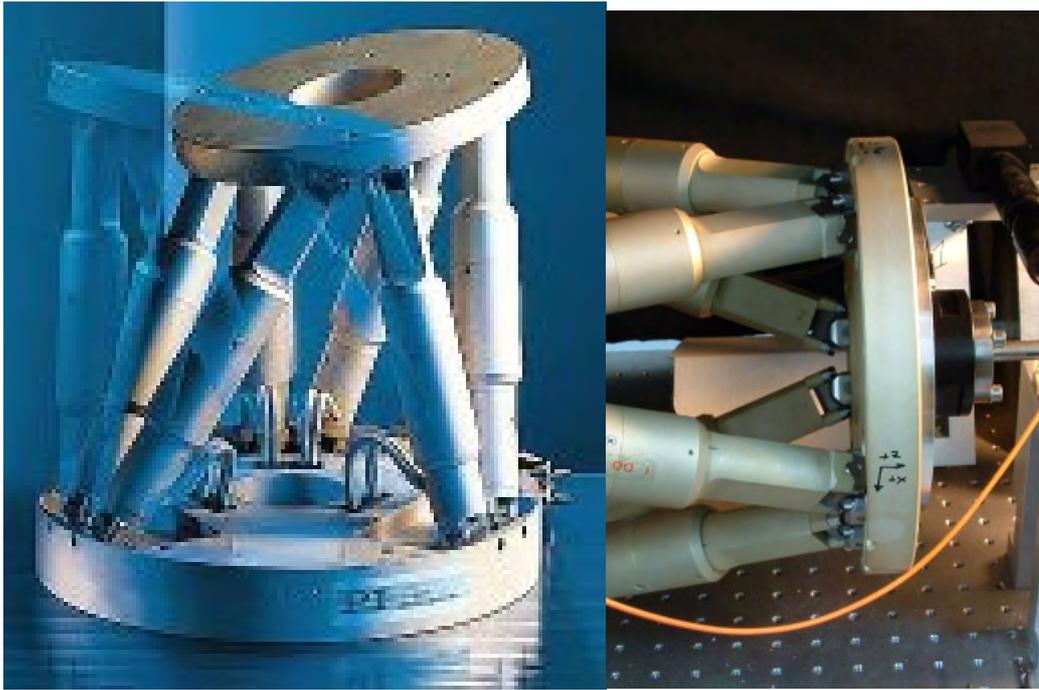
Zur Optimierung der Genauigkeit wurden alternativ Präparate mit einem Cone-Beam-CT-Prototyp der Firma Sirona mit einer Auflösung von 0,146 mm geröntgt und dann ebenso mit dem Programm ADOR 3D bearbeitet. Hier konnten die einzelnen Schichten ohne weitere Hilfsmittel direkt korrekt übereinander gelagert werden. Auch hier wurden dreidimensionale FE-Modelle generiert.

Diese Finite Elemente Modelle wurden dann rechnerisch mit dem Headgear und der gleichen Kraft belastet, wie in der entsprechenden Messung. Experimentelle und rechnerische Ergebnisse wurden daraufhin gegenübergestellt und durch Variation der Elastizitätsparameter des PDL angenähert. Die dafür notwendigen Rechnungen wurden auf Pentium IV-Rechnern mit dem FE-Programmsystem MSC.Marc/Mentat® (MSC.Software Corp., CA, USA) durchgeführt.

### **4.3 Messprinzip**

Die Messungen wurden mit dem System HexMes (Keilig et al., 2004) durchgeführt. Das HEXapod-MEss-System (HexMeS) dient zur hochgenauen Erfassung der Kraft/Auslenkungscharakteristika belasteter Proben. Diese Messungen dienen dann in der Regel als Grundlage für die experimentelle Validierung von FE-Modellen.

Zur Aufbringung eines Kraftsystems auf die Probe wurde ein Hexapod (M 850, Firma Physik Instrumente, Karlsruhe; Abb. 16) verwendet.

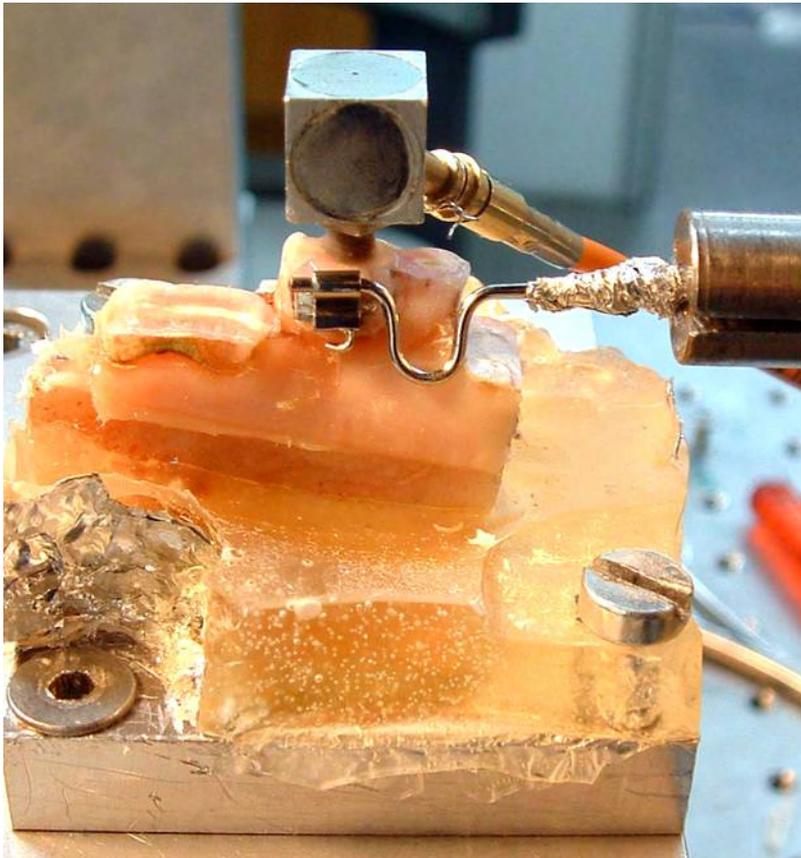


**Abb. 16:** Hexapod der Firma Physik Instrumente. Rechts mit befestigtem Kraftsensor.

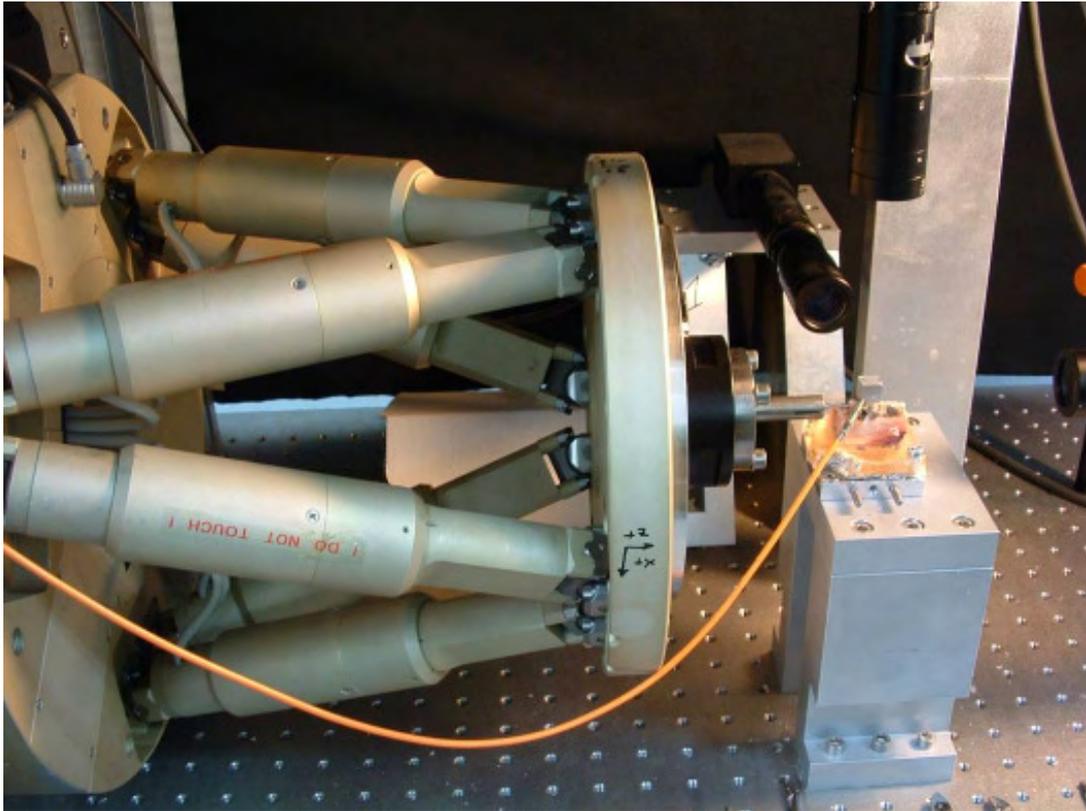
Mit Hilfe seiner sechs Beine kann er sowohl translatorische Bewegungen in Richtung der drei Achsen eines kartesischen Koordinatensystems als auch rotatorische Bewegungen um entsprechende Achsen erzeugen. Er bietet große Verstellwege und hohe Positioniergenauigkeit bei gleichzeitig hoher Steifigkeit. Somit konnten die hohen Kräfte und Drehmomente mit einer sehr hohen Wiederholgenauigkeit auf das Präparat übertragen werden.

Der Hexapod wurde mit dem für den Versuchsaufbau gebogenen Headgear (HG)-Arm (Firma Ormco) bestückt und in eine Position gefahren, in der das HG-Röhrchen des Molarenbrackets (Victory Series Bukkalröhrchen, 1. Molar, Firma 3M Unitek) auf den HG aufgesetzt werden konnte und gleichzeitig die Bracketbasis spannungsfrei mittig auf der bukkalen Zahnfläche auflag, was in einer friktionsarmen HG-Position resultierte (Abb. 17). Wenn dies erfolgt war, wurde das Bracket mittels Säure-Ätz-Adhäsivtechnik (Transbond XT Ätzel, Transbond XT Light Cure Klebekit, Ortholux LED Polymerisationslampe, 3M Unitek;) befestigt. Nachdem die Sensorwerte überprüft wurden und so

sichergestellt war, dass durch die Bracketplatzierung keine artifiziiellen Spannungen erzeugt wurden, konnte der Sensor an der Messeinheit „genullt“ werden und die neue Position als Neutralstellung definiert werden (Abb. 18).



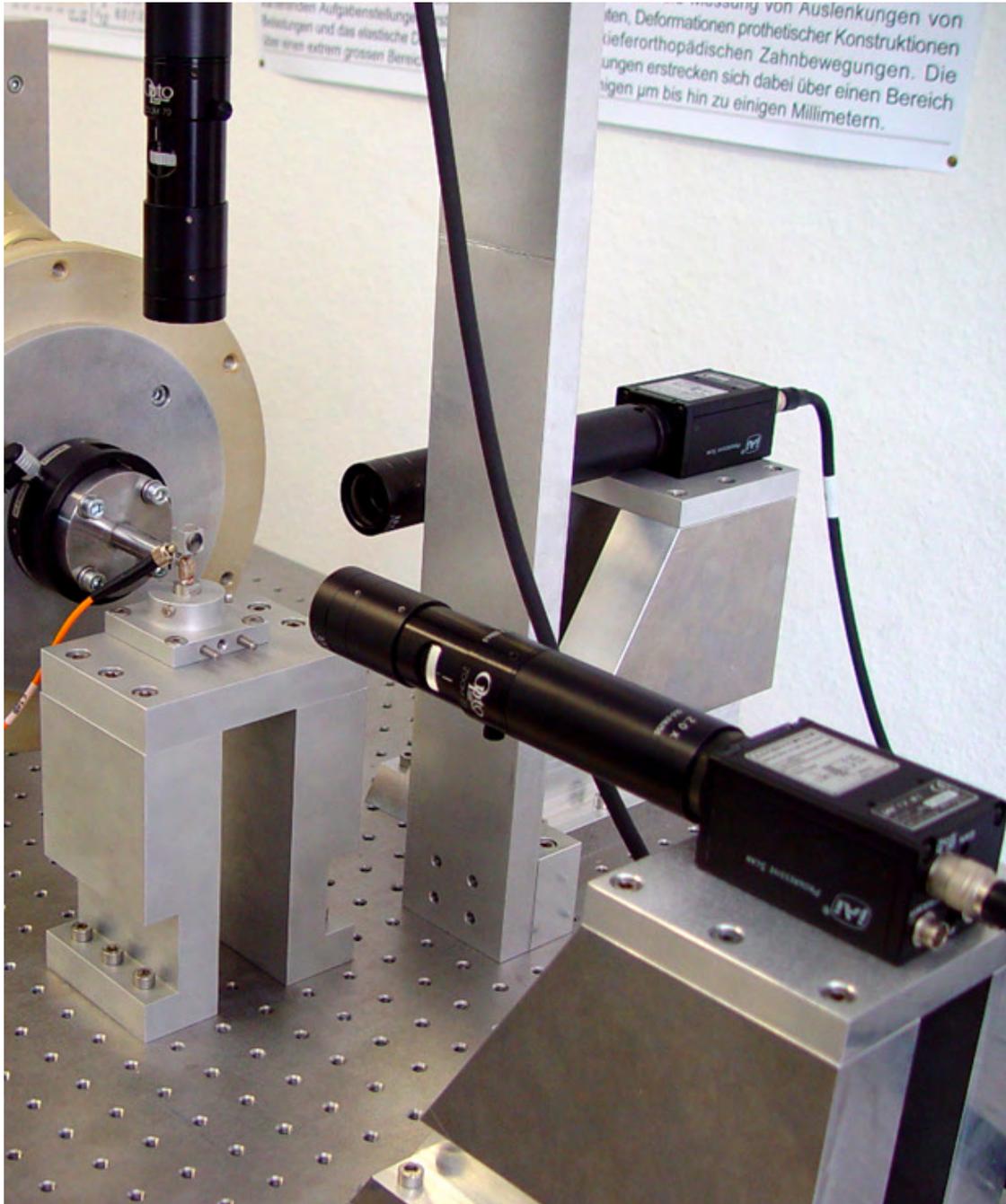
**Abb. 17:** Die Kraftübertragung auf den Zahn erfolgte über HG-Röhrchen, Headgear und Hexapod.



**Abb. 18:** Hexapod in Neutralposition vor Beginn der Messung

#### **4.3.1 Positionsbestimmung der Proben mit einem CCD-Kamera-System**

Zur Bestimmung der Probenbeweglichkeit kommt ein System aus drei hochauflösenden CCD-Kameras zum Einsatz. Die drei entlang der Koordinatenachsen  $x$ ,  $y$  und  $z$  angebrachten Kameras beobachten die Pinholes am auf der Probe befestigten Würfel (Abb. 19). Durch Auswertung der Kamerabilder erhält man von jeder Kamera ein Paar von Koordinaten, die die Position des entsprechenden Pinholes, die einen Durchmesser von  $2\mu\text{m}$  haben, beschreiben. Aus diesen Daten kann man die dreidimensionale Bewegung der Probe berechnen.



**Abb. 19:** Kamerapositionierung zur Positionserfassung und zum Bewegungsnachweis der Probe.



Dot-Pitch	Pixel	$\mu\text{m}$
horizontal	292	214
vertikal	179	129
diagonal	347	250
CCD-Kamera		
horizontal	1300	936
vertikal	1030	742
Pixel	1	0,72

**Abb. 20:** Auflösungsvermögen der Kamera (Keilig et al., 2004)

Das Auflösungsvermögen der Kameras ist in Abb. 20 dargestellt. Diese Abbildungen zeigen die Aufnahme der Lochmaske eines Monitors bei minimaler (1,25 x) und maximaler (7 x) Vergrößerung. Der Dot-Pitch des Monitors beträgt 0.25 mm. Daraus ergibt sich eine maximale Auflösung von etwa  $0,7 \mu\text{m}$  pro Pixel. Bei einem CCD-Chip von  $1300 \times 1030$  Pixeln entspricht dies einem Aufnahmebereich von  $0,9 \times 0,7 \text{ mm}$  bei maximaler Vergrößerung (Keilig et al., 2004).

#### 4.3.2 Positionierung des Präparates

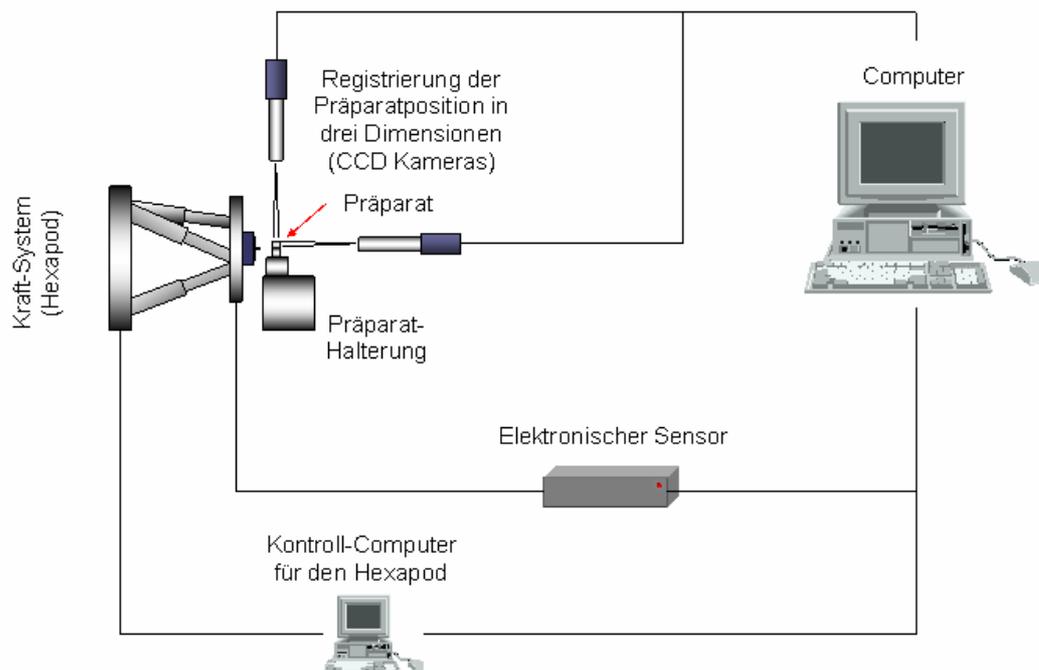
Vor Beginn einer Messung wurde das Präparat in seiner Metallhalterung mit vier Schrauben so fixiert, dass die Pinholes möglichst zentral auf den CCD-Chips lagen. War dies erfolgt, konnten die Initialwerte für das Kraftsystem und die Zahnposition festgelegt werden. Dann wurden die Schrittweite der Translation in X-Richtung, die maximale Translation sowie die Wartezeit zwischen den einzelnen Messschritten in den Steuerrechner eingegeben. Nach sorgfältiger Überprüfung aller Eingaben wurde der automatisch ablaufende Messvorgang gestartet.

### 4.3.3 Allgemeiner Messablauf

Jede Messung untergliederte sich in die folgenden Schritte:

1. Auf den Präparaten, deren Auslenkung gemessen werden sollte, wurde ein Würfel befestigt, der mit den Pinholes versehen war und einen Laser beinhaltete.
2. Durch das Bewegen des Hexapoden von der Neutralstellung weg in distaler Richtung des Präparates wurden eine Kraft und ein Drehmoment auf den Probekörper übertragen.
3. Kraft und Drehmoment wurden vom Sensor gemessen.
4. Gleichzeitig wurde über ein System von drei CCD-Kameras die Bewegung des Probekörpers registriert, so dass aus den Bildern der drei Kameras durch Ermittlung der Position der Leuchtpunkte die Bewegung des Probekörpers berechnet werden konnte.
5. Nach Durchführung der Messungen erhielt man ein Kraft/Auslenkungsdiagramm, welches die Bewegung des Präparats beschrieb.

Abbildung 21 zeigt eine schematische Darstellung des Aufbaus.



**Abb. 21:** Schematische Darstellung des Aufbaus.

#### 4.3.4 Besonderheiten im Messablauf der verschiedenen Versuchsreihen

Da sich die fünf verschiedenen Versuchsreihen in ihrem Aufbau in Details voneinander unterscheiden, wird im Folgenden besondere Bedeutung auf die Herausstellung dieser Unterschiede gelegt.

##### **Versuchsreihe 1**

Die Kraft wurde über den Headgear auf den mesialen Zahn (entspricht dem humanen ersten Molaren) übertragen. Der distale Nachbarzahn (entspricht dem zweiten humanen Molaren) befand sich im Keimstadium. Die Auslenkung des mesialen Zahnes wurde gemessen.

##### **Versuchsreihe 2**

Die Kraft wurde über den Headgear auf den mesialen Zahn übertragen. Der distale Nachbarzahn war bis auf Höhe des approximalen

Kontaktpunktes radiert. Die Auslenkung des mesialen Zahnes wurde gemessen.

### **Versuchsreihe 3**

Die Kraft wurde über den Headgear auf den mesialen Zahn übertragen. Der distale Nachbarzahn war vollständig durchgebrochen. Die Auslenkung des mesialen Zahnes wurde gemessen.

### **Versuchsreihe 4**

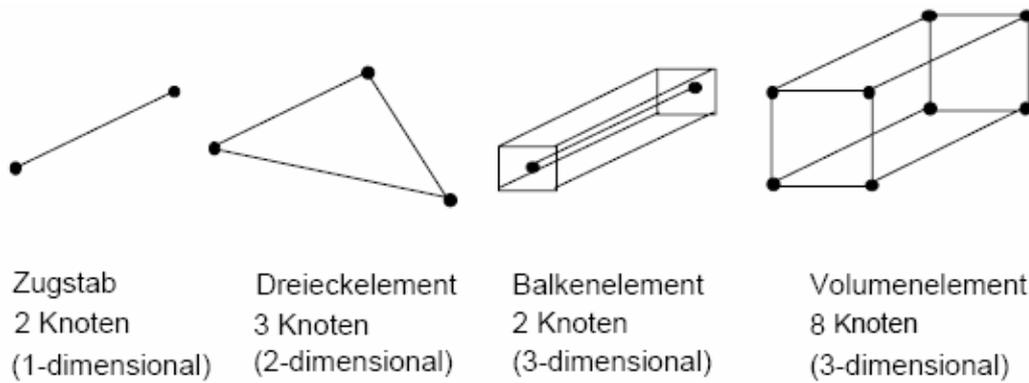
Die Kraft wurde über den Headgear auf den mesialen Zahn übertragen. Der distale Nachbarzahn war vollständig durchgebrochen. Die Auslenkung des distalen Zahnes wurde gemessen.

### **Versuchsreihe 5**

Die Kraft wurde über einen abgerundeten Stab auf eine präparierte Mulde in Höhe des mesialen Kontaktpunktes des mesialen Zahnes übertragen. Der distale Nachbarzahn war vollständig durchgebrochen. Die Auslenkung des mesialen Zahnes wurde gemessen. Diese Versuchsreihe diente zur Überprüfung der biomechanischen Wirkung des Headgears.

## **4.4 Finite Elemente Methode**

Um einen geometrisch komplexen Körper möglichst präzise im Raum darzustellen, diskretisiert (zerlegt) man ihn in eine finite (endliche) Anzahl geometrisch strukturierter Einzelemente. Man unterscheidet verschiedene Elementtypen nach ihrer bestimmten Anzahl von Knoten (Abb. 22).



**Abb. 22:** Beispiele verschiedener Elementtypen bei der FE-Methode

Wenn über diese Knoten die Elemente auch untereinander in Verbindung stehen, bilden sie ein Finite Elemente Netz. Bei Belastung eines Körpers kann nun die resultierende Verschiebung der Knotenpunkte errechnet werden. Durch Interpolation der Lösungsfunktion kann auch jeder andere Punkt erfasst und somit Spannungen und Deformationen rechnerisch ermittelt werden.

Dies ist allerdings nur möglich, wenn die Deformationseigenschaften der Elemente bei definierter Kraftapplikation, die aus Materialparametern wie Dichte und Elastizitätsmodul resultieren, bekannt sind. So wird mittels Differentialgleichungen jedem Element eine Elementsteifigkeitsmatrix zugeordnet, die dann für die Summe der Elemente die Systemsteifigkeitsmatrix ergibt.

Da entsprechend vorangehender Studien die verschiedenen Materialien sowohl innerhalb des Zahnes als auch des Knochens nur einen vernachlässigbaren Einfluss auf die initiale Zahnauslenkung haben (Haase, 1996; Nägerl und Kubein-Meesenburg, 1993), konnten zur Modellierung des Zahnes für Dentin und Knochen gemittelte Werte verwendet werden.

Die entsprechenden E-Moduln (Spears et al., 1993) werden in Tabelle 3 aufgeführt.

Material	E-Modul [MPa]
Dentin	20000
Schmelz	80000
Spongiosa	3000
Kortikalis	20000

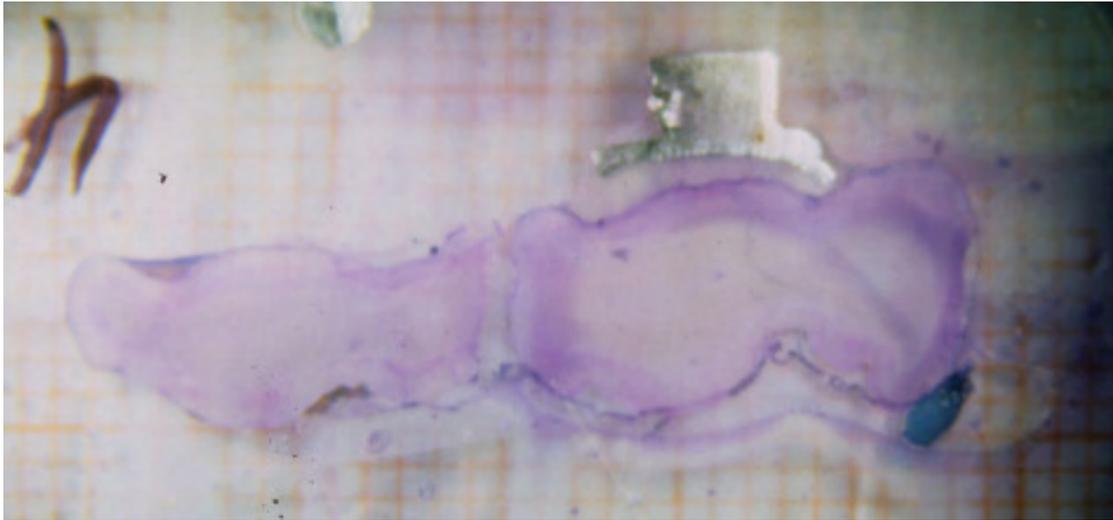
**Tabelle 3:** Verwendete E-Moduln für Zahn und Knochen.

Im Bereich des Parodonts wurden für die E-Moduln zunächst Standardparameter angenommen, die dann durch Vergleich der experimentellen Ergebnisse und numerischen Simulation der Zahnauslenkung bis zur optimalen Übereinstimmung korrigiert wurden.

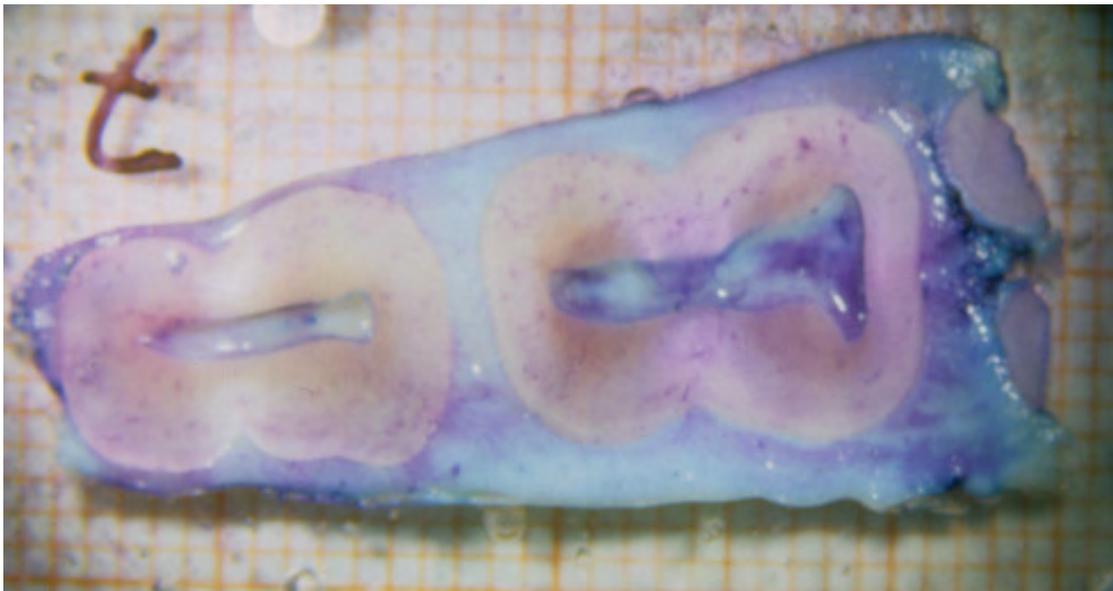
Der E-Modul ist jedoch nicht allein von Bedeutung. Da nun auch eine Stauchung oder Streckung des Körpers denkbar wäre, muss der Materialwiderstand orthogonal zur Kraftlinie, die so genannte Querkontraktionszahl  $\mu$ , bestimmt sein. Diese betrug bei allen Rechnungen für Zahn, PDL und Knochen  $\mu = 0,3$ .

#### 4.5 Erstellung von Netzen und FE-Modellen

Notwendige Grundlage zur Erstellung eines dreidimensionalen Finite-Elemente-Modells ist die möglichst realitätsgetreue Geometrierekonstruktion jedes einzelnen Zahnes. Dazu dienten die digitalen Photographien der Präparatschnitte sowie die CT-Bilder (Abb. 22-24).



**Abb. 22:** Beispiel eines Schnittbildes in Höhe des Brackets.



**Abb. 23:** Beispiel eines Schnittbildes zwischen Kontaktpunkt und Schmelz-Zement-Grenze.



**Abb. 24:** Beispiel eines Schnittbildes im Wurzelbereich. Die mesiale Wurzel des ersten Molaren teilt sich in eine mesiopalatinalen und mesiobukkalen Anteil. Die Strukturen Zahn, PDL und Spongiosa sind klar zu erkennen.

Zur Erstellung der Netze wurde das Programm ADOR 3D (Rahimi, 2005) verwandt. In diesem Programm musste zunächst für jeden Versuch ein Projekt im Menü angelegt werden, in dem Daten wie jeweilige Schichtdicke und Anzahl der Schnitte zugeordnet wurden. Darauf wurden die Bilder gespeichert und ihnen eine Z-Koordinate zugefügt. Um eine korrekte Übereinanderlagerung der histologischen Schnitte zu gewährleisten, wurden die miteingebetteten Messingstäbe markiert und mit einer X- und Y-Koordinate versehen. Bei den CT-Bildern verlief dies nach Auswahl zweier beliebiger Punkte auf dem Bild automatisch. Im nächsten Schritt wurden auf jedem Schnitt/CT-Bild die Umrisse der verschiedenen Strukturen umzeichnet. Das Umzeichnen geschieht nach einem so genannten „shortest path“-Algorithmus, der das „low cost“ Prinzip nutzt. Dieses Prinzip basiert auf dem *Dijkstra* Algorithmus (Dijkstra, 1959; Saake und Sattler, 2004), welches den erwünschten optimalen Weg zwischen zwei Punkten mittels Daten aus der Bildanalyse bestimmt (Berg et al., 2000; Lehmann et al., 1997; Mortensen und

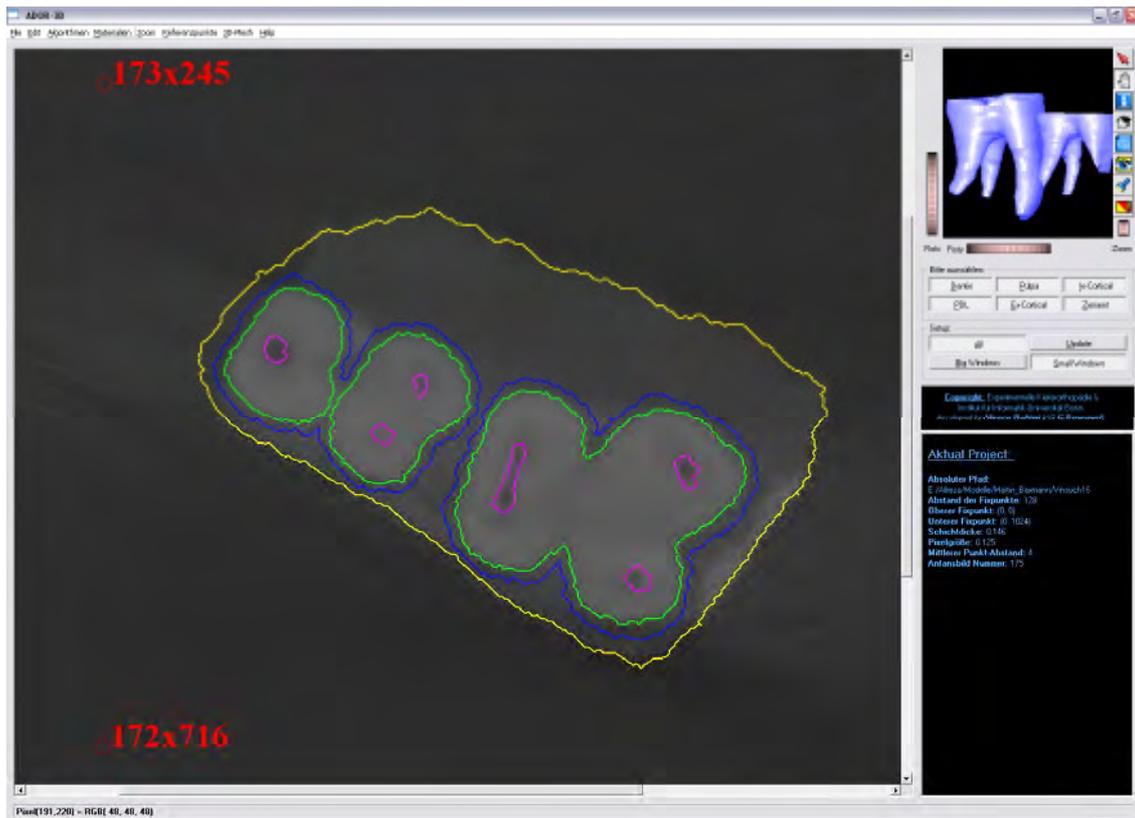
Barrett, 1995). Der „path of minimal costs“ kann so den Konturen zwischen zwei Strukturen folgen und sie dadurch trennen (Rahimi et al., 2005).

Bei den umzeichneten Strukturen in dieser Arbeit wurde in Bracket, Dentin, PDL und Spongiosa unterschieden. Eine weitere Differenzierung der Gewebe wurde nicht durchgeführt, da sie die Zahnbewegung nur unwesentlich beeinflusst hätte. Pro Schnittbild war ein Zeitaufwand von ca. 20 min. für die Umzeichnung nötig.

Die durchschnittliche Schichtstärke bei den histologischen Schnitten lag bei 1,0 mm, was einer Anzahl von 30 Schnitten für ein Präparat entsprach. Bei den CT-Bildern lag eine Auflösung von 0,146 mm vor. Für eine genaue Geometrierekonstruktion wurde jedoch die Verwendung jeder dritten Schicht (resultierende Schichtdicke: 0,438 mm) als ausreichend betrachtet. Lediglich im Bereich der Furkationen wurden alle Schichten benötigt. Dies resultierte in einer Anzahl von durchschnittlich 70 Schichten je Präparat. Tabelle 4 zeigt eine Übersicht über alle Versuche und das jeweilige verwandte bildgebende Verfahren. Bei den als abgebrochen gekennzeichneten Versuchen lag entweder ein Messfehler vor oder die Proben waren nach dem Sägeschnitt durch zu starke Varianz der Schichtdicken nicht mehr für die Rekonstruktion verwendbar.

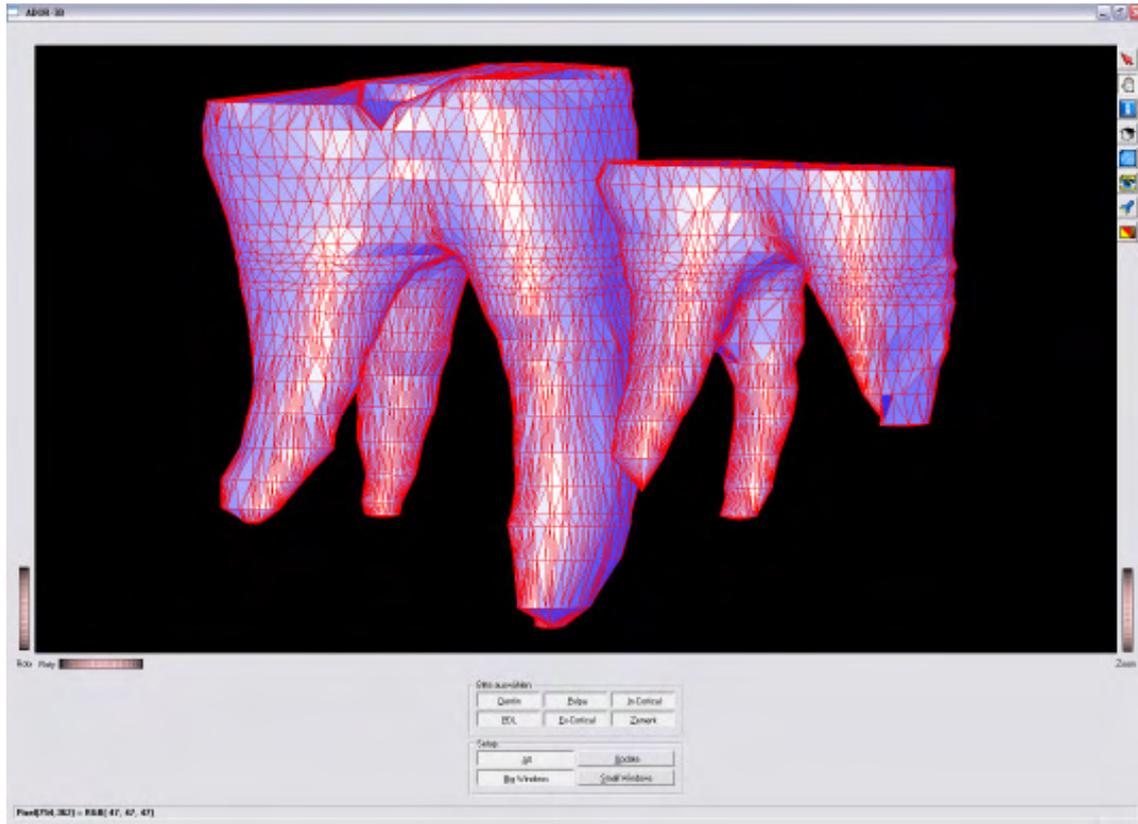
Versuch Nr.	Histologie	Computertomographie	Versuch abgebrochen
1	X		
2		X	
3	X		
4	X		
5	X		
6			X
7			X
8			X
9			X
10			X
11	X		
12	X		
13			X
14		X	
15			X
16		X	
17		X	

**Tabelle 4:** Übersicht über die Versuche und die jeweilig verwendeten bildgebenden Verfahren.



**Abb. 25:** CT-Bild zweier Molaren mit Umzeichnung der Strukturen Pulpa (pink), Schmelz (grün), PDL (blau) und Spongiosa (gelb).

Mit der Software ADOR 3D war es möglich, die komplette Zahngruppe als FE-Modell zu rekonstruieren (Abb. 25). Ebenso konnten dort die einzelnen Ebenen bereits vernetzt werden, so dass man das dreidimensionale Modell sofort überprüfen konnte. Da dieses Vernetzen durch die Komplexität der notwendigen Rechnungen zeitaufwendig war, wurden unnötige Schichten in geometrisch einfach darzustellenden Regionen, wie z.B. im unteren Wurzeldrittel oder dem koronalen Bereich des Zahnes, entfernt. Die maximale Anzahl verfügbarer Schichten wurde somit hauptsächlich in schwieriger zu vernetzenden Bereichen, wie z.B. der Furkation oder dem Bracket benötigt (Abb. 26). Die vernetzte Darstellung aller Strukturen des jeweiligen Präparates dauerte zwischen 10 und 30 min.

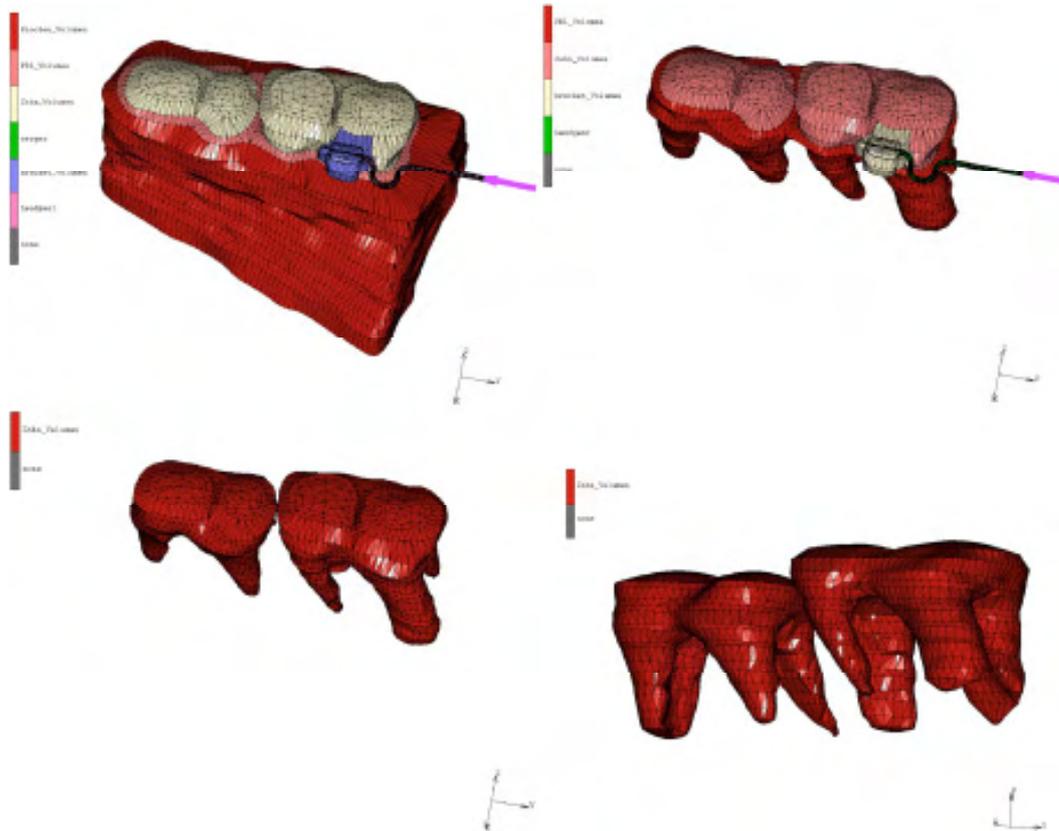


**Abb. 26:** Vernetztes Modell des Dentins zweier Molaren. Man erkennt die Häufung rekonstruierter Schichten im Furkationsbereich. Dies war nötig, um eine geometrisch realistische Darstellung zu erlangen. In weniger komplexen Bereichen sind weniger Ebenen nötig (z.B. unteres apikales Drittel, koronaler Bereich).

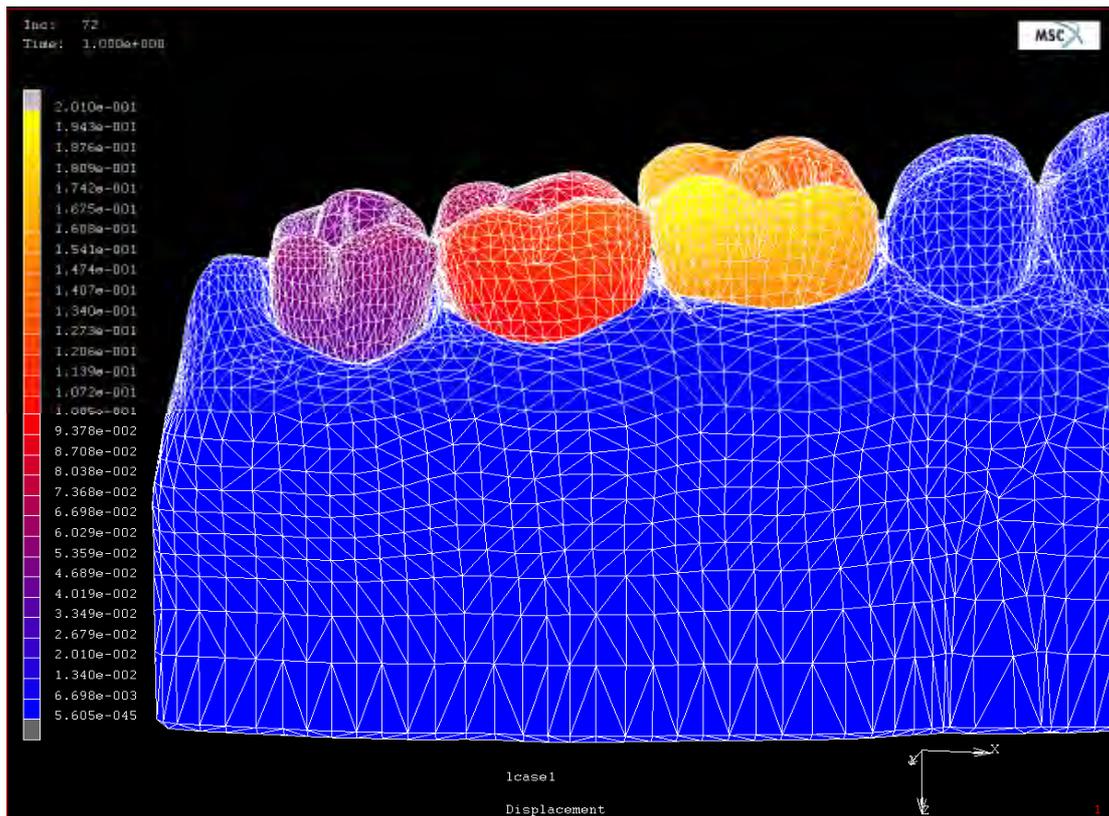
Um die geometrischen Daten der unterschiedlichen biologischen Strukturen in dreidimensionale FE-Modelle übertragen zu können, wurden die Koordinaten der Knoten und entsprechenden Dreiecke in Standard-ASCII-Datenfiles exportiert. Diese Files wurden daraufhin in das FE-Paket MSC.Marc/Mentat® (MSC.Software Corp., CA, USA) importiert und Finite-Elemente-Netze mittels der Standard-Algorithmen des Programmes generiert (Abb. 27, 28).

Bei dieser Rekonstruktion konnte es zu starken Elementverzerrungen oder entarteten Elementen kommen, was zur Behinderung der Rechnung führte. Das hatte zur Folge, dass nachträglich Korrekturen einzelner Knotenpunkte auf den Schnitten/CT-Bildern vorgenommen werden mussten, um betroffene

Elemente zu entzerren. Ab einer Knotenanzahl von über 12.000 wurde die Rechnerkapazität überschritten. Um jedoch eine maximale Auflösung zu gewährleisten, wurde sich diesem Grenzwert so weit wie möglich angenähert.



**Abb. 27:** Darstellung eines gesamten Präparates mit Headgear (oben links). Desweiteren des PDL (oben rechts), des Kontaktpunktes (unten links) und der Wurzelgeometrie.



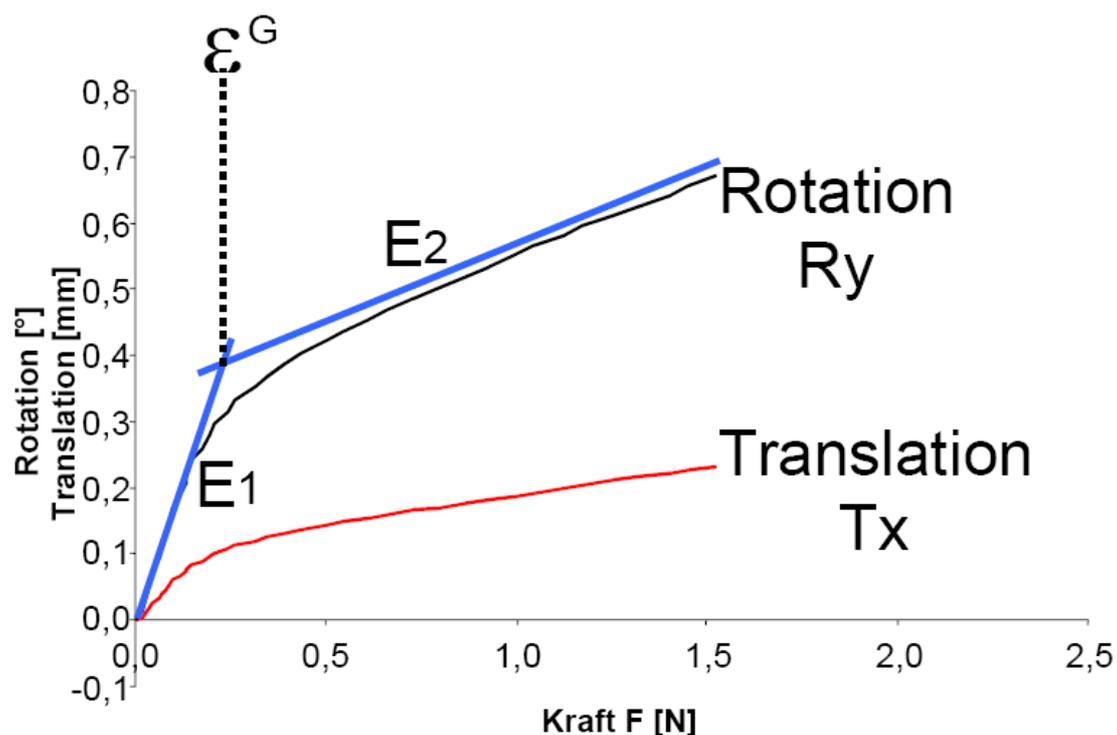
**Abb. 28:** Beispiel des Ergebnisses einer Rechnung: Darstellung der Auslenkung humaner Molaren analog zu den in dieser Studie durchgeführten Messungen im Programm MSC.Marc/Mentat® (MSC.Software Corp., CA, USA). Anhand des Farbcodes (Leiste am linken Bildrand) erkennt man stark ausgelenkte Regionen (gelb) sowie entsprechend schwächer ausgelenkte Regionen (violett).

#### 4.6 Berechnung und Auswertung der Ergebnisse

Um die Simulation der experimentellen Zahnauslenkung an den erzeugten FE-Modellen durchführen zu können, mussten diese zunächst mit den entsprechenden Materialparametern für Zahn, PDL und Spongiosa verknüpft werden. Um die Rechnungen zu vereinfachen, wurde für Zahn und Knochen isotropes Materialverhalten angenommen. Bei der darauf folgenden Simulation wurden die Modelle mit dem gleichen Kraftsystem wie im Experiment belastet. Daher war es besonders wichtig, dass der

Kraftangriffspunkt, das HG-Röhrchen, deutlich im FE-Modell dargestellt war. Wie auch in vorangegangenen Studien an Human- und Schweinepräparaten wurde das nichtlineare Kraft/Auslenkungsverhalten des Parodonts mittels zweier Geraden bilinear beschrieben (Pope, 2001; Siebers, 1999; Ziegler, 2004).

Somit sind zwei verschiedene E-Moduln nötig, um die elastischen Eigenschaften des Parodonts angenähert nachzuvollziehen. Daraus ergibt sich die bilineare Darstellung (Abb. 29). Die E-Moduln  $E_1$  und  $E_2$  entsprechen dabei der Steigung des jeweiligen Geradenabschnitts, während  $\epsilon^G$  als Grenzdehnung bezeichnet wird und den Schnittpunkt der beiden Geraden angibt.

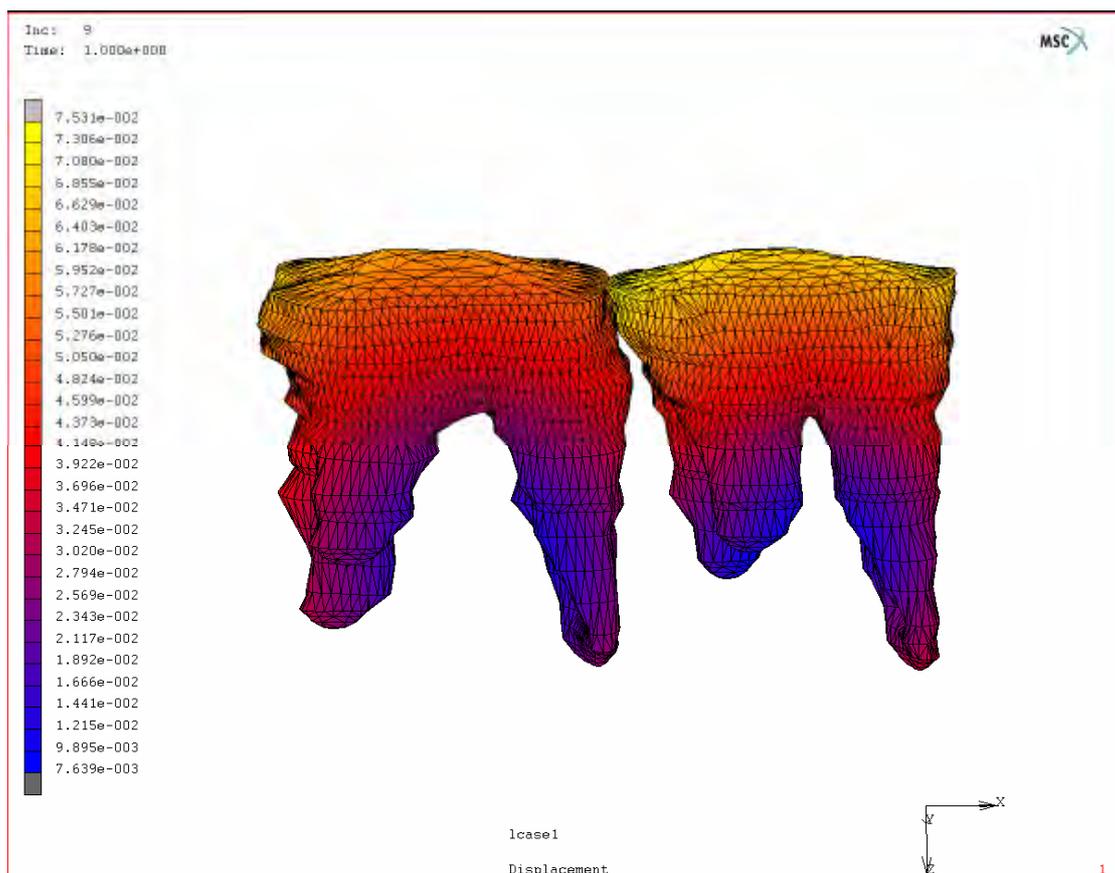


**Abb. 29:** Bilineare Annäherung an das gemessene Kraft/Auslenkungsverhalten (Ziegler, 2004).

Die erste Rechnung wurde mit den Parametern durchgeführt, die in vorangegangenen Studien ermittelt wurden:  $E_1=0,05$  MPa;  $E_2=0,22$  MPa;  $\epsilon^G=7,5$  %;  $\mu=0,3$ . Diese hatten auch bei früheren Untersuchungen eine gute

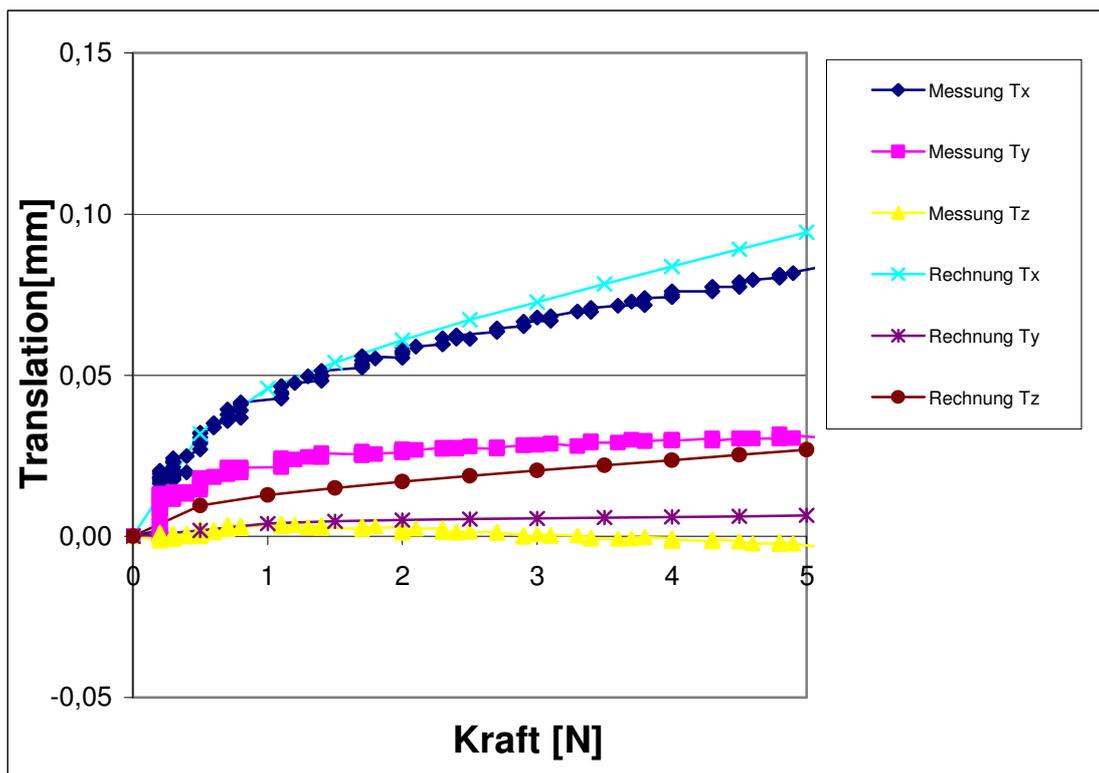
Annäherung von Rechen- und Messergebnissen ergeben (Vollmer, 1998; Ziegler, 2004).

Die Rechnung selbst lief automatisch ab. Lagen zu dieser Zeit noch geometrische Fehler vor, führte dies zum Abbruch der Rechnung. Die jeweilig betroffenen Elemente mussten daraufhin lokalisiert und korrigiert werden, was einen erheblichen Zeitaufwand insbesondere bei den auf Histologie basierenden Modellen darstellte. Somit wurden die Rechnungen und Korrekturen bis zum fehlerfreien Abschluss wiederholt. Anschließend wurde die Element-Verschiebung je nach Auslenkung farbig differenziert dargestellt. Gelb gekennzeichnete Elemente bedeuteten dabei starke Auslenkung, schwach ausgelenkte wurden dunkelblau dargestellt (Abb. 30).



**Abb. 30:** Finite-Elemente-Modell, in dem durch einen Farbcodierung das Ausmaß der Auslenkung sichtbar wird.

Die berechneten Werte für Kraft und Auslenkung wurden den gemessenen (Abb. 31) gegenübergestellt, wobei jedoch nur translatorische und rotatorische Hauptbewegungsrichtungen von Messung und Rechnung direkt verglichen wurden. Um die errechnete Kraft/Auslenkungskurve möglichst genau mit der gemessenen Auslenkung in Übereinstimmung zu bringen, mussten in der Regel mindestens drei Berechnungen durchgeführt werden. Dabei wurden die E-Moduln des PDLs und die Grenzdehnung solange variiert, bis diese Übereinstimmung erreicht war. Neben der Auslenkung des Zahnes und der Kraftübertragung vom direkt belasteten Zahn auf den distalen Nachbarn, konnten ebenso auch die resultierenden Verzerrungen innerhalb des Parodontalspalts gezeigt werden.



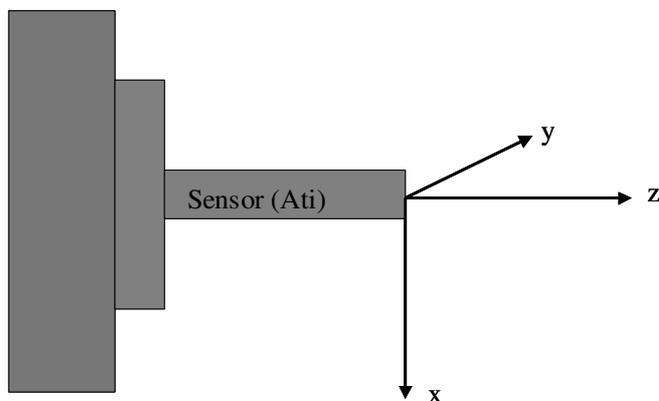
**Abb. 31:** Gegenüberstellung gemessener und berechneter Kraft- und Auslenkungswerte.

## 5 Ergebnisse

Im Folgenden wird die Vorgehensweise bei der Auswertung zunächst anhand eines Präparates erklärt. Im Anschluss daran werden für jeweils ein Präparat, exemplarisch für jede Versuchsreihe, die experimentellen und numerischen Ergebnisse vorgestellt und die numerischen Ergebnisse für Translation und Rotation in der Hauptauslenkungsrichtung „mesial-distal“ zusammengefasst. Abschließend werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der ermittelten Materialparameter dargestellt. Da nicht alle Proben bis 15 N belastet werden konnten, werden die Graphen in der folgenden Auswertung bis zu einer Belastung von 5 N dargestellt, um eine gute Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

### 5.1 Exemplarische Auswertung der Bewegungskomponenten am Beispiel eines Präparates

Translation und Rotation wurden jeweils in drei Ebenen gemessen (Abb. 32) und die am Sensor gemessenen Werte entsprechend des während der Rechnungen verwendeten Koordinatensystems umgerechnet werden. Die Definitionen der Achsrichtungen in Anlehnung an die klinische Terminologie werden in Tabelle 5 für die Translation und in Tabelle 6 für die Rotation zusammengefasst.



**Abb. 32:** Darstellung des Sensors und dessen Koordinatensystems.

x-Achse		y-Achse		z-Achse	
positiv	negativ	positiv	negativ	positiv	Negativ
distal	mesial	bukkal	palatinal	apikal	Okklusal

**Tabelle 5:** Definition der Achsrichtungen und ihre klinische Entsprechung für die Translation.

x-Achse		y-Achse		z-Achse	
positiv	negativ	positiv	negativ	positiv	negativ
palatinal	bukkal	distal	mesial	mesio- bukkal	mesio- palatinal

**Tabelle 6:** Definition der Achsrichtungen und ihre klinische Entsprechung für die Rotation.

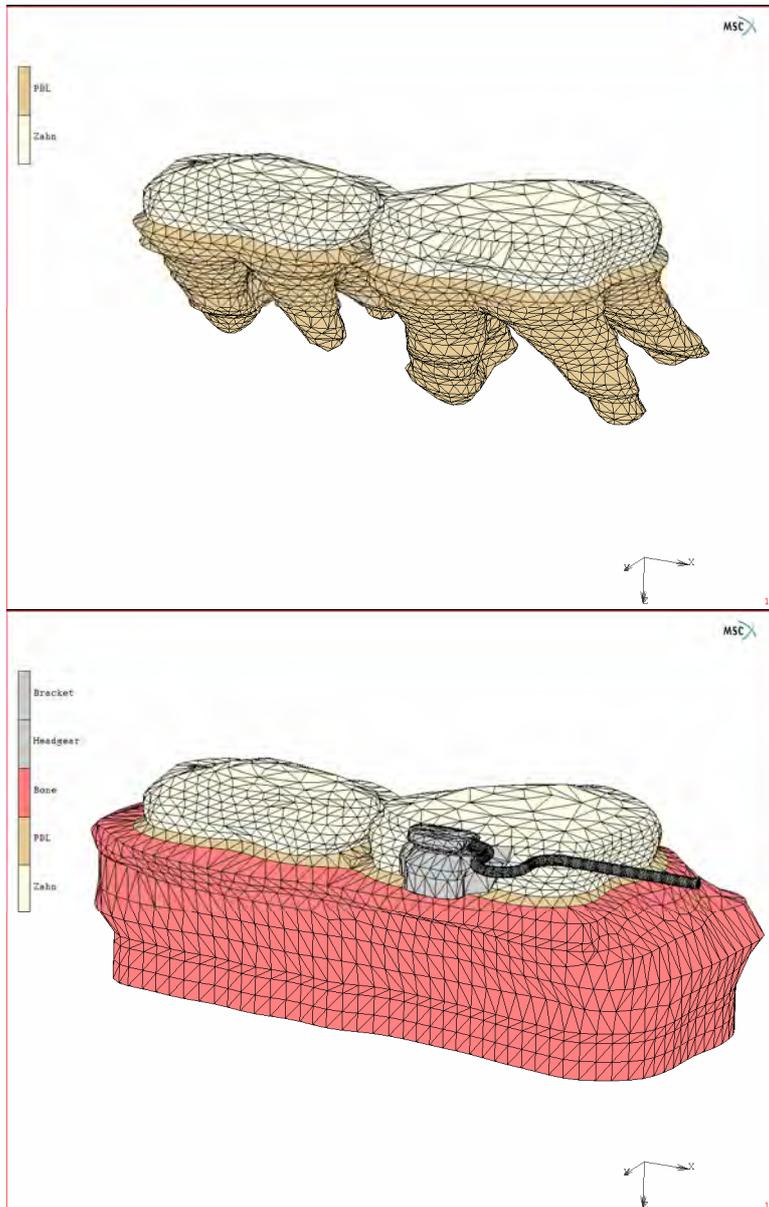
Kraftangriffspunkt und Krafrichtung sollten in allen gemessenen Versuchen idealerweise gleich sein. Stimmen diese nicht genau mit den jeweiligen Simulationen überein, ergeben sich rechnerisch und experimentell verschieden starke Auslenkungen in den entsprechenden Richtungen.

Bei der ersten Rechnung wurden die in einer früheren Studie ermittelten Materialparameter für das Desmodont mehrwurzeliger Schweinezähne verwendet. Die errechneten Auslenkungsrichtungen wurden dann zusammen mit den gemessenen gegen die verwendete Kraft in einem Diagramm aufgetragen. Durch diesen direkten Vergleich konnten die errechneten Kurven an die gemessenen durch Variation der E-Moduln und der Grenzdehnung möglichst gut in Übereinstimmung gebracht werden.

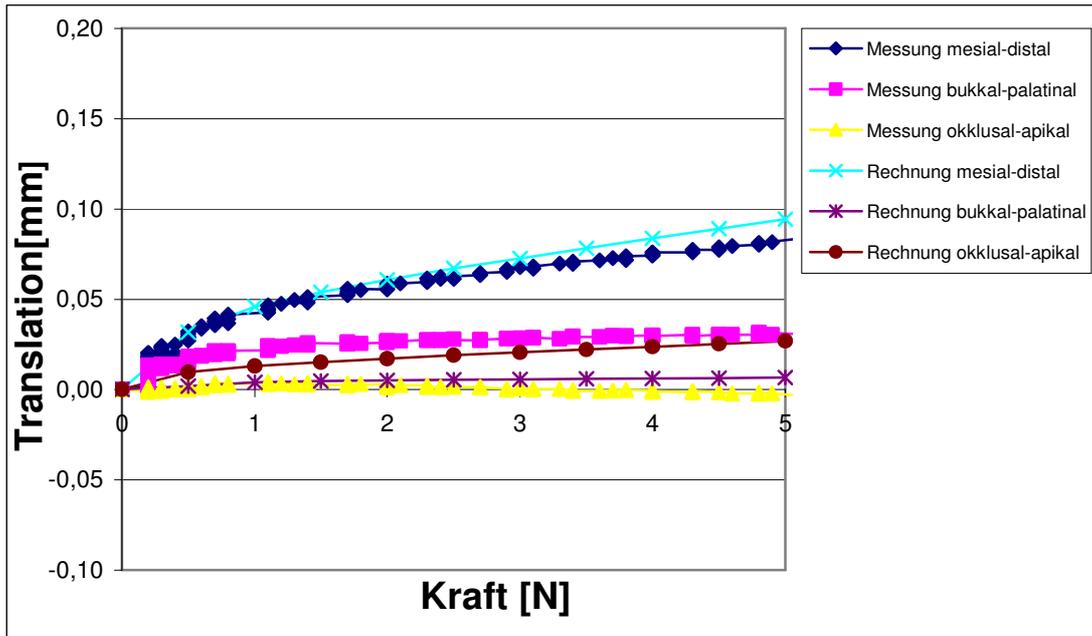
Abbildung 33 zeigt das in Versuch 2 verwendete Präparat mit Zahn und Desmodont sowie mit Zahnfach, HG-Röhrchen und Headgear.

In Abbildung 34 sind die in Versuch 2 gemessenen und errechneten translatorischen Auslenkungen in Abhängigkeit von der am HG-Röhrchen applizierten, distalgerichteten Kraft dargestellt. Abbildung 35 zeigt die

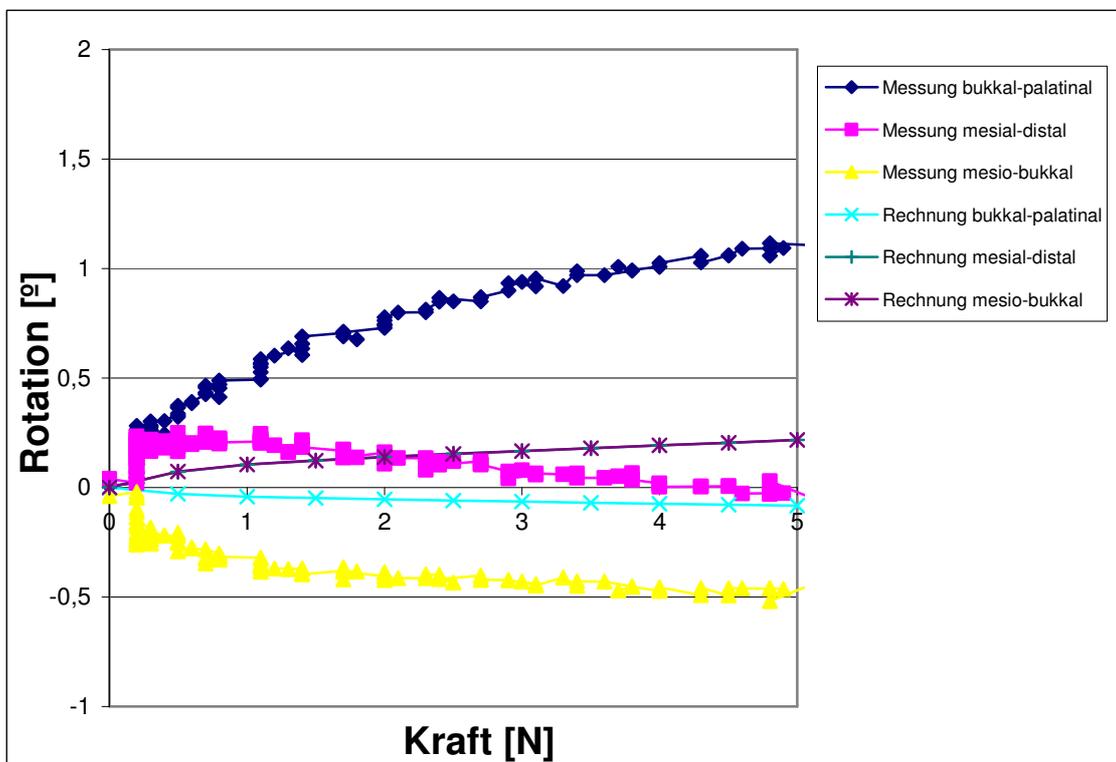
rotatorischen Auslenkungen in allen drei Ebenen. Die für die Berechnung verwendeten Materialparameter, einschließlich der angepassten Werte für die E-Moduln und die Grenzdehnung, sind in Tabelle 7 dargestellt.



**Abb. 33:** Finite-Elemente-Modell des in Versuch 2 verwendeten Präparates. Oben: Darstellung mit umgebenden PDL. Unten Darstellung im Knochenfach mit Bracket und Headgear.



**Abb. 34:** Darstellung der gemessenen und gerechneten translatorischen Auslenkung gegen die eingesetzte Kraft.



**Abb. 35:** Darstellung der gemessenen und gerechneten rotatorischen Auslenkung.

Präparat	$E_1$ [MPa]	$E_2$ [MPa]	$\epsilon_{12}$ %
Mittelwert (nach Ziegler, 2004)	0,05	0,18	6,4
Versuch 2	0,05	0,30	1,8

**Tabelle 7:** Im Versuch 2 verwendete Materialparameter vor und nach Parametervariation.

## 5.2 Experimentelle und numerische Ergebnisse der Versuchsreihen

Bei der Darlegung der Ergebnisse wird jeweils ein Versuch aus jeder Versuchsreihe exemplarisch dargestellt. Die Auslenkungsrichtung „mesial-distal“ ist sowohl translatorisch als auch rotatorisch die Hauptkomponente. Ebenso werden jedoch auch die Nebenkomponten vorgestellt.

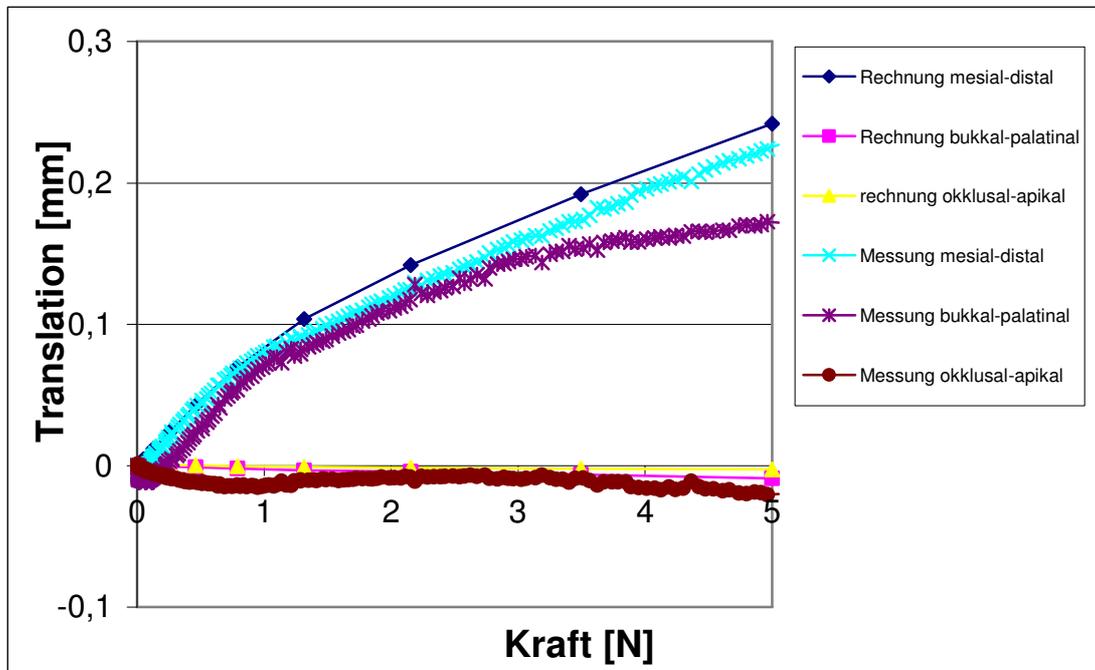
Dabei erfolgen zunächst Kurzbeschreibungen zu den Versuchsreihen und die ermittelten Materialparameter. Dieser folgen die graphischen Darstellungen der gemessenen und errechneten Ergebnisse in der Reihenfolge Translation, Rotation. Abschließend werden die entsprechenden Finite-Elemente-Modelle gezeigt. Bei der Darstellung der Auslenkung der Zähne sowie der Verzerrung des PDL wird ein Farbcode zur Verdeutlichung verwendet. Blau steht dabei für geringste und Gelb für größte Lageveränderung der jeweiligen Knotenpunkte.

### Versuchsreihe 1

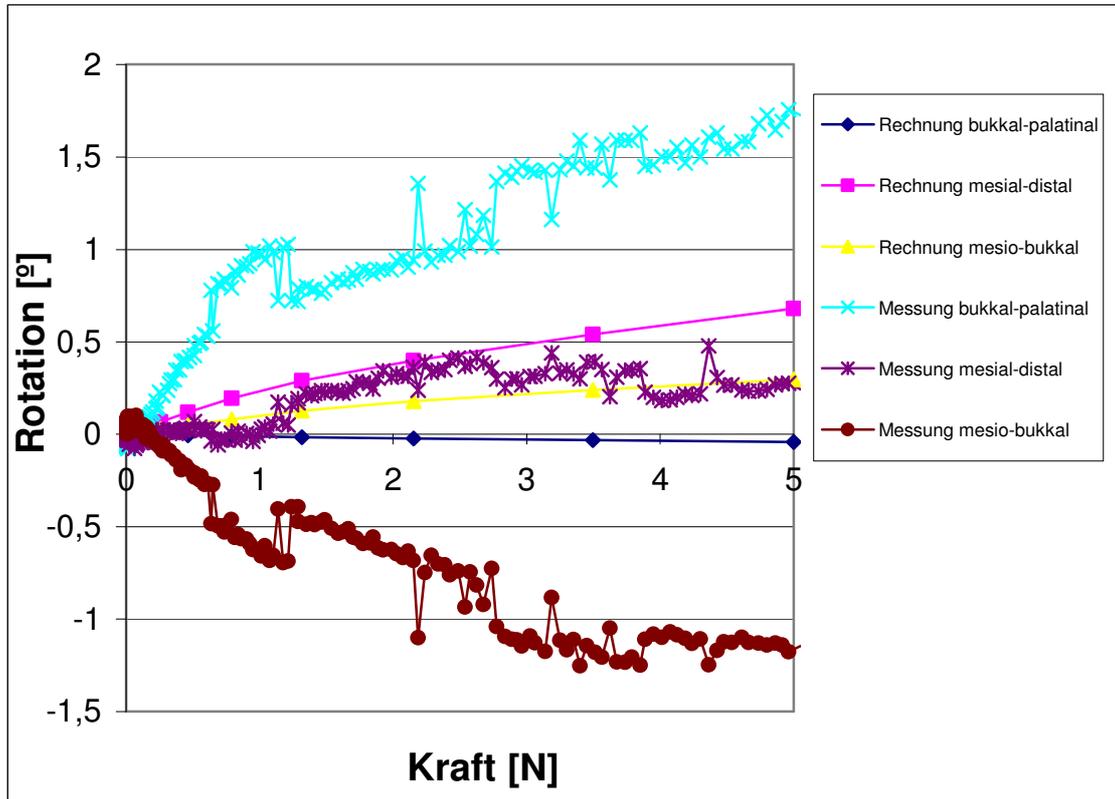
In der Versuchsreihe 1 wurde der erste Molar mittels HG belastet und dessen Auslenkung gemessen. Der distale Nachbar befand sich im Keimstadium. Bei der Berechnung des Kraft/Auslenkungsverhaltens ergaben sich folgende Materialparameter:

$$E_1=0,08 \text{ MPa}; E_2=0,25 \text{ MPa}; \epsilon_{12}=5,0 \text{ \%}.$$

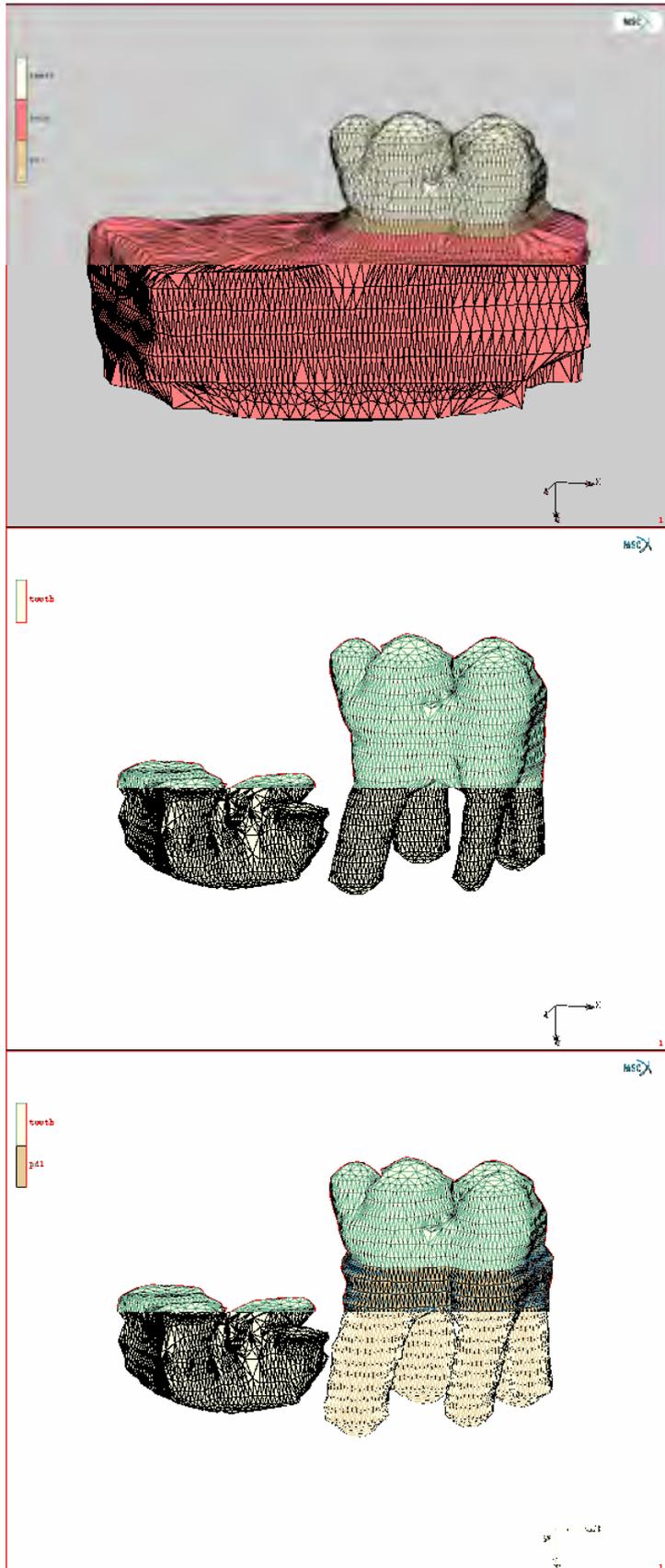
Die Abbildungen 36 und 37 stellen die Kraft/Auslenkungskurven für Translation und Rotation dar. Abbildung 38 zeigt das zugehörige Finite-Elemente-Modell und Abbildung 39 die Auslenkung und Verzerrung.



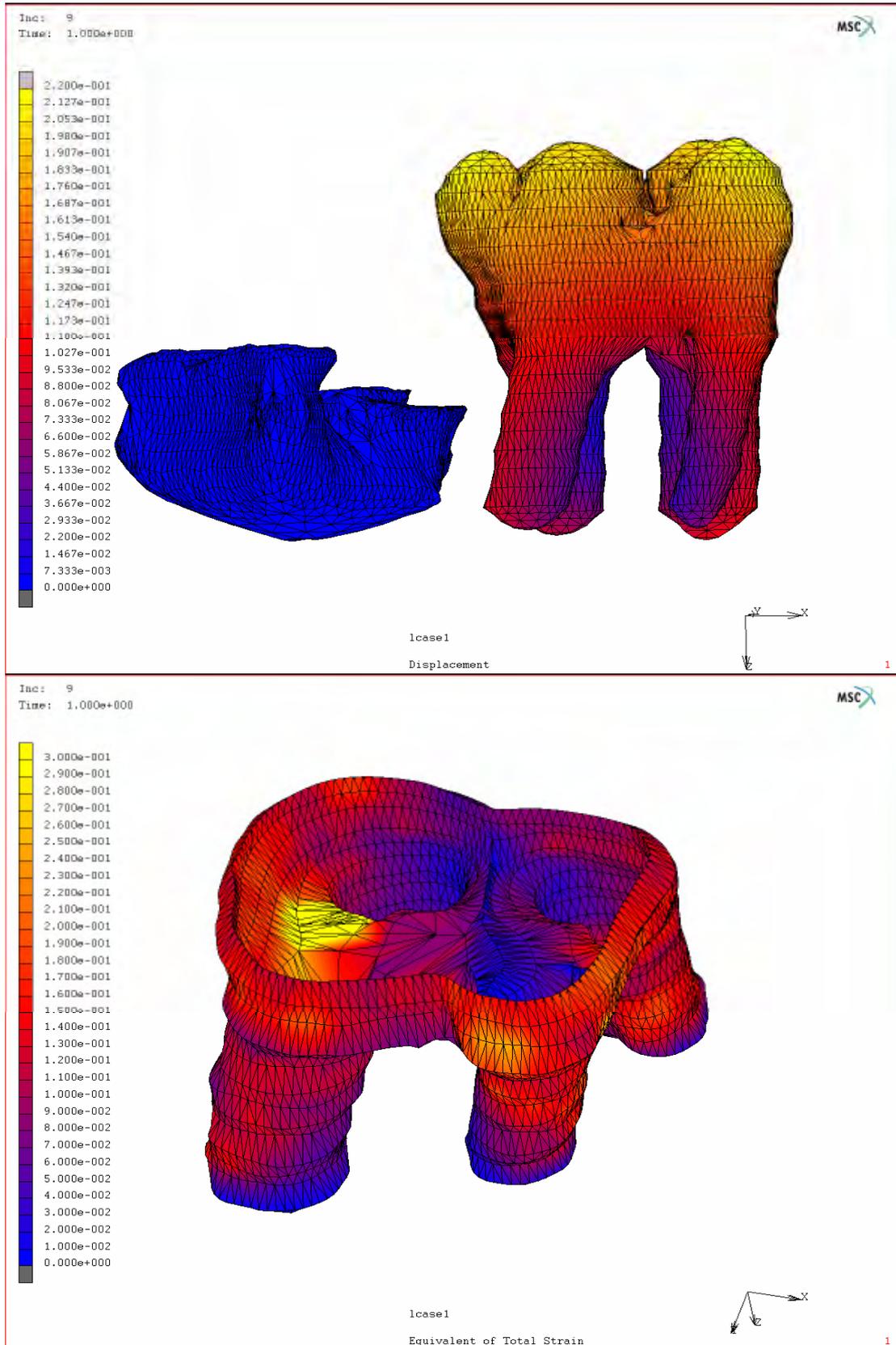
**Abb. 36:** Der Vergleich der gemessenen und errechneten Translation zeigte sehr gute Übereinstimmung. Die stärkste Auslenkung zeigt sich in der Hauptbewegungsrichtung mesial-distal.



**Abb. 37:** Bei der gemessenen Rotation zeigte sich hier eine deutliche Rotation nach bukkal, die die Hauptbewegungsrichtung mesial-distal übersteigt.



**Abb. 38:** Finite-Elemente-Modell von Schwein 2, exemplarisch für Versuchreihe 1.



**Abb. 39:** Auslenkung der Zähne (oben) und Verzerrung des PDL (unten). Die Legende auf der linken Seite gibt die Werte für Auslenkung und Verzerrung mit der jeweils zugeordneten Farbe an.

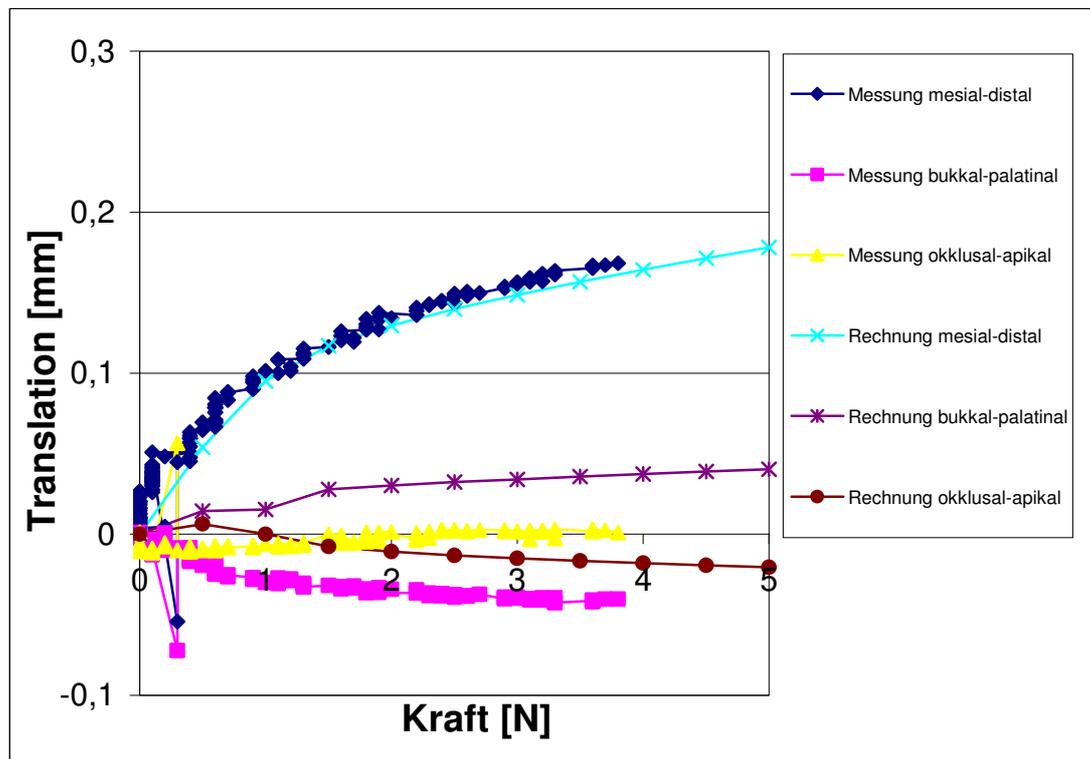
## Versuchsreihe 2

In der Versuchsreihe 2 wird der erste Molar mittels HG belastet und dessen Auslenkung gemessen. Der distale Nachbar ist zur Hälfte durchgebrochen.

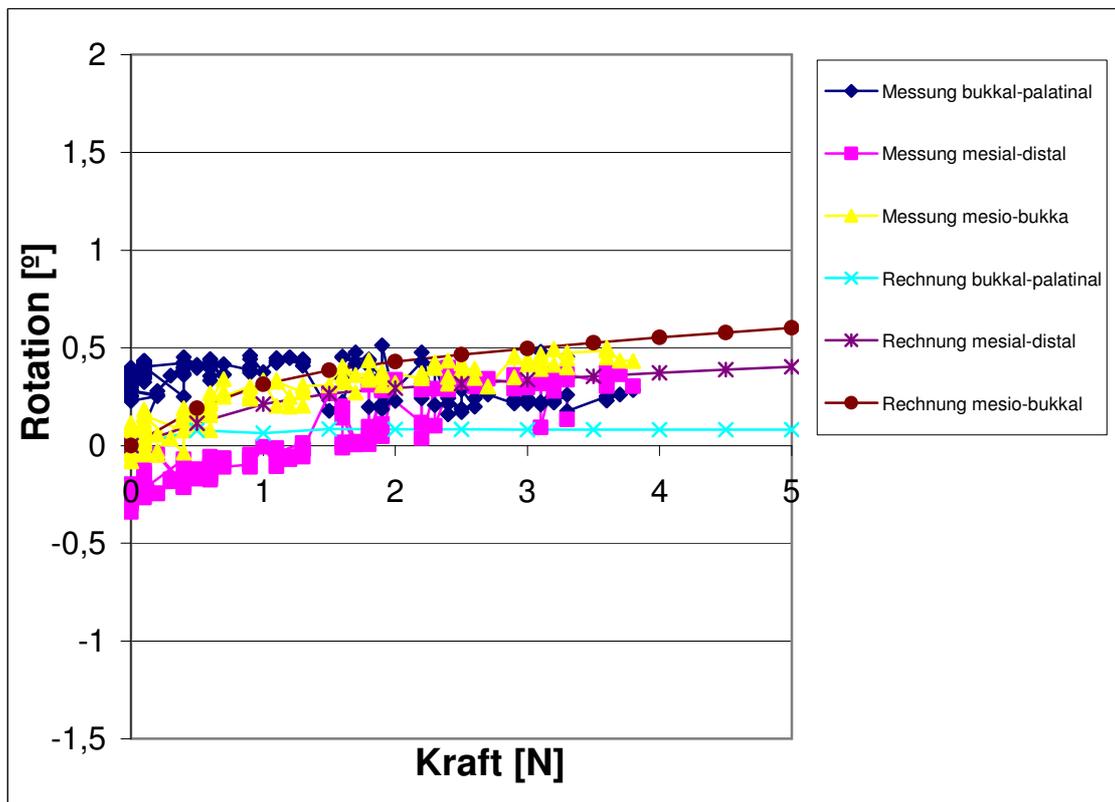
Bei der Berechnung des Kraft/Auslenkungsverhaltens ergaben sich folgende Materialparameter:

$$E_1=0,02 \text{ MPa}; E_2=0,25 \text{ MPa}; \varepsilon_{12}=7,0 \%$$

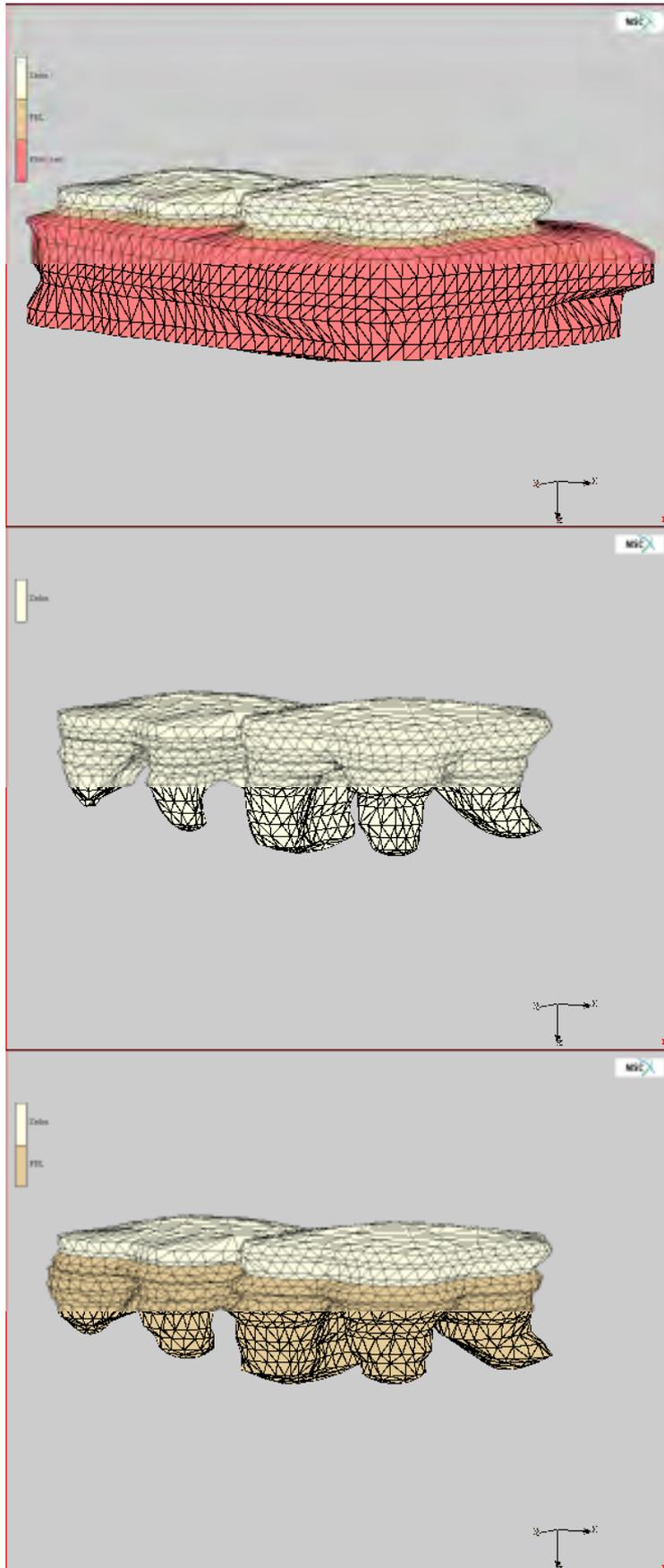
Abbildung 40 und 41 stellt die Kraft/Auslenkungskurven für Translation und Rotation dar. Abbildung 42 zeigt das zugehörige Finite-Elemente-Modell und die Abbildungen 43 und 44 die Auslenkung und Verzerrung.



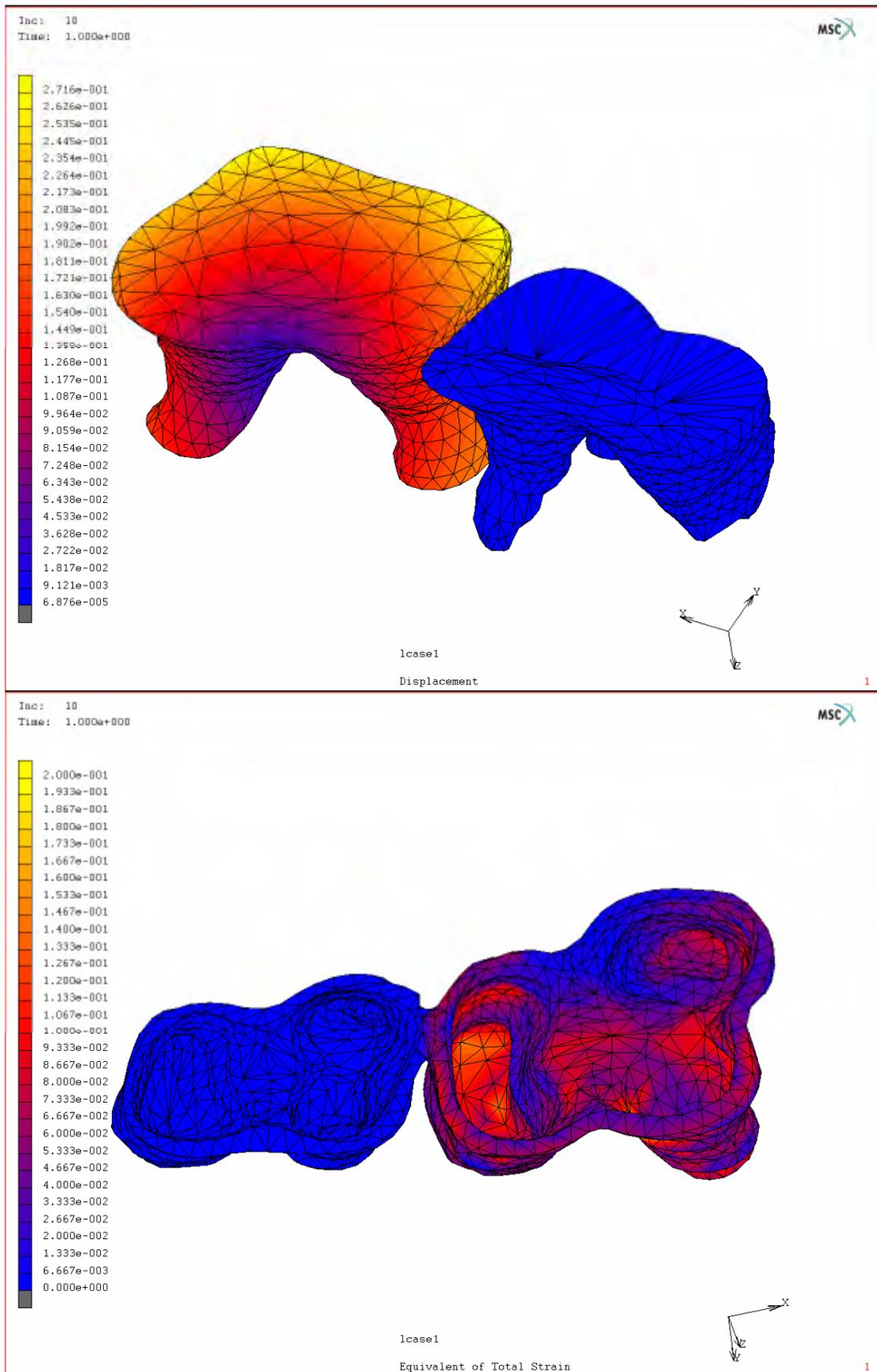
**Abb. 40:** Die Translation der Versuchsreihe 2 zeigte insbesondere in der Hauptbewegungsrichtung mesial-distal sehr gute Übereinstimmung zwischen Rechnung und Messung.



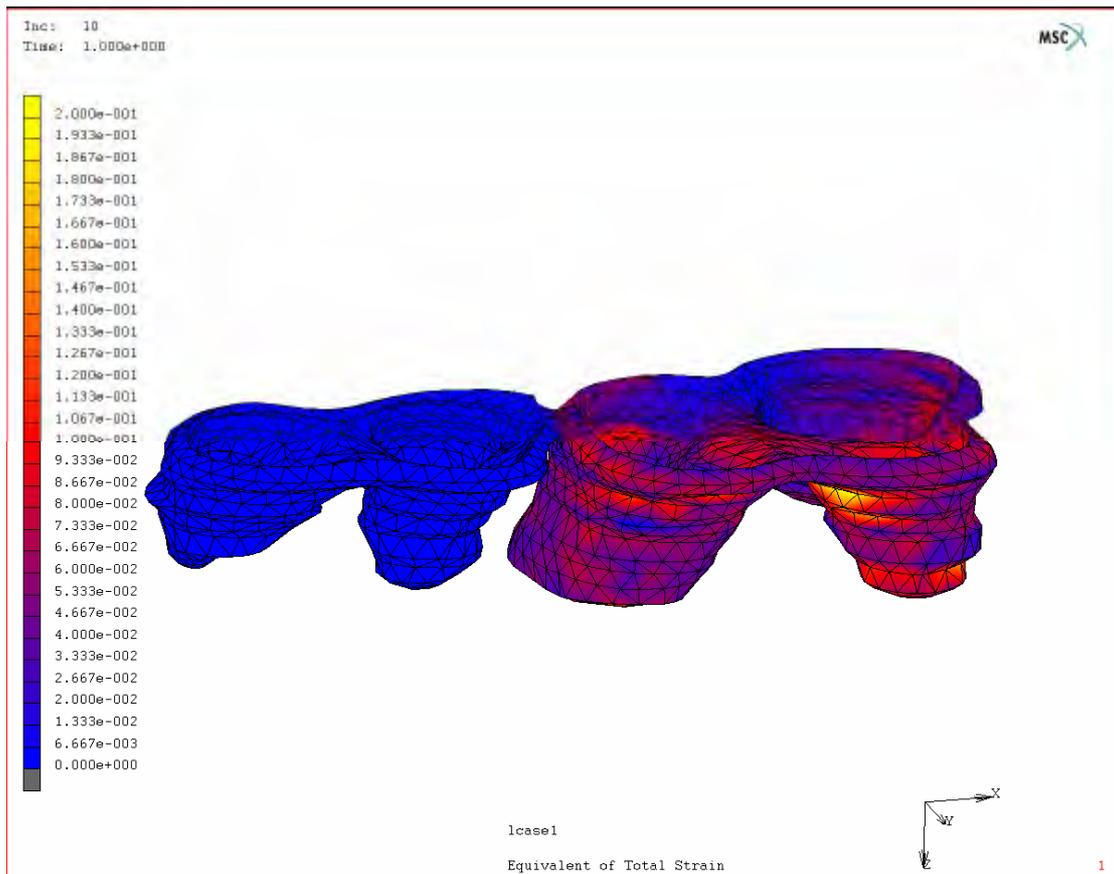
**Abb. 41:** Die Rotationsbewegungen der Versuchsreihe 2 waren sehr gering, so dass die gemessenen Werte deutlich von einem Rauschen überlagert werde. Dennoch ist eine gute Übereinstimmung in mesio-bukkaler Richtung zu erkennen.



**Abb. 42:** Finite-Elemente-Modell exemplarisch für die Versuchsreihe 2.



**Abb. 43:** Auslenkung der Zähne (oben) und Verzerrung des PDL (unten).



**Abb. 44:** Verzerrung des PDL in seitlicher Ansicht zur Veranschaulichung der Einziehungen an der Außenfläche desselben. Diese haben jedoch keinen Einfluß auf die Rechnung.

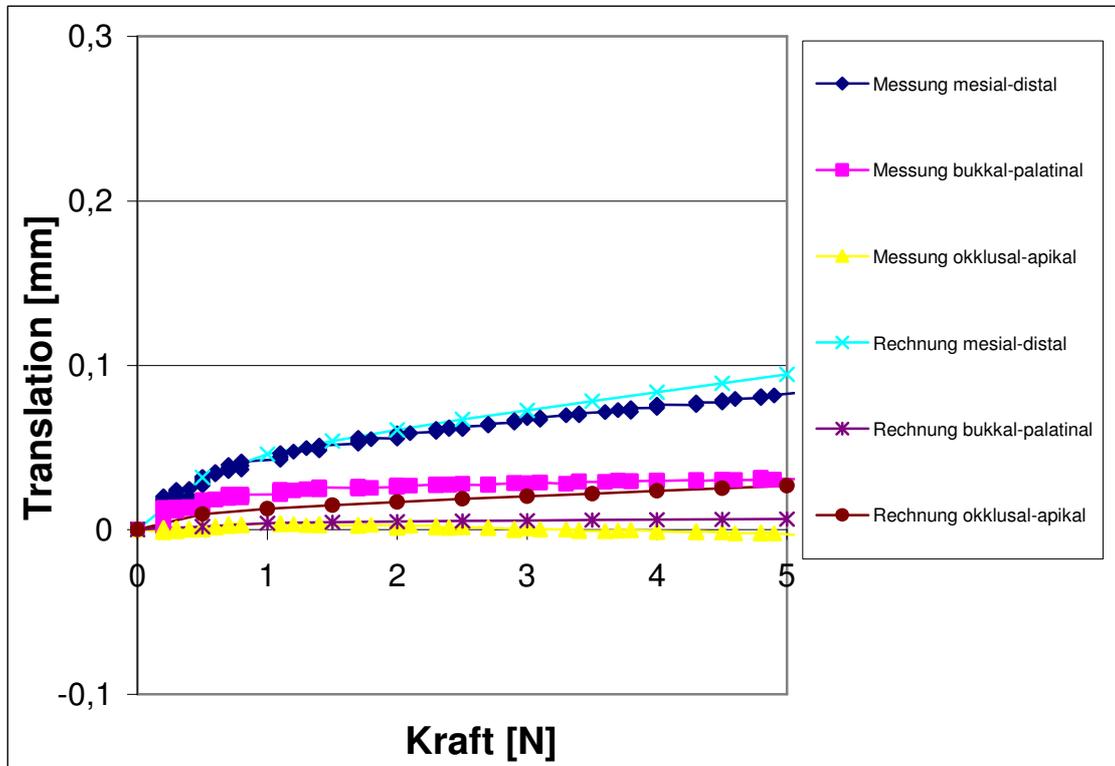
### Versuchsreihe 3

In der Versuchreihe 3 wird der erste Molar mittels HG belastet und dessen Auslenkung gemessen. Der distale Nachbar ist vollständig durchgebrochen.

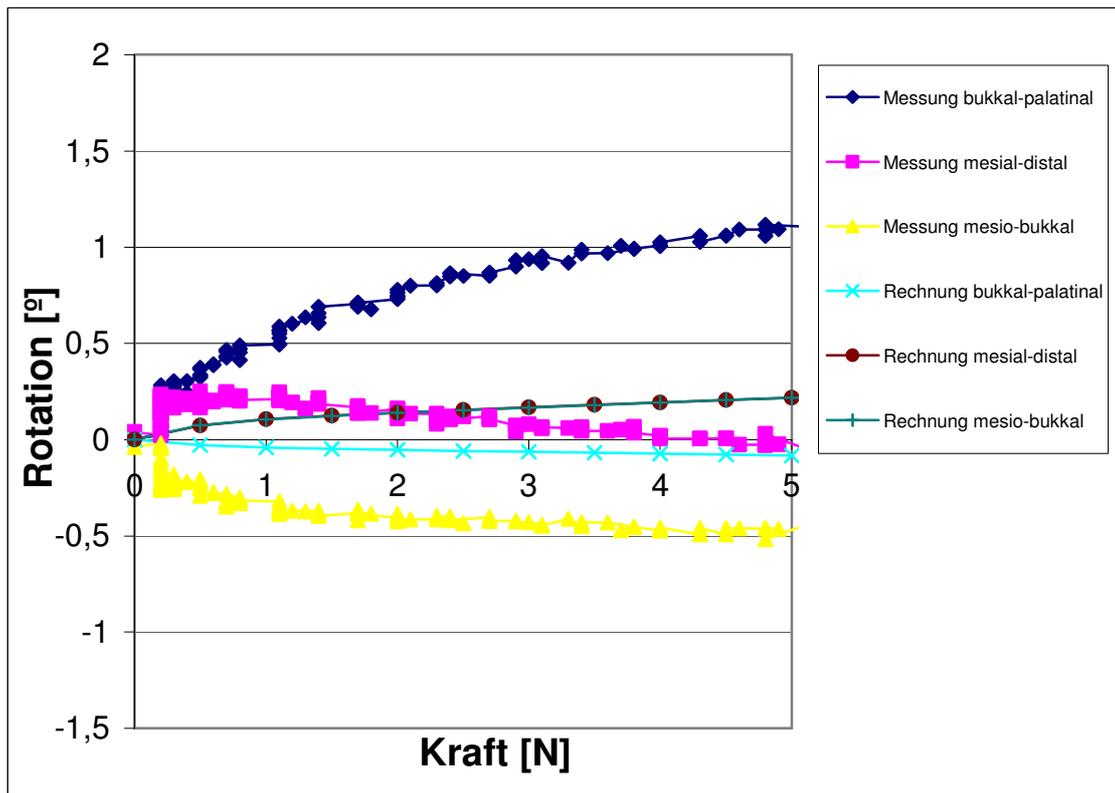
Bei der Berechnung des Kraft/Auslenkungsverhaltens ergaben sich folgende Materialparameter:

$$E_1=0,05 \text{ MPa}; E_2=0,30 \text{ MPa}; \varepsilon_{12}=1,8 \%$$

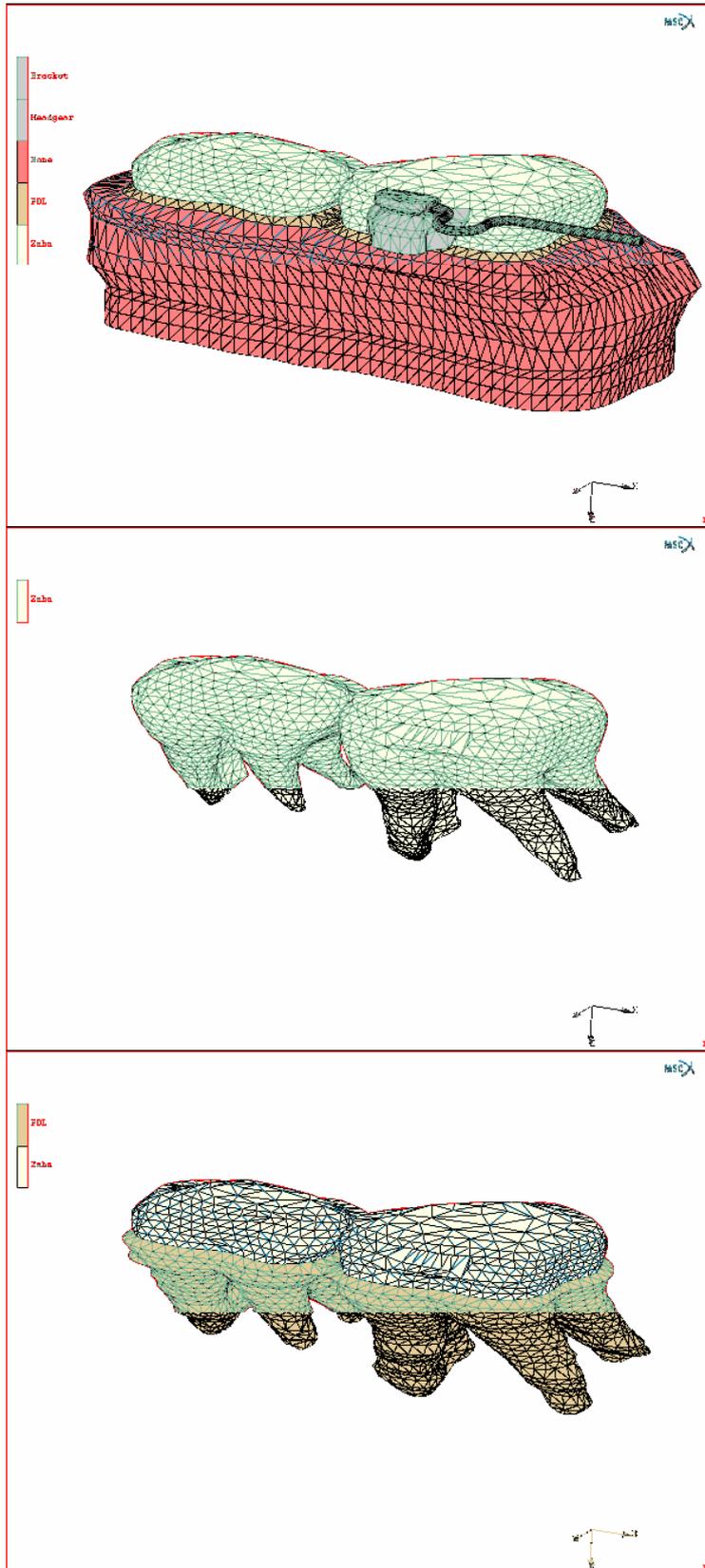
Die Abbildungen 45 und 46 stellen die Kraft/Auslenkungskurven für Translation und Rotation dar. Abbildung 47 zeigt das zugehörige Finitelemente-Modell, Abbildung 48 die Auslenkung und Verzerrung.



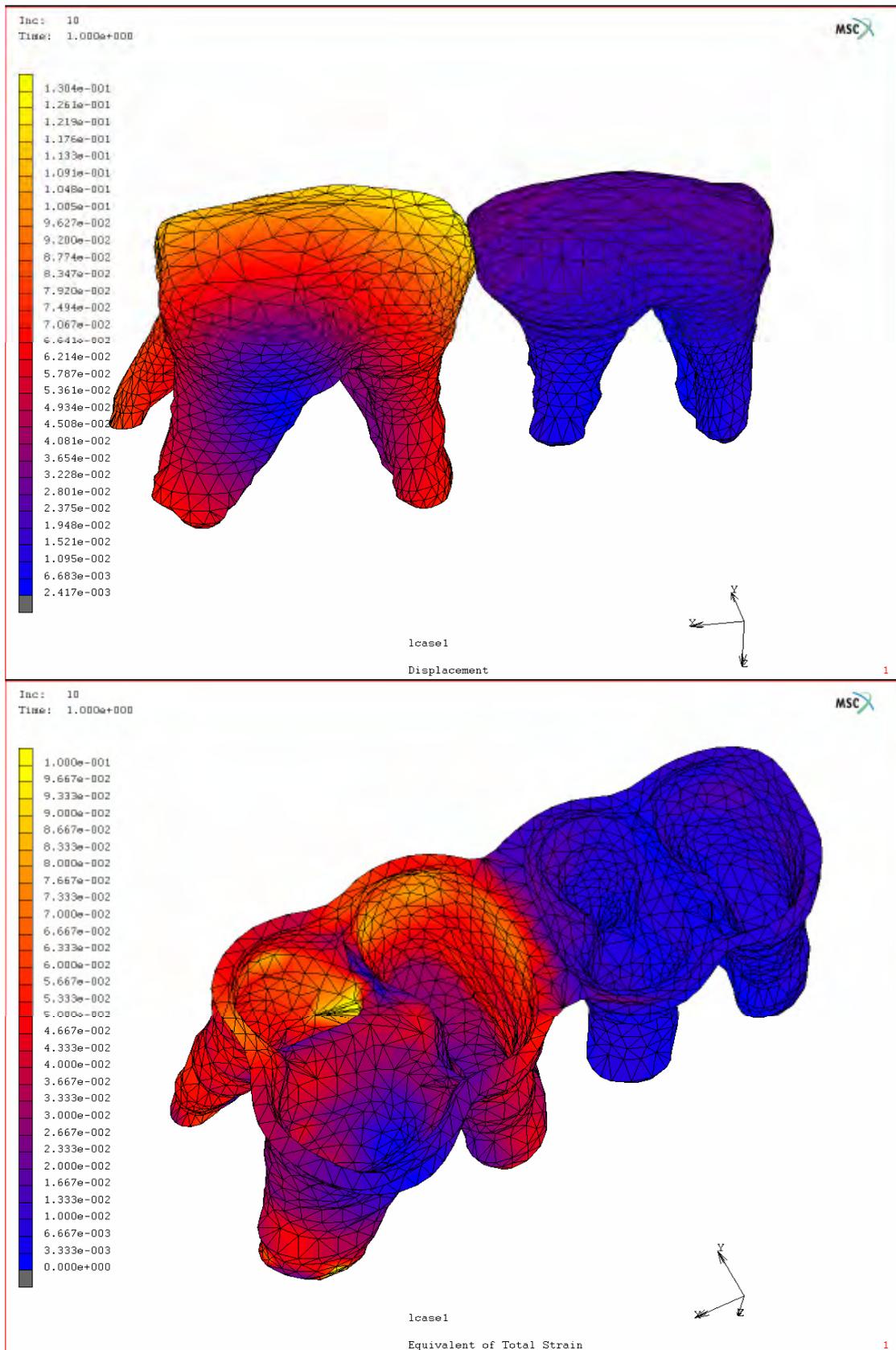
**Abb. 45:** Translationsbewegungen der Versuchsreihe 3. Hier konnten wieder sehr gute Übereinstimmungen zwischen Messungen und Rechnungen erzielt werden.



**Abb. 46:** Die errechneten Rotationen waren in der Versuchsreihe 3 deutlich geringer als die gemessenen Werte. Während in bukkal-palataliner und mesio-bukkaler Richtung die Tendenz von Rechnung und Messung übereinstimmten, waren die Ergebnisse in mesial-distaler deutlich verschieden.



**Abb. 47:** Finite-Elemente-Modell des Präparates 1 von Sau A, exemplarisch für Versuchsreihe 3.



**Abb. 48:** Auslenkung der Zähne (oben) mit deutlich erkennbarem Kontaktpunkt und Verzerrung des PDL (unten).

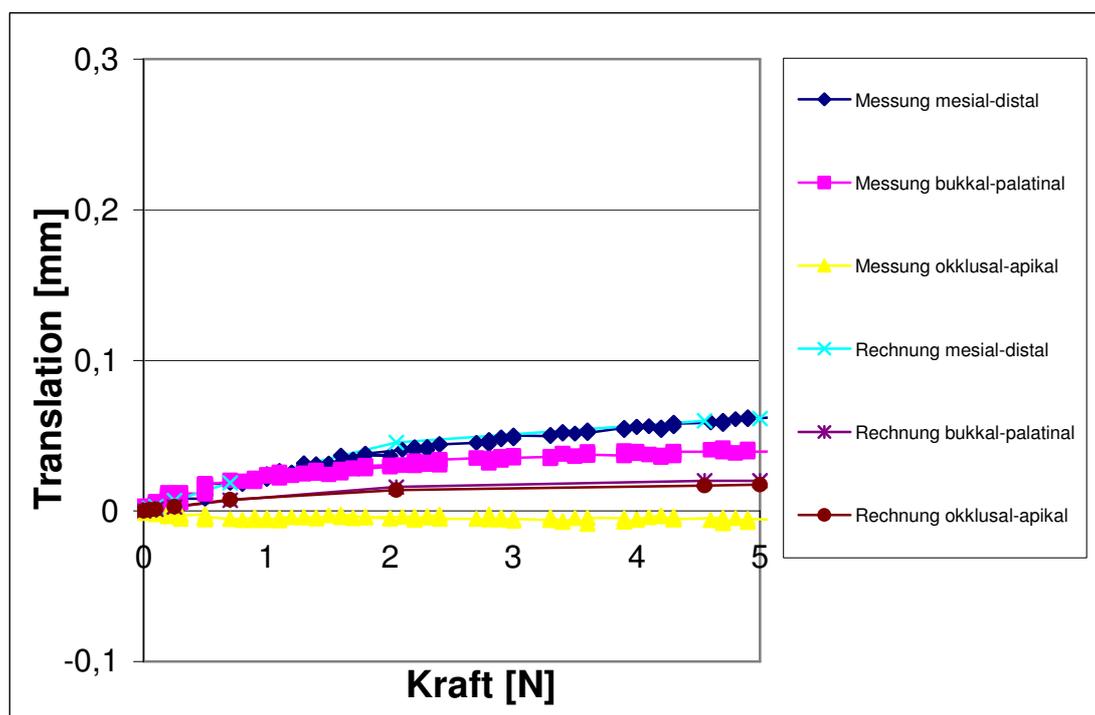
#### Versuchsreihe 4

In der Versuchsreihe 4 wird der erste Molar mittels HG belastet. Der distale Nachbar ist vollständig durchgebrochen und es wird dessen Auslenkung gemessen.

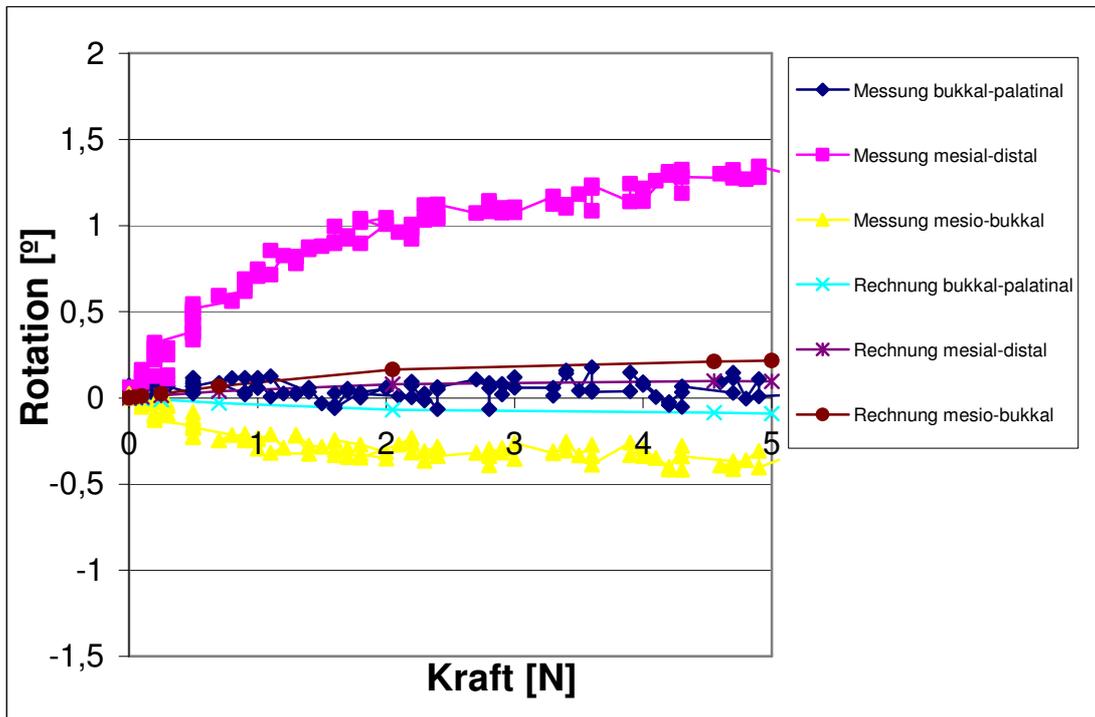
Bei der Berechnung des Kraft/Auslenkungsverhaltens ergaben sich folgende Materialparameter:

$$E_1=0,02 \text{ MPa} ; E_2=0,30 \text{ MPa}; \varepsilon_{12}=7,0 \%$$

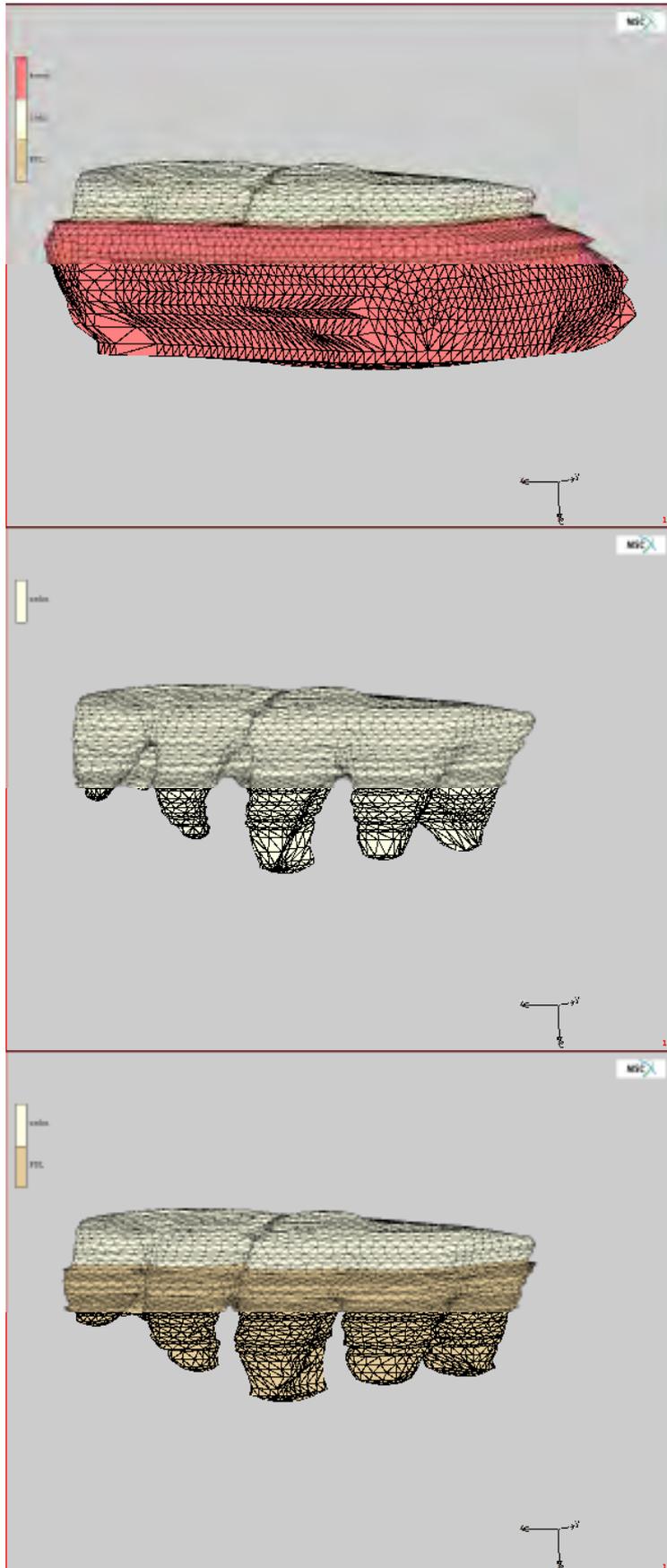
Die Abbildung 49 und 50 stellen die Kraft/Auslenkungskurven für Translation und Rotation dar. Abbildung 51 zeigt das zugehörige Finite-Elemente-Modell, die Abbildung 52 die Auslenkung und Verzerrung.



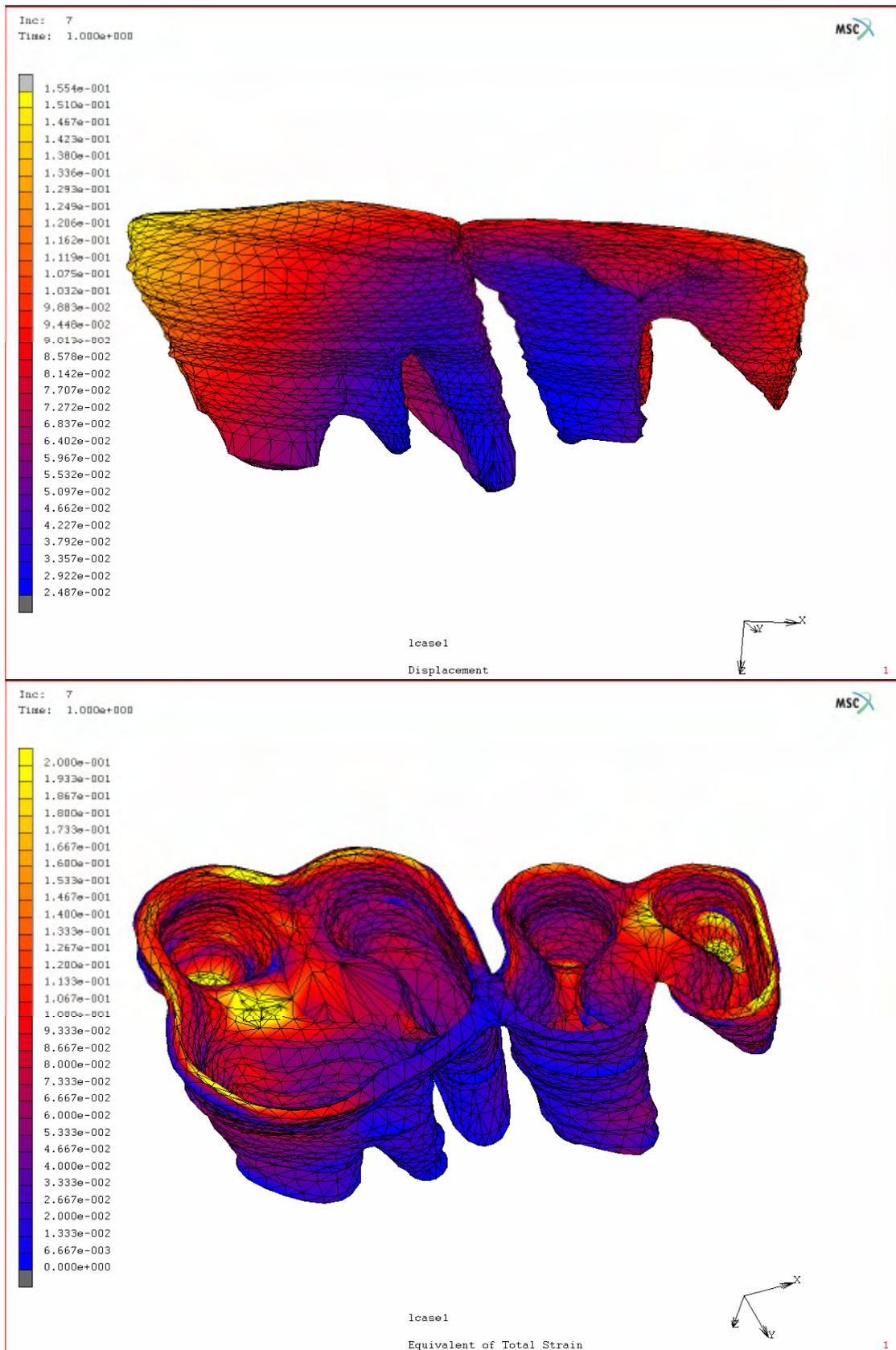
**Abb. 49:** Eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Messung und Rechnung in der Hauptbewegungsrichtung mesial-distal konnte in der Versuchsreihe 4 in der Translation erreicht werden.



**Abb. 50:** Errechnete und gemessene Rotationen der Versuchsreihe 4. Hier zeigte sich ein deutlicher Unterschied in dem Ausmaß der Rotationsbewegungen zwischen Rechnung und Messung.



**Abb. 51:** Finite-Elemente-Modell exemplarisch für Versuchsreihe 4.



**Abb. 52:** Die Auslenkung (oben) und Verzerrung des PDL (unten) beider Zähne konnte hier gut dargestellt werden.

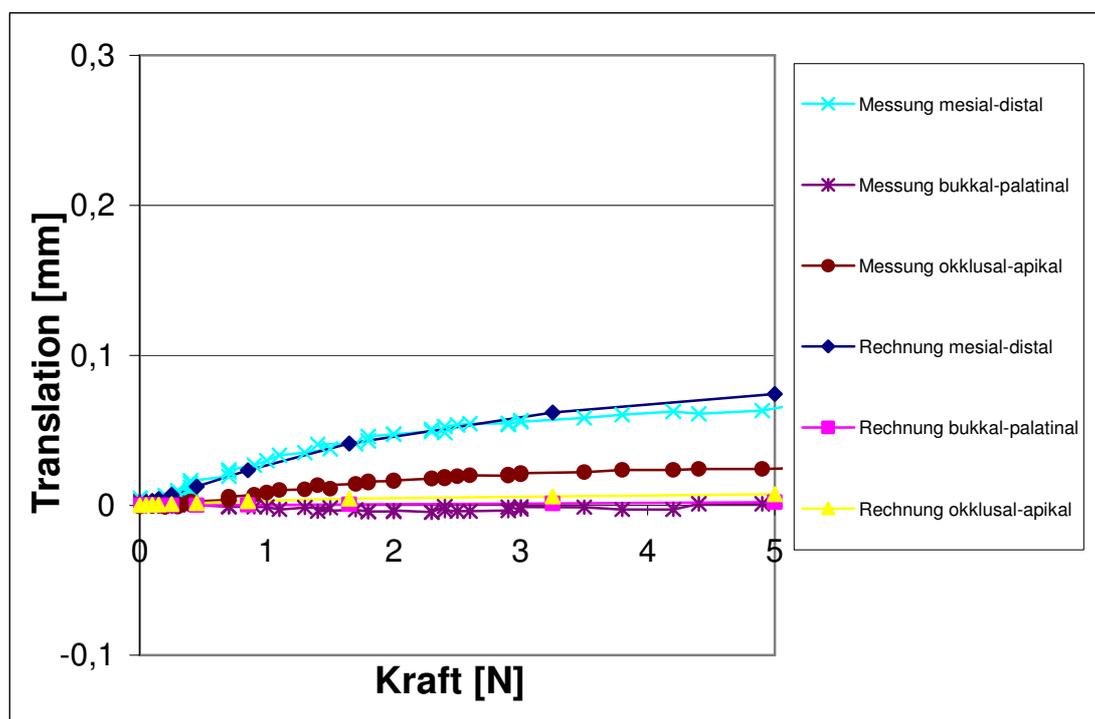
## Versuchsreihe 5

In der Versuchsreihe 5 wird der erste Molar mit einem Stab belastet und dessen Auslenkung gemessen. Der distale Nachbar ist vollständig durchgebrochen.

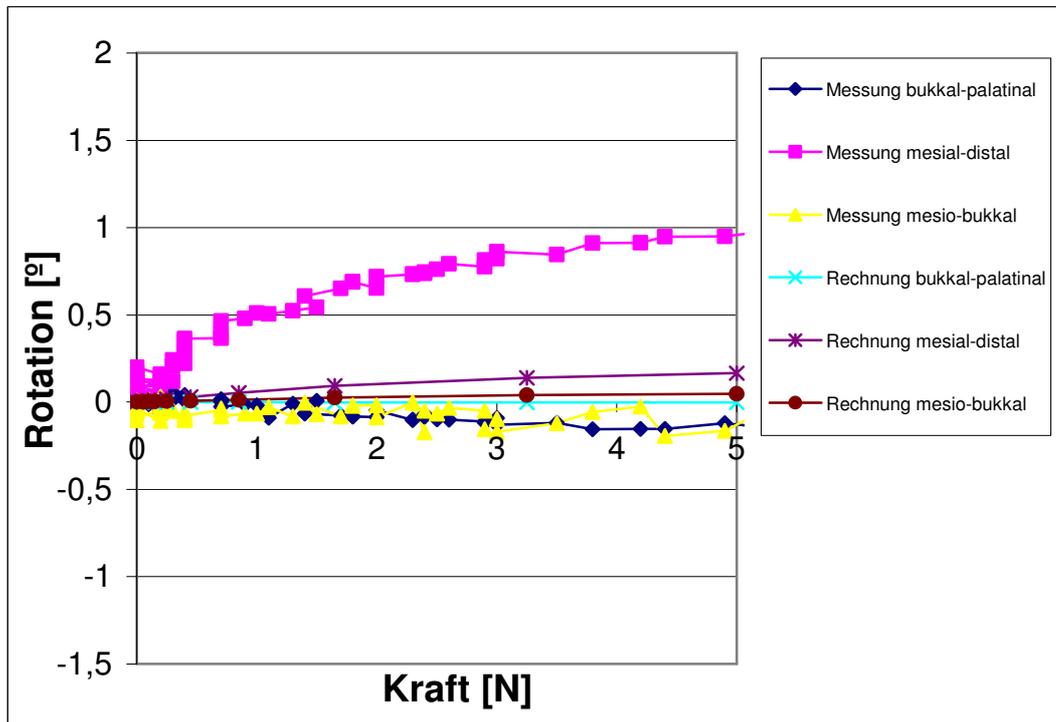
Bei der Berechnung des Kraft/Auslenkungsverhaltens ergaben sich folgende Materialparameter:

$$E_1=0,06 \text{ MPa}; E_2=0,50 \text{ MPa}; \varepsilon_{12}=3,5 \text{ MPa}$$

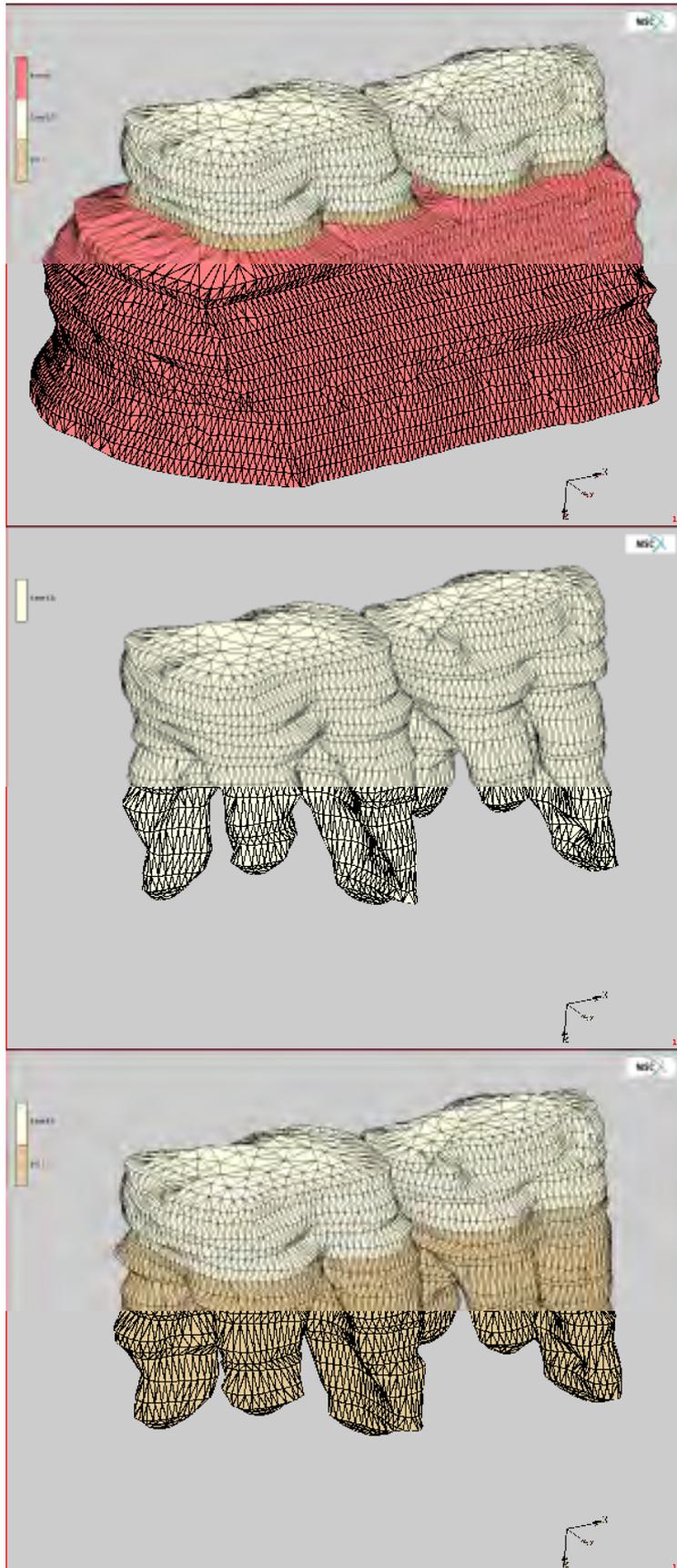
Abbildung 53 und 54 stellen die Kraft/Auslenkungskurven für Translation und Rotation dar. Abbildung 55 zeigt das zugehörige Finite-Elemente-Modell und Abbildung 56 Auslenkung und Verzerrung.



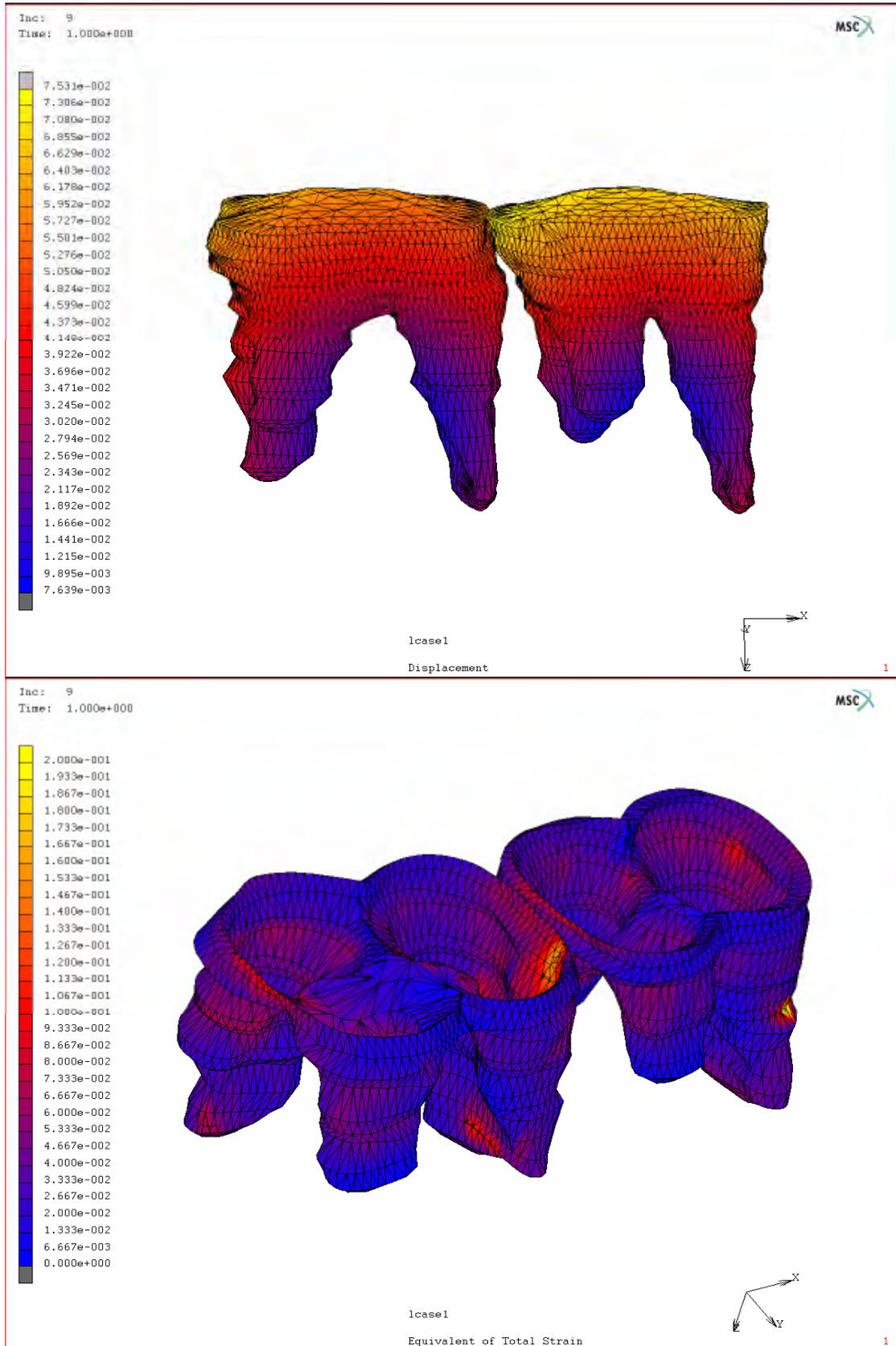
**Abb. 53:** Die gemessene und errechnete Translation der Hauptbewegungsrichtung mesial-distal konnte hier nahezu perfekt angenähert werden.



**Abb. 54:** In der Versuchsreihe 5 war die gemessene Rotation in der Richtung mesial-distal deutlich stärker ausgeprägt als die errechnete. Die weiteren Rotationen zeigten durchweg sehr geringe Werte.

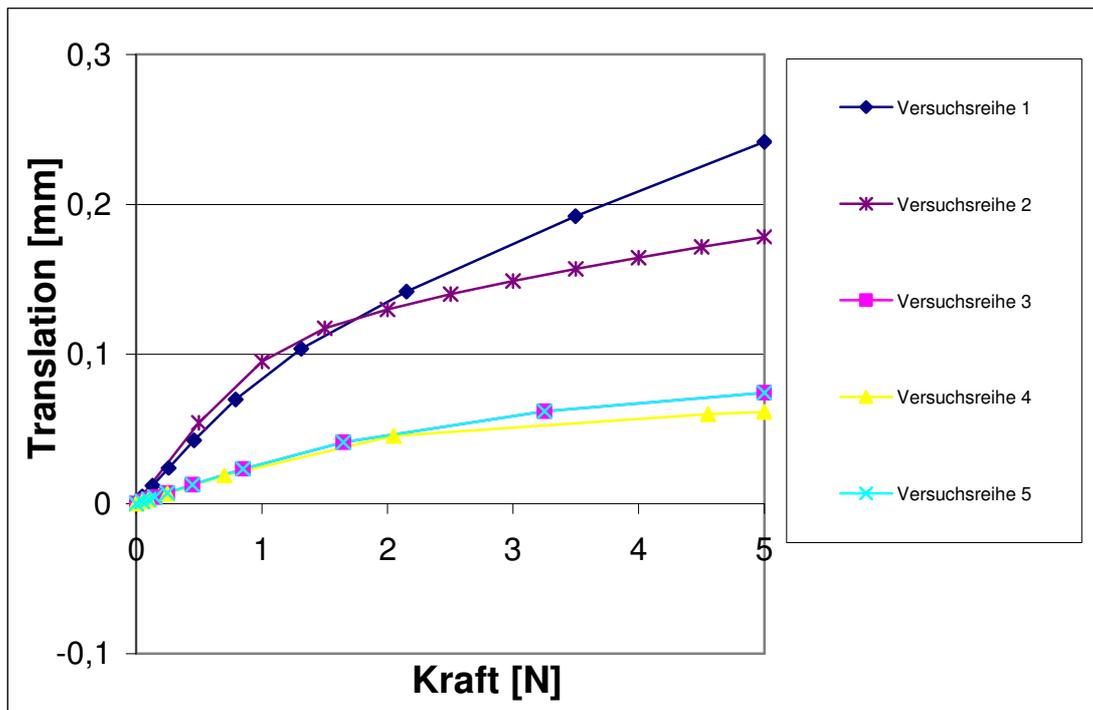


**Abb. 55:** Finite-Elemente-Modell des Präparates 9 der Sau C, exemplarisch für Versuchsreihe 5.

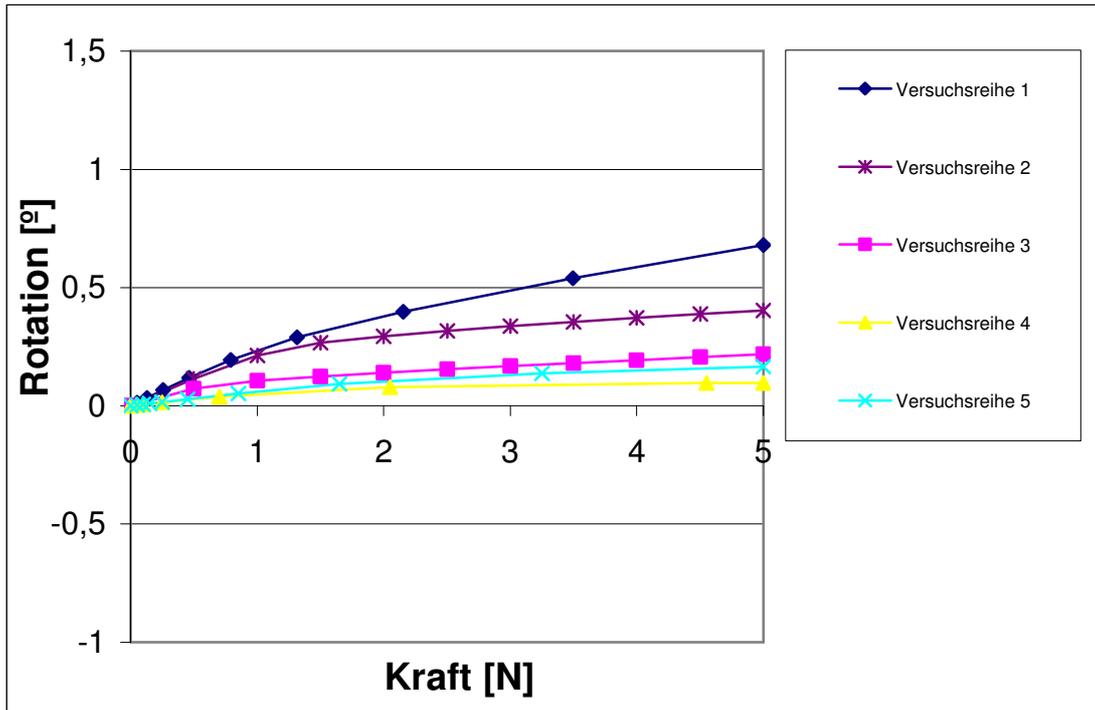


**Abb. 56:** Auslenkung der Zähne (oben) und Dehnung des PDL (unten). Durch den verwendeten Farbcode kann man die Widerstandszentren beider Zähne apikal der Furkation erkennen.

In den Abbildungen 57 und 58 werden die numerischen Ergebnisse für die translatorische und rotatorische Hauptauslenkungsrichtung „mesial-distal“ zusammenfassend graphisch dargestellt. Aufgrund der besseren Übersichtlichkeit wurde auf eine Gegenüberstellung der gemessenen Ergebnisse verzichtet.



**Abb. 57:** Vergleich der numerischen Ergebnisse der Versuchsreihen in der Translationsrichtung „mesial-distal“.



**Abb. 58:** Vergleich der numerischen Ergebnisse der Versuchsreihen in der Rotationsrichtung „mesial-distal“.

### 5.3 Mittelwerte der Elastizitätsparameter

Zur Ermittlung der Mittelwerte für  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  des Desmodonts wurden die Materialparameter aller Ergebnisse herangezogen. Es wurde dazu die jeweilige Standardabweichung berechnet. Alle entsprechenden Werte sind in Tabelle 8 enthalten.

Materialparameter	$E_1$ [MPa]	$E_2$ [MPa]	$\epsilon_{12}$ [%]
Mittelwert	0,05	0,32	4,9
Standardabweichung	0,03	0,10	2,3

**Tabelle 8:** Mittelwerte und Standardabweichungen der bestimmten Materialparameter (n=5).

## **6 Diskussion**

In dieser Arbeit wurde eine experimentelle und numerische Untersuchung der Wirkung des Headgears in Abhängigkeit vom Durchbruchstadium der distalen Nachbarzähne an Schweineprämolaren durchgeführt. In diesem Kapitel wird zunächst auf Besonderheiten und Schwierigkeiten in Aufbau und Durchführung der Untersuchung eingegangen. Anschließend werden die Ergebnisse der eigenen experimentellen und numerischen Untersuchungen diskutiert und mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen verglichen. Abschließend wird die Bedeutung dieser Studie für weitere Untersuchungen im Hinblick auf die biomechanische Validierung kieferorthopädischer Behandlungsmittel und Apparaturen sowie auf Knochenremodellierungsprozesse aufgezeigt.

### **6.1 Diskussion von Material und Methoden**

#### **6.1.1 Vergleichbarkeit von Menschen- und Schweinemolaren**

Wie in vorangegangenen Studien werden auch hier Schweinezähne verwendet, um letztendlich Rückschlüsse auf das Verhalten humaner Zähne zu gewinnen. Insbesondere gilt dies für die Materialparameter, was sowohl für einwurzelige humane (Poppe, 2001) als auch einwurzelige (Siebers, 1999) und mehrwurzelige Schweinezähne (Ziegler, 2004) beschrieben wurde (Tabelle 9).

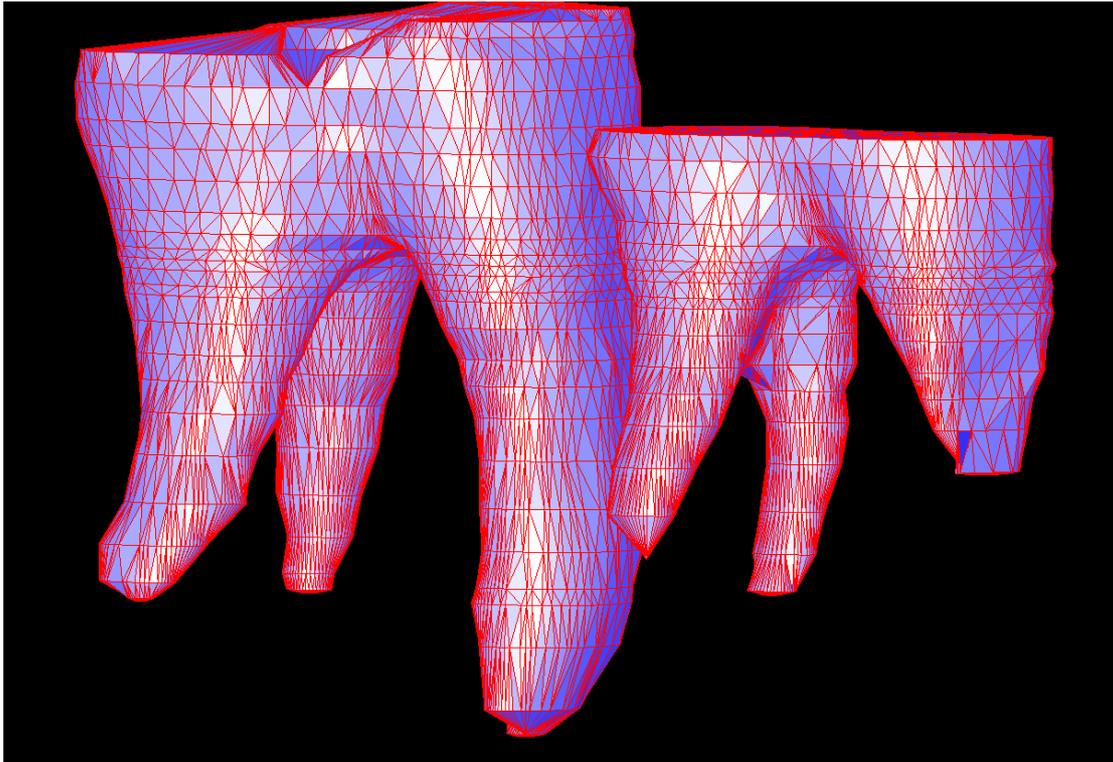
Materialparameter	Schweine-PDL einwurzeliger Zähne	Schweine-PDL mehrwurzeliger Zähne	Humanes PDL
$E_1$ [MPa]	0,05 (0,01)	0,05 (0,01)	0,05 (0,02)
$E_2$ [MPa]	0,22 (0,35)	0,18 (0,12)	0,28 (0,12)
$\epsilon_{12\%}$	7,5 (1,5)	6,4 (1,2)	7,5 (2,4)

**Tabelle 9:** Mittelwerte der Materialparameter des Desmodonts von Schweine- und humanen Zähnen. Die Standardabweichungen stehen in Klammern (nach Ziegler, 2004). Die guten Übereinstimmungen, insbesondere der Werte für  $E_1$ , konnten auch in dieser Studie gezeigt werden (vgl. Tab. 8).

In dieser Studie wurden Schweineprämolaren verwendet die aufgrund ihrer Wurzelzahl humanen Oberkiefermolaren entsprechen sollten. Vorselektion wurde mit Hilfe der Literatur (Nickel et al., 2004) durchgeführt, bestätigt wurde die tatsächliche Existenz dreier Wurzeln mittels Röntgenaufnahmen.

Ein Unterschied zwischen humanen Oberkiefer-Molaren und dreiwurzeligen Schweineprämolaren besteht in erster Linie jedoch in der räumlichen Anordnung der Wurzeln.

Der humane Oberkiefermolar besitzt eine mesiobukkale, eine distobukkale und eine palatinale Wurzel, die die größte Oberfläche besitzt. Der dreiwurzelige Schweineprämolare besitzt dagegen eine mesiale, eine distobukkale und eine distopalatinale Wurzel (Abb. 59).



**Abb. 59:** Der dreiwurzelige Schweineprämolar besitzt eine mesiale, eine distobukkale und eine distopalatinale Wurzel.

Diese anatomischen Unterschiede führten jedoch zu keinen signifikanten Abweichungen bezüglich des Auslenkungsverhaltens. Somit sind die Ergebnisse auch trotz der geometrischen Unterschiede auf humane Molaren übertragbar.

### **6.1.2 Diskussion der ermittelten Materialparameter**

Die in dieser Studie ermittelten Materialparameter lagen durchweg im Bereich derer vorangegangener Studien (vgl. Tab.8, Tab.9) und zeigten dies insbesondere im Vergleich zu den Werten humaner Präparate.

### **6.1.3 Auswirkungen der Größe des Präparates bei Messungen von Zahngruppen**

Ein wichtiger Faktor bei dieser Untersuchung war die Größe des Präparates. Die Präparate hatte eine durchschnittliche Größe von 6,0 cm x 2,5 cm. Um das Präparat auf dem Messtisch fixieren zu können, musste somit zunächst ein spezieller Metallträgertisch angefertigt werden. Während der Erstellung der histologischen Schnitte zeigten sich auch Schwierigkeiten durch die Größe. Die Sägezeit verdoppelte sich im Vergleich zu vorangegangenen Studien. Für das Fotografieren der histologischen Schnitte konnte die in vorherigen Studien verwendete Mikroskopkamera hier nicht verwendet werden, da es nicht möglich war, das komplette Objekt im Fokus zu erfassen. Stattdessen wurde darauf eine herkömmliche Digitalkamera verwendet, die durch ihre Möglichkeit der Vergrößerung eine ausreichende Detailgenauigkeit bot. Weiterhin hatte die Präparatgröße Einfluss auf die Bearbeitung am PC. Während der grafischen Darstellung der einzelnen Strukturen im Programm ADOR 3D mussten die Ergebnisse nach zwei Schichten zwischengespeichert werden, das Programm geschlossen und neu geöffnet werden. Dies bewirkte, dass gespeicherte Daten aus dem temporären Speicher des Programms gelöscht und das Programm nicht durch diese Datenmenge behindert oder überlastet wurde.

Für die Finite-Elemente-Modelle bedeutete die Größe der Präparate natürlich auch eine erhebliche Datenmenge, was sich insbesondere auf die Dauer der Rechnungen auswirkte, die teilweise bis zu 24 Stunden je Rechnung betrug.

### **6.1.4 Vergleich der verwendeten bildgebenden Verfahren**

In dieser Untersuchung wurden zwei Verfahren zur bildgebenden Darstellung der Präparate angewendet. Zuerst wurde die in vorangegangenen Untersuchungen vorgestellte Methode der histologischen Schnitte verwendet. Dabei konnte eine Schichtdicke von 1,5 mm erreicht werden, bei einem Sägeverlust von durchschnittlich 0,25 mm. Um eine genauere Darstellung zu erreichen, wurde zunächst versucht, die Schichtdicke auf 1,0 mm zu

reduzieren. Dies hatte allerdings zur Folge, dass die einzelnen Schnitte nach dem Sägen leicht zerbrachen und daraufhin wieder zusammengesetzt werden mussten, was eine unakzeptable Ungenauigkeit zur Folge hatte.

Schließlich ergab sich die Möglichkeit einen Cone-Beam-CT-Prototyp zu verwenden. Damit konnte eine Schichtdicke von 0,146 mm erreicht werden. Die Genauigkeit der Darstellung wurde damit so gut, dass sogar einige Schichten unberücksichtigt bleiben konnten, ohne die Qualität der Abbildungen zu beeinträchtigen. Somit konnten jetzt besonders komplexe Bereiche, wie die Furkationen, nahezu perfekt dargestellt werden. Zudem bot sich bei den CT-Aufnahmen eine verbesserte Darstellung hinsichtlich der Farbabstufungen und des Kontrastes, so dass auch die schichtweise Umzeichnung der verschiedenen Strukturen im Programm ARDOR 3D deutlich vereinfacht wurde. Somit bietet sich ein Cone-Beam-CT mit einer derartigen Auflösung sicherlich als das bildgebende Verfahren der Wahl an.

### **6.1.5 Auswirkungen von Kontaktpunktabweichungen innerhalb der Zahngruppe**

Um eine direkte Übertragbarkeit von Kräften von einem Zahn über den Kontaktpunkt zum entsprechenden Nachbarzahn zu gewährleisten, müssen bestimmte Voraussetzungen erfüllt sein, die nicht notwendigerweise in der Natur gegeben sind. Wichtigste Voraussetzung ist, dass sich die Kontaktpunkte zweier Zähne berühren, sei es schon vor Beginn oder auch erst während einer Belastung. Findet keine Berührung statt, findet auch keine Kraftübertragung statt, umgekehrt könnte jedoch auch das Verringern der Kontaktpunktspannung zu einer passiven Zahnbewegung führen.

In dieser Studie sollten Kräfte dergestalt auf einen Zahn aufgebracht werden, dass die Kraftwirkungslinie sich durch seine Kontaktpunkte und die des distalen Nachbarn in sagittal-distaler Richtung erstreckte. Dies setzte voraus, dass die Lage der Kontaktpunkte der Nachbarzähne übereinstimmte und erfasste nicht, die in der Kieferorthopädie sehr häufige so genannte „Kontaktpunktabweichung“. Das bedeutet, dass die Auslenkung des distalen Nachbarzahnes ebenso wie seine umgekehrte Wirkung auf den ersten

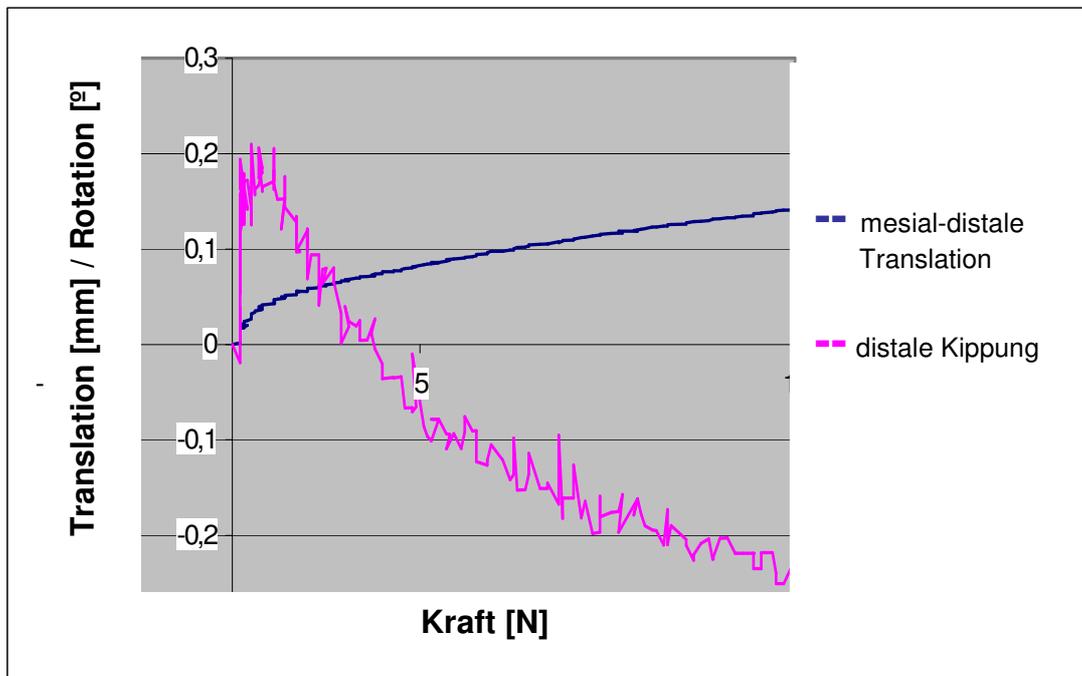
Molaren natürlich unterschiedlich je nach Position des Kontaktpunktes erfolgt, und zwar als primäre Folge seiner (Fehl-)stellung und erst sekundär durch den Headgear. Da die verwendeten Präparate klinischen Situationen wie sie in der Natur vorkommen entsprachen, kam es auch hier zu leichten Kontaktpunktabweichungen, die dann aber in den Ergebnissen keine signifikanten Auswirkungen zeigten.

### **6.1.6 Einfluss des Durchbruchstadiums der distalen Nachbarzähne**

Der Einfluss des Durchbruchstadiums der distalen Nachbarzähne eines mit Headgear belasteten ersten Molaren wurde bisher in der Literatur nur anekdotisch beschrieben. Darum war es Ziel dieser Arbeit, diese klinische Situation experimentell zu untersuchen. Dargestellt wurden drei Durchbruchstadien: vollständiger Durchbruch, halber Durchbruch und Keimstadium. Die Belastung erfolgte bis zu einem Wert von maximal 15 N. Dabei konnten die klinischen Erfahrungswerte durch die experimentelle Untersuchung bestätigt werden. Die größte Translation des ersten Molaren ergibt sich beim Keimstadium oder maximal halbdurchgebrochenen distalen Nachbarzahn. Die maximale Auslenkung dabei betrug 0,25 mm. Die Auslenkung mit vollständig durchgebrochenem distalen Nachbarzahn war um durchschnittlich 10% verringert. Wurde die Kraft des Headgears über den Kontaktpunkt vom ersten auf den zweiten Molaren übertragen, konnte gezeigt werden, dass ca. 30% der HG-Kraft noch auf den zweiten Molaren wirkt.

Desweiteren konnte gezeigt werden, dass der HG eine deutliche Rotations(Kippungs-)kontrolle im Vergleich zur Kraftübertragung mittels Stabes zeigt. Denn die Rotation überwog bei Kraftübertragung mittels Stab gegenüber der Translation deutlich, während bei der HG-Applikation Rotation und Translation etwa gleichermaßen stattfanden. Wurde der HG an zwei vollständig durchgebrochenen Nachbarzähnen angewandt, zeigte sich in einem Versuch nach einer initialen Distalkippung eine Gegenrotationsbewegung, die schließlich in einer Mesialkipfung mündete. Dies resultiert vermutlich aus einer Kompression des U-Loops des Headgears, was eine V-förmige Verformung der ansonsten gerade

verlaufenden Enden des HG bewirkt. Somit wird über den elastisch verformten HG ein Gegenmoment auf den ersten Molaren aufgebracht, welches in einer Mesialkipfung sichtbar wird (Abb. 60).



**Abb. 60:** Darstellung mesial-distaler Translation (blau) und distaler Rotation (Kippung, pink) eines Molaren. Distale Auslenkung wird positiv und mesiale negativ dargestellt.

Nach initialer Distalkippung des Molaren verläuft die Kippung nach Überschreitung eines Scheitelpunktes gegenläufig, so dass sich ab einer Belastung mit 4 N das Drehmoment umkehrt und eine Mesialkipfung bei weiterhin distaler Translation resultiert

### 6.1.7 Schwierigkeiten bei der Verwendung des Headgears

Bei der Verwendung des HGs in dieser Studie ergaben sich zwei Hauptschwierigkeiten:

- die möglichst exakte Darstellung der klinischen Situation und
- die tatsächliche Integration des HGs in den Versuchsaufbau.

Der HG wird in der kieferorthopädischen Praxis grundsätzlich in drei Variationen verwandt. Er findet Anwendung mit zervikalem, okzipitalem und kombiniertem Zug. In dieser Studie war hauptsächlich die distalisierende Wirkung des HGs von Interesse, so dass ein Zug vergleichbar mit dem Kombinationszug dargestellt wurde. Die skelettale Wirkung sowie weitere Möglichkeiten der Ex- oder Intrusion durch den HG wurden somit nicht weiter untersucht. Des Weiteren wird der HG am Patienten mittels Tubes an beiden oberen ersten Molaren befestigt. Dies war im Rahmen dieser Studie nicht möglich. Es erfolgte eine Beschränkung auf einen Quadranten, und eine mögliche expansive oder asymmetrische (Neben-)Wirkung wurde nicht untersucht.

Bei der Integration des HG in den Versuchsaufbau kam es zunächst dadurch zu Schwierigkeiten, dass der HG spannungsfrei auf das Präparat aufgebracht werden sollte. Dies wurde gelöst, indem die Reihenfolge bei der Applikation der Kraft im Gegensatz zum klinischen Vorgehen verändert wurde. In der Praxis wird ein Tube in idealer Position auf dem ersten Molaren aufgebracht, dann der HG in das Röhrchen eingeführt und schliesslich der extraorale Zug eingehängt. Dies war nicht möglich, da der HG zuerst am Hexapoden befestigt werden musste. Daraufhin wurde das Röhrchen auf den distalen Anteil des HG aufgesetzt, bis zum Loop vorgeschoben und die Basis konditioniert. Der Hexapod wurde nun in eine Position gefahren, in der das Bracket spannungsfrei auf die Bukkalfläche des ersten Molaren aufgesetzt werden konnte. Dies konnte über den Sensor überprüft werden. War dies erfolgt, wurde das Komposit auf die Bracketbasis aufgetragen und nach nochmaliger Kontrolle der Spannungsfreiheit ausgehärtet. Dadurch wurde gewährleistet, dass keine unerwünschten Kräfte oder Momente zu Beginn der Messung auf das Präparat übertragen wurden.

Allerdings bestand dennoch das Problem der exakt mesial-distalen Krafrichtung. Dabei musste das Präparat so auf dem Messtisch befestigt

werden, dass die Kraftwirkungslinie durch das HG-Röhrchen und parallel zu einer gedachten Geraden durch die Kontaktpunkte der Zahngruppe ging. Da dies nur geschätzt werden konnte, wurde hier eine Fehlerquelle erwartet, die sich aber nach Abschluss der Messungen als vernachlässigbar zeigte.

Eine weitere mögliche Fehlerquelle war die vertikale Position des U-Loops des HGs. Dieser sollte idealer Weise parallel zur Längsachse des zu vermessenden Zahnes verlaufen. Aufgrund der bukkal-palatinal divergierenden Zahnwurzeln und des somit ebenso divergierenden gesamten Präparates war dies nicht in allen Versuchen möglich, so dass in bestimmten Versuchen ein Winkel von  $30^\circ$  des Loops zur Zahnachse nötig war. Da die Versuche gezeigt hatten, dass bei zwei vollständig durchgebrochenen Molaren und einer applizierten Kraft von bis zu 15 N eine Kompression des HG mit der Folge eines Gegenmomentes möglich war, war in diesem Fall eine geringe mesiobukkale Rotation des ersten Molaren zu erwarten. Diese war jedoch so gering, dass sie vernachlässigt werden konnte.

## **6.2 Vergleich der experimentellen und numerischen Ergebnisse**

Im diesem Kapitel werden die experimentellen und numerischen Ergebnisse sowohl der Haupt- als auch der Nebenkompenten miteinander verglichen. Dabei ist zunächst anzumerken, dass zur Bestimmung der Materialparameter hauptsächlich die Hauptkomponenten Translation „mesial-distal“ und Rotation „mesial-distal“ verwendet wurden. Da die Elastizitätsmoduln für die Rechnungen denen der Messungen angepasst wurden, um die Eigenschaften des Präparates bestmöglich zu berücksichtigen, sind die Übereinstimmungen in diesen Auslenkungsrichtungen entsprechend besonders deutlich. Bei der Translation zeigte sich durchweg eine sehr gute Übereinstimmung der numerischen und experimentellen Ergebnisse. Die Auslenkungsrichtung ist in allen Versuchsreihen „distal“. Eine größere Variation gibt es dagegen bei der Translation „bukkal-palatinal“. Dort weichen numerische und experimentelle Ergebnisse mit Ausnahme der Versuchsreihe 5 voneinander ab. Dies kann zum einen in der manuellen Ausrichtung des HG im Versuchsaufbau

begründet sein, zum anderen aber auch durch natürlich vorkommende Kontaktpunktabweichungen der Molaren, die in den Finite-Elemente-Modellen vermutlich nicht präzise genug wiedergegeben werden konnten. Allerdings lag die maximale Auslenkung im Durchschnitt in dem sehr engen Bereich von -0,05mm bis 0,05mm, so dass diese Abweichungen klinisch nicht von Bedeutung wären.

Fast ebenso große Variation war bei der „okklusal-apikalen“ Translation zu verzeichnen. Dabei ergaben sich bei den Messungen und Rechnungen eine gleichmäßige Verteilung von Extrusion und Intrusion. Die durchschnittliche maximale Auslenkung war hier mit einem Bereich von -0,03mm bis 0,03mm jedoch noch geringer als in der „bukkal-palatinalen“ Translation.

Bei den Rotationen kam es experimentell meist zu einer Palatinalkipfung, wobei die Zähne in den Rechnungen nur sehr gering ausgelenkt wurden. Dies war wiederum in guter Übereinstimmung mit den „mesiobukkalen“ Rotationsbewegungen. Experimentell wurde in Versuchsreihe 1,3 und 4 eine „mesio-palatinal“ Rotation festgestellt, während sich rechnerisch nur eine geringfügige Auslenkung darstellte. Versuchsreihen 2 und 5 zeigten dort gute Übereinstimmung. Bei der zweiten Hauptkomponente, der Rotation „mesial-distal“ gab es bei den Versuchsreihen 1, 2, 4 und 5 gute Übereinstimmungen. Dort und bei dem numerischen Ergebnis der Versuchsreihe 3 erfolgte eine Distalkippung der Zähne. Bei der Messung der Versuchsreihe 3 kehrte sich das Drehmoment nach initialer Distalrotation bei 2,5 N um und es resultierte ab 4 N eine Mesialkipfung. Dies lässt sich durch eine Kompression des U-Loops des Headgears erklären. Hierbei verhalten sich die horizontalen Anteile des HG zueinander wie eine V-Biegung, was durch die starre Lagerung des am Hexapoden befestigten Anteils ein Gegenmoment am Zahn auslöste. Dies kann bei genauer Betrachtung der „okklusal-apikalen“ Translation bestätigt werden. Dort zeigte sich initial eine Intrusion und ab 4 N dann eine Extrusion.

### **6.3 Vergleich der Ergebnisse mit denen anderer Untersuchungen**

In dieser Arbeit wurde untersucht, wie sich bei der Distalisation eines ersten Molaren mit einem Headgear verschiedene Entwicklungsstadien der distalen

Nachbarzähne auswirken. Dabei wurden experimentelle Messungen und numerische Rechnungen durchgeführt und verglichen. In der Vergangenheit hat es bereits eine Vielzahl verschiedener Studien gegeben, deren Ziel es war, die Materialparameter des PDL und das Widerstandszentrum ein- und mehrwurzeliger Zähne bestimmen. Eine Auswahl verschiedener Studien wird in Tabelle 10 dargestellt.

Autor	E-Modul [MPa]	Querkontraktionszahl
Thresher und Saito, 1973	1379	0,45
Yettram et al., 1977	0,18	0,49
Takahashi et al., 1980	9,8	0,45
Atmaram und Mohammed, 1981	175-350***	0,45
Cook et al., 1982	68,9	0,49
Williams und Edmundson, 1984	0,5-100**	0,0 -0,45**
Siegele et al., 1986	0,26-8,5*	0,28
Tanne et al., 1987	0,69	0,49
Farah et al., 1988	6,9	0,45
Andersen et a., 1991	0,07	0,49
Goel et al., 1992	1750	0,49
Ko et al., 1992	68,9	0,49
Korioth und Hannam, 1994	2,5-3,2**	0,45
Middleton et al., 1996	0,75-1,5***	0,45
Rees und Jacobsen, 1997	50	0,49
Quian et al., 2001	2 und 10-90***	0,45 bzw. 0,35
Schneider et al., 2002	1	0,45

\* bilineare Rechnungen

\*\* Rechnungen mit verschiedenen Werten

\*\*\* Rechnungen mit verschiedenen Elementtypen für PDL

**Tabelle 10:** Übersicht über verwendete Materialparameter für das PDL bei FEM-Analysen (Kawarizadeh, 2002).

Da die in dieser Studie verwendete Methode schon vielfach erfolgreich angewendet wurde (Bourauel, 1998; Bourauel et al., 1999; Haase, 1996; Hinterkausen, 1996; Hinterkausen et al., 1998; Kawarizadeh, 2002; Kawarizadeh et al., 2003; Poppe, 2001; Poppe et al., 2002; Vollmer, 1998; Vollmer et al., 2000; Ziegler, 2004; Ziegler et al., 2005), soll die Bestimmung der Materialparameter nicht mehr im Detail diskutiert werden.

Es soll jedoch darauf hingewiesen werden, dass die Ergebnisse der aktuellsten Untersuchung an mehrwurzeligen Schweineezähnen in einem ähnlichen Versuchsaufbau (Ziegler, 2004; Ziegler et al., 200) in akzeptabler Übereinstimmung mit den Ergebnissen dieser Arbeit sind (Tabelle 11).

	Parametersatz von Ziegler	Parametersatz dieser Arbeit
$E_1$ [MPa]	0,05	0,05
$E_2$ [MPa]	0,18	0,32
$\varepsilon$ [%]	6,4	4,9

**Tabelle 11:** Mittelwerte der E-Moduln und der Grenzdehnung, abgeleitet von den Kraft/Auslenkungswerten der Untersuchungen von Ziegler und dieser Arbeit im Vergleich.

Frühere Publikationen zum Headgear behandelten ebenso wie aktuellere Veröffentlichungen oder Lehrbuchbeiträge meist die klinische Anwendung, bestimmte extraorale Zugrichtungen oder theoretische Überlegungen zu möglichen resultierenden Kraftvektoren (Case, 1921; Kingsley, 1866; Kloehn, 1947; Oppenheim, 1936; Proffit, 1992; Schwarze, 1988; Tanne und Matsubara, 1996; Teuscher, 1994; Vardimon, 1994; Zentner et al. 1995). Andere beschäftigten sich damit, experimentell die Lage des Widerstandszentrums zu bestimmen (Dermaut et al., 1986; Worms, 1973). Die Ergebnisse dieser Untersuchungen beschrieben jedoch die Trifurkation als Lage des Widerstandszentrums, was in der Arbeit von *Ziegler* (2004) widerlegt werden konnte. Auch wenn in dieser Arbeit das Widerstandszentrum

nicht explizit bestimmt wurde, ist dennoch anhand des Farbcodes der ausgelenkten Finite-Elemente-Modelle in Kapitel 5 eine Lage des Widerstandszentrums apikal der Trifurkation zu erkennen, wie es bei *Ziegler* (2004) und *Ziegler et al.* (2005) beschrieben wurde.

Arbeiten dagegen, die sich im Zusammenhang mit der Distalisation von Molaren auch mit dem Durchbruchstadium der distalen Nachbarzähne beschäftigt haben, lagen nur von *Gianelly* (1998), *Graber* (1955) und *Kinzinger et al.* (2004) vor. *Gianelly* beschrieb im Rahmen einer Zusammenfassung seiner klinischen Erfahrungen, dass eine Distalisation der Molaren bei nicht- bis maximal halbdurchgebrochenen distalen Nachbarn ideal sei, da sie zu einer maximalen Auslenkung führe. Ebenso handelt es sich auch bei *Graber* um klinische Beobachtungen. Er kam zu dem Schluss, dass bei der Distalisation eines ersten Molaren, bei nichtdurchgebrochenen zweiten Molaren, die Distalkippung gegenüber der distalen Translation deutlich überwiege. Die Ergebnisse dieser Arbeit widersprechen dem insofern, als dass zwar tatsächlich die größte Rotation während des Keimstadiums des zweiten Molaren stattfindet, jedoch auch die Translation in diesem Stadium am größten ist.

*Kinzinger et al.* führten klinische Untersuchungen mit einer Pendulum-Apparatur durch, bei der Modellauswertungen und die Analyse kephalometrischer Daten die jeweilige Auslenkung erster Molaren in Abhängigkeit verschiedener Durchbruchstadien der zweiten und dritten Molaren darstellten. Im Anschluss daran wurden auf Basis eines idealisierten humanen Molaren Finite-Elemente-Modelle generiert und darauf Berechnungen durchgeführt. Die dort ermittelten Ergebnisse stimmen bezüglich der Hauptauslenkungsrichtungen in der sagittalen Ebene mit dieser Arbeit sowie den Vermutungen von *Gianelly* überein. Der von *Kinzinger et al.* beschriebene „vestibuläre Drift“ des ersten wie auch des zweiten Molaren kann in dieser Arbeit nicht bestätigt werden, da sich die Auslenkungen in bukkal-palatinaler Richtung als sehr gering darstellten und hinsichtlich der Auslenkungsrichtung eine große Variationsbreite vorlag.

## 6.4 Ausblick

Mit dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass auch Zahngruppen in klinisch realistischer Weise am Tiermodell untersucht und in Finite-Elemente-Modelle überführt werden können. Außerdem konnten hiermit Erfahrungswerte aus der Literatur experimentell und numerisch-mathematisch bestätigt werden. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass der verwendete Cone-Beam-Computertomograph hinsichtlich Auflösung und Nachbearbeitungsmöglichkeiten den zuvor verwendeten histologischen Schnitten überlegen ist. Damit wird die Voraussetzung dafür geschaffen, ein komplettes menschliches Gebiss als Finite-Elemente-Modell zu generieren, das mit beliebigen Kräften belastet werden kann und realistische Ergebnisse liefert. Dadurch können auch komplizierte biomechanische Situationen aus der kieferorthopädischen Praxis wissenschaftlich untersucht werden, was zu einer größeren Präzision in der Durchführung kieferorthopädischer Behandlungen sowie einem besseren Wirkungsverständnis kieferorthopädischer Apparaturen führt. Hier wurde zunächst die initiale Zahnbewegung untersucht. Weitere Studien, die auch darüber hinaus auch Knochenumbauprozesse berücksichtigen, sind bereits in Arbeit (Reimann, 2008).

## 7 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde die Wirkungsweise des Headgears auf erste obere Molaren in Abhängigkeit des Durchbruchstadiums der distalen Nachbarzähne an Schweineprämolaren experimentell untersucht und im Finite-Elemente-Modell simuliert. Untersuchte Durchbruchstadien waren der vollständige Durchbruch, halber Durchbruch und das Keimstadium, wobei Bewegungen sowohl erster als auch zweiter Molaren ermittelt wurden.

Dazu wurden die initiale Zahnbeweglichkeit dreiwurzelliger Schweineprämolaren in einem optomechanischen Messaufbau dreidimensional erfasst. Die Belastung erfolgte bis zu einem Maximalwert von 15 N. Eine Gruppe der Präparate wurde anschließend vollständig in Kunststoff eingebettet und in 1,0 mm dicke Schnitte zerlegt, digital fotografiert und als Bitmap-Dateien gespeichert. Die zweite Gruppe wurde mit einem Cone-Beam-CT-Prototypen geröntgt und ebenfalls als Bitmap-Datei gespeichert. Auf Basis der Schnittbilder konnten mit Hilfe verschiedener Software-Programme dreidimensionale Finite-Elemente-Modelle generiert werden, die dann rechnerisch mit demselben Kraftsystem wie in der experimentellen Untersuchung belastet wurden. In einer ersten Rechnung wurde für die Materialparameter ein in vorherigen Studien bestimmter bilinearer Parametersatz für mehrwurzelige Schweinezähne verwandt. Die experimentell und numerisch ermittelten Kraft/Auslenkungskurven wurden dann durch Anpassung der Materialparameter aneinander angenähert. Es ergaben sich daraus folgende Durchschnittsparameter des Parodonts:  $E_1=0,05$  MPa,  $E_2= 0,32$  MPa und  $\epsilon_{12}=4,9$  %.

Es konnte gezeigt werden, dass die initiale Zahnbeweglichkeit des ersten oberen Molaren bei Verwendung des Headgears von dem Durchbruchstadium seiner distalen Nachbarzähne abhängt. Dabei konnten die klinischen Erfahrungswerte durch die experimentelle Untersuchung bestätigt werden. Die größte Translation des ersten Molaren ergab sich beim Keimstadium oder maximal halbdurchgebrochenen distalen Nachbarzahn. Die maximale Auslenkung dabei betrug 0,25 mm. Die Auslenkung mit vollständig durchgebrochenem distalen Nachbarzahn war um durchschnittlich 10% verringert. Wurde die Kraft des Headgears über den Kontaktpunkt vom ersten

auf den zweiten Molaren übertragen, konnte gezeigt werden, dass ca. 30% der HG-Kraft noch auf den zweiten Molaren wirkten. Damit konnten klinische Erfahrungswerte nicht nur bestätigt sondern, hinsichtlich der prozentualen Kräfteverteilung zwischen dem ersten und dem zweiten Molaren, auch quantifiziert werden.

Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass der verwendete Cone-Beam-CT-Prototyp, der eine Schichtdicke der Präparate von 0,146mm ermöglichte, gegenüber der Erstellung histologischer Schnitte vorzuziehen ist.

## 8 Literaturverzeichnis

Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 99: 427-440

Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. J Dent Res 1981; 60: 873-877

Baeten LR. Canine retraction: A photoelastic study. Am J Orthod 1975; 67: 11-23

Benuzzi E, Merli M, Nesci L. Ermittlung des Widerstandszentrums des Eckzahnes mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse. Quintessenz Kieferorthopädie 1989; 3: 463-474

Berg M, van Kreveld M, Overmars M, Schwarzkopf O. Computational Geometry. Algorithms and Applications, Heidelberg: Springer 2000

Bourauel C. Die orthodontische Zahnbewegung: Numerische Modellbildung und biomechanische Validierung. Habilitationsschrift, Universität Bonn, 1998

Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Jäger A. Simulation orthodontischer Zahnbewegungen. Ein Vergleich numerischer Modelle. Fortsch Kieferorthop 1999; 60: 136-151

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 Dent Oral Epidemiol 1991; 19: 64-67

Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA, Hrsg. Vistas in orthodontics. Philadelphia: Lea & Febiger, 1962: 197-213

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980; 77: 396-409

Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM, Swain BF, Hrsg. *Orthodontics, current principles and techniques*. St Louis: The C.V. Mosby Company, 1985: 193-228

Case CS. The bodily movement of teeth in orthodontia. *Dent. Cosmos* 1921; 8

Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982; 61: 25-29

Christiansen RL, Burstone CL. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 1969; 55: 353-369

Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *Am J Orthod* 1971; 59: 581-588

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. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90: 29-36

Dijkstra EW. A note on two problems in connexions with graphs. *Num Math* 1959; 1: 269-270

Farah JW, Craig Rg, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6: 511-520

Gianelly AA. Distal movement of the maxillary molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 66-72

Goel VK, Khera SC, Gurusami, Chen RSC. Effect of cavity depth on stresses in restored tooth. J Prosthet Dent 1992; 67: 174-183

Göz GR, Rahn BA, Schulte-Mönting J. The effects of horizontal tooth loading on the circulation and width of the periodontal ligament – an experimental study on Beagle dogs. Eur J Orthod 1992; 14: 21-25

Graber TM. Extraoral forces- facts and fallacies. Am J Orthod 1955; 41: 490-505

Grohmann U. Kieferorthopädische Apparaturen. Darmstadt: Steinkopfverlag, 2. Auflage, 2005: 67-68

Haase A. Numerische Untersuchungen zur initialen Zahnbeweglichkeit mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. Diplomarbeit, Physikalisches Institut, Universität Bonn, 1996

Hilgers. The pendulum appliance for Cl.II non-compliance therapy. J Clin Orthod 1992; 26: 706-714

Hinterkausen M. Aufbau eines optomechanischen Messsystems zur in vitro Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit. Diplomarbeit, Physikalisches Institut, Universität Bonn, 1996

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. Med Eng Phys; 1998, 20: 40-49

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1995

Kawarizadeh A. Experimentelle und numerische Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit und der Materialparameter vom Parodontalligament im Rattenmodell. Med Diss. Universität Bonn, 2002

Kawarizadeh A, Bourauel C, Götz W, Jäger A. Numerische Untersuchung der Spannungs- und Verzerrungsverteilungen um Rattenmolaren. Biomed Tech 2003; 48: 90-96

Keilig L. Experimentelle und numerische Untersuchungen zu Korrosion und Verschleiß von Halteelementen für die zahnärztliche Prothetik. Dissertation, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Universität Bonn, 2007

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 biomechanics-principles and examples of measurements with the hexapod measuring system. Biomed Tech 2004; 49: 208-215

Kingsley NW. An experiment with artificial plates. Dent Cosmos 1877. 19:231

Kinzinger G, Fritz U, Diedrich P. Efficiency of a pendulum appliance fo molar distalization related to secon and third molar eruption stage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125: 8-23

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

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentine stress distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent 1992; 68; 421-427

Korioth TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res 1994; 73: 56-66

Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E, Repges R. Bildverarbeitung für die Medizin. Berlin:Springer 1997

Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modelling: The initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 155-162

Mortensen EN, Barrett WA. *Intelligent Scissors for Image Compositions*. Computer Graphics, Los Angeles, CA; 1995: 191-198

Mühlemann HR, Zander HA. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. *J Periodont* 1954; 25: 128-137

Nägerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Meesenburg D. Centers of rotation with transverse forces: An experimental study. *Am Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 337-345

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D. Diskussion: FEM-Studie zum biomechanischen Vergleich von labialem und palatinalen Kraftangriff an oberen Inzisivi. *Fortschr Kieferorthop* 1993; 54: 229-230

Nickel R, Schummer A, Seiferle E. *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band II Eingeweide*. Parey-Verlag, 9. Auflage, 2004

Nikolai RJ, Schweiker JW. Investigation of root-periodontium interface stresses and displacements for orthodontic application. *Experimental Mechanics* 1972; 12: 406-413

Oppenheim A. Biologic orthodontic therapy and reality. *Angle Orthodont*. 1936; 6 (69): 153

Picton DCA. The effect on intrusive tooth mobility of surgically removing the cervical periodontal ligament in monkeys. *Archs oral Biol* 1988; 33: 301-304

Plagmann HC, *Lehrbuch der Parodontologie*. München, Wien: Hanser, 1998

Poppe M. Bestimmung der Materialparameter von humanem Parodontalligament und Lage der Widerstandszentren von einwurzeligen Zähnen. Med Diss. Universität Bonn, 2001

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. J Orofac Orthop 2002

Proffit W. Contemporary Orthodontics. St Louis: Mosby, 1992

Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. AM J Orthod Dentofac Orthop 2001; 120: 272-279

Rahimi A. 3D-Rekonstruktion numerischer Modelle aus 2D-Schichtaufnahmen. Diplomarbeit, Institut für Informatik, Universität Bonn, 2005

Rahimi A, Keilig L, Bendels G, Klein R, Buzug TM, Abdelgader I, Abboud M, Bourauel C. 3D reconstruction of dental specimen from 2D histological images and microCT-scans. Comput Methods Biomech Engin. 2005 Jun; 8(3): 167-76

Reimann S. Experimentelle und numerische Untersuchungen des biomechanischen Verhaltens von Zähnen und deren umliegenden Geweben während der kieferorthopädischen Therapie. Dissertation in Vorbereitung, Universität Bonn, 2008

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Vardimon A, Bourauel C. Experimental und numerical study of the biomechanical behaviour of teeth during an orthodontic treatment. Medical Engineering and Physics (eingereicht), 2007

Saake G, Sattler KU. Algorithmen und Datenstrukturen. Heidelberg: dpunkt.verlag, 2004

Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 121: 257-265

Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie*. Stuttgart- New York: Thieme, 1992

Schwarze CW. Zervikaler Headgear. In: Schmuth G. *Kieferorthopädie II, Praxis der Zahnheilkunde* 12. 2. Auflage. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg; 1988. 151-174

Siebers G. Der Einfluß der Wurzelgeometrie auf die initiale Zahnbeweglichkeit. *Med Diss. Universität Bonn*, 1999

Siegele D, Soltész U, Topkaya A. Numerische Untersuchungen zum Rückstell- und Schwingungsverhalten von Zähnen am Beispiel eines oberen Schneidezahnes. *Dtsch Zahnärztl Z* 1986; 41: 628-634

Spears IR, Noort van R, Crompton RH, Cardew GE, Howard IC. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Res* 1993; 72: 1526-1531

Sutcliffe WJ, Atherton JD. The mechanics of tooth mobility. *Brit J Orthod* 1980; 7: 171-178

Synge JL. The tightness of teeth, considered as a problem concerning the equilibrium of a thin incompressible elastic membrane. *Phil Trans R Soc London*, 1933; 231: 435-471

Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Behavior of teeth under various loading conditions with finite element method. *J Oral Rehab* 1980; 7: 453-461

Tanne K. Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various types of orthodontic force: Three-dimensional analysis

by means of the finite element method. J Osaka Univ Dent Soc 1983; 28: 209-261

Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987; 92: 499-505

Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 94: 426-431

Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. Angle Orthod 1995; 65: 123-128

Tanne K, Matsubara S. Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural response in the nasomaxillary complex. Angle Orthod 1996; 66: 125-130

Teuscher U. Der Headgear-Extraorale Kräfte in der Kieferorthopädie. In: Schmuth G. Kieferorthopädie I. Praxis der Zahnheilkunde 11. 3. Auflage. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg; 1994. 151-174

Tresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. J Biomech 1973; 6: 443-449

Vardimon AD. Extraorale Apparaturen. In: Schmuth G. Kieferorthopädie. 3. Auflage. Stuttgart, New York: Thieme; 1994. 339-369

Vollmer D. Numerische und experimentelle Analyse der initialen Zahnbeweglichkeit. Diplomarbeit, Physikalisches Institut, Universität Bonn, 1998

Vollmer D, Haase A, Bourauel C. Halbautomatische Generierung von Finite-Elemente-Netzen zahnmedizinischer Präparate. Biomed Tech 2000; 45: 62-69

Willems G, De Bruyne I, Verdonck A, Fieuws S, Carels C. Prevalence of dentofacial characteristics in a Belgian orthodontic population. *Clin Oral Investig* 2001; 5: 220-226

Williams KR, Edmundson JT. Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method. *Biomaterials* 1984; 5: 347-351

Williams KR, Edmundson JT, Morgan G, Richmond S. Orthodontic movement of a canine into an adjoining extraction site. *J Biomed Eng* 1986; 8: 115-121

Wills DJ, Picton DCA, Davies WIR. An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. *J Periodont Res* 1972; 7: 42-51

Worms FW, Isaacson RJ, Speidel TM. A concept and classification of centers of rotations and extraoral force systems. *Angle Orthod* 1973; 43: 384-401

Yettram AL, Wright KWJ, Houston WJB. Center of rotation of a maxillary incisor under orthodontic loading. *Br J Orthod* 1977; 4: 23-27

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. *Fortschr Kieferorthop* 1995; 56: 118-126

Ziegler A. Numerische Simulation des biomechanischen Verhaltens mehrwurzeliger Zähne. Med. Diss. Universität Bonn, 2004

Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multirooted teeth. *Eur J Orthod* 2005; 27: 333-339

## 9 Danksagung

Besonders herzlich danke ich Professor Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel für die unermüdliche Unterstützung, Motivation und Betreuung, in der nicht nur eine hervorragende technische Ausstattung, sondern auch die freundliche Hilfe eines jeden seiner Mitarbeiter jederzeit gewährleistet war.

Herrn Professor Dr. Jäger danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit an der Poliklinik für Kieferorthopädie erstellen zu können.

Den Herren Professoren Dr. Schmidt und Dr. Götz danke ich sehr für die tatkräftige Unterstützung bei der Vorbereitung der Präparate.

Besonderer Dank gilt auch Frau Dipl.-Ing. Susanne Reimann für die große Geduld bei Versuchsdurchführungen und die ständige Hilfsbereitschaft.

Ebenfalls möchte ich Dipl.-Math. Ludger Keilig für die Bereitschaft jederzeit Fragen zu dem von ihm entwickelten System HexMeS und zur allgemeinen Computernutzung zu beantworten, danken.

Ganz besonderen Dank an Dipl.-Inf. Alireza Rahimi für die aufwendige Überarbeitung der Schnittbilder und die ständige Verbesserung des von ihm entwickelten Programmes ADOR 3D, wodurch die Fertigstellung dieser Arbeit erst möglich wurde.

Dank auch an Frau Lange für die gute Unterstützung bei Herstellung der Präparateschnitte.

Meiner Frau und meinem Sohn danke ich sehr, dass sie mit unendlicher Geduld diese nebenberufliche Arbeit ermöglicht haben.

Diese Arbeit wurde als Projekt Nr. 01910911 von der German Israel Foundation GIF gefördert.