

Numerische Simulation und biomechanische  
Analyse einer kieferorthopädischen Behandlung im  
parodontal geschädigten Gebiss

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

Ann Kristin Désirée Kettenbeil  
aus Frankfurt am Main

2012

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

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

2. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Henrik Dommisch

Tag der Mündlichen Prüfung: 5.11.2012

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

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

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

## **Meinen Eltern**



## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Literaturübersicht.....</b>	<b>8</b>
1.1	Einleitung .....	8
1.2	Literaturübersicht.....	9
1.2.1	Die kieferorthopädische Behandlung im parodontal gesunden Gebiss .....	9
1.2.2	Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung.....	10
1.2.3	Die kieferorthopädische Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss .....	15
1.2.3.1	Kraftsysteme zur Intrusion von Oberkieferfrontzähnen .....	18
1.2.4	Die Finite-Elemente-Methode in der kieferorthopädischen Forschung.....	21
1.2.5	Anatomie und Materialeigenschaften dentaler Gewebe .....	22
<b>2</b>	<b>Fragestellung und Ziele der vorliegenden Untersuchung .....</b>	<b>26</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>27</b>
3.1	Dentale (digitale) Volumetomographie .....	27
3.2	Finite-Elemente-Methode .....	28
3.2.1	Finite-Elemente-Modellgenerierung .....	30
3.2.1.1	Generierung des parodontal reduzierten Finite-Elemente-Modells .....	30
3.2.1.2	Generierung des parodontal gesunden Finite-Elemente-Modells.....	41
3.3	Numerische Simulationen mit den Finite-Elemente-Modellen .....	41
3.3.1	Base-arch-Technik nach Burstone .....	43
3.3.2	Mechanik zur Einzelzahnintrusion.....	44
3.3.3	Durchgeführte Rechnungen in der Übersicht .....	46
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>51</b>
4.1	Einfluss der Variation der Materialparameter .....	51

4.1.1	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone .....	52
4.1.1.1	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N .....	52
4.1.1.2	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,6 N .....	58
4.1.2	Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21 .....	64
4.1.3	Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22 .....	69
4.2	Widerstandszentren der parodontal reduzierten Oberkieferfrontzähne .....	74
4.3	Gesamtbetrachtung der Simulationsreihen .....	76
4.3.1	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone .....	76
4.3.1.1	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N .....	76
4.3.1.2	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,6 N .....	79
4.3.2	Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21 .....	81
4.3.3	Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22 .....	84
4.4	Differenzierte Untersuchung der Zahnbewegungen .....	86
4.4.1	Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N .....	87
4.4.2	Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 11 .....	93
4.4.3	Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 12 .....	95
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>99</b>
5.1	Einordnung der Ergebnisse anhand der Literatur .....	99
5.1.1	Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der Frontzahnintrusion .....	99
5.1.1.1	Variationen der Materialparameter für das Parodontalligament .....	99
5.1.1.2	Einfluss des Knochenabbaus auf die Zahnbewegung .....	100
5.1.2	Lage der Widerstandszentren .....	102
5.2	Diskussion der verschiedenen Intrusionsmechaniken .....	102
5.3	Grenzen der Finite-Elemente-Methode .....	105
5.4	Schlussbetrachtung und klinische Empfehlungen .....	106

<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>107</b>
<b>7</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>109</b>
7.1	Ergebnisse der Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone .....	109
7.2	Ergebnisse der Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion .....	111
7.3	Ergebnisse der differenzierten Untersuchung der Zahnbewegungen.....	114
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>116</b>
<b>9</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>121</b>

# 1 Einleitung und Literaturübersicht

## 1.1 Einleitung

Aufgrund des stetig wachsenden Wunsches nach dento-fazialer Ästhetik, werden immer öfter erwachsene Patienten kieferorthopädisch betreut [Diedrich, 1992]. Insbesondere im adulten Gebiss stellen Parodontalerkrankungen ein häufig anzutreffendes Krankheitsbild dar. Durch entzündliche Prozesse multifaktorieller Genese kommt es zu einer Zerstörung des Zahnhalteapparates, welche eine Reduktion des den Zahn stützenden Parodonts verursachen. Dies führt oftmals zu Zahnelongationen, Kippungen und Zahnmigrationen, welche für den Patienten ein erhebliches ästhetisches und funktionelles Problem darstellen [Diedrich, 1992].

Durch die Entwicklung neuer Therapiemöglichkeiten, besonders in der Parodontologie, kann die kieferorthopädische Behandlung heutzutage optimal vorbereitet und unterstützt werden. Um eine möglichst parodontal schonende Therapie zu gestalten, erfordert die Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss Kenntnisse der veränderten biomechanischen Bedingungen. Gegenwärtig liegen allerdings, insbesondere zum biomechanischen Verhalten eines geschädigten Parodontalligaments, keine gesicherten Erkenntnisse vor.

In der kieferorthopädischen Forschung hat sich in den letzten Jahren der Einsatz numerischer Methoden zunehmend etabliert [Bourauel et al., 2007b]. In dieser Arbeit wurden daher unter Verwendung der Finite-Elemente-Methode, einem numerischen Näherungsverfahren, die initialen Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss untersucht. Um eine möglichst realitätsnahe Ausgangssituation zu schaffen, erfolgte, auf Basis von dreidimensionalen Röntgenbildern (DVT), die Generierung eines patientenindividualisierten, parodontal reduzierten Finite-Elemente-Modells. Anhand dieses Modells wurde mit verschiedenen kieferorthopädischen Intrusionsmechaniken eine Intrusion der Oberkieferinzisiven simuliert. Hiermit konnte der Einfluss des Alveolarknochenabbaus auf die Zahnbewegungen untersucht werden. Darüber hinaus wurden verschiedene biologische und biomechanische Zustände des Parodontalligaments simuliert und analysiert.



## **1.2 Literaturübersicht**

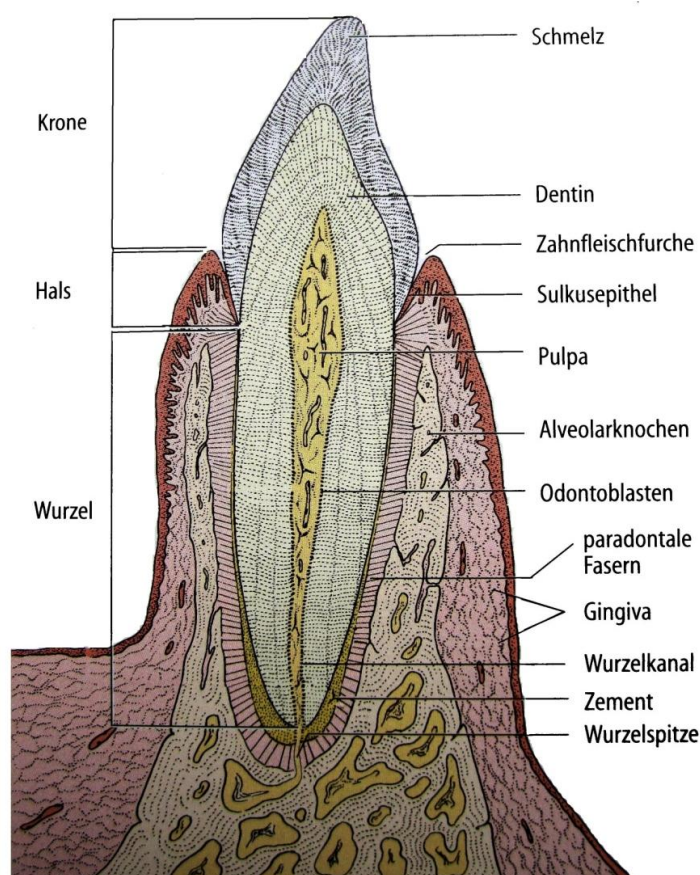
Diese Arbeit beschäftigt sich mit einer Finite-Elemente-Betrachtung von kieferorthopädischen Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss. Zum besseren Verständnis der Thematik ist es wichtig, zunächst die Anatomie des Parodonts und die biomechanischen Grundlagen der Zahnbewegung zu erläutern. Auf die Ursachen, die zu einem Knochenverlust im Parodont führen und die veränderten Bedingungen bei einer kieferorthopädischen Therapie wird im darauf folgenden Abschnitt eingegangen. Anschließend erfolgt eine Beschreibung verschiedener Kraftsysteme zur Frontzahnintrusion, die häufig im parodontal reduzierten Gebiss Anwendung finden. Zuletzt werden die Materialeigenschaften dentaler Gewebe vorgestellt.

### **1.2.1 Die kieferorthopädische Behandlung im parodontal gesunden Gebiss**

#### **Das Parodont**

Das Parodontium bildet das funktionelle Verankerungssystem des Zahnes und besteht aus vier anatomischen Strukturen: dem Zahnfleisch (Gingiva), dem Wurzelzement, dem Desmodont und dem Alveolarfortsatz, also dem Teil des Kieferknochens, in welchen die Zähne eingelassen sind. Das Desmodont, auch Parodontalligament (PDL) genannt, ist ein gut vaskularisiertes, zell- und faserreiches Bindegewebe und füllt den Periodontalspalt zwischen Wurzeloberfläche und Alveolarknochen aus [Hellwig et al., 2007]. Hauptaufgaben des Parodonts sind die Verankerung des Zahnes im Knochen und die Dämpfung von Kaukräften. Hinzukommend bietet es durch die Trennung des Mundhöhlenmilieus von der Zahnwurzel einen Schutz vor eintretenden Noxen [Hellwig et al., 2007].

Die Gingiva im gesunden Parodont ist entzündungsfrei, blassrosa und weist eine leichte Stippelung auf der Epitheloberfläche auf. Sie liegt dem Knochen straff an und reicht inzisal etwa 1-2 mm über die Schmelz-Zement-Grenze hinaus. In Abbildung 1 ist der anatomische Aufbau eines Zahns mit gesunden parodontalen Strukturen dargestellt.



**Abbildung 1:** Anatomischer Aufbau eines unteren Schneidezahns mit gesundem Parodont im Sagittalschnitt [Junqueira et al., 1996].

### 1.2.2 Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung

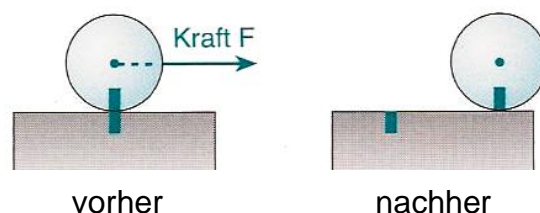
Jede kieferorthopädische Therapie verfolgt das Ziel, durch die Applikation von Kräften und Drehmomenten auf einen Zahn, eine Zahnbewegung zu induzieren. Es kann eine Unterscheidung von initialen und kieferorthopädischen Zahnbewegungen erfolgen. Die initiale Zahnbewegung ist ein mechanischer, reversibler Vorgang. Bei den kieferorthopädischen Zahnbewegungen hingegen werden durch die Einwirkung von Kräften, über einen längeren Zeitraum hinweg, Reize zur Reorganisation des Parodonts mit Knochenumbauvorgängen induziert, welche eine irreversible Positionsveränderung des Zahnes bewirken.

Erfährt ein Zahn durch eine Krafteinwirkung eine kurzzeitige Auslenkung, ist diese reversibel und elastisch. Es kommt dabei zu einer Streckung der Sharpeyschen Fasern und zu einer Verschiebung von Gewebeflüssigkeiten und Blut aus dem Parodontalspalt

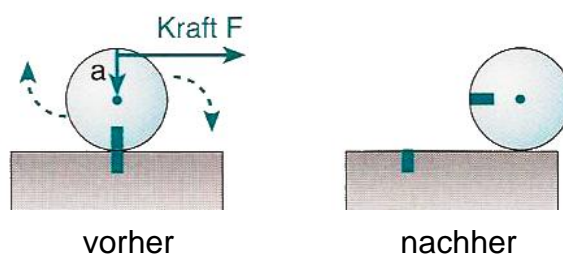
in den angrenzenden Knochen. Die Größe der Zahnauslenkung ist hierbei von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig. Kurzfristige Belastungen, bis etwa zehn Sekunden, erfahren durch die Flüssigkeiten im Parodontalspalt eine starke Dämpfung. Länger andauernde Belastungen führen laut Wills et al. [1972] zur oben genannten Flüssigkeitsverschiebung innerhalb des Parodontalspalt und zu einer Vergrößerung der Zahnauslenkung. Ab diesem Moment kommt es zur Aktivierung von Zellen, die zu einer Reorganisation des Knochens führen, wie beispielsweise Osteoklasten [Krishnan und Davidovitch, 2009].

Physikalisch betrachtet besitzt jeder starre Körper einen Massenschwerpunkt. Greift eine Kraft an diesem Körper an, so resultieren daraus drei mögliche Formen der Bewegung [Schneider, 1994] (vgl. Abbildung 2):

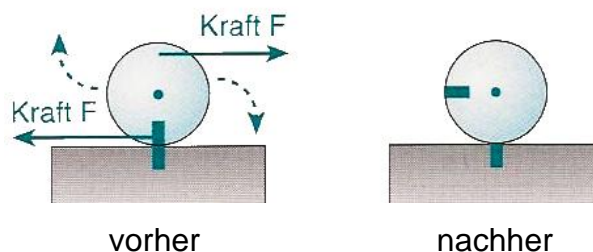
- Der Kraftvektor verläuft durch den Massenschwerpunkt des Körpers. → Es kommt zu einer linearen Bewegung des Körpers, einer **Translation**.



- Bei einem exzentrischen Kraftangriff entsteht ein Drehmoment als Produkt aus der Kraft  $F$  und dem senkrechten Abstand  $a$  zum Massenschwerpunkt. → Der Körper vollzieht eine **Translation** und eine **Rotation**.



- Zwei gleich große aber entgegengesetzte Kräfte (Kräftepaar) wirken auf den Körper. → Es kommt zu einer **Rotation** des Körpers.

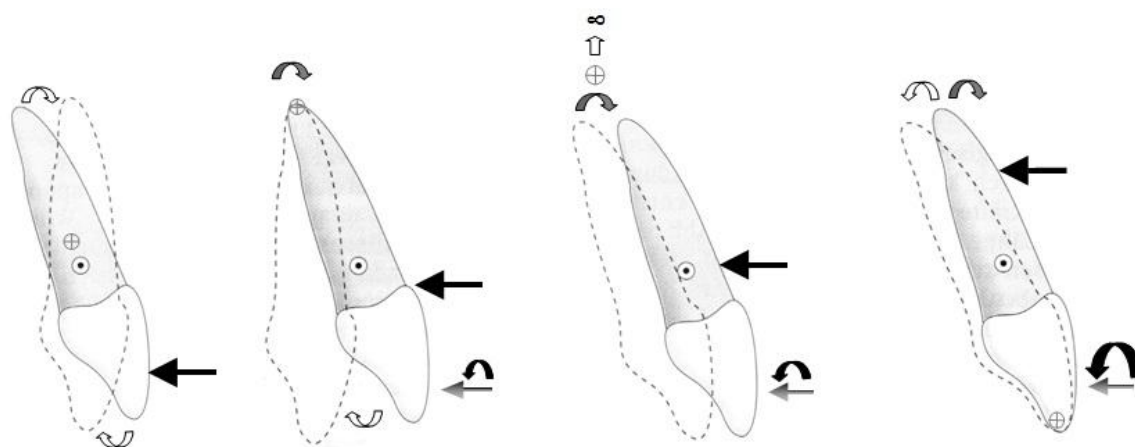


**Abbildung 2:** Als mögliche Bewegung eines Körpers infolge eines Kraftangriffs ist im oberen Bild eine Translation, im mittleren Bild eine Translation und eine Rotation und im unteren Bild eine Rotation dargestellt [Kahl-Nieke, 2010].

Mit dem physikalischen Massenschwerpunkt eines Körpers vergleichbar ist das Widerstandszentrum in einem biologischen System. Es ist durch den Körper selbst, beispielsweise einem Zahn, definiert und verändert sich nicht. Das Rotationszentrum hingegen ist abhängig vom Kraftangriff [Schneider, 1994]. Aufgrund seiner Lagerung im Parodont kann der Zahn physikalisch als gestützter starrer Körper angesehen werden. Das Widerstandszentrum (WZ) eines Zahnes ist der Punkt, durch den eine angreifende Kraft laufen muss, um eine Translation zu erzeugen [Kahl-Nieke, 2010].

Eine kieferorthopädische Zahnbewegung basiert auf dem Einsatz von Kräften und Drehmomenten. Überträgt man diese physikalischen Überlegungen auf einen einwurzeligen, parodontal gesunden Zahn, kann man vereinfacht vier Formen der Zahnbewegung ableiten, die sich wie folgt darstellen (vgl. Abbildung 3):

- Unkontrollierte Kippung
- Kontrollierte Kippung
- Translation
- Wurzelbewegung

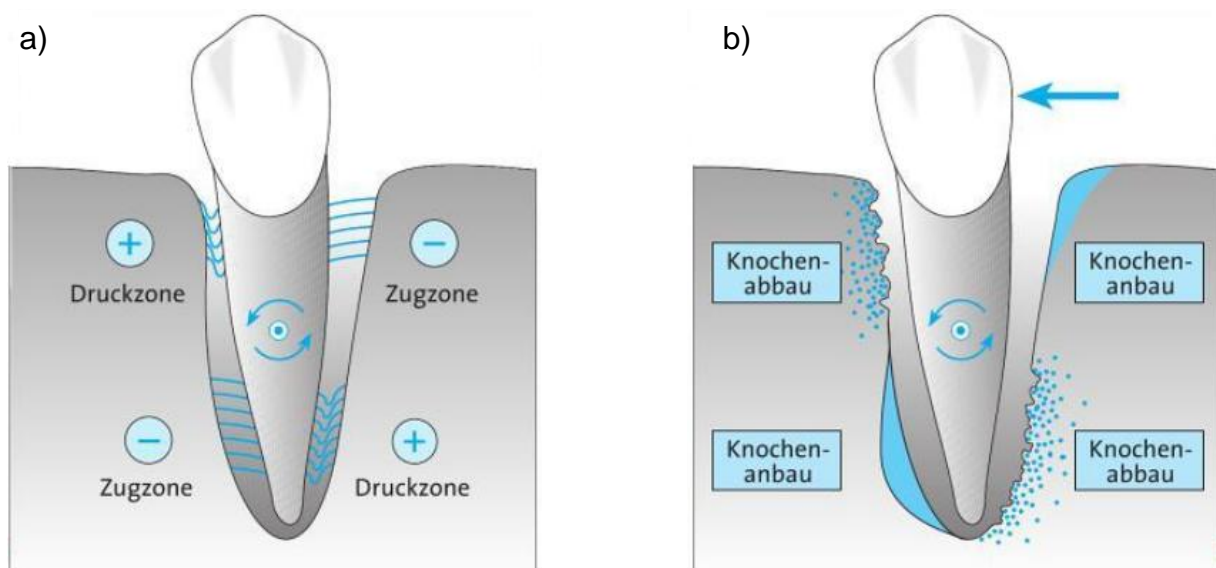


**Abbildung 3:** Verschiedene Formen der Zahnbewegung (  $\odot$  = Widerstandszentrum,  $\oplus$  = Rotationszentrum,  $\leftarrow$  = Kraftwirkungslinie,  $\curvearrowright$  = Bewegung,  $\curvearrowleft$  = unerwünschtes Gegendrehmoment,  $\curvearrowright$  = therapeutisches Drehmoment,  $\leftarrow$  = applizierte Kraft) von links nach rechts dargestellt: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation und Wurzelbewegung [Kahl-Nieke, 2010].

Bei der unkontrollierten Kippung liegt das Rotationszentrum 1-2 mm apikal des Widerstandszentrums. Daraus resultiert eine Kronenbewegung in Richtung der koronal ansetzenden Kraft und eine entgegengesetzte Wurzelbewegung. Bei einer kontrollierten Kip-

pung hingegen erfolgt der Kraftangriff einige Millimeter inzisal des Widerstandszentrums, wobei das Rotationszentrum am Apex liegt. Eine Translation, also körperliche Bewegung eines Zahnes, erfolgt, wenn der Kraftangriff durch das Widerstandszentrum des Zahnes läuft und sich das Rotationszentrum im Unendlichen befindet. Erfolgt der Kraftangriff am Zahn apikal des Widerstandszentrums, befindet sich das Rotationszentrum inzisal. Es entsteht eine reine Wurzelbewegung. Sie erfolgt, sobald das therapeutische Drehmoment die Größe der reaktiven Wurzelbewegung übersteigt [Kahl-Nieke, 2010].

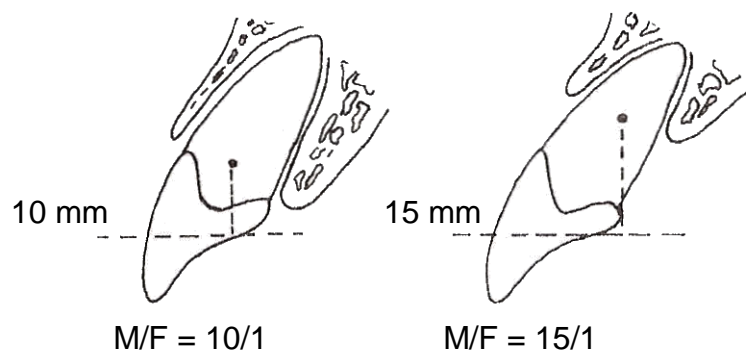
Jedoch ist diese zweidimensionale Art der Betrachtung stark vereinfacht. In der Realität findet die Zahnbewegung in einem biologischen System statt, das bis heute nur näherungsweise verstanden und beschrieben wurde. So ist ein Zahn von Flüssigkeiten umgeben und Zellen, die über mechanische oder biochemische Stimuli rekrutiert oder deaktiviert werden, sind an der Organisation und Reorganisation des umgebenden Hart- und Weichgewebes beteiligt [Krishnan und Davidovich, 2009]. Wie Abbildung 4 zeigt, kommt es durch die Zahnauslenkung im Bereich desmodontaler Druckzonen zu einer Knochenresorption und in den Zugzonen zu einer Knochenapposition. Diese Zonen variieren je nach Ausdehnung und Lokalisation der jeweiligen orthodontischen Zahnbewegung [Kahl-Nieke, 2010].



**Abbildung 4:** Darstellung der Knochenumbauprozesse bei unkontrollierter Kippung eines Zahnes. a) zeigt die Verteilung der Druck- und Zugzonen. b) In der Druckzone erfolgt ein Knochenabbau, in der Zugzone hingegen kommt es zu einem Knochenanbau [Kahl-Nieke, 2010].

Ferner ist ein Zahn ein dreidimensionaler Körper. Die Oberfläche des Knochens ist nicht eben oder glatt, und das Widerstandszentrum wird in seiner Lage von Zahn zu Zahn variieren. Es liegt im parodontal gesunden Gebiss bei einwurzeligen Zähnen am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel [Kahl-Nieke, 2010]. Untersuchungen von Poppe et al. [2002] zufolge lag das Widerstandszentrum einwurzeliger Zähne bei 42% der Alveolenhöhe in koronal-apikaler Richtung. Nach Untersuchungen von Ziegler [2004] und Ziegler et al. [2005], lag das Widerstandszentrum von Prämolaren im Durchschnitt bei 40% der Alveolenhöhe und bei den Molaren bei 44% der Alveolenhöhe, von koronal aus betrachtet. Eine besonders wichtige, aber bis heute noch zu wenig berücksichtigte Rolle, spielt die Menge des umgebenden Alveolarknochens und Parodonts. Eine Reduktion des Parodonts kann dramatische Auswirkungen auf die vorliegende Biomechanik haben [Diedrich, 1989].

Schneider [1994] beschreibt in diesem Zusammenhang einen deutlichen Anstieg der Entfernung des Kraftansatzpunktes zum Widerstandszentrum im parodontal reduzierten Gebiss, im Gegensatz zu einer parodontal gesunden Situation (vgl. Abbildung 5). Daraus ergibt sich eine Veränderung in der Einstellung der für die Zahnbewegung erwünschten Drehmomente. Auch Diedrich und Fritz [2006] sowie Göz [2000] weisen auf eine Apikalverlagerung des Widerstandszentrums bei Attachmentverlust in Verbindung mit einem veränderten Drehmoment-Kraft-Quotienten hin.



**Abbildung 5:** Im parodontal gesunden Gebiss (links) liegt die Entfernung des Drehzentrums zum Kraftangriffspunkt bei einem einwurzeligen Zahn bei etwa 10 mm. In einem parodontal reduzierten Gebiss nimmt dieser Wert erheblich zu [Schneider, 1994].

Da die Zahnbewegung in einem reduzierten Parodont eine besondere Herausforderung an den Kieferorthopäden stellt und bis heute nur wenige Basisuntersuchungen existie-

ren, soll im Folgenden ein Überblick der aktuellen Literatur zur kieferorthopädischen Therapie in dieser speziellen Situation gegeben werden.

### **1.2.3 Die kieferorthopädische Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss**

In der Folge eines Zahntraumas oder einer Parodontitis, also einer entzündlich, degenerativen Erkrankung des Zahnhalteapparates, kommt es häufig zu einem Verlust von Alveolarknochen und parodontalem Gewebe in Bezug auf die Schmelz-Zement-Grenze [Hellwig et al., 2007]. Im weiteren Verlauf werden diese und ähnlich gelagerte Rahmenbedingungen als parodontal reduziert bezeichnet. Durch eine Parodontitis kommt es zu einem Verlust von parodontalem Stütz- und Knochengewebe. Resultierend aus diesem Verlust beobachtet man vielfach Zahnwanderungen, wie beispielsweise ein Auffächern und Elongieren der Oberkieferfrontzähne [Eliasson et al., 1982]. Dies geht mit einer starken ästhetischen Beeinträchtigung einher. Aus diesem Grund suchen die betroffenen Patienten Hilfe durch die Kieferorthopädie. Auch bei Patienten nach einem Unfall, einhergehend mit einem Zahntrauma, wird häufig der Kieferorthopäde konsultiert, um die Rahmenbedingungen für eine prothetische Rehabilitation zu verbessern, beziehungsweise zu schaffen [Diedrich, 1996].

#### **Biologische und physiologische Aspekte**

Die im Verlauf einer orthodontischen Zahnbewegung auftretenden mechanischen Belastungen induzieren eine lokale Erhöhung von Signalmolekülen, die auch bei entzündlichen Parodontopathien eine zentrale Rolle spielen [Reichert et al., 2011]. Beispielhaft sind hier Interleukine, Prostaglandine und Tumornekrosefaktoren zu nennen [Krishnan und Davidovitch, 2009; Pihlstrom et al., 2005]. Dies lässt vermuten, dass bei jeder kieferorthopädischen Therapie ein Risiko für den Patienten besteht, eine Parodontitis zu entwickeln. Die Parodontitis ist allerdings eine Erkrankung mit multifaktorieller Genese, zu deren Entstehung verschiedene Faktoren, wie beispielsweise eine mangelhafte Mundhygiene und allgemeine Erkrankungen, beitragen [Reichert et al., 2011]. Aus diesem Grund muss man an dieser Stelle eine kieferorthopädische Zahnbewegung klar von einer entzündlichen Parodontopathie abgrenzen. Dennoch muss hervorgehoben wer-

den, dass Patienten mit einer Parodontitis ohnehin schon ein reduziertes Parodont aufweisen. Daher wäre ein weiterer Verlust parodontaler Strukturen ungünstig für die Langzeitprognose der betroffenen Zähne und sollte unbedingt verhindert werden.

Durch das Einbringen kieferorthopädischer Apparaturen in die Mundhöhle werden Hygienehindernisse geschaffen, die eine erhöhte Retention für den bakteriellen Biofilm bieten. Hierdurch kann sich das intraorale Keimspektrum von gram-positiven Kokken hin zu parodontal pathogenen gram-negativen anaeroben Bakterienformen verschieben [van Gastel et al., 2009; Reichert et al., 2011]. Wird der supragingivale Biofilm durch kieferorthopädische Zahnbewegungen nach subgingival verlagert, kann dies zu einem Attachmentverlust und zur Ausbildung infraalveolärer Taschen führen. Dies ist bei biofilmfreien Zähnen nicht der Fall, wie Ericsson et al. [1977] tierexperimentell belegten. Auch weitere Untersuchungen zeigten, dass dem bakteriellen Biofilm für die Entstehung und die Progredienz parodontaler Läsionen eine zentrale Bedeutung zukommt [Ericsson und Thilander, 1978]. Es besteht daher die Notwendigkeit, dass zu Beginn und im weiteren Verlauf einer orthodontischen Therapie durch geeignete parodontaltherapeutische Maßnahmen eine weitestgehende Entzündungsfreiheit im Parodont sichergestellt wird [Diedrich, 1980; Reichert et al., 2011]. Denn Boyd et al. [1989] konnten in einer Studie zeigen, dass es bei guter Mundhygiene bei Patienten mit reduziertem, aber entzündungsfreiem Parodont zu keinem weiteren Knochenabbau durch eine kieferorthopädische Therapie kam. In Untersuchungen von Melsen et al. [1988,1989] konnte hingegen gezeigt werden, dass durch intrudierende Zahnbewegungen bereits verlorenes Attachment zurückgewonnen werden kann. Zu diesem Ergebnis kamen auch Amiri-Jezeh et al. [2004]. Die Kieferorthopädie kann daher einen wichtigen Beitrag zum Erhalt selbst fragwürdiger Zähne leisten.

Soll nach der Ausheilung einer Parodontitis eine kieferorthopädische Zahnbewegung erfolgen, ist zu berücksichtigen, dass infolge einer mechanischen Reinigung und Glättung der Wurzeloberflächen, in der Regel im Zuge der Heilung, ein langes Saumepithel an der Wurzeloberfläche entsteht [Proye und Polson, 1982; Wolf, 2004]. Eine Zahnbewegung in diesen Bereich hinein kann unter Umständen nicht in ein knöchernes Lager erfolgen und im ungünstigen Fall zu einem verstärkten Attachmentverlust führen [Polson et al., 1984; Wennström et al., 1993]. Es wird daher empfohlen, vor Zahnbewegungen in



vertikale Knochendefekte eine regenerative Therapie durchzuführen [Juzanx und Giovannoli, 2007].

Doch nicht nur bakterielle und entzündliche Ursachen können zu einem Verlust von Gewebe führen, auch zu hoch dosierte orthodontische Kräfte können hier eine Ursache sein [Fuhrmann, 2000; Göz, 2000]. Durch die Applikation von kieferorthopädischen Kräften werden, wie bereits beschrieben, Umbauprozesse im Parodont induziert. Die Reaktionen der beteiligten Gewebe sind von der korrekten Anwendung dieser Kräfte abhängig.

### **Biomechanische Auswirkungen**

Bedingt durch den Verlust von PDL und Alveolarknochen muss im parodontal reduzierten Gebiss mit veränderten biomechanischen Rahmenbedingungen gegenüber dem parodontal gesunden Gebiss gerechnet werden. Das Widerstandszentrum parodontal reduzierter Zähne verlagert sich nach apikal (vgl. Abbildung 5), was zu einem veränderten Drehmoment-Kraft-Verhältnis führt [Cattaneo et al., 2008; Schneider, 1994]. Folglich reagiert der Zahn auf eine kieferorthopädische Kraftapplikation in anderer Weise, als man es im klinischen Alltag bei gesunden Patienten erwartet. Er wird bereits durch geringe Kräfte stark ausgelenkt und kann aufgrund des fehlenden Knochens und des geschädigten PDLs der orthodontischen Belastung weniger Widerstand entgegensetzen [Diedrich, 2000a]. Daher ist bei Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss eine Reduktion der Kräfte notwendig.

Auch die Verankerungsmechanik muss insbesondere aufgrund der parodontal geschwächten Situation patientenindividuell gestaltet werden, um ein nebenwirkungsarmes, gut kontrollierbares Kraftsystem zu erhalten. Zur Erhöhung der Verankerungsstabilität kommen beispielsweise Minipins, Implantate, Headgear und Nance-Apparaturen in Betracht [Diedrich und Fritz, 2006]. Da in einer standardisierten kieferorthopädischen Therapie konfektionierte Geräte ihren Einsatz finden, werden die vorherrschenden Kraftsysteme schwer kalkulierbar. Bei der Therapie im parodontal reduzierten Gebiss hat sich daher klinisch eine segmentierte Vorgehensweise durchgesetzt [Diedrich, 2000b; Melsen et al., 1989].

### 1.2.3.1 Kraftsysteme zur Intrusion von Oberkieferfrontzähnen

Um die zuvor beschriebenen Frontzahnelongationen im Oberkiefer kieferorthopädisch zu korrigieren, stehen verschiedene Behandlungsapparaturen zur Zahnintrusion zur Verfügung. Eines der geeigneten therapeutischen Konzepte, die Segmentbogentechnik, wird im Folgenden erläutert.

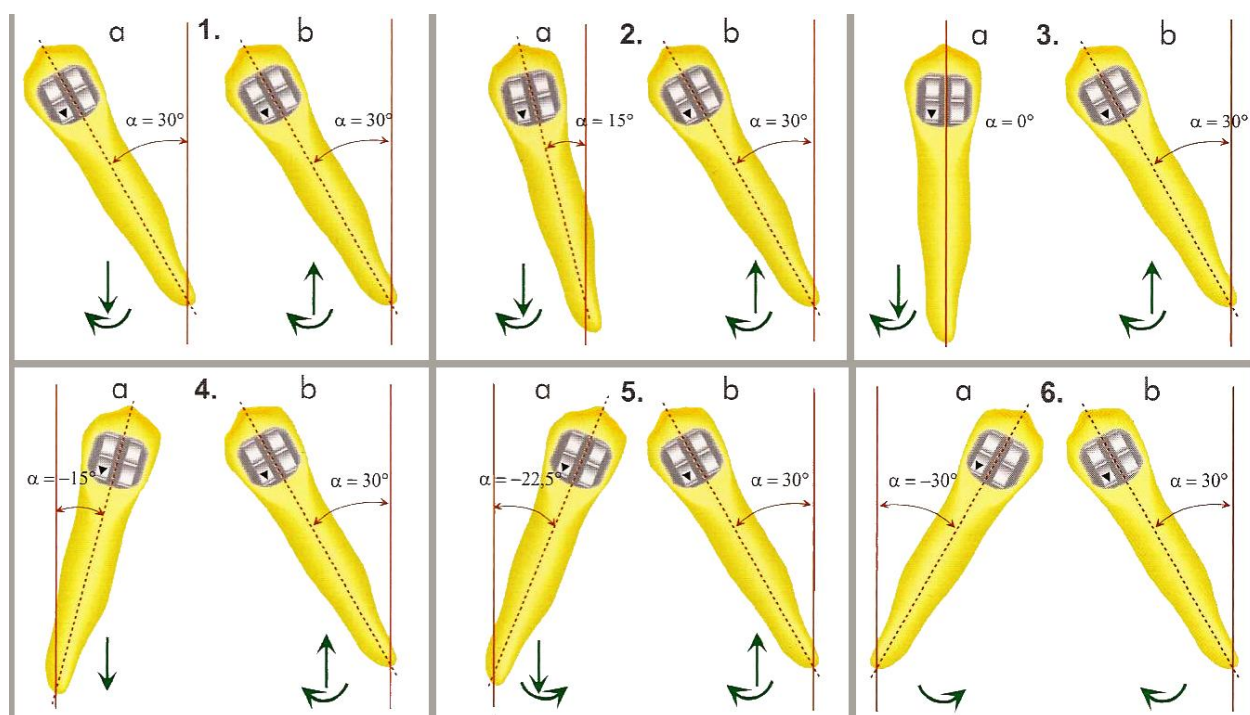
#### **Die Segmentbogentechnik**

Für die aktive Frontzahnintrusion sind festsitzende Apparaturen besonders gut geeignet. Sie ermöglichen eine gute Kontrolle des Kraftsystems. Da sie ununterbrochen wirken können, sind sie bereits bei den zur Intrusion verwendeten kleinen Kräften effektiv und von der Mitarbeit des Patienten unabhängig. Die Segmentbogentechnik wurde 1962 von Charles J. Burstone beschrieben [Burstone, 1962] und in den darauffolgenden Jahren von Burstone [1966] später in Zusammenarbeit mit Herbert A. Koenig weiterentwickelt [Burstone und Koenig, 1974]. Diese Technik arbeitet im Sinne eines „Zwei-Zahn-Konzeptes“ und unterteilt den Zahnbogen in aktive und passive Segmente. Die passiven Segmente werden durch eine Verblockung der Zähne mit stabilen Drahtbögen zur Verankerung genutzt. Im aktiven Segment können einzelne Zähne, wie in diesem Fall die Frontzähne, gezielt bewegt werden. Segmentbogen-Konzepte bieten gegenüber Techniken mit durchlaufendem Bogen, wie beispielsweise dem Straight-wire-System, einige Vorzüge, denn sie erlauben eine bessere Kontrolle über die Zahnbewegung [Diedrich, 2000b].

Das segmentierte Vorgehen bietet die Möglichkeit, verschiedene Drahtquerschnitte und -materialien entsprechend der durchzuführenden Zahnbewegung einzusetzen. Die Zahnintrusion gehört, aufgrund des Risikos der Entstehung von Wurzelresorptionen, zu den kritischen Zahnbewegungen [Diedrich, 2000a; Melsen et al., 1989]. Die Segmentbogentechnik ermöglicht hier eine gewebeschonende Therapie, die bei der Behandlung parodontal geschädigter Zähne besonders wichtig ist.

Um die Kräfte und Momente, die in einem Bracket-Bogen-System auftreten, für die einzelnen Zähne besser bestimmen zu können, stellten Burstone und Koenig im Jahr 1974 eine Zweizahnkonfiguration vor [Burstone und Koenig, 1974]. Hiermit können Mehrzahnsysteme in überschaubare Zwei-Zahn-Systeme unterteilt werden. Sie nahmen eine

Einteilung in sechs verschiedene Geometrieklassen vor (vgl. Abbildung 6). Diese Klassen unterscheiden sich in der Größe der Winkel, die die Brackets der beiden untersuchten Zähne zueinander bilden. Wird ein gerader, elastischer Draht in die Brackets der benachbarten Zähne eingebracht, bewirkt dieser an beiden Zähnen verschiedene Kräfte und Drehmoment und somit andere Zahnbewegungen. Die Geometrieklasse vier beschreibt an einem der beiden Zähne eine reine Intrusion ohne entstehendes Drehmoment, wie sie in den Mechaniken zur Frontzahnintrusion im Idealfall erreicht werden soll. Die von Burstone und Koenig anfangs nur als „Zwei-Zahn-Konzept“ dargelegten Überlegungen wurden von ihnen im Laufe der Jahre in ein Konzept für Zahngruppen erweitert. Diese von Burstone und Koenig vorgestellten zweidimensionalen Beschreibungen initialer Kraftsysteme bilden den biomechanischen Hintergrund jeder gezielten orthodontischen Zahnbewegung. Sie können heutzutage mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode im dreidimensionalen Bereich theoretisch weitergeführt werden.



**Abbildung 6:** Die sechs Geometrien nach Burstone bei der Zweizahnkonfiguration [Sander, 2000]. Die geraden Pfeile geben die Krafrichtung und die gebogenen Pfeile die Drehmomentrichtung an. Winkel  $\alpha$  am linken Zahn wird variiert, während Winkel  $\alpha$  am rechten Zahn konstant bei  $30^\circ$  bleibt. Bei Betrachtung der Stellung beider Zähne zueinander, wird davon ausgegangen, dass ein elastischer Bogen zwischen den Brackets eingebracht wurde.

Segmentierte Intrusionsmechaniken können auf verschiedene Arten gestaltet werden. Im Folgenden werden die Base-arch-Technik nach Burstone und eine Mechanik zur Einzelzahnintrusion vorgestellt.

### **Klinische Gestaltung der Base-arch-Technik nach Burstone**

Abbildung 7 zeigt anhand eines Patientenbildes ein Beispiel für die Gestaltung der Base-arch-Technik nach Burstone bei parodontal geschädigtem Gebiss. Dieses segmentierte Vorgehen lässt eine gute Kontrolle der Bewegung des zu intrudierenden Segments zu. In diesem Fall sollten die vier Oberkieferinzisiven intrudiert werden. Diese wurden miteinander verblockt und als ein Segment bewegt. Ein an den Molaren 16 und 26 verankerter Intrusionsbogen wurde aktiviert und am Frontzahnsegment, welches er intrudieren sollte, anligiert.

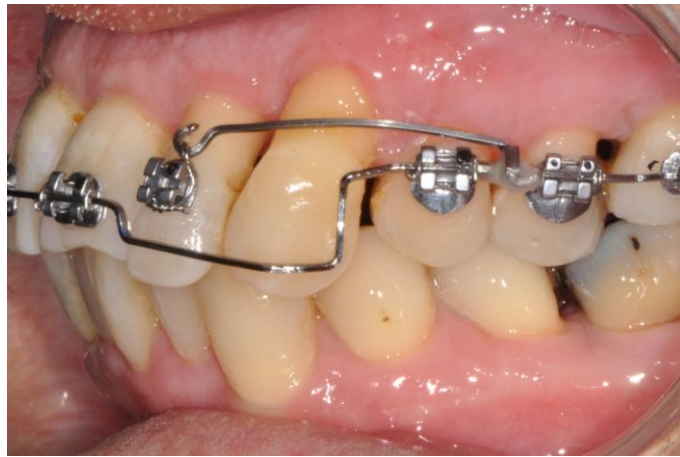


**Abbildung 7:** Beispiel für die Base-arch-Technik nach Burstone bei einem Patienten mit parodontal geschädigtem Gebiss. Hier sind die vier Oberkieferinzisiven in die Mechanik einbezogen worden [Quelle: Dr. C. Reichert, Universität Bonn].

### **Klinische Gestaltung der Mechanik zur Einzelzahnintrusion**

Eine weitere Möglichkeit zur Intrusion einzelner Zähne im segmentierten Vorgehen stellt eine Mechanik zur isolierten Einzelzahnintrusion, die auch als Cantilevermechanik bezeichnet wird, dar [Lindauer und Isaacson, 1995]. Ein Beispiel für ihre klinische Gestaltung ist in Abbildung 8 zu sehen. Hier wurde zur Intrusion des Zahnes 22 ein kleiner Federarm, auch „Cantilever“ genannt, eingesetzt. Alle Oberkieferzähne, unter Aussparung der Zähne 22 und 23, wurden mit einem durchgehenden Bogen verbunden. An den

Zähnen 22 und 23 lag dieser durchgehende Bogen inzisal an und übernahm eine Führungsfunktion. Hierdurch wurde eine unerwünschte labiale Kippung des Zahnes 22 bei seiner Intrusion verhindert. Der Cantilever wurde distal des ersten Prämolaren auf den Führungsbogen aufgelötet und sollte nach seiner Aktivierung und der Verbindung mit dem Bracket des Zahnes 22 dessen Intrusion bewirken. Analog zu Zahn 22 könnte diese Mechanik beispielsweise zur Intrusion von Zahn 12 oder den mittleren Inzisiven umgestaltet werden. Die Auswahl der geeigneten Mechanik zur Frontzahnintrusion richtet sich nach der bei dem Patienten vorliegenden Zahn- und Kieferfehlstellung sowie dem parodontalen Zustand.



**Abbildung 8:** Beispiel für eine Mechanik zur isolierten Intrusion von Zahn 22 [Quelle: Dr. C. Reichert, Universität Bonn].

#### **1.2.4 Die Finite-Elemente-Methode in der kieferorthopädischen Forschung**

Mit Hilfe numerischer Methoden, wie der Finite-Elemente-Methode, ist es möglich, kieferorthopädische Behandlungsaufgaben zu simulieren und zu analysieren [Bourauel et al., 2007b]. Bei der Planung einer kieferorthopädischen Zahnbewegung ist es besonders wichtig, die Lage des Widerstandszentrums des zu bewegenden Zahnes zu kennen. Bezüglich der Lage des Widerstandszentrums im parodontal gesunden Gebiss gibt es schon zahlreiche Untersuchungen [Bourauel et al., 2007a; Poppe et al. 2002; Vollmer et al., 1998; Ziegler et al., 2005]. Auch das biomechanische Verhalten des PDLs wurde bereits erforscht [Kawarizadeh et al., 2003; Vollmer et al., 1998]. Zum gegenwärtigen

Zeitpunkt liegen allerdings noch keine numerischen Untersuchungen des biomechanischen Verhaltens des geschädigten PDLs vor. Numerische Simulationen von Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss wurden bisher ebenfalls noch nicht durchgeführt. Die kieferorthopädische Therapie von Patienten mit parodontal geschädigtem Gebiss basierte bisher hauptsächlich auf klinischer Forschung. Da für die Behandlung parodontal geschädigter Patienten profundes Wissen über die biomechanischen Prozesse unabdingbar ist, kann diese Arbeit mit den gewonnen Erkenntnissen aus den durchgeführten numerischen Simulationen im parodontal reduzierten Gebiss einen wichtigen Beitrag leisten.

### **1.2.5 Anatomie und Materialeigenschaften dentaler Gewebe**

Da zum Verständnis der numerischen Simulationen die Anatomie und Materialeigenschaften dentaler Gewebe bekannt sein sollten, werden diese nun vorgestellt.

Vor der Durchführung einer numerischen Simulation werden den einzelnen Elementen der Finite-Elemente-Modelle Materialeigenschaften zugeordnet. Als ein Maß für die Steifigkeit eines Materials wird der Elastizitätsmodul angegeben. Er ist die Steigung der Geraden im linear-elastischen Bereich des Spannungs/Dehnungs-Diagramms eines Werkstoffes [Issler et al., 2003]. Der Elastizitätsmodul (E-Modul) ist umso größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzen kann. Neben den E-Moduln wird noch die Querkontraktionszahl  $\mu$  (Poissonzahl) der Materialien angegeben. Sie beschreibt laut Issler et al. [2003] den Zusammenhang von Quer- und Längsdehnung bei einachsigem Spannungszustand. Eine Differenzierung der Materialeigenschaften des Zahnes in Schmelz und Dentin sowie eine Unterteilung des Knochens in Kortikalis und Spongiosa hat, Berechnungen zur initialen Zahnbeweglichkeit durch Haase [1996] zufolge, nur zu einer Abweichung der rechnerisch ermittelten Zahnauslenkung von unter 0,1% geführt. Daher hat Haase den Zahn und den Knochen als homogene und isotrope Strukturen mit einem undifferenzierten E-Modul angenommen. Von Abé et al. [1996] wurde für den Zahn, das PDL und den Knochen eine Querkontraktionszahl von  $\mu = 0,3$  vorgestellt.

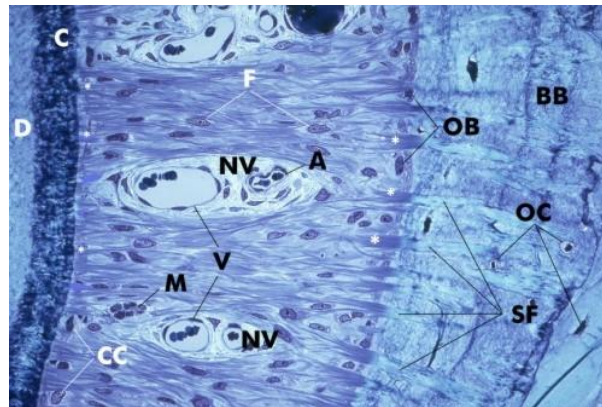
## Zahn

An jedem Zahn können Krone, Hals und Wurzel unterschieden werden (vgl. Abbildung 1). Den Hauptteil des Zahnes bildet das Dentin, welches im Wurzelbereich von Zement bedeckt wird. Der Zement ähnelt in seinem Aufbau dem Geflechtknochen und ermöglicht über parodontale Fasern die Anheftung des Zahnes an den Alveolarknochen. Im Kronenbereich ist das Dentin von Schmelz überzogen und im Inneren des Dentins liegt die Zahnpulpa, ein gefäß- und nervenreiches Bindegewebe. Als Materialparameter für den Zahn wurde von Spears et al. [1993] ein Elastizitätsmodul von  $E_{\text{Zahn}} = 20$  Gigapascal (GPa) angenommen.

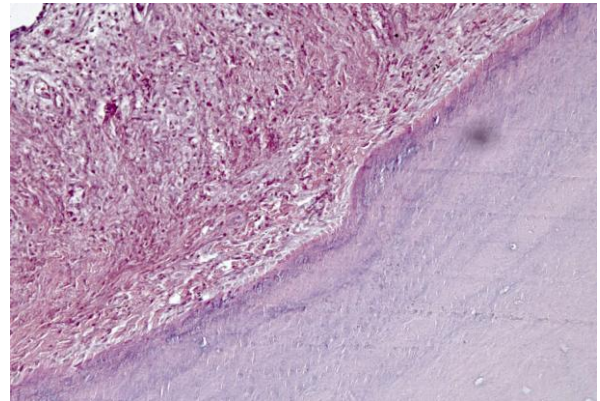
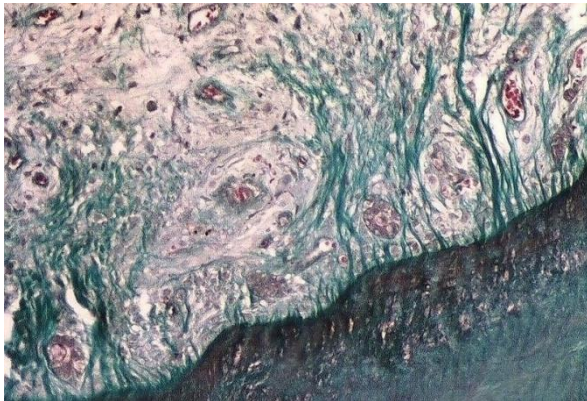
## Parodontalligament, gesund und erkrankt

Der zwischen Zahnwurzel und Alveolarknochen gelegene Periodontalspalt ist sanduhrförmig und hat, in Abhängigkeit von seiner Belastung, eine durchschnittliche Breite von 0,2 mm [Lehmann und Hellwig, 2005]. Das in ihm gelegene desmodontale Gewebe, auch Parodontalligament genannt, setzt sich aus Zellen, Bindegewebsfasern, Grundsubstanz, Gefäßen und Nerven zusammen. Der Faserapparat besteht überwiegend aus kollagenen Fasern, den sogenannten primären und sekundären Fasern. Die primären Fasern, oder Sharpey-Fasern, ziehen als gewellte Faserbündel vom Alveolarknochen zum Zement. Die ungebündelten sekundären Fasern umgeben die Gefäße und die Nervenfasern [Schroeder, 2000].

Im gesunden Parodont liegt ein dichter kollagener Faserapparat vor. Abbildung 9 zeigt ein histologisches Bild des gesunden Desmodonts mit seinen anatomischen Strukturen. Durch Parodontitiden kommt es zu einem progressiven Abbau des bindegewebigen Attachments und damit verbunden zur Auflösung kollagener Fasern. Abbildung 10 zeigt links altersbedingte Veränderungen im Parodont. Hier ist ein irregulärer Faserverlauf erkennbar und die Fasern erscheinen dünner und in ihrer Kontinuität unterbrochen. Weiterhin sind große Areale von lockerem Bindegewebe mit vielen Gefäßen erkennbar. Im rechten Bild ist ein entzündlich verändertes Parodont abgebildet. Hier ist keine Faserstruktur mehr erkennbar und das parodontale Gewebe ist von Entzündungszellen durchsetzt.



**Abbildung 9:** Histologischer Querschnitt eines gesunden Desmodonts [Listgarten, 1999]. A: Arteriole; BB: Bündelknochen; C: Zement; CC: Zementozyten; D: Dentin; F: Fibroblasten; M: Malassez'sche Epithelreste; NV: neurovaskulärer Kanal; OB: Osteoblasten; OC: Osteozyten; SF: Sharpey'sche Fasern; V: dünnwandige Venen. \* = Die Faserinsertionen sind auf der Knochenseite breiter als auf der Zementseite.

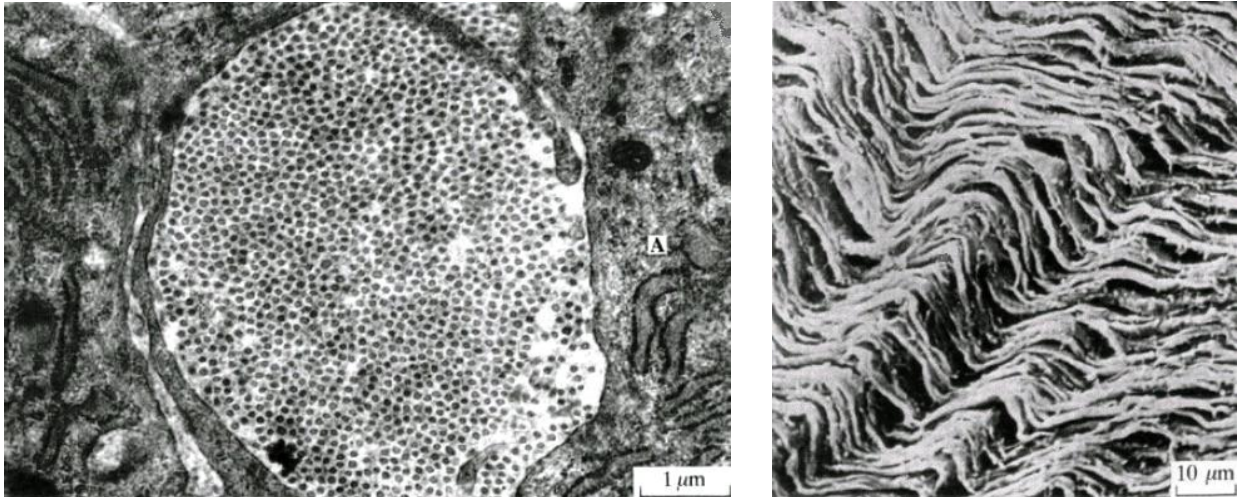


**Abbildung 10, linkes Bild:** Altersbedingte Veränderungen im Desmodont. Die Fasern erscheinen dünner und von Bindegewebe durchsetzt (histologischer Schnitt, Trichromfärbung, zwanzigfache Vergrößerung). **Rechtes Bild:** Histologische Darstellung eines entzündlich veränderten Parodonts. Der Faserapparat ist aufgelockert und von Entzündungszellen durchsetzt (histologischer Schnitt, HE-Färbung, zwanzigfache Vergrößerung [Quelle: Prof. W. Götz, Universität Bonn]).

Das PDL zeigt bei Belastung ein bilinear elastisches Verhalten. In Ruhe liegen die Kollagenfasern in welligen Bündeln vor (vgl. Abbildung 11). Bei Belastung des Zahnes werden die Fasern gestreckt und liegen dadurch dichter aneinander. Aufgrund dieses Verhaltens wurden in den Untersuchungen von Bourauel [1998], Bourauel et al. [1999], Haase [1996], Haase et al. [1996], Vollmer [1998] und Vollmer et al. [1998] für das Parodont zwei Elastizitätsmoduln verwendet:  $E_1 = 0,05$  Megapascal (MPa) und  $E_2 = 0,22$  MPa. Über die biomechanischen Materialeigenschaften des geschädigten PDLs sind



zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch keine gesicherten Kenntnisse in der Literatur beschrieben worden.



**Abbildung 11:** Das linke Bild zeigt ein aus einzelnen Kollagenfasern bestehendes Faserbündel. Im rechten Bild sind die im unbelasteten Zustand wellig angeordneten kollagenen Fasern dargestellt [Berkovitz, 1990].

## Knochen

Der Alveolarknochen ist Teil des Alveolarfortsatzes und besteht aus drei Teilen: der dem Zahn zugewandten perforierten Knochenplatte, der äußeren, periostbedeckten Kortikalis und der zwischen beiden Knochenplatten befindlichen Spongiosa. In die Knochenmatrix des Alveolarknochens inserieren Kollagenfasern, die die Aufhängung des Zahnes in der Alveole ermöglichen (vgl. Abbildung 1). Als Materialparameter für den Knochen wurde von Spears et al. [1993] ein E-Modul von  $E_{\text{Knochen}} = 2 \text{ GPa}$  angenommen.

## 2 Fragestellung und Ziele der vorliegenden Untersuchung

Ziel dieser Arbeit war es, Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss, konkret die Intrusion von Oberkieferinzisiven, durch verschiedene kieferorthopädische Intrusionsmechaniken numerisch zu simulieren sowie biomechanisch zu analysieren. Dies sollte anhand eines patientenindividualisierten Finite-Elemente-Modells mit parodontalem Knochenabbau und einem parodontal gesunden, idealisierten Modell für die Vergleichsrechnungen erfolgen. Es sollten zwei verschiedene Mechaniken zur Intrusion simuliert werden: das System zur segmentierten Intrusion der vier Oberkieferinzisiven zusammen sowie das System zur Einzelzahnintrusion der Inzisiven. Die bei der Intrusion auftretenden Kräfte, Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL sollten ermittelt und im parodontal gesunden und parodontal reduzierten FE-Modell direkt miteinander verglichen werden.

Dabei sollten die folgenden Fragen genauer betrachtet werden:

1. Welche biomechanischen Auswirkungen zeigen sich im gesunden und reduzierten Parodont auf intrudierende Zahnbewegungen?
2. Wie groß ist der Einfluss des Knochenabbaus auf die Verteilung der Dehnungen im PDL und die entstehenden Zahnauslenkungen?
3. Wie verhalten sich die Dehnungen im PDL und die Zahnauslenkungen bei Variation der Standardmaterialparameter des PDLs zur Simulation verschiedener biologischer und biomechanischer Zustände des PDLs?
4. Welche Kräfte sind geeignet, um eine Frontzahnintrusion ohne weitere parodontale Schädigung zu erreichen?
5. Lassen sich aus den gewonnenen Ergebnissen klinische Empfehlungen ableiten?

## 3 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die in dieser Arbeit angewandten Methoden vorgestellt. Da Patientenbilder aus dentalen Volumentomographien als Vorlage zur Modellbildung verwendet wurden, wird zunächst das dentale Volumentomographie-Verfahren erklärt. Danach werden die Finite-Elemente-Methode und das Vorgehen bei der Erstellung eines Finite-Elemente-Modells erläutert.

### 3.1 Dentale (digitale) Volumentomographie

Die dentale (digitale) Volumentomographie (DVT) ist ein modernes, bildgebendes Tomographie-Verfahren, welches die Erzeugung dreidimensionaler Röntgenbilder ermöglicht. Wie bei der Computertomographie (CT) oder der röntgenstrahlenfreien Magnetresonanztomographie (MRT) entsteht zunächst ein Datensatz von Schnittbildern. Dieser wird anschließend mit einer Bildverarbeitungssoftware dreidimensional rekonstruiert. Die verschiedenen Bearbeitungstools der Software bieten vielfältige Möglichkeiten der Bilddarstellung und -nachbearbeitung. So kann beispielsweise die Bildqualität zur einfacheren Befundung optimiert werden. Auch das Drehen des dreidimensionalen Bildes und die Vergrößerung oder Vermessung von Strukturen ist hiermit möglich. Das war im Rahmen dieser Arbeit von großer Bedeutung, da die Patientenkiefer vermessen und die gewonnenen Daten zur Erstellung eines Finite-Elemente(FE)-Modells genutzt werden sollten.

Obwohl die CT und die DVT Verfahren der radiologischen Schichtbildgebung sind, unterscheiden sie sich technisch im Geräteaufbau und der erzeugten Bildqualität. Bei der CT wird das zu untersuchende Objekt mit einem fächerförmig kollimierten Strahlenfeld in mehreren Schichten aufgenommen. Im Gegensatz dazu wird das Volumen bei der DVT von einem konischen Strahlenbündel durchleuchtet (Cone-Beam-Technik) [Pasler, 2008]. Der Strahler bewegt sich bei der Aufnahme in einem Radius von 360° bzw. 180° um den Kopf des Patienten. Ein Vorteil der DVT liegt darin, dass auch Teilaufnahmen des Schädels angefertigt werden können und dass das DVT-Verfahren wesentlich strahlungsärmer arbeitet, als das CT-Verfahren [Hoffmann, 2008]. Aufgrund der geringeren

Gerätegröße und der Möglichkeit der Anfertigung durch den Zahnarzt selbst ist die DVT in der Zahnarztpraxis gut einsetzbar.

Mit der DVT können anatomische Strukturen des Kopfes und die Lagebeziehung von Zähnen und Nerven detailgetreu dargestellt werden. Dies ist in der Zahnheilkunde zur Diagnostik von Schädelfrakturen, verlagerten Zähnen sowie knöchernen Veränderungen des Kiefergelenks sehr hilfreich. Auch bei der Beurteilung des Abbaus von Kieferknochen aufgrund von Parodontalerkrankungen oder bei der Planung von Implantaten bietet die DVT eine sinnvolle Alternative zur herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenaufnahme.


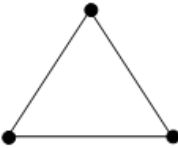
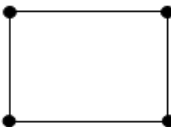

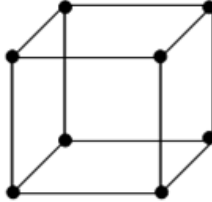
### **3.2 Finite-Elemente-Methode**

Ursprünglich fand die Finite-Elemente-Methode (FEM) erstmals Mitte der 1950er Jahre ihre Anwendung im Ingenieurwesen [Meinken, 2001]. In die dentale Biomechanik wurde die FEM bereits vor fast 40 Jahren durch J. R. Farah eingeführt [Farah et al., 1973]. Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Näherungsverfahren, das zur Lösung physikalischer Probleme angewandt wird [Bathe, 2002]. Hiermit kann beispielsweise die Berechnung einer Formveränderung erfolgen, welche ein Körper durch eine einwirkende Last erfahren hat. Das zu berechnende Objekt wird in eine große Anzahl endlich kleiner (finiter) geometrischer Einzelemente, den sog. „finiten Elementen“, diskretisiert (zerlegt). Es stehen hierfür eine Reihe verschiedener geometrischer Elementtypen zur Verfügung, die sich in der Anzahl ihrer Knotenpunkte (Knoten) unterscheiden und ein-, zwei-, oder dreidimensional aufgebaut sind (vgl. Abbildung 12). Die Elemente werden über ihre Knoten, die Endpunkte eines jeden Elements, miteinander verbunden, so dass ein geschlossenes Netz entsteht. Jedem einzelnen Element können, wie bereits beschrieben, bestimmte mechanische Materialparameter, wie Dichte und Elastizitätsmodul (E-Modul), zugeordnet werden. Ist die Modellgenerierung abgeschlossen, erfolgt die Berechnung des Modells. Diese Berechnung kann beispielsweise eine, wie in dieser Arbeit durchgeführte, mechanische Belastungsanalyse sein.

Laut Bathe [2002] wird im Prozess der Finite-Elemente-Berechnung das physikalische Problem in ein mathematisches Modell übertragen, welches von Differentialgleichungen beschrieben wird. Die Finite-Elemente-Berechnung löst nun dieses mathematische Mo-

dell. Da es sich bei der Finite-Elemente-Lösungstechnik um ein numerisches Verfahren handelt, muss die Lösungsgenauigkeit festgelegt werden. Ist diese Genauigkeit der Lösung noch nicht erreicht, muss eine Verfeinerung der Berechnung und somit die Verbesserung des mathematischen Modells vorgenommen werden. Dies kann beispielsweise über eine Verfeinerung des Netzes erreicht werden. Je detaillierter die Simulationsmodelle reale Strukturen darstellen, desto genauere Ergebnisse werden erzielt. Allerdings geht dies mit einem erhöhten Arbeitsaufwand bei der Modellierung und einer höheren Rechenleistung und Rechenzeit einher.

Zur Berechnung von Körpern mit der FE-Methode gibt es verschiedene Computerprogramme. In dieser Arbeit wurde das FE-Programm MSC.Marc/Mentat von MSC Software Corporation (Santa Ana, Kalifornien, USA) in der Version 2007r1 verwendet. Dieses Programmsystem läuft sowohl auf dem Dell-Rechencluster der Oralmedizinischen Technologie (insgesamt 32 Prozessoren, jeweils vier Gigabyte RAM), als auch auf den Arbeitsplatzrechnern. Dadurch kann die Modellerstellung am Arbeitsplatz erfolgen. Zur Lösung wird das Modell an den Cluster übergeben. Trotz der Leistungsfähigkeit des Clusters resultieren daraus Lösungszeiten von bis zu drei Stunden für eine Rechnung.

<b>1-dimensional</b>	 Strecke / Line (2)	
<b>2-dimensional</b>	 Dreieck / Tria (3)	 Viereck / Quad (4)
<b>3-dimensional</b>	 Tetraeder / Tetra (4)	 Hexaeder / Hex (8)

**Abbildung 12:** Auswahl möglicher Elementklassen zur Diskretisierung eines FE-Modells [Deger, 2001]. Die Punkte stellen die Knoten der Elemente dar.

## **3.2.1 Finite-Elemente-Modellgenerierung**

### **3.2.1.1 Generierung des parodontal reduzierten Finite-Elemente-Modells**

Im Rahmen dieser Arbeit sollte ein patientenindividualisiertes Oberkiefermodell, welches eine parodontale Destruktion mit deutlichem Knochenabbau im Frontzahnsegment aufweist, in einem Finite-Elemente-Programm erstellt werden. Für die Modellgenerierung wurde die dreidimensionale Morphologie des Knochendefekts eines Patienten mit parodontaler Erkrankung in Röntgenbildern vermessen. Durch Übertragung dieser Messdaten wurde das idealisierte, kommerzielle Modell der Firma Digimation Corp. („teeth with roots and gums“, St. Rose, Louisiana, USA) individualisiert. Dadurch wurde eine möglichst kliniknahe Ausgangssituation für die Applikation kieferorthopädischer Kraftsysteme geschaffen. Die Patientendatenauswertung und die genaue Vorgehensweise der Modellgeneration werden im Folgenden beschrieben.

#### **Auswahl und Auswertung der Patientendaten**

Da das FE-Modell patientenindividualisiert gestaltet werden sollte, dienten Patientendaten aus dentalen Volumentomographien (DVT), also dreidimensionalen Röntgenbildern, als Vorlage. Diese Patienten-DVTs stammen aus dem Archiv der Universitätszahnklinik Mainz und wurden freundlicherweise nach Auswahl anonymisiert und für diese Arbeit als „Digital Imaging and Communications in Medicine“ (DICOM)-Datensatz zur Verfügung gestellt.

Die Auswahl geeigneter Patienten erfolgte nach verschiedenen Kriterien (vgl. Tabelle 1). Zunächst wurde nach Oberkieferbildern in guter Qualität geschaut. Des Weiteren wurden Patienten mit verschieden schwerer parodontaler Destruktion ausgewählt. Die Gebisse sollten weder Zahnersatz im Sinne von Stiftaufbauten, Brücken oder Kronen, noch metallische kieferorthopädische Behandlungselemente, wie zum Beispiel Brackets, enthalten, um Darstellungsfehler in der DVT zu vermeiden. Zudem wurde auf eine möglichst orthograde Zahnstellung geachtet, um eine bessere Anpassung an das idealisierte Modell zu erreichen. Die Messbarkeit, gute Auflösung und klare Darstellung des parodontalen Schadens waren ebenfalls von besonderer Bedeutung.

<b>Auswahlkriterien der Patienten-DVTs</b>	
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Oberkieferbild</li> <li>• hohe Auflösung</li> <li>• orthograde Zahnstellung</li> <li>• kein metallischer Zahnersatz (Kronen, Brücken)</li> <li>• keine metallischen Behandlungselemente (Brackets)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• verschiedene Grade parodontaler Destruktion</li> <li>• klare Darstellung des parodontalen Schadens</li> <li>• Messbarkeit des Knochenabbaus mit geeigneter Software</li> </ul>

**Tabelle 1:** Zur Auswahl der Patienten-DVTs herangezogene Kriterien.

Da parodontale Erkrankungen seltener die Indikation zur Erstellung einer DVTs sind, konnten nur zehn geeignete Patienten gefunden werden, bei denen möglichst viele der oben genannten Kriterien erfüllt wurden. Diese DVT-Daten stammten von zwei verschiedenen Geräten, dem „3D Accuitomo 80“ der Firma J. Morita Corporation (Kyoto, Japan) und dem „3D eXam“ der Firma KaVo Dental GmbH (Biberach/Riß, Deutschland), wobei letztendlich nur Daten des „3D Accuitomo“ Verwendung fanden, da diese zwar in kleinerem Format, aber in besserer Auflösung vorlagen.

### **DICOM-Viewer**

Um die DICOM-Datensätze in Bonn auswerten zu können, war es nötig, einen geeigneten DICOM-Viewer zu finden, da die in Mainz verwendeten Viewer, der „I-Dixel Viewer“ für 3D Accuitomo (Morita) und der „eXam Vision Q“ für 3D eXam (KaVo), gerätgebunden und kostenpflichtig waren. Es konnte lediglich ein geeigneter, frei nutzbarer DICOM-Viewer verwendet werden, der das Format unterstützt, Ansichten in 3D ermöglicht und ein Messwerkzeug hat. Dies ist der „3-Dim Viewer“ der Firma 3Dim Laboratory s.r.o. (Brünn, Tschechien).

Mit diesem ist es möglich, DICOM-Daten in verschiedenen Ansichten zu betrachten. Für diese Arbeit konnten drei Darstellungsarten genutzt werden: Einmal die klassische Darstellung als Röntgenschichtbild in drei Ebenen (x-, y- und z-Schicht) zum Durchscrollen und Messen in der gewünschten Schicht. Weiter ist es möglich, sich eine dreidimensionale Ansicht des Modells darstellen zu lassen, entweder opak, oder im Aussehen eines

Röntgenbildes zur schnellen Übersicht. Die wichtigste Option ist allerdings eine vom Viewer berechnete, dreidimensionale Darstellung des Modells mit der Möglichkeit zur Messung mit integriertem Messwerkzeug. Hiermit war es möglich, die Knochenstrukturen in den Modellen sowie die Zähne auszumessen und die gewonnenen Daten weiter zu verwenden.

### Umwandlung des idealisierten Modells in ein patientenindividualisiertes Modell

Das als Grundlage dienende, idealisierte FE-Modell entstand ursprünglich aus den gemittelten Daten und der Kiefermorphologie von Kaukasiern und verfügt über gesunde parodontale Verhältnisse. Um dieses idealisierte Modell patientenindividualisiert zu gestalten, mussten die zunächst ausgewählten zehn Patienten-DVTs erneut auf ihre Eignung geprüft werden. Nach genauer Begutachtung der DVTs wurden letztendlich vier Patienten ausgewählt, da die Qualität dieser DVTs am besten war und nur hier die Möglichkeit zur Messung mit dem „3-Dim Viewer“ bestand. Um die Größenverhältnisse der Patientengebisse einzuordnen und anschließend das idealisierte Modell daran anzupassen, wurden alle vier Gebisse vermessen. Es wurden die Zahnlängen und die Zahnbreiten der Zähne 13 bis 23 gemessen (vgl. Tabelle 2) und der jeweilige Mittelwert gebildet (vgl. Tabelle 3).

Zahn	Patient 1		Patient 2		Patient 3		Patient 4	
	Länge [mm]	Breite [mm]	Länge [mm]	Breite [mm]	Länge [mm]	Breite [mm]	Länge [mm]	Breite [mm]
11	26,3	9,1	23,7	9,0	22,7	8,0	24,7	10,0
12	25,5	7,0	21,0	6,0	21,8	6,5	22,6	8,0
13	31,0	9,0	24,0	7,0	27,6	7,0	27,9	8,5
21	25,0	8,9	23,6	8,0	22,7	8,0	24,8	10,0
22	24,0	7,0	20,5	5,0	Fraktur	Fraktur	22,6	7,0
23	30,0	8,0	24,0	7,0	27,7	7,0	28,0	8,5

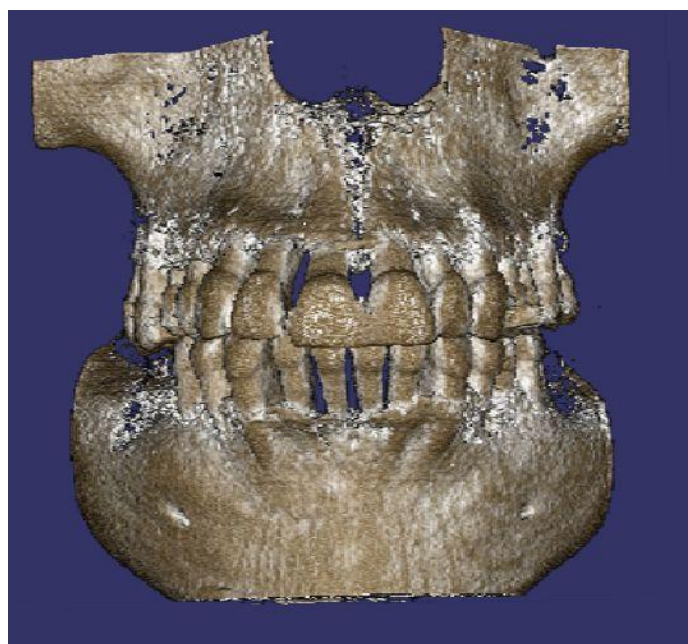
**Tabelle 2:** Hier sind die in den DVTs gemessenen Zahnlängen und -breiten der Patienten eins bis vier aufgeführt. Die Zahnbreite wurde inzisal gemessen.



Zahn	Patienten 1-4 MW und (StAbw)		Literatur		Basismodell		Abweich. d. MW der Patienten 1-4 vom Basismodell	
	Länge [mm]	Breite [mm]	Länge [mm]	Breite [mm]	Länge [mm]	Breite [mm]	Länge [%]	Breite [%]
11	24,4 (1,5)	9,0 (0,8)	24,0	8,4	26,4	8,7	92%	104%
12	22,7 (2,0)	6,9 (0,9)	22,5	6,5	25,2	6,3	90%	109%
13	27,6 (2,9)	7,9 (1,0)	28,0	7,6	30,0	8,5	92%	93%
21	24,8 (1,1)	8,7 (1,0)	24,0	8,4	26,4	8,7	94%	100%
22	22,4 (1,8)	6,3 (1,2)	22,5	6,5	25,2	6,3	89%	101%
23	27,4 (2,5)	7,6 (0,8)	28,0	7,6	30,0	8,5	91%	90%

**Tabelle 3:** Links in der Tabelle sind die Mittelwerte (MW) und die Standardabweichungen (StAbw) der Zahn­längen und -breiten der vier Patienten aus Tabelle 2 dargestellt. Im mittleren Tabellenteil sind durchschnittliche Zahn­maße der mittleren und seitlichen Inzisivi und der Canini nach Lehmann und Hellwig [2005], basierend auf der Literatur von Carlsen [1972], de Jonge-Cohen [1928] und Mühlreiter [1912] sowie die Zahn­längen und -breiten des Basismodells (idealisiertes Modell) dargestellt. Rechts in der Tabelle sind die Abweichung des Mittelwerts der Zahn­längen und -breiten der vier Patienten vom Basismodell aufgeführt.

Die Mittelwerte der Zahn­längen und -breiten wurden mit den Zahn­maßen der Literatur nach Lehmann und Hellwig [2005], basierend auf der Literatur von Carlsen [1972], de Jonge-Cohen [1928] und Mühlreiter [1912] verglichen, die bis auf geringe Abweichungen übereinstimmten (vgl. Tabelle 3). Dies zeigte, dass sich die ausgewählten Patientengebisse in einer durchschnittlichen Größenordnung befanden. Im Anschluss wurde die durchschnittliche Gebissgröße der Patienten mit der des idealisierten Modells, das hier auch als Basismodell bezeichnet wird, verglichen, um dieses durch eine Skalierung an die Patienten anzupassen (vgl. Tabelle 3). Aus der Messung der Zahn­längen und Zahn­breiten des idealisierten Modells in MSC.Marc/Mentat und den erhobenen Patientendaten errechnete sich, dass das idealisierte FE-Modell, in Bezug auf die Zahn­längen, durchschnittlich 10% zu groß war (vgl. Tabelle 3). Daraufhin wurde es auf 90% seiner Originalgröße verkleinert. Als Gesamtvorlage der anatomischen Gegebenheiten der parodontalen Defektmorphologie wurde eine Patienten-DVT (Patient 2) ausgewählt. Diese ist in Abbildung 13 dargestellt.



**Abbildung 13:** DVT von Patient 2, aufgenommen mit dem Gerät „3D Accutomo“, dargestellt mit dem „3-Dim Viewer“. Zu erkennen ist der massive generalisierte horizontale Knochenabbau im Ober- und Unterkiefer. Die Zahnwurzeln sind nicht mehr von Alveolarknochen bedeckt und liegen deutlich sichtbar frei.

Dieses Patientengebiss weist eine starke parodontale Destruktion auf, was nach der Klassifikation der Parodontalerkrankungen mit klinischem Attachmentverlust (CAL) von größer als 5 mm einer schweren, chronischen, generalisierten Parodontitis entsprechen würde [Deutsche Gesellschaft für Parodontologie, 2002]. Hier besteht nach erfolgreich durchgeführter systematischer Parodontalbehandlung und entzündungsfreiem Parodont die Möglichkeit zur kieferorthopädischen Intrusion der Oberkieferfrontzähne, um eine verbesserte Verankerung der Zähne im Knochen zu erreichen. Zudem zeigt die DVT im Vergleich mit den anderen drei Patienten eine bei allen Patienten ähnlich erscheinende Defektform. Das Gebiss dieses Patienten eignete sich gut als Vorlage zur Erstellung des individualisierten FE-Modells und kam auch mit einer orthograden Zahnstellung dem idealisierten Modell sehr nahe. An dieser Patienten-DVT wurde zusätzlich die Messung des Attachmentverlustes an den Zähnen 13-23 an jeweils vier Zahnflächen, vestibulär, distal, palatinal und mesial, vorgenommen (vgl. Tabelle 4). Da der Attachmentverlust im ersten und zweiten Quadranten nur etwa 10% voneinander abwich, wurden, wie in Tabelle 5 ersichtlich, Mittelwerte gebildet. Diese wurden zur Erstellung eines seitensym-

metrischen Modells genutzt, was eine Vereinfachung der Modellierung sowie der darauf folgenden Rechnungen bewirkte.

<b>Patient 2</b>		<b>Attachmentverlust [mm]</b>		
		Abstand SZG zu Alveolarknochen		
<b>Zähne</b>	<b>vestibulär</b>	<b>mesial</b>	<b>palatinal</b>	<b>distal</b>
<b>11</b>	5,5	2,8	4,0	5,8
<b>12</b>	6,1	6,5	4,9	4,9
<b>13</b>	4,7	2,9	6,2	4,1
<b>21</b>	6,4	3,6	4,6	5,2
<b>22</b>	5,0	4,0	3,8	3,7
<b>23</b>	4,6	3,3	5,5	3,2

**Tabelle 4:** Attachmentverlust von Patient 2, gemessen als Distanz von der Schmelz-Zement-Grenze (SZG) zum marginalen Rand des Alveolarknochens.

<b>Patient 2</b>		<b>Mittelwerte Attachmentverlust [mm]</b>		
<b>Zähne</b>	<b>vestibulär</b>	<b>mesial</b>	<b>palatinal</b>	<b>distal</b>
<b>11 und 21</b>	6,0	3,2	4,3	5,5
<b>12 und 22</b>	5,6	5,3	4,4	4,3
<b>13 und 23</b>	4,7	3,1	5,9	3,7

**Tabelle 5:** Aus dem ersten und zweiten Quadranten errechnete Mittelwerte des Attachmentverlustes von Patient zwei. Diese wurden zur Nachbildung des patientenindividualisierten Knochenabbaus verwendet.

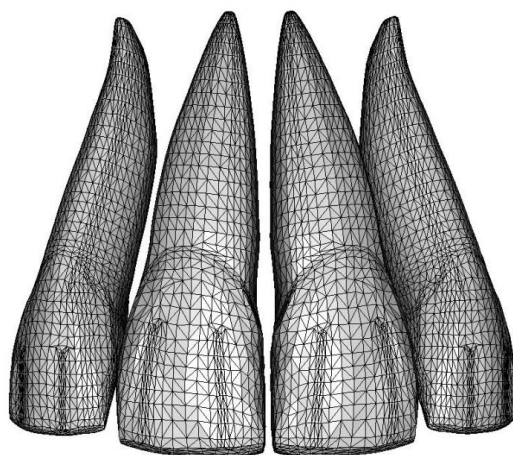
### **Erstellung des patientenindividualisierten Modells**

Zuerst wurde das idealisierte Originalmodell als Oberflächenmodell im FE-Programm MSC.Marc/Mentat, wie oben beschrieben, auf 90% der Originalgröße skaliert. Das Modell wurde hinter den ersten Prämolaren abgeschnitten, da die zweiten Prämolaren und Molaren nicht in die Rechnungen integriert wurden und das Modell unnötig vergrößert hätten. Dann wurden Gruppen, sogenannte Sets, für Zähne, PDL und Knochen angelegt. Diese Sets ermöglichen einen einfachen Zugriff auf einzelne Teile des Modells, die

so separat angezeigt und bearbeitet werden können. Unter anderem erhielten alle Bestandteile eines Sets identische Materialparameter.

### **Anpassung der Zähne**

Darauf folgend wurden die Zähne 12, 11, 21, 22 und die PDLs dieser vier Zähne jeweils 2 mm aus dem Modell extrudiert. So wurde virtuell eine Extrusion der vier Frontzähne simuliert, wie sie bei parodontal geschädigten Frontzähnen oft zu finden ist. Danach wurden die Zähne 12 bis 22 mesial und distal etwas verschmälert, um eine mit der Extrusion verbundene leichte Auffächerung zwischen den Frontzähnen zu simulieren und Platz im Zahnbogen für eine spätere Intrusion zu schaffen. Es wurde ein Platzgewinn von jeweils 0,4 mm für jeden Interdentalraum von 13 bis 23 erzielt, also insgesamt 2 mm (vgl. Abbildung 14). Hierdurch wird eine spätere Einordnung der Zähne im Zahnbogen ermöglicht. Bei Patienten mit parodontal vorgeschädigtem Gebiss ist diese Extrusion und Auffächerung der Zähne vor Beginn der kieferorthopädischen Behandlung schon gegeben und durch die Intrusion der Zähne wird wieder ein Lückenschluss erreicht.

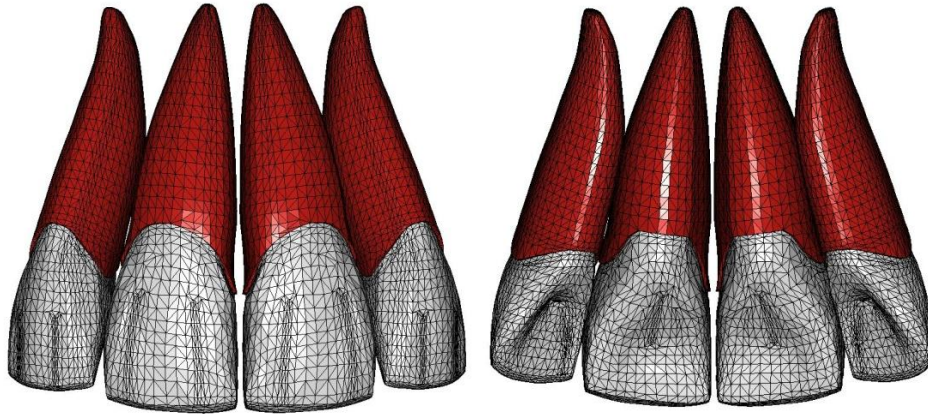


**Abbildung 14:** Oberkieferfrontzähne des FE-Modells mit interdentaler Verschmälerung zur Simulation einer aufgefächerten Zahnstellung. Das FE-Netz ist hier in schwarz dargestellt.

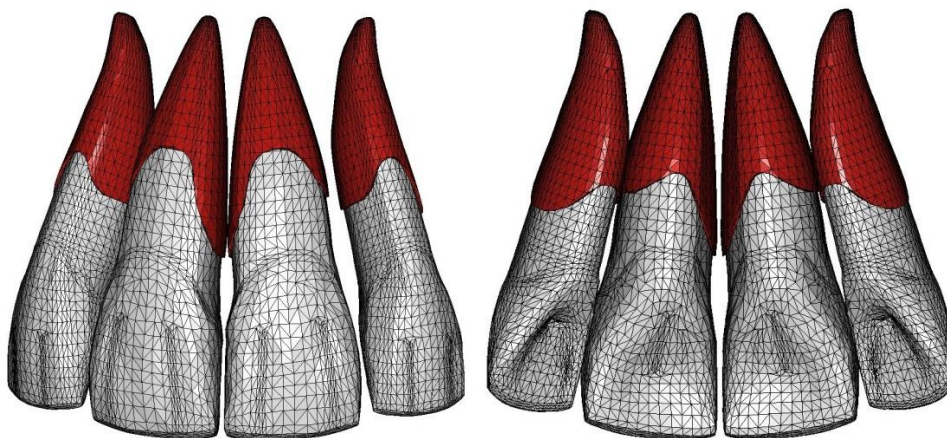
### **Anpassung des Parodontalligaments**

Nun wurde der zuvor berechnete Attachmentverlust auf das idealisierte Modell übertragen (vgl. Tabelle 5). Der Attachmentverlust der Zähne 12 bis 22 wurde genau übernommen, da nur an ihnen die initiale Frontzahnintrusion untersucht wurde. Die Zähne 13 und 23 sollten im FE-Modell nur mesial einen parodontalen Knochenabbau zeigen und

in distaler Richtung zu Zahn 14 und 24 in eine gesunde parodontale Situation überleiten. Um später eine Spiegelung des Modells vorzunehmen, wurde zunächst nur der erste Quadrant bearbeitet.



**Abbildung 15:** Oberkieferfrontzähne und PDL (rot) des parodontal gesunden FE-Modells. Im linken Bild von vestibulär dargestellt, im rechten Bild als Ansicht von oral.



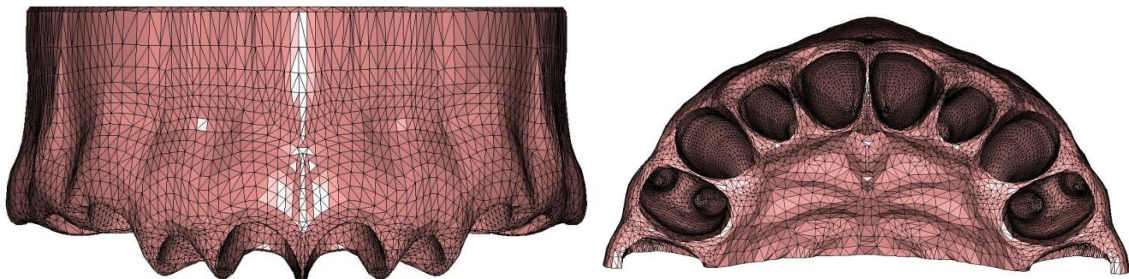
**Abbildung 16:** Oberkieferfrontzähne des parodontal reduzierten FE-Modells mit deutlich abgebautem PDL (rot). Im linken Bild von vestibulär dargestellt, im rechten Bild als Ansicht von oral.

Um den gemessenen Attachmentverlust in das Modell zu übertragen, wurden die Werte erst am Zahn von der Höhe der Schmelz-Zement-Grenze aus in Richtung apikal abgemessen und markiert. Da der Attachmentverlust am Zahn gemessen wurde, bot es sich an, erst das am Zahn anliegende PDL und danach erst den, dem PDL angrenzenden, Knochen in seiner Höhe und Form zu modellieren. Da die PDL-Innen- und Außenseite, entsprechend der Breite des Parodontalspalt, 0,2 mm trennen, mussten die beiden PDL-Schichten separat in Höhe und Verlauf angeglichen werden.

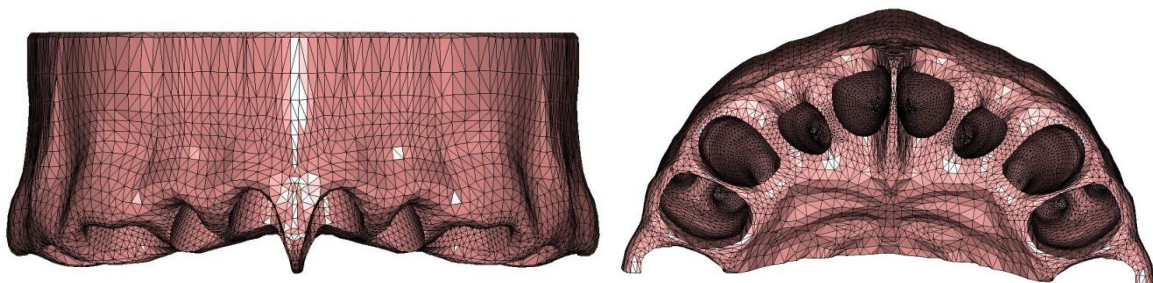
Es folgte zunächst die genaue Anpassung der den Zahn umgebenden PDL-Innenseite in Höhe und Verlauf, durch Löschen, Unterteilen und Zuschneiden von Elementen. Die PDL-Außenseite wurde anschließend der PDL-Innenseite angeglichen und die beide Schichten verbindende Oberkante geschlossen. Abbildung 15 und 16 zeigen den Vergleich des parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Zustand des PDLs vor und nach der Modellierung. Nach Fertigstellung des PDLs folgte die Anpassung des Knochendefektes.

### Anpassung des Knochenabbaus

Zur Anpassung des Knochenabbaus wurde zunächst die PDL-Außenseite dupliziert und als neue Alveole angelegt, um eine Deckungsgleichheit der Elemente zu erreichen. Die Notwendigkeit der absoluten Deckungsgleichheit der Knoten von Zahnwurzeloberfläche und PDL-Innenseite sowie PDL-Außenseite und Alveole erklärt sich durch das spätere Verknüpfen dieser Knoten (Sweepen), um die Strukturen Zahn, PDL und Knochen für die später erfolgenden Rechnungen, äquivalent der anatomischen Gegebenheiten, zu verbinden.



**Abbildung 17:** Knochen des parodontal gesunden FE-Modells. Im linken Bild von vestibulär und im rechten Bild von palatinal dargestellt.



**Abbildung 18:** Patientenindividualisierter Knochen des parodontal reduzierten FE-Modells. Im linken Bild von vestibulär, im rechten Bild von palatinal dargestellt.

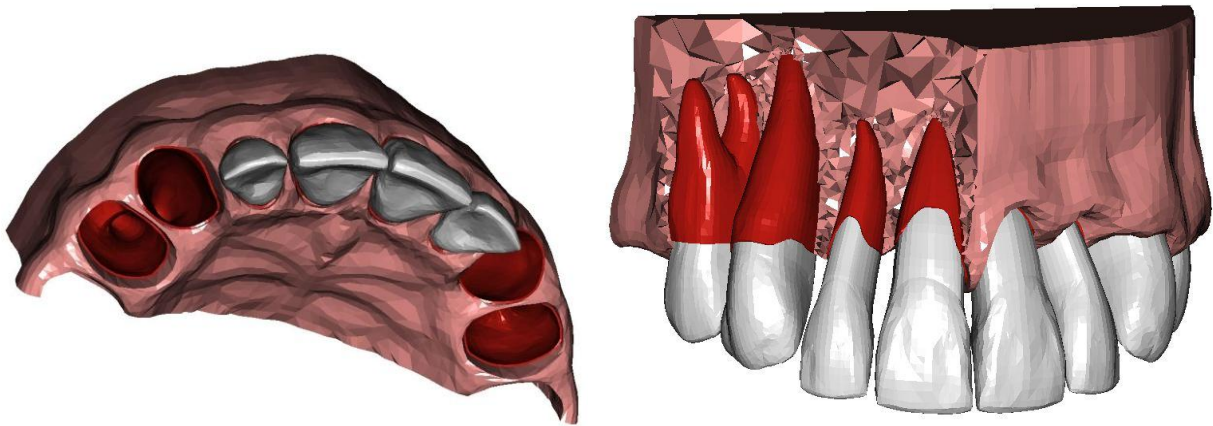
Mit der Fertigstellung der Alveolen konnte mit der Modellierung des Knochenabbaus fortgefahren werden. Hier wurde die anatomische Form des Knochendefektes des ausgewählten Patienten als Vorlage genutzt und die in ihrer Höhe reduzierten Alveolen und der angrenzende Knochen in die angestrebte dreidimensionale Defektmorphologie modelliert. Modellieren bedeutet, dass zum Beispiel bestehende Elemente verschoben, gelöscht oder neue hinzugefügt wurden. So entstand nach und nach eine Knochenoberfläche, die der Situation der Patienten-DVT entsprach. Abbildung 17 und 18 zeigen die Morphologie des Knochens im Oberkiefer im parodontal gesunden und nach dessen Bearbeitung im parodontal reduzierten FE-Modell. Die abgebildeten FE-Modelle sind hier bereits, wie im folgenden Abschnitt beschrieben wird, gespiegelt.

### **Spiegelung des Modells**

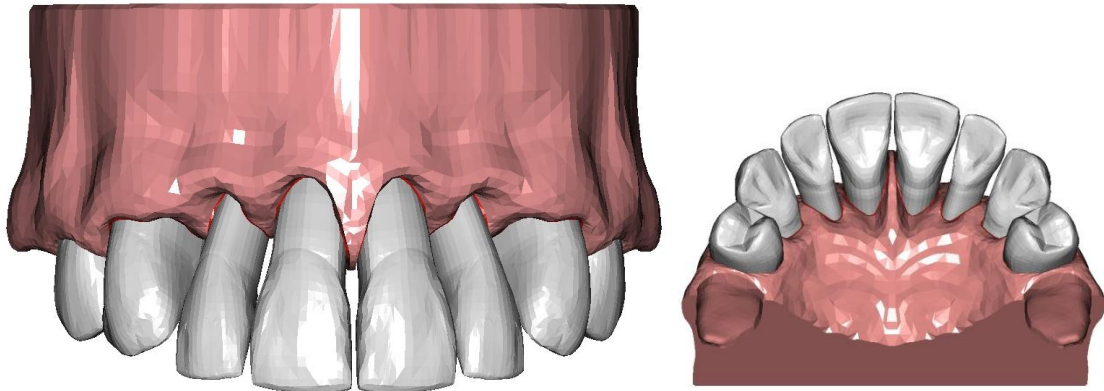
Da, wie oben bereits erwähnt, Mittelwerte aus dem Attachmentverlust des ersten und zweiten Quadranten zur Modellierung genutzt wurden, bot es sich an, den ersten Quadranten nach dessen Fertigstellung zu spiegeln und somit als symmetrischen zweiten Quadranten zu verwenden. Dieser Schritt führte auch zur Vereinfachung der Rechenauswertung, denn bei Rechnungen mit quadrantenübergreifenden Apparaturen, wie der Burstone-Mechanik, konnten die Kräfte dadurch symmetrisch angelegt werden.

### **Fertigstellung des Modells**

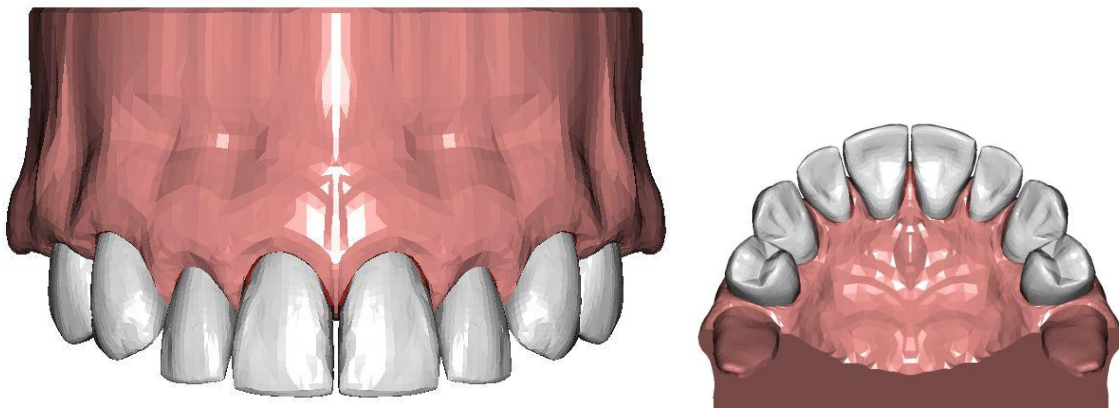
Zuletzt musste das Modell noch einmal in allen Bereichen bereinigt und überprüft werden, um sicherzustellen, dass eine geschlossene Oberfläche vorlag. Anschließend konnte aus dem Oberflächenmodell ein Volumenmodell aus 4-Knoten Tetraedern (Elementklasse Tetra 4) erstellt werden (vgl. Abbildung 19). Dieses enthält je ein Set für Zähne, PDL und Knochen. Damit das PDL seiner Funktion als physiologischer Vermittler der Kraftübertragung vom Zahn auf den Knochen nachkommen kann, mussten die Knoten von Alveole und PDL sowie von PDL und Zahn noch miteinander verbunden werden. Das fertige, patientenindividualisierte Modell ist in Abbildung 20 in verschiedenen Ansichten dargestellt. Zum direkten Vergleich von reduziertem zu gesundem FE-Modell zeigt Abbildung 21 das fertig modellierte, parodontal gesunde Modell, dessen Generierung im folgenden Abschnitt beschrieben wird.



**Abbildung 19:** Das linke Bild zeigt den Aufbau des FE-Modells: die Zähne (weiß), das PDL (rot) und den Knochen (rosa). Rechts ist ein Schnittbild des Modells dargestellt. Im Knochen sind die Volumenelemente sichtbar.



**Abbildung 20:** Fertig modelliertes, parodontal reduziertes, patientenindividualisiertes FE-Modell mit Zähnen (weiß), PDL (rot) und Knochen (rosa).



**Abbildung 21:** Fertig modelliertes, parodontal gesundes FE-Modell.



### **3.2.1.2 Generierung des parodontal gesunden Finite-Elemente-Modells**

Wie oben bereits erwähnt, musste das idealisierte Originalmodell, um in seiner Größe dem Patientenmodell zu entsprechen, zu Beginn der Modellierung um 10% verkleinert werden. Durch dieses Umskalieren kam es zu zahlreichen Fehlern im Modell, die alle im Prozess der Generierung des patientenindividualisierten Modells wieder behoben werden mussten. Aus diesem Grund war es nicht möglich, das skalierte Originalmodell für die Vergleichsrechnungen zu nutzen. So wurde anhand des fertigen, parodontal reduzierten Modells wieder ein parodontal gesundes Modell generiert, welches bis auf den parodontalen Zustand eine identische Morphologie aufwies. Dieses Modell basierte im Gegensatz zu dem parodontal reduzierten Modell nicht auf der Vorlage einer Patienten-DVT. Der parodontal gesunde Zustand orientierte sich am idealisierten Originalmodell.

#### **Modellierung des gesunden Modells**

Zunächst wurden die alten PDLs sowie die reduzierten Knochenanteile aus dem Modell entfernt, dann neue PDLs generiert, die bis zur Schmelz-Zement-Grenze reichten. Dies ist die Stelle, an der bei parodontal gesunden Verhältnissen das Attachment beginnt. Die PDL-Außenseite wurde nun als neue Alveole dupliziert und anschließend der gesunde Knochen modelliert. Wie auch im patientenindividualisierten Modell wurde hier der erste Quadrant nach seiner Fertigstellung gespiegelt und als zweiter Quadrant verwendet. Nach Fertigstellung der Modellierung wurde das Modell in ein Volumenmodell überführt und die Knoten von Alveole und PDL sowie PDL und Zahn verbunden. Das fertige, parodontal gesunde FE-Modell ist in Abbildung 21 in verschiedenen Ansichten dargestellt. Die den Modellen zugeordneten Materialparameter werden in Kapitel 3.3.3 vorgestellt.

### **3.3 Numerische Simulationen mit den Finite-Elemente-Modellen**

Es wurden Simulationen mit den bereits in Kapitel 1.2.3.1 vorgestellten Kraftsystemen zur Frontzahnintrusion durchgeführt. Zum einen wurde eine Mechanik zur segmentierten Intrusion der vier verblockten Oberkieferfrontzähne, zum anderen eine Mechanik zur

isolierten, reinen Intrusion einzelner Inzisivi untersucht. Die Mechanik zur Einzelzahnintrusion wurde in zwei verschiedenen Varianten simuliert, zur Intrusion der mittleren Inzisivi in einem Modell und zur Intrusion der seitlichen Inzisivi in einem anderen Modell. Daher wird im Folgenden von drei zu untersuchenden Mechaniken gesprochen. Um mit den erstellten FE-Modellen Simulationen durchführen zu können, wurden im Anschluss an ihre Generierung die kieferorthopädischen Mechaniken modelliert. Der Prozess dieser Modellierung wird im folgenden Abschnitt beschrieben.

### Modellierung der Intrusionsmechaniken

Hierfür wurde das parodontal reduzierte Modell verdreifacht und auf jedem der drei Modelle eine der drei zu untersuchenden Mechaniken modelliert. Die Modellierung wurde jeweils im ersten Quadranten durchgeführt. Durch Spiegelung in den zweiten Quadranten entstand ein symmetrisches Kraftsystem. Nach Fertigstellung der Mechaniken wurde auch das parodontal gesunde Modell verdreifacht und durch je eine Kopie der Elemente der zu untersuchenden Mechaniken ergänzt. Hierdurch konnte sichergestellt werden, dass die Simulationen im parodontal reduzierten und im parodontal gesunden Modell mit baugleichen Intrusionsmechaniken durchgeführt wurden.

Alle drei zu modellierenden Kraftsysteme wurden in Form von festsitzenden Apparaturen umgesetzt und bestehen aus Brackets sowie verschiedenen Drahtbögen. Zuerst wurden die Brackets auf die Zähne modelliert.

<b>Bracketsystem discovery<sup>®</sup> (Dentaurum)</b>			
<b>Zahn</b>	<b>Höhe [mm]</b>	<b>Breite [mm]</b>	<b>Positionierung [mm]</b>
<b>11</b>	4,0	4,6	4,0
<b>12</b>	4,0	4,0	3,5
<b>13</b>	4,0	4,5	4,5
<b>14</b>	4,0	4,5	3,5

**Tabelle 6:** Bracketmaße des Bracketsystems discovery<sup>®</sup> der Firma Dentaurum und klinisch eingesetzte Standardwerte für die vertikale Bracketpositionierung [Sander et al., 2011]. Die Positionierung wird als Abstand von der Schneidekante des Zahnes zur Mitte des Bracketslots angegeben.

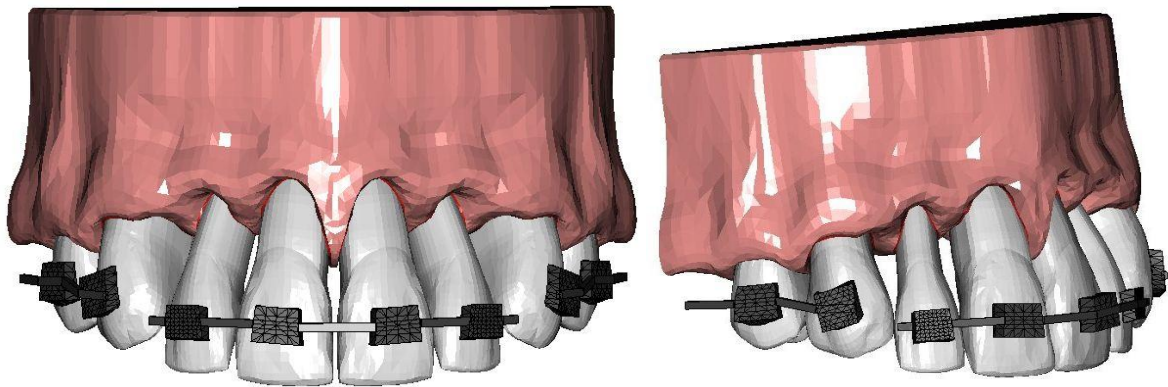
Diese sind vereinfacht als rechteckige Kästchen gestaltet worden, da sie lediglich als Kraftangriffspunkt dienten. Ihre Größe (vgl. Tabelle 6) orientierte sich am Bracketsystem discovery<sup>®</sup> der Firma Dentauro (Ispringen, Deutschland), die vertikale Bracketpositionierung an klinisch eingesetzten Standardwerten [Sander et al., 2011].

Im Folgenden wird auf die Gestaltung der verschiedenen Kraftsysteme im Finite-Elemente-Modell eingegangen.

### **3.3.1 Base-arch-Technik nach Burstone**

#### **Gestaltung im FE-Modell**

Die Mechanik zur segmentierten Frontzahnintrusion wurde im FE-Modell in Anlehnung an eine Base-arch-Technik nach Burstone modelliert. Es sollte hierbei eine möglichst reine Intrusion der Frontzähne entsprechend einer Geometrieklasse vier nach Burstone erreicht werden. Im Folgenden wird diese Mechanik als Base-arch-Technik nach Burstone oder Burstone-Mechanik bezeichnet. Die vier Brackets der Oberkieferfrontzähne wurden mit einem 0,43 mm x 0,64 mm starken, rechteckigen Stahlbogen verbunden. Alle Stahlbögen in den Modellen wurden mit Linienelementen mit zwei Knoten (Elementklasse Line 2) gestaltet und diesen die den Bögen entsprechenden Maße und Eigenschaften zugeordnet. Im Gegensatz zu einer wie in Abbildung 7 dargestellten klinisch eingesetzten Base-arch-Technik nach Burstone wurde im FE-Modell kein Intrusionsbogen modelliert, sondern der Kraftansatz erfolgte an den Enden des die vier Frontzähne verbindenden Bogens. Der Kraftvektor wurde in Zahnachse der mittleren Inzisiven gewählt. Für die Simulationen mit den Mechaniken zur Einzelzahnintrusion wurden die Canini und die ersten Prämolaren benötigt. Um den Modellierungsaufwand nicht weiter zu erhöhen, blieben diese vier Zähne in den FE-Modellen zur Simulation der Base-arch-Technik nach Burstone erhalten. Es erfolgte eine Verblockung der Zähne 13 und 14 sowie 23 und 24 mit einem 0,48 mm x 0,64 mm starken, rechteckigen Stahlbogen, der keine Verbindung zum Frontzahnsegment hatte. Hierdurch konnten diese Zähne festgehalten und unerwünschte Zahnbewegungen ausgeschlossen werden. Es entstanden also drei Segmente: Das Intrusionssegment und die beiden passiven Segmente aus Zahn 13 und 14 sowie Zahn 23 und 24. Abbildung 22 zeigt das parodontal reduzierte Modell mit modellierter Burstone-Mechanik.



**Abbildung 22:** Parodontal reduziertes FE-Modell mit Burstone-Mechanik zur Intrusion der vier Oberkieferinzisivi in verschiedenen Ansichten. Der Kraftangriff erfolgte an den beiden Enden des die vier Frontzähne intrudierenden Bogens.

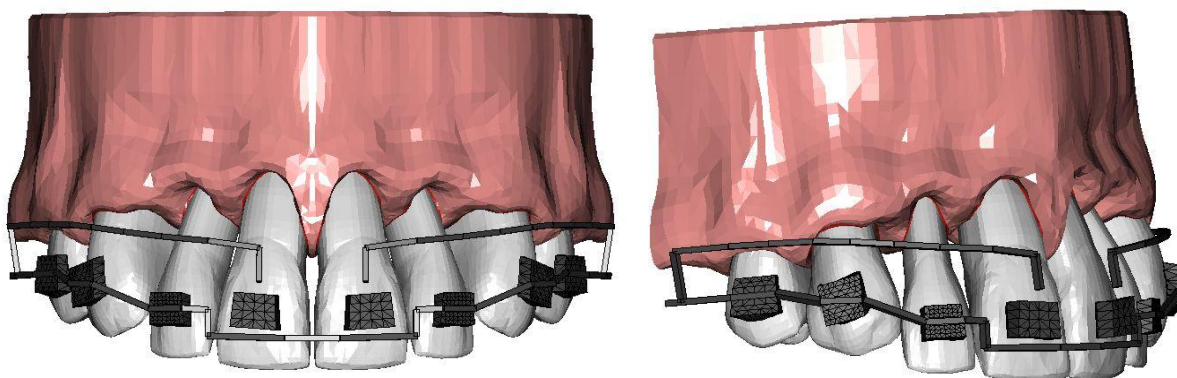
### 3.3.2 Mechanik zur Einzelzahnintrusion

#### Gestaltung im FE-Modell

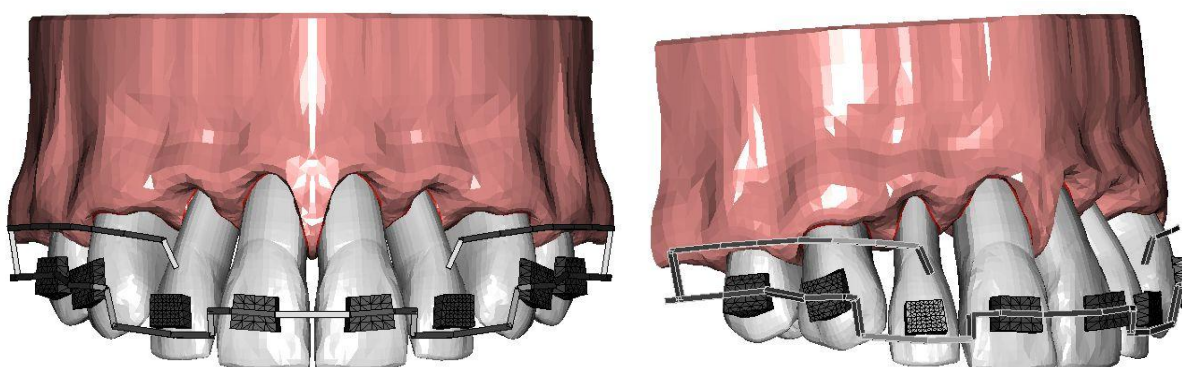
Die Mechanik zur isolierten Einzelzahnintrusion enthält einen rechteckigen Führungsbogen aus 0,48 mm x 0,64 mm Stahl und einen kleinen Hebelarm, auch als Cantilever bezeichnet, aus TMA, mit den Maßen 0,43 mm x 0,64 mm. Für den Führungsbogen und den Cantilever sind, wie in der Burstone-Mechanik, Linienelemente mit zwei Knoten verwendet worden. Der Cantilever ist distal des ersten Prämolaren mit dem Führungsbogen verbunden. Dieser Cantilever sollte nach seiner Aktivierung eine Intrusion des Zahnes, mit dessen Bracket er verbunden wurde, bewirken. Der Kraftvektor wurde entsprechend der Zahnachse des zu intrudierenden Zahnes gewählt, um eine reine Intrusion zu erreichen. Um eine ausreichend stabile Verankerung zu simulieren, wurde das Ende des Führungsbogens durch die Wahl geeigneter Randbedingungen virtuell „festgehalten“. Hierdurch konnte verhindert werden, dass das Ende des Führungsbogens durch das Aktivieren, also Herunterziehen des Cantilevers, ausgelenkt wird. Die Simulation der Cantileverbewegung musste aufgrund ihrer Komplexität in drei Rechenschritte aufgeteilt werden: Im ersten Schritt wurde der Cantilever mit einer Kraft von 0,2 N und in einer weiteren Simulationsreihe mit 0,6 N heruntergezogen. Im zweiten Schritt erfolgte die Verbindung des Cantilevers mit dem Bracket. Diese Verbindung wurde durch die Einstellung der Kontaktparameter von Cantilever zu Bracket realisiert. Im dritten Schritt wurde der Cantilever freigegeben und stellte sich mit dem Zahn, mit dem er über das Bracket verbunden wurde, zurück.

Es wurden zwei Modelle zur Einzelzahnintrusion erstellt: Eines mit Cantilevern an den Zähnen 11 und 21 und eines mit Cantilevern an den Zähnen 12 und 22. Diese Modelle sind in Abbildung 23 und 24 dargestellt. Die Cantilever befinden sich hier im Ausgangszustand der Simulation, sind also noch nicht mit dem Bracket des zu intrudierenden Zahnes verbunden.

Zur Fertigstellung der Finite-Elemente-Modelle für die Simulationen wurden die fertig modellierten Intrusionsmechaniken von Oberflächenmodellen in Volumenmodelle überführt. Anschließend wurden in jedem Modell die Knoten der Bracketbasen zur Simulation einer festen Verbindung mit den Zahnoberflächen verbunden. Da die parodontal gesunden FE-Modelle mit den gleichen Mechaniken versehen wurden wie die parodontal reduzierten Modelle, wurde auf Abbildungen der parodontal gesunden Modelle verzichtet.



**Abbildung 23:** Parodontal reduziertes FE-Modell mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion an den mittleren Inzisiven. Im linken Bild frontal von vestibulär, im rechten Bild von der Seite.



**Abbildung 24:** Parodontal reduziertes FE-Modell mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion an den seitlichen Inzisiven. Im linken Bild frontal von vestibulär, im rechten Bild von der Seite

### 3.3.3 Durchgeführte Rechnungen in der Übersicht

Es entstanden insgesamt sechs Modelle für die Berechnungen:

#### **Drei parodontal gesunde Modelle:**

- Parodontal gesundes Modell mit der Base-arch-Technik nach Burstone,
- Parodontal gesundes Modell zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21,
- Parodontal gesundes Modell zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22.

#### **Drei parodontal reduzierte, patientenindividualisierte Modelle:**

- Parodontal reduziertes Modell mit der „Base-arch-Technik“ nach Burstone,
- Parodontal reduziertes Modell zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21,
- Parodontal reduziertes Modell zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22.

Mit jedem der sechs Modelle wurde eine Simulation der Frontzahnintrusion unter Variation der Kraft und der Materialparameter des PDLs durchgeführt. Die hierfür festgelegten Kontaktparameter, Randbedingungen, Materialparameter und Kräfte werden im Folgenden dargestellt.

#### **Kontaktparameter**

Um die während der Bewegungssimulation zu erwartenden Kontakte zwischen den Zähnen, zwischen den Zähnen und dem Führungsbogen sowie zwischen den Bracketslots und dem Bogen zu definieren, wurden Kontaktparameter im Sinne eines idealisierten Coulombschen Reibungsmodells gewählt. Hierdurch wurde ein Durchdringen benachbarter Strukturen im FE-Modell verhindert.

#### **Randbedingungen**

Alle Modelle wurden an ihrer Knochenbasis in allen Freiheitsgraden fixiert, um eine Rotation des gesamten Modells durch die aufgebrauchten Kräfte zu vermeiden und das Modell, entsprechend des Oberkiefers im Schädel, festzuhalten. Diese Randbedingungen („fixed displacement“) sind in Abbildung 25 als rote Vektorpfeile dargestellt.



**Abbildung 25:** Die Randbedingungen im FE-Modell sind in Form roter Vektorpfeile dargestellt. Durch die Wahl eines „fixed displacement“ wurde das FE-Modell in allen Freiheitsgraden fixiert. Hiermit konnte eine Rotation des gesamten Modells als Reaktion auf die in den Simulationen aufgebrachtene Kräfte verhindert werden.

### Materialparameter

Wie in Kapitel 1.2.5 beschrieben, können den unterschiedlichen biologischen Strukturen im FE-Modell entsprechende Materialeigenschaften zugeordnet werden. In den numerischen Simulationen wurde der Zahn, aufgrund der bereits vorgestellten Ergebnisse der Untersuchungen von Haase [1996], ohne Differenzierung in seine einzelnen Materialien mit einem E-Modul von  $E_{\text{Zahn}} = 20 \text{ GPa}$  gerechnet [Spears et al., 1993]. Da der E-Modul von Knochen die E-Moduln des PDLs um ein vielfaches übersteigt, war eine Differenzierung in Spongiosa und Kortikalis auch hier nicht notwendig [Haase, 1996]. Der Knochen wurde daher in den Simulationen homogen mit einem mittleren E-Modul von  $E_{\text{Knochen}} = 2 \text{ GPa}$  [Spears et al., 1993] gerechnet. Aufgrund der Untersuchungen von Haase [1996] wurden Zahn, Knochen und PDL in dieser Arbeit als homogen und isotrop angenommen. Die Materialeigenschaften für Stahl und TMA wurden ebenfalls als homogen und isotrop dargestellt. Bei den in dieser Arbeit simulierten Zahnbewegungen handelte es sich um initiale Zahnbewegungen. Durch die Wahl langsam ansteigender Zahnbelastungen wurden die Verhaltensweisen des parodontalen Faserapparats untersucht, wobei das hydrodynamische Verhalten des PDLs dabei nicht mehr zum Tragen kam. Das bilinear elastische Verhalten des PDLs konnte in den Simulationen unter Verwendung von zwei E-Moduln umgesetzt werden. Diese liegen nach früheren Untersuchungen von Bourauel et al. [1999], Haase et al. [1996] und Vollmer et al. [1998] bei  $E_1 = 0,05 \text{ MPa}$ ,  $E_2 = 0,22 \text{ MPa}$  und  $\epsilon_{12} = 7\%$  und werden im Folgenden als Standardmaterialparameter

bezeichnet. Tabelle 7 zeigt die in den numerischen Simulationen verwendeten Materialparameter. Die Materialparameter für Zahn und Knochen wurden von Spears et al. [1993], die Parameter des PDLs aus zuvor in der Arbeitsgruppe durchgeführten, kombinierten experimentellen und theoretischen Untersuchungen [Bourauel, 1998; Bourauel et al., 1999; Haase, 1996; Haase et al., 1996; Vollmer, 1998; Vollmer et al., 1998] und die Querkontraktionszahlen aus Untersuchungen von Abé et al. [1996] übernommen. Die Materialparameter für Stahl und die Titan-Molybdän-Legierung (engl.: titanium molybdenum alloy, TMA) stammen aus Untersuchungen von Kayser et al. [2002].

Material	Elastizitätsmodul E [MPa]	Querkontraktionszahl $\mu$
Zahn (nicht differenziert)	20.000	0,30
Knochen (nicht differenziert)	2.000	0,30
PDL	bilinear: 0,05/0,20 Grenzdehnung $\epsilon_{12}$ : 7,0%	0,30
Stahl (Brackets, Bögen)	200.000	0,30
TMA (Cantilever)	80.000	0,30

**Tabelle 7:** Materialparameter der in den numerischen Simulationen verwendeten Materialien.

### Variation der Materialparameter

Die Materialparameter für Zahn und Knochen wurden nicht variiert, da der Zahn 100.000-mal und der Knochen 10.000-mal steifer als das PDL sind. Es wurden nur Variationen der E-Moduln der Standardmaterialparameter für das vielfach weichere PDL vorgenommen, um dessen Einfluss auf die Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss zu untersuchen. Die Variationen der Standardwerte erlaubten es, verschiedene biomechanische Materialeigenschaften des PDLs zu simulieren. Es wurde je einer der drei Parameter  $E_1$ ,  $E_2$  oder  $\epsilon_{12}$  variiert. Die anderen beiden Parameter entsprachen den Standardwerten des PDLs. Hinzukommend wurden Simulationen mit sechs Extremwerten unter Variation aller drei Parameter durchgeführt. Insgesamt wurden 25 verschiedene Materialparameterkombinationen simuliert. Die Simulationen im parodontal gesunden Modell erfolgten ebenfalls mit diesen verschiedenen Materialparametern. Hierdurch war es möglich, den Einfluss des Verlusts des Alveolarknochens auf die Zahnbewegungen, getrennt vom Einfluss des PDLs darauf, zu untersuchen. Tabelle 8 zeigt die Variationen

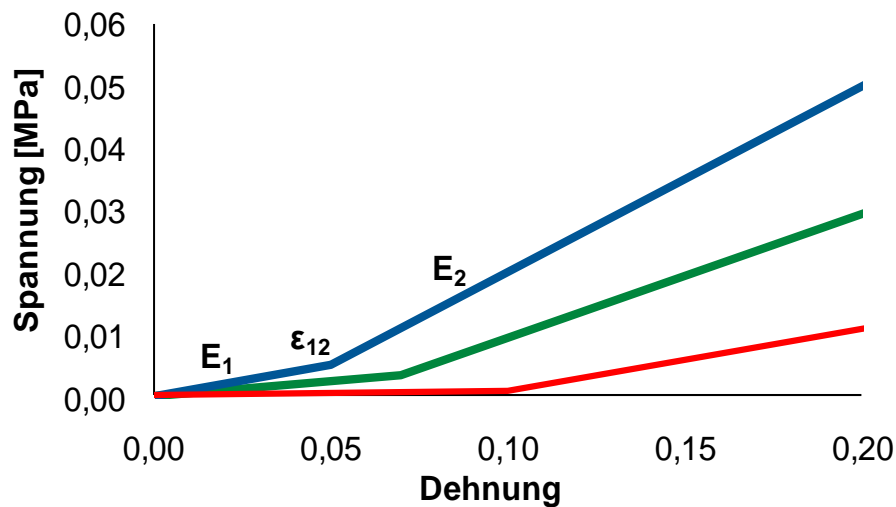


der Materialparameter des PDLs um die Standardwerte herum sowie die Extremwerte unter Variation von  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$ .

Variationen der Materialparameter des Parodontalligaments			
$E_1 =$	0,01 0,02 0,03 0,04 ← <b>0,05</b> → 0,06 0,07 0,08 0,09 0,10 MPa		
$E_2 =$	0,10 0,15 ← <b>0,20</b> → 0,25 0,30 MPa		
$\epsilon_{12} =$	5,00 6,00 ← <b>7,00</b> → 8,00 9,00 10,00%		
Extremwerte unter Variation von $E_1$ , $E_2$ und $\epsilon_{12}$			
Variation	$E_1$ [MPa]	$E_2$ [MPa]	$\epsilon_{12}$ [%]
1	0,01	0,10	5,0
2	0,01	0,10	10,0
3	0,10	0,30	10,0
4	0,10	0,10	5,0
5	0,10	0,30	5,0
6	0,01	0,30	10,0

**Tabelle 8:** Im oberen Teil der Tabelle sind die Variationen der Materialparameter des PDLs um die Standardwerte herum dargestellt. Der untere Tabellenteil zeigt die Extremwerte unter Variation von  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$ .

Abbildung 26 zeigt das bilineare Verhalten des PDLs in einem Spannungs/Dehnungs-Diagramm mit  $E_1$  und  $E_2$  als Steigungen der Geraden. Die Stelle der Kurve an der  $E_1$  in  $E_2$  übergeht, wird als Grenzdehnung ( $\epsilon_{12}$ ) bezeichnet. Die grüne Kurve zeigt das Verhalten des PDLs unter Verwendung der Standardmaterialparameter. Die blaue und rote Kurve stellen Variationen von  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  dar. Die blaue Kurve beschreibt ein festeres und die rote Kurve ein weiches Materialverhalten des PDLs.



**Abbildung 26:** Spannungs/Dehnungs-Diagramm des PDLs mit  $E_1$  und  $E_2$  als Steigungen und  $\epsilon_{12}$  als Grenzdehnung der Geraden. Die grüne Kurve zeigt das Verhalten des PDLs unter Verwendung der Standardparameter, die blaue Kurve beschreibt ein festeres und die rote Kurve ein weiches PDL-Materialverhalten.

### Lage der Widerstandszentren

Da Zahnbewegungen in Bezug auf das Widerstandszentrum beschrieben werden war es nötig, vor den kieferorthopädischen Simulationen die Lage der Widerstandszentren der Oberkieferinzisiven im parodontal reduzierten FE-Modell zu bestimmen. Zur Gegenüberstellung erfolgten die Simulationen im parodontal reduzierten und im parodontal gesunden FE-Modell. Hierfür wurde ein Kräftepaar mit entgegengesetzten Kraftvektoren in orovestibulärer Richtung an der Zahnkrone eines mittleren und eines seitlichen Inzisivus angelegt, was zur reinen Rotation des jeweiligen Zahnes um sein Widerstandszentrum führte. Die Position des Widerstandszentrums wurde ausgemessen und in Bezug auf die Alveolenhöhe angegeben.

### Variation der Intrusionskräfte

Die Simulationen der Base-arch-Technik wurden mit Intrusionskräften von 0,2 N und 0,6 N und die Mechaniken zur Einzelzahnintrusion mit 0,2 N durchgeführt. Erhoben wurden die Zahnauslenkungen und die Dehnungen im PDL (Equivalent of total strain). Bei den Simulationen mit den Standardmaterialparametern und den sechs extremen Materialparametern wurden zusätzlich die bei der Zahnbewegung auftretenden Translationen und Rotationen getrennt voneinander betrachtet.

## 4 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der mit den sechs FE-Modellen durchgeführten Simulationen präsentiert. Um die Auswirkungen der Variationen der PDL-Materialparameter zu verdeutlichen, werden im ersten Abschnitt die Ergebnisse der Simulationen anhand dreier verschiedener Materialparameter vorgestellt. Darauf folgen die Ergebnisse der Simulationen zur Bestimmung der Lage der Widerstandszentren der Oberkieferfrontzähne im parodontal gesunden und im parodontal reduzierten FE-Modell. Im Anschluss erfolgt die Gesamtbetrachtung der Ergebnisse der Simulationsreihen mit variierenden PDL-Materialparametern. Die Ergebnisse der differenzierten Zahnbewegungsanalyse der verschiedenen kieferorthopädischen Mechaniken werden im letzten Kapitelteil vorgestellt.

Die graphische Darstellung der in den FE-Berechnungen entstandenen Zahnauslenkungen und Dehnungen des PDLs erfolgt im FE-Modell in farblicher Kodierung. Die neben dem FE-Modell stehende Skala gibt den Farbverlauf von blau (geringster Wert) über rot nach gelb (größter Wert) und die den Farben entsprechenden Zahlenwerte an. Die Skala unterschreitende Zahlenwerte wurden dunkelgrau, die Skala überschreitende Zahlenwerte hellgrau dargestellt.

### 4.1 Einfluss der Variation der Materialparameter

Um zu verdeutlichen, welche Auswirkungen die Variation der Standardmaterialparameter des PDLs auf die Größe der Zahnbewegungen und Dehnungen im PDL hatten, folgt zunächst die Darstellung der Zahnauslenkungen und danach die der Dehnungen anhand dreier ausgewählter PDL-Materialparameter. Es wurden die Standardmaterialparameter ( $E_1 = 0,05$  MPa,  $E_2 = 0,20$  MPa und  $\epsilon_{12} = 0,07$ ) und zwei Variationen der Standardmaterialparameter entsprechend eines festen ( $E_1 = 0,10$  MPa,  $E_2 = 0,30$  MPa und  $\epsilon_{12} = 0,05$ ) und eines besonders weichen ( $E_1 = 0,01$  MPa,  $E_2 = 0,10$  MPa und  $\epsilon_{12} = 0,10$ ) Gewebeverhaltens des PDLs für die Simulationen verwendet. Die festen und weichen PDL-Materialparameter stellen aufgrund der erfolgten Variationen aller Parameter ( $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$ ) Extremwerte dar und verdeutlichen den Einfluss der Materialparametervariationen besonders gut.

In den folgenden graphischen Darstellungen werden die maximalen Zahnauslenkungen und die Dehnungen im PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten FE-Modell gegenübergestellt. Die in den Simulationen entstandenen Dehnungen im PDL wurden als Equivalent of total strain [strain] ermittelt und in Prozent [%] angegeben, die erfolgten Zahnauslenkungen in Millimeter [mm]. Zuerst werden die Ergebnisse der Simulationen mit der Base-arch-Technik nach Burstone und darauf folgend die Ergebnisse aus den Simulationen der Mechaniken zur Einzelzahnintrusion präsentiert.

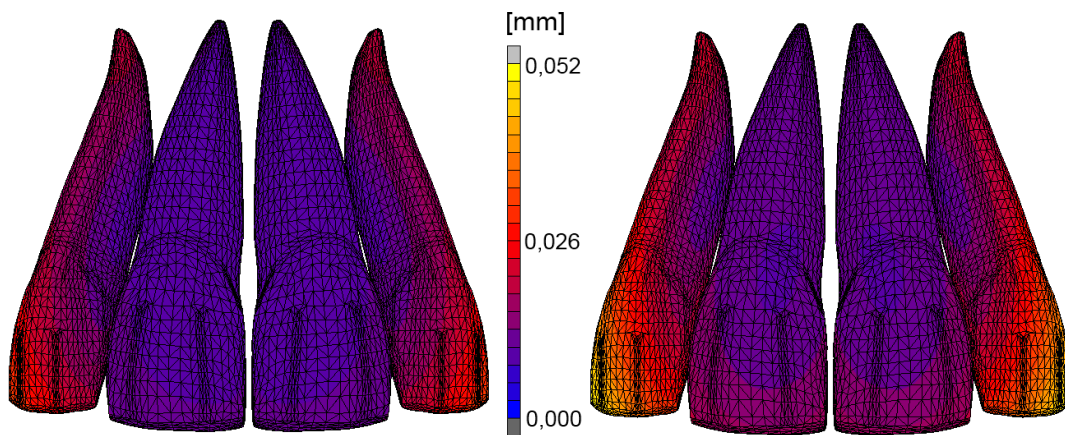
#### **4.1.1 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone**

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone vorgestellt. Die intrudierenden Kräfte lagen in der ersten Simulationsreihe bei 0,2 N und in der zweiten bei 0,6 N pro Zahn. Die Ergebnisse der Simulationen mit 0,2 N werden zuerst vorgestellt.

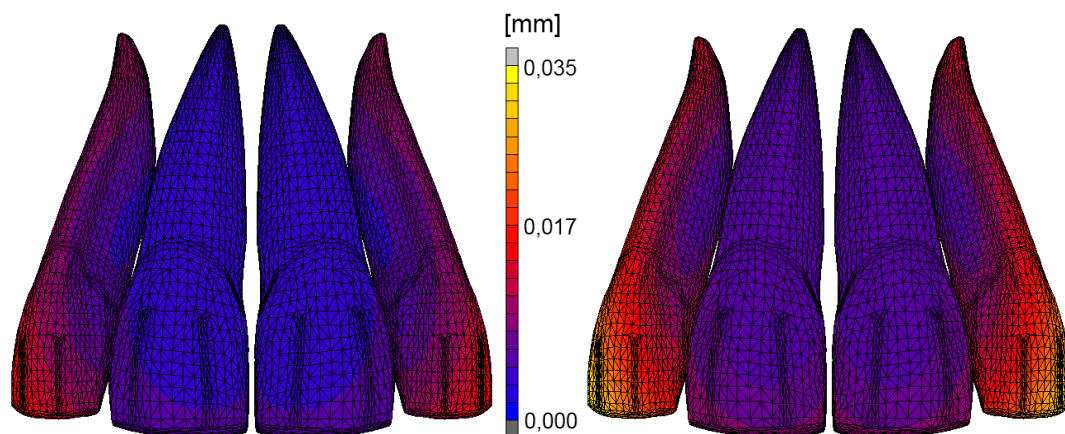
##### **4.1.1.1 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N**

###### **Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten FE-Modells**

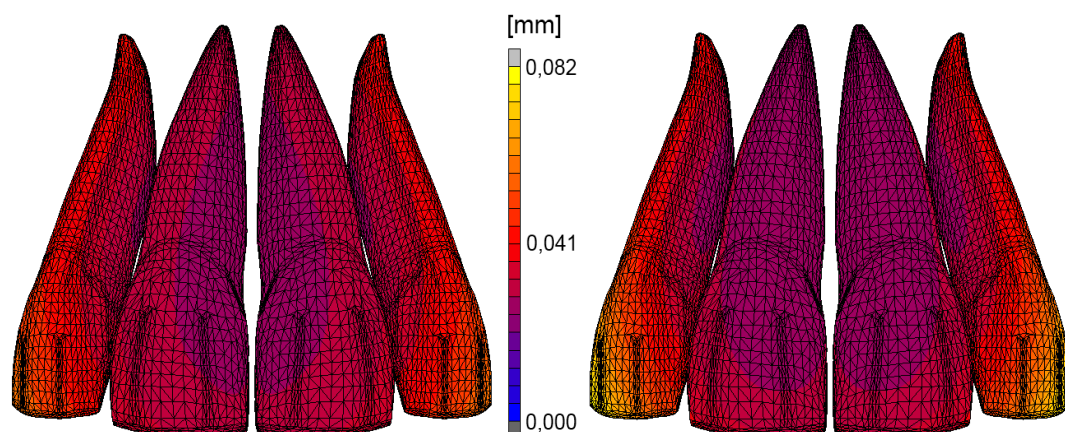
Bei den Simulationen mit 0,2 N pro Zahn wurde an beiden Enden des die Frontzähne verbindenden Bogens eine intrudierende Kraft von 0,4 N aufgegeben. Die ermittelten Zahlenwerte wurden für das gesamte Frontzahnsegment erhoben, wobei hier ein globales Koordinatensystem als Referenz diente (vgl. Abbildung 27). Die folgenden graphischen Darstellungen zeigen die Größe und Verteilung der initialen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 27), bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 28) sowie besonders weichen PDL-Materialparameter (vgl. Abbildung 29). Die linken Bilder zeigen die Auslenkungen im parodontal gesunden und die rechten Bilder die Auslenkungen im parodontal reduzierten Modell. Die stärksten Auslenkungen (orange und gelbe Elemente) waren bei allen PDL-Materialparametern an den distalen Teilen der Inzisalkanten der Zähne 12 und 22 lokalisiert und die geringsten (blaue und violette Elemente) im Bereich der mittleren Inzisivi gelegen.



**Abbildung 27:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,033 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,052 mm.

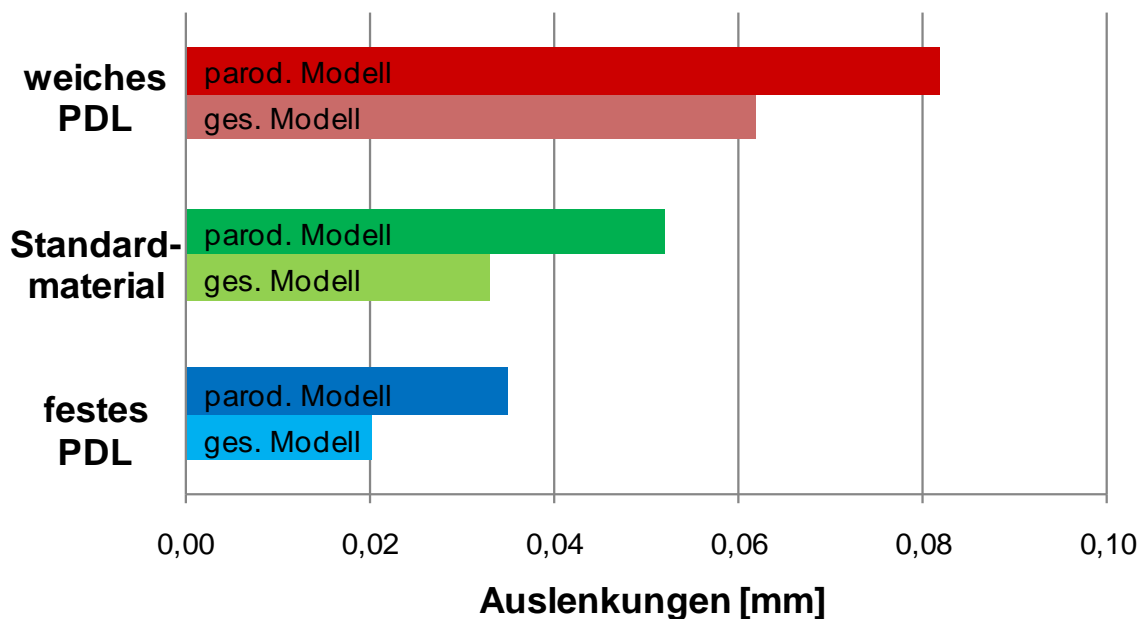


**Abbildung 28:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,020 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,035 mm.



**Abbildung 29:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,062 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,082 mm.

Um die in den graphischen Darstellungen ermittelten maximalen Zahnauslenkungen besser vergleichen zu können, sind sie im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 30) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt.



**Abbildung 30:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei den Simulationen mit der Burstomechanik mit 0,2 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

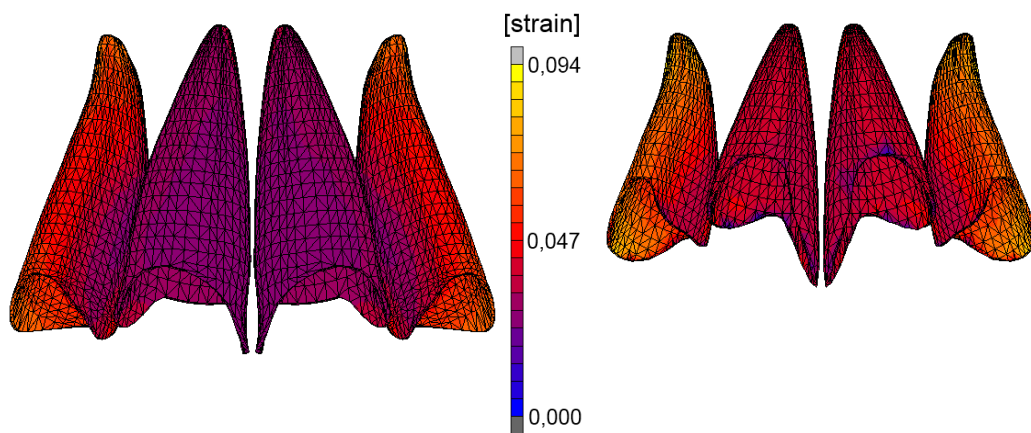
Dabei ist ersichtlich, dass die im parodontal reduzierten Modell erfolgten Zahnauslenkungen deutlich höher lagen als die Zahnauslenkungen im parodontal gesunden Modell. Konkret stieg die Auslenkung bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs im parodontal gesunden Modell von 0,033 mm um 57,6% auf 0,052 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei den festen PDL-Materialparametern stieg die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,020 mm um 75,0% auf 0,035 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens erhöhte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,062 mm um 32,3% auf 0,082 mm im parodontal reduzierten Modell.

Da das parodontal gesunde und parodontal reduzierte Modell jeweils mit den gleichen PDL-Materialparametern gerechnet wurden, stand bei der Gegenüberstellung dieser Simulationsergebnisse die Untersuchung des Einflusses des Knochenabbaus auf die

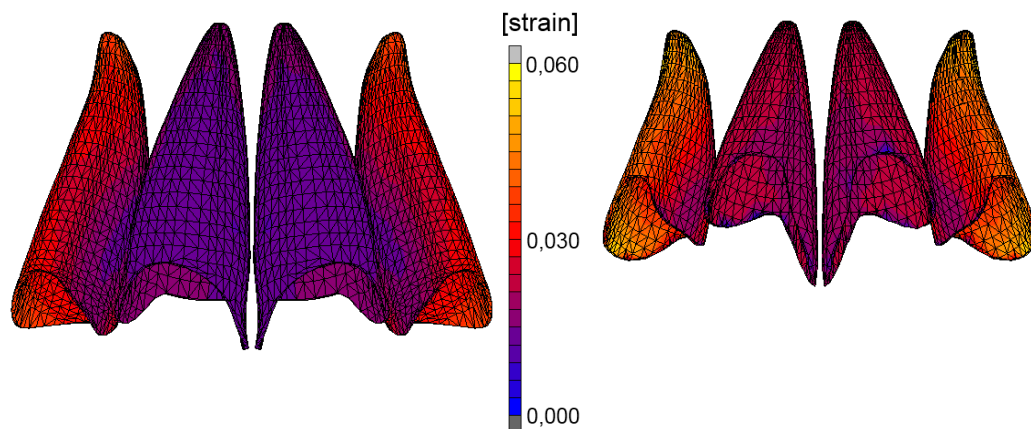
Zahnbewegungen im Vordergrund. Neben der direkten Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modells können im Diagramm ebenfalls die Ergebnisse für das parodontal gesunde und parodontal reduzierte Modell, getrennt voneinander, betrachtet werden.

Im parodontal gesunden Modell nahm bei Variation der PDL-Materialparameter die Auslenkung vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten um 39,4% ab und erhöhte sich vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten um 87,7%. Diese Auswirkungen zeigten allein den Einfluss des PDLs ohne hinzukommenden Knochenabbau bei der Zahnbewegung. Bei dem parodontal reduzierten Modell für sich allein betrachtet zeigte sich, vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten, eine Abnahme der Auslenkung um 32,7%, und vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten kam es zu einem Anstieg der Auslenkung um 57,7%.

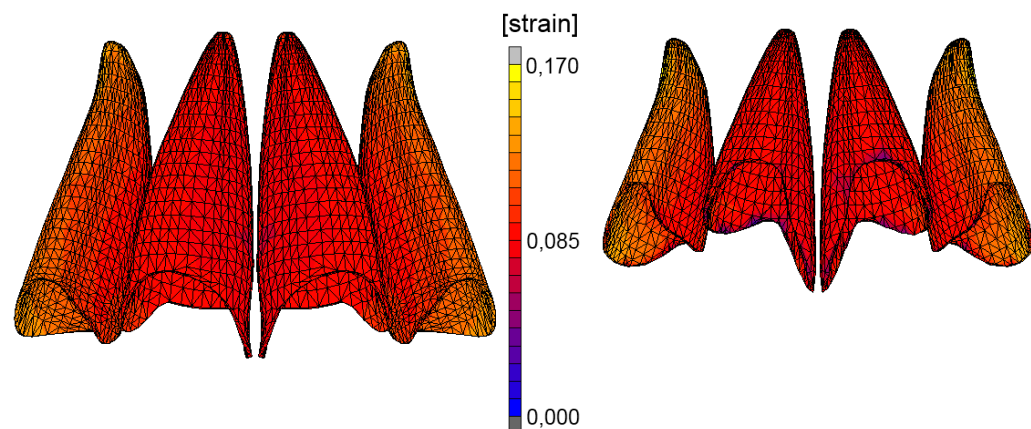
Die folgenden Abbildungen zeigen die Größe und Verteilung der Dehnungen im PDL bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 31) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 32) sowie weichen (vgl. Abbildung 33) PDL-Materialparameter. Die linken Bilder zeigen wieder die Dehnungen im parodontal gesunden und die rechten die Dehnungen im parodontal reduzierten Modell. Die Bereiche größter Dehnung im PDL lagen in den parodontal gesunden Modellen im Bereich des Apex der seitlichen Inzisivi sowie an deren distaler Wurzeloberfläche und die Bereiche geringster Dehnung im Bereich der mittleren Inzisiven. Die Dehnungen in den parodontal reduzierten Modellen waren gleichmäßiger auf das PDL verteilt als in den parodontal gesunden Modellen. Die größten Dehnungen lagen im Bereich der seitlichen Inzisiven und die geringsten im Bereich der mittleren Inzisiven.



**Abbildung 31:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 8,7% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 9,4%.



**Abbildung 32:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 5,0% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 6,0%.

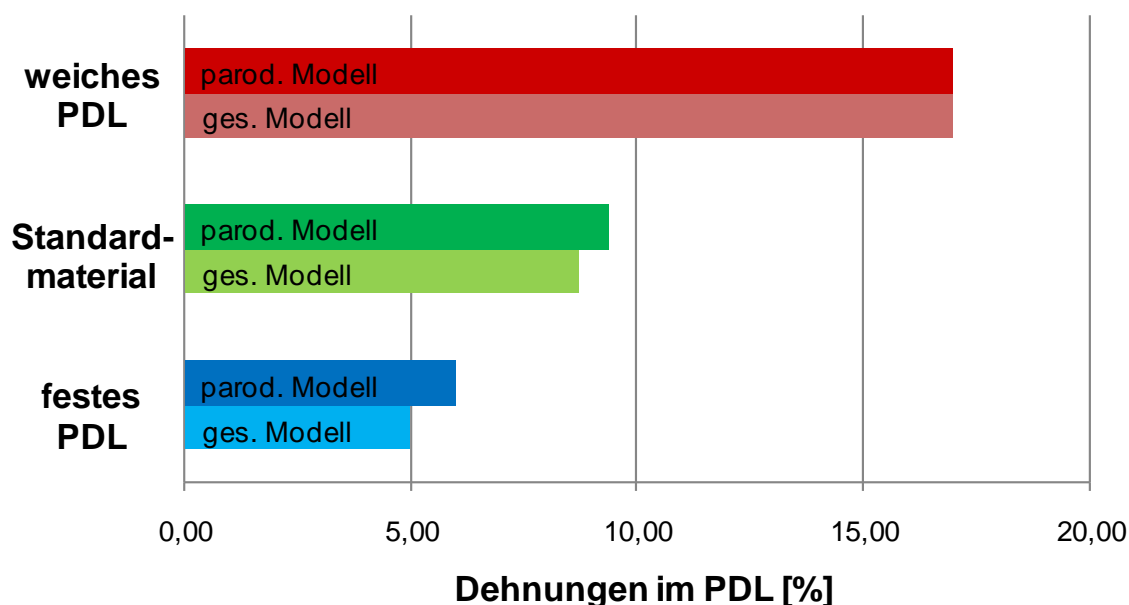


**Abbildung 33:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 17,0%.



Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 34) sind die in den graphischen Darstellungen ermittelten maximalen Dehnungen im PDL für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs stiegen die Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 8,7% auf 9,4% im parodontal reduzierten Modell an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten stiegen sie im parodontal gesunden Modell von 5,0% auf 6,0% im parodontal reduzierten Modell an. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens waren die Dehnungen im parodontal gesunden Modell mit 17,0% genau so hoch wie im parodontal reduzierten Modell mit ebenfalls 17,0%.

Bei Betrachtung der Dehnungen im parodontal gesunden Modell zeigte sich, dass die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 8,7% auf 5,0% um 37,5% abnahmen und sich vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten von 8,7% auf 17,0% um 95,4% erhöhten. Bei dem parodontal reduzierten Modell verringerten sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 9,4% auf 6,0% um 36,2% und stiegen vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten von 9,4% auf 17,0% um 80,9% an.



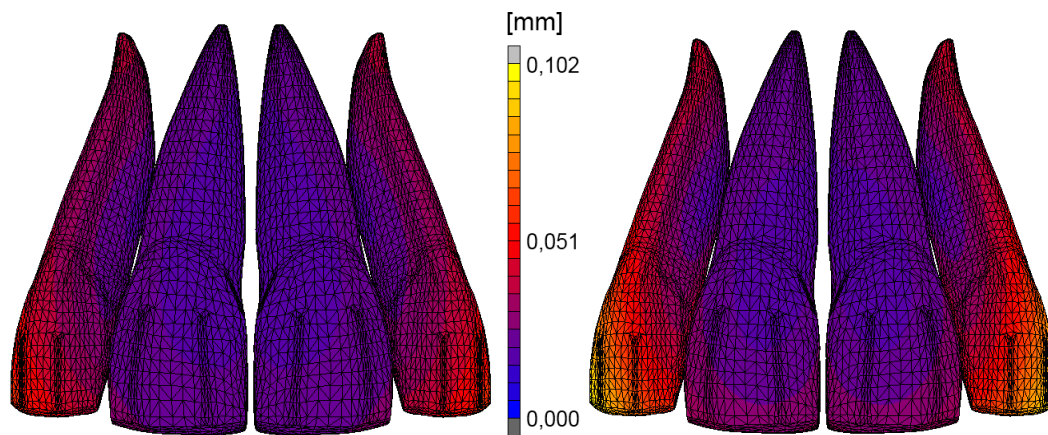
**Abbildung 34:** Die maximalen Dehnungen im PDL bei den Simulationen mit der Burstone-Mechanik mit 0,2 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

#### 4.1.1.2 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,6 N

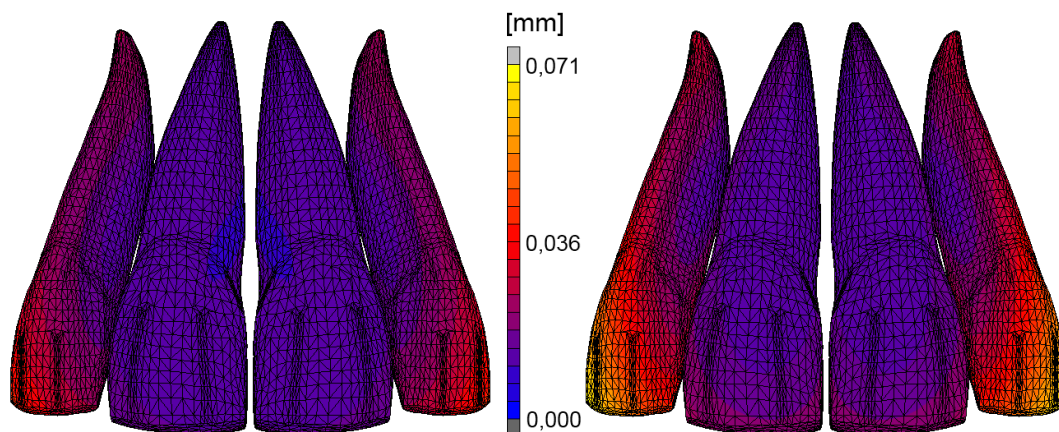
##### **Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten FE-Modells**

In dieser Simulationsreihe wurden außer der Erhöhung der Kraft von 0,2 N auf 0,6 N pro Zahn keine weiteren Veränderungen an den Modellen vorgenommen. An den Enden des die Frontzähne verbindenden Bogens wurde eine intrudierende Kraft von 1,2 N aufgegeben. Die Präsentation der Ergebnisse erfolgt analog zum vorherigen Modell. Die folgenden Abbildungen zeigen die initialen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 35) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 36) sowie weichen (vgl. Abbildung 37) PDL-Materialparameter im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell. Die größten Auslenkungen waren hier in den Abbildungen 35, 36 und 37 entsprechend der Simulationen mit 0,2 N an den Zähnen 12 und 22 am distalen Teil der Inzisalkante gelegen. Die geringsten Auslenkungen zeigten sich wieder an den mittleren Inzisiven.

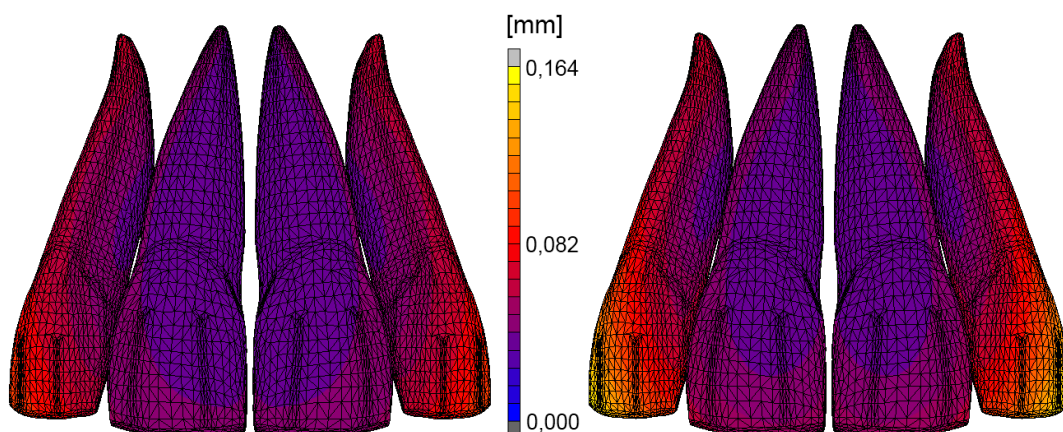
Im unten folgenden Diagramm (vgl. Abbildung 38) sind die maximalen Zahnauslenkungen für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass die im parodontal reduzierten Modell erfolgten Zahnauslenkungen deutlich höher waren als die Zahnauslenkungen im parodontal gesunden Modell. Konkret stieg die Auslenkung bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs im parodontal gesunden Modell von 0,062 mm um 64,5% auf 0,102 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten stieg die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,042 mm um 69,0% auf 0,071 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens erhöhte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,107 mm um 53,3% auf 0,164 mm im parodontal reduzierten Modell. Neben der direkten Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modells werden auch hier die Ergebnisse für das parodontal gesunde Modell allein betrachtet.



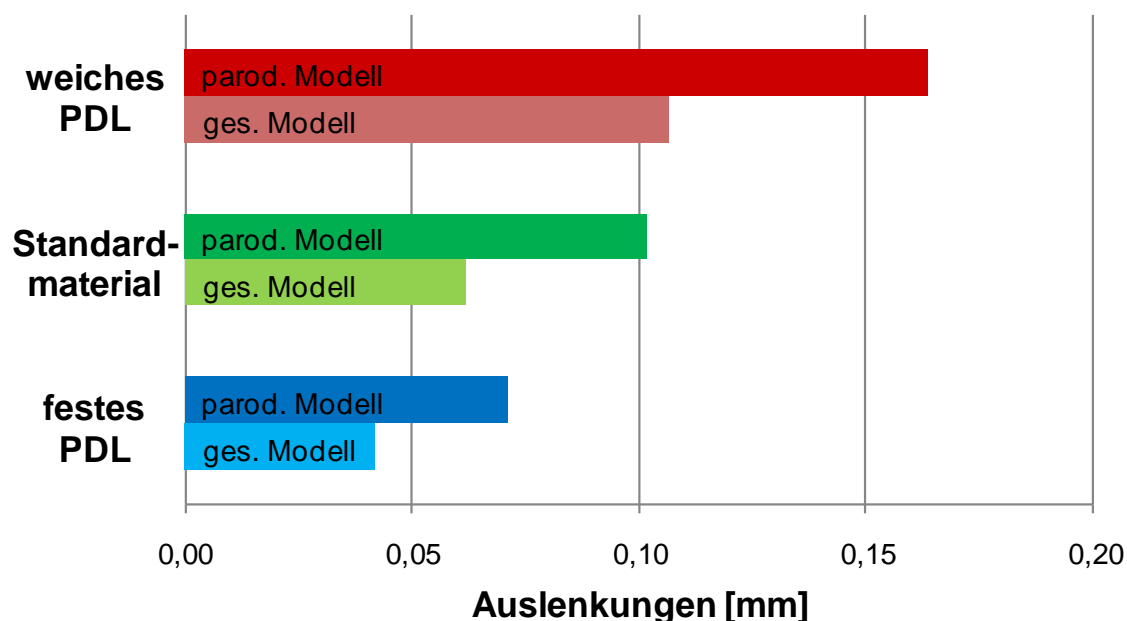
**Abbildung 35:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,062 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,102 mm.



**Abbildung 36:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,042 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,071 mm.



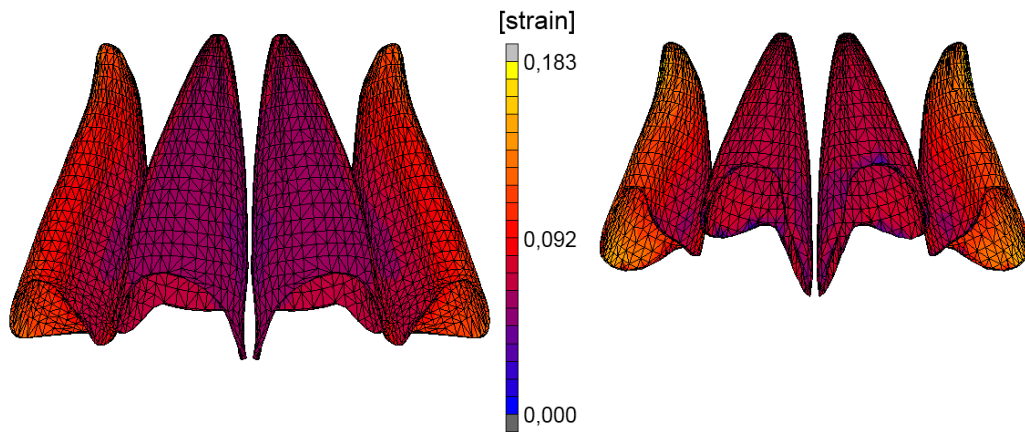
**Abbildung 37:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,107 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,164 mm.



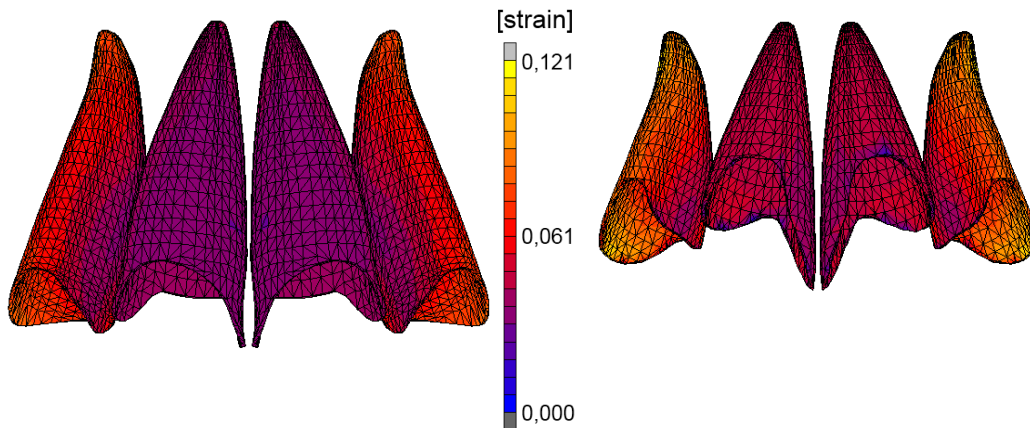
**Abbildung 38:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei den Simulationen mit der Burstone-Mechanik mit 0,6 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

Im parodontal gesunden Modell nahm bei Variation der PDL-Materialparameter die Auslenkung vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten um 32,3% ab und erhöhte sich vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern um 72,6%. Im parodontal reduzierten Modell nur für sich betrachtet zeigte sich, vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten, eine Abnahme der Auslenkung um 30,4%, und vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten kam es zu einem Anstieg der Auslenkung um 60,8%.

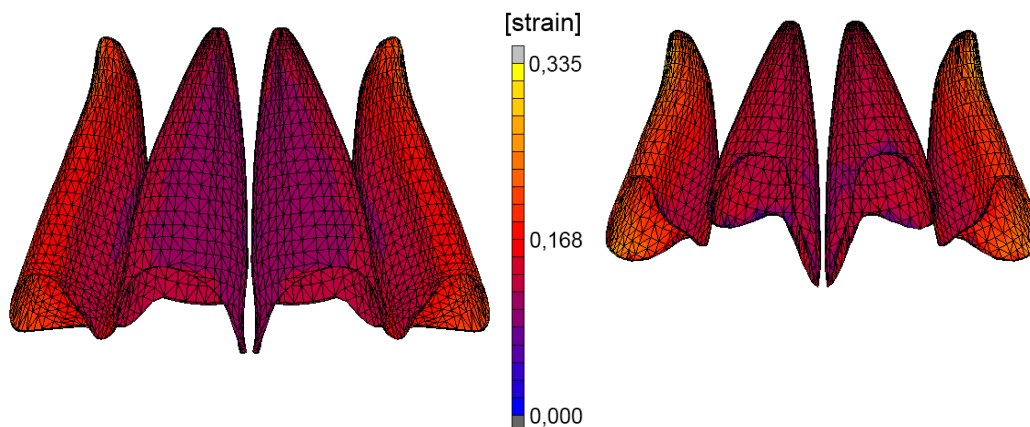
Die folgenden Abbildungen zeigen die Größe und Verteilung der Dehnungen im PDL bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 39) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 40) sowie weichen (vgl. Abbildung 41) PDL-Materialparameter im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell. Hierbei lagen die größten Dehnungen in den parodontal gesunden Modellen im Bereich des Apex und den distalen Wurzeloberflächen der Zähne 12 und 22 und die geringsten im Bereich der mittleren Inzisiven. Die Dehnungen waren in den parodontal reduzierten Modellen wieder auf eine größere Fläche des PDLs der seitlichen Inzisiven verteilt. Die geringsten Auslenkungen lagen auch hier wieder im Bereich der mittleren Inzisiven.



**Abbildung 39:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 16,5% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 18,3%.



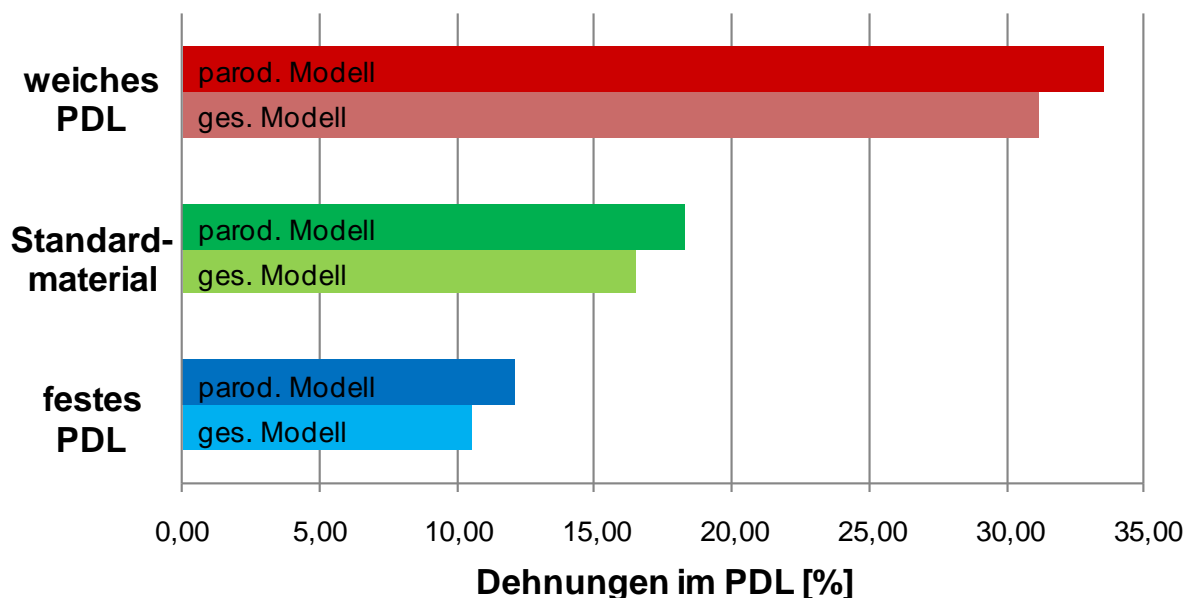
**Abbildung 40:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 10,5% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 12,1%.



**Abbildung 41:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 31,2% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 33,5%.

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 42) sind wieder die maximalen Dehnungen im PDL für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs stiegen die Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 16,5% auf 18,3% im parodontal reduzierten Modell an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten stiegen die Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 10,5% auf 12,1% im parodontal reduzierten Modell an. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens waren die Dehnungen im parodontal gesunden Modell mit 31,2% nur etwas niedriger als im parodontal reduzierten Modell mit 33,5%.

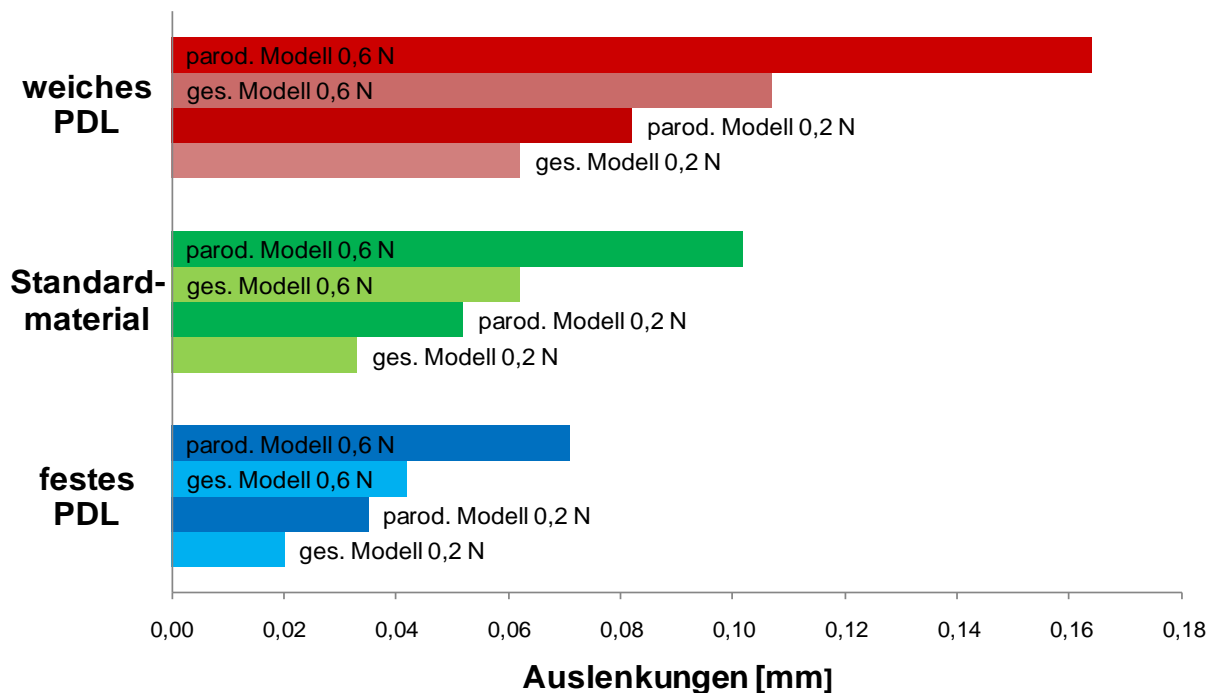
Bei Betrachtung der Dehnungen im parodontal gesunden Modell zeigte sich, dass sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 16,5% auf 10,5% um 36,4% reduzierten und vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern von 16,5% auf 31,2% erhöhten. Bei dem parodontal reduzierten Modell verringerten sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 18,3% auf 12,1% um 33,9% und erhöhten sich vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern von 18,3% auf 33,5% um 83,1%.



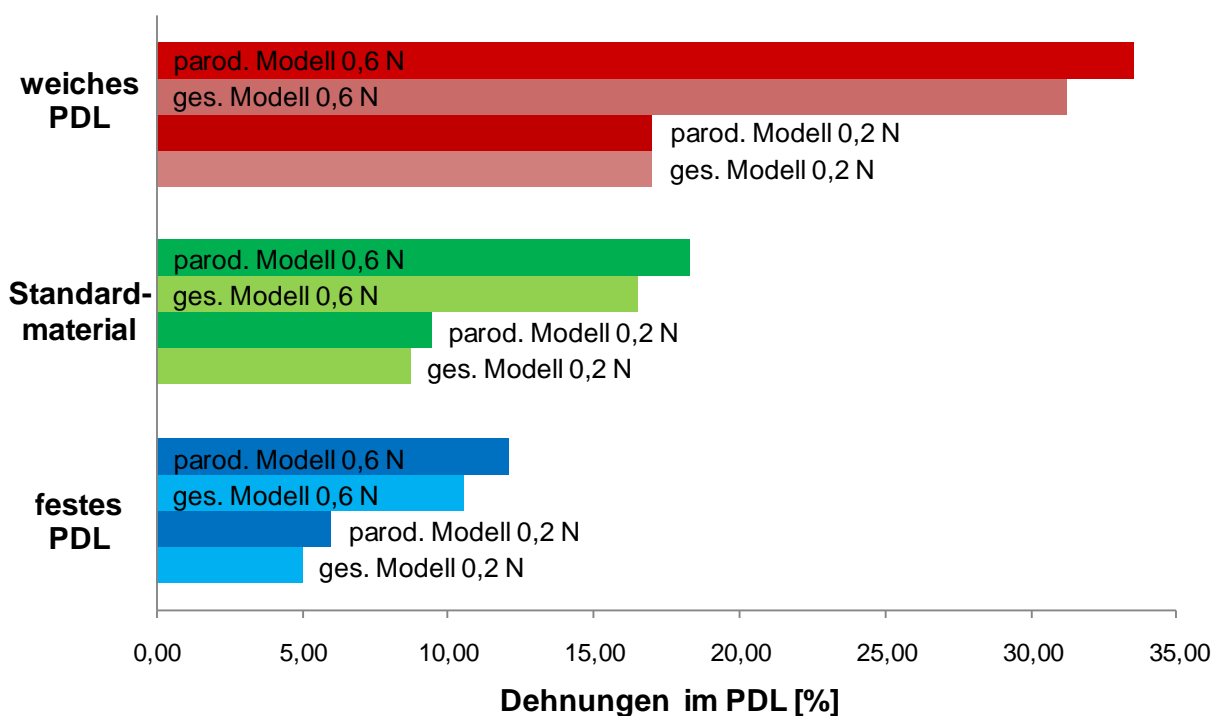
**Abbildung 42:** Die maximalen Dehnungen im PDL bei den Simulationen mit der Burstone-Mechanik mit 0,6 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

### Gegenüberstellung der entstandenen Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL bei initialen Kräften von 0,2 N und 0,6 N

Das unten stehende Diagramm (Abbildung 43) zeigt eine Gegenüberstellung der maximalen Zahnauslenkungen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell bei der Simulation der Burstone-Mechanik mit 0,2 N und 0,6 N pro Zahn. Die Variation der Materialparameter für das PDL zeigte bei Änderung der Kraftgröße hauptsächlich eine Veränderung der absoluten Auslenkung, wobei das Verhältnis von Auslenkungen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell zueinander stets gleich blieb. Dieses Verhalten zeigte sich auch in Bezug auf die maximalen Dehnungen im PDL in Abbildung 44. Aus diesem Grund wurden die differenzierten Untersuchungen der Zahnbewegung bei der Burstone-Mechanik nur noch mit einer Kraftgröße von 0,2 N durchgeführt. Diese erlaubte zum einen eine bessere Vergleichbarkeit mit den Cantilevermechaniken und zum anderen lag die Burstone-Mechanik mit einer Kraft von 0,2 N pro Zahn im Bereich der in der Klinik eingesetzten Kraftgrößen zur Zahnintrusion.



**Abbildung 43:** Die maximalen Zahnauslenkungen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell bei Simulation der Burstone-Mechanik mit 0,2 N und 0,6 N pro Zahn unter Variation der PDL-Materialparameter.



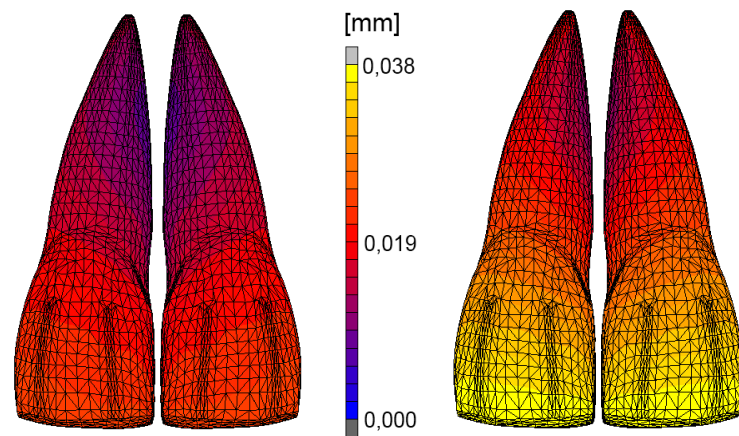
**Abbildung 44:** Die maximalen Dehnungen im PDL des parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modells bei Simulation der Burstone-Mechanik mit 0,2 N und 0,6 N pro Zahn unter Variation der PDL-Materialparameter.

#### 4.1.2 Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21

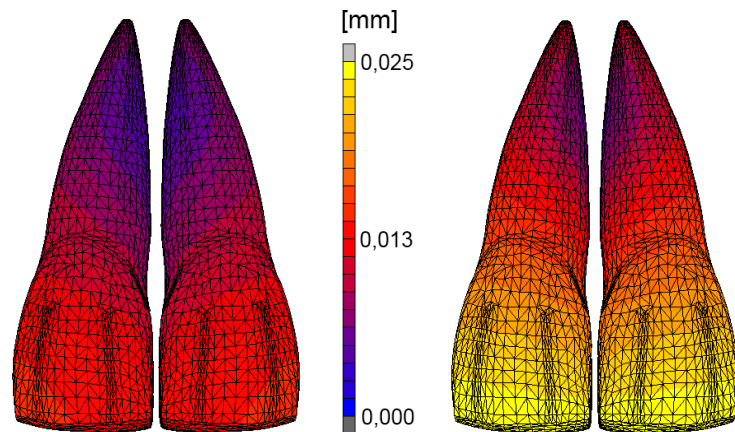
##### Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten FE-Modells

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion mit 0,2 N an Zahn 11 und 21 vorgestellt. Die Präsentation der Ergebnisse erfolgt analog zu den vorherigen Modellen. Die folgenden Abbildungen zeigen die maximalen initialen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 45) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 46) sowie weichen (vgl. Abbildung 47) PDL-Materialparameter im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell. Im Gegensatz zur Verteilung in den Simulationen der Burstone-Mechanik verteilten sich die Kräfte bei dieser Cantilever-Mechanik gleichmäßiger auf die Zähne 11 und 21. Die Bereiche der stärksten Zahnauslenkungen lagen hier in den parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modellen an den inzisalen Teilen der Zahnkronen und ließen in Richtung des Apex nach.

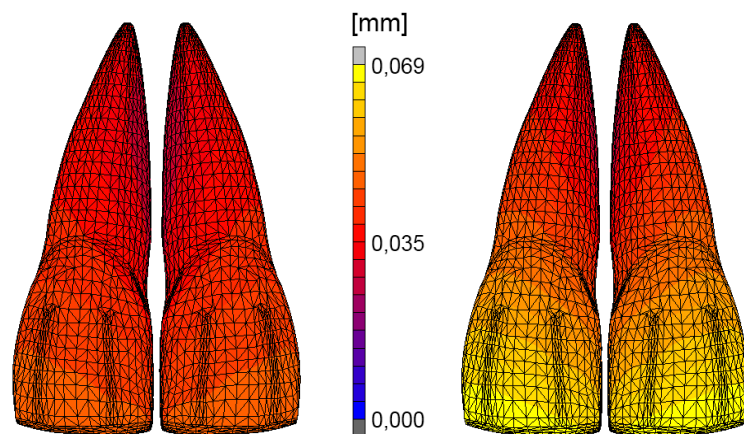




**Abbildung 45:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,023 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,038 mm.

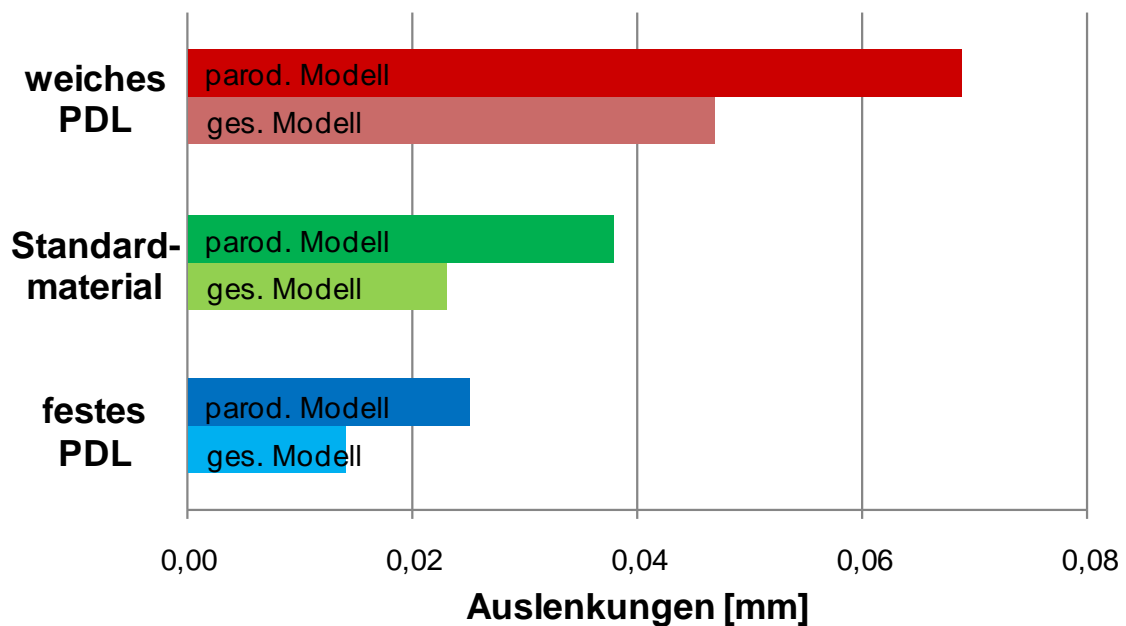


**Abbildung 46:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,014 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,025 mm.



**Abbildung 47:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,047 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,069 mm.

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 48) sind die maximalen Zahnauslenkungen für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass die im parodontal reduzierten Modell erfolgten Zahnauslenkungen deutlich höher lagen als die Zahnauslenkungen im parodontal gesunden Modell. Konkret stieg die Auslenkung bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs von 0,023 mm im parodontal gesunden Modell auf 0,038 mm im parodontal reduzierten Modell um 65,2% an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten stieg die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,014 mm um 78,6% auf 0,025 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens erhöhte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,047 mm um 64,8% auf 0,069 mm im parodontal reduzierten Modell.



**Abbildung 48:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei den Simulationen mit der Cantilever-Mechanik an den Zähnen 11 und 21 mit 0,2 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

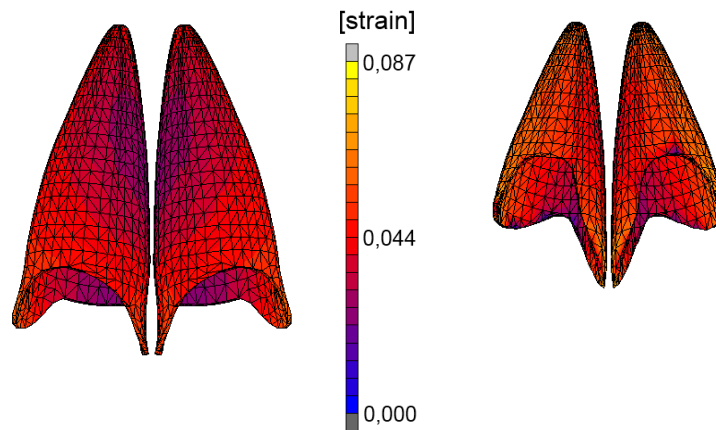
Neben der direkten Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modells werden auch hier die Ergebnisse für das parodontal gesunde Modell für sich allein betrachtet. Im parodontal gesunden Modell nahm bei Variation der PDL-Materialparameter die Auslenkung vom Standardmaterial zu den festen

PDL-Materialparametern um 39,1% ab und erhöhte sich vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern um 104,4%. Im parodontal reduzierten Modell nur für sich betrachtet zeigte sich, dass vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten eine Abnahme der Auslenkungen um 34,2% und vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten ein Anstieg der Auslenkungen um 81,6% erfolgte.

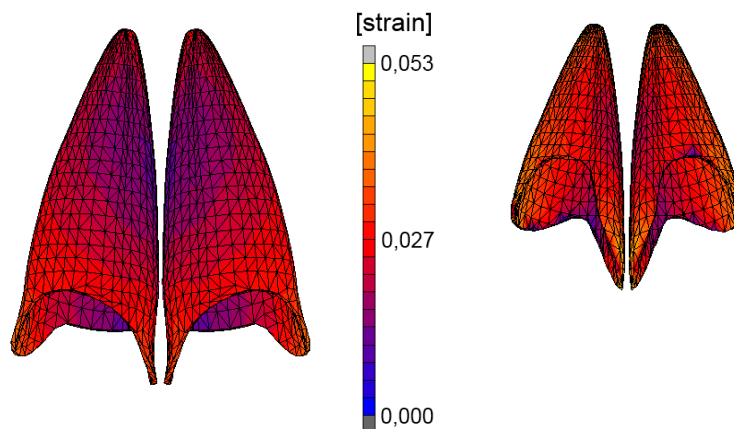
Die folgenden Abbildungen zeigen die Größe und Verteilung der Dehnungen im PDL bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 49) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 50) und weichen (vgl. Abbildung 51) PDL-Materialparameter im parodontal gesunden sowie parodontal reduzierten Modell. Die stärksten Dehnungen waren in den parodontal gesunden Modellen im apikalen Bereich des PDLs zu verzeichnen, die niedrigsten im mesialen und distalen Bereich der Wurzeloberflächen. Bei den parodontal reduzierten Modellen waren die Dehnungen größer und verteilten sich gleichmäßiger im PDL. Die höchsten Dehnungen waren auch hier im Bereich des Apex gelegen. Die geringsten Dehnungen im PDL entstanden im Bereich der distalen Wurzeloberflächen.

Im folgenden Diagramm (vgl. Abbildung 52) sind wieder die maximalen Dehnungen im PDL für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs stiegen die Dehnungen von 6,3% im parodontal gesunden Modell auf 8,7% im parodontal reduzierten Modell an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten erhöhten sich die Dehnungen von 3,7% im parodontal gesunden Modell auf 5,3% im parodontal reduzierten Modell. Die Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens führte wieder zu einer Erhöhung der Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 14,3% auf 16,5% im parodontal reduzierten Modell.

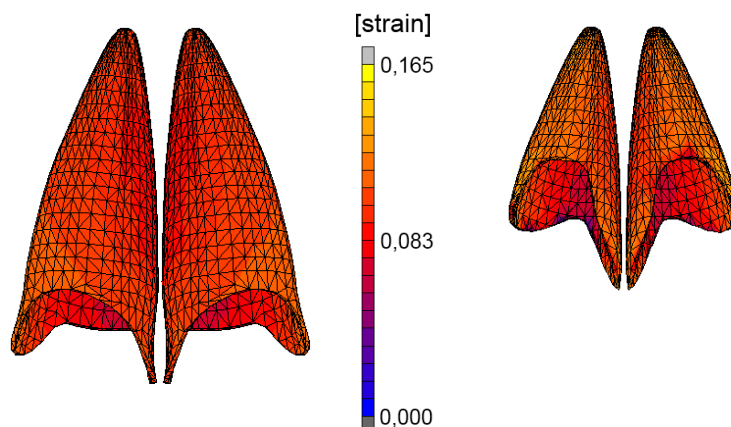
Bei Betrachtung der Dehnungen im parodontal gesunden Modell zeigte sich, dass sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 6,3% auf 3,7% um 41,3% reduzierten und vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern von 6,3% auf 14,3% um 127,0% erhöhten. Bei dem parodontal reduzierten Modell verringerten sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 8,7% auf 5,3% um 39,1% und erhöhten sich vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern von 8,7% auf 16,5% um 89,7%.



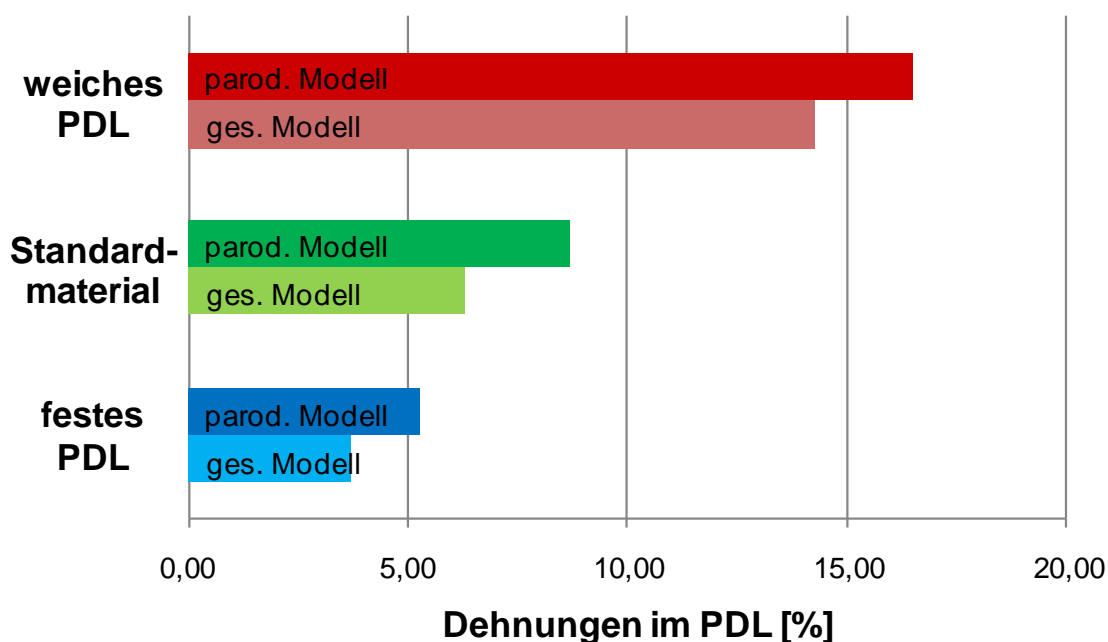
**Abbildung 49:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 6,3% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 8,7%.



**Abbildung 50:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 3,7% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 5,3%.



**Abbildung 51:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 14,3% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 16,5%.



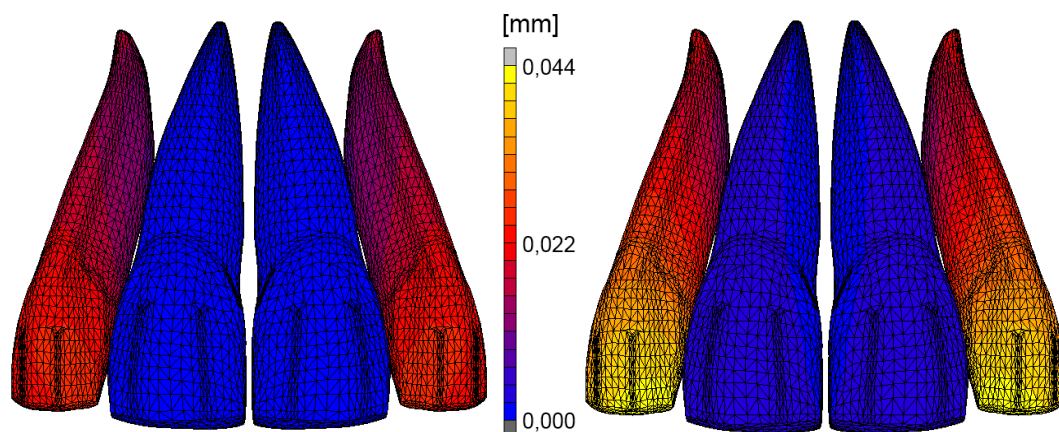
**Abbildung 52:** Die maximalen Dehnungen im PDL bei den Simulationen mit der Cantilever-Mechanik an den Zähnen 11 und 21 mit 0,2 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

### 4.1.3 Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22

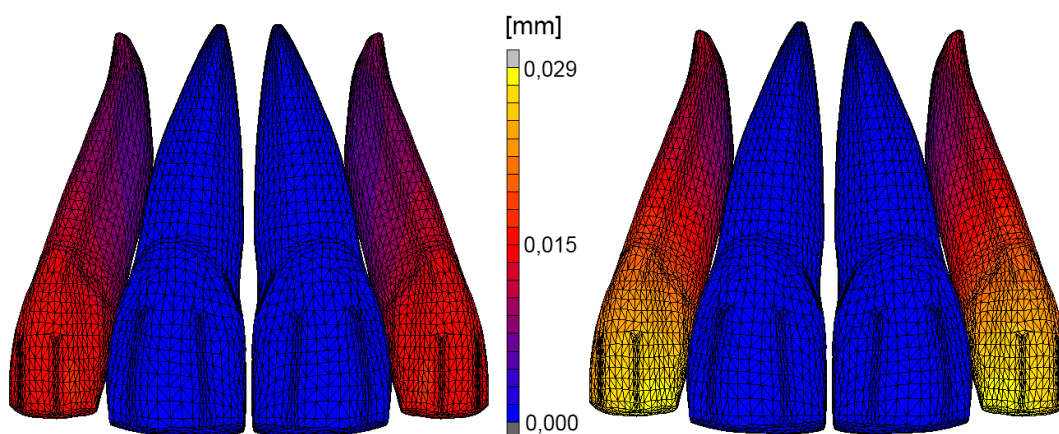
#### Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten FE-Modells

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion mit 0,2 N an den Zähnen 12 und 22 vorgestellt. Die Präsentation der Ergebnisse erfolgt entsprechend der vorherigen Modelle.

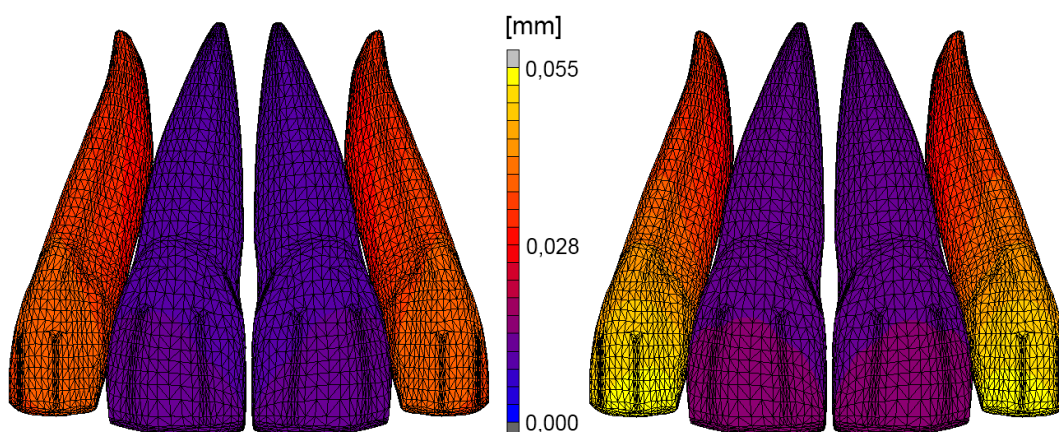
Die folgenden Abbildungen zeigen die maximalen initialen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 53) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 54) sowie weichen (vgl. Abbildung 55) PDL-Materialparameter im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell. Der Bereich der stärksten Auslenkung lag bei allen Modellen, analog der Verteilung bei der Cantilever-Mechanik an den Zähnen 11 und 21, an den inzisalen Teilen der Zahnkronen. Die mittleren Inzisiven zeigten fast keine Bewegung.



**Abbildung 53:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,025 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,044 mm.

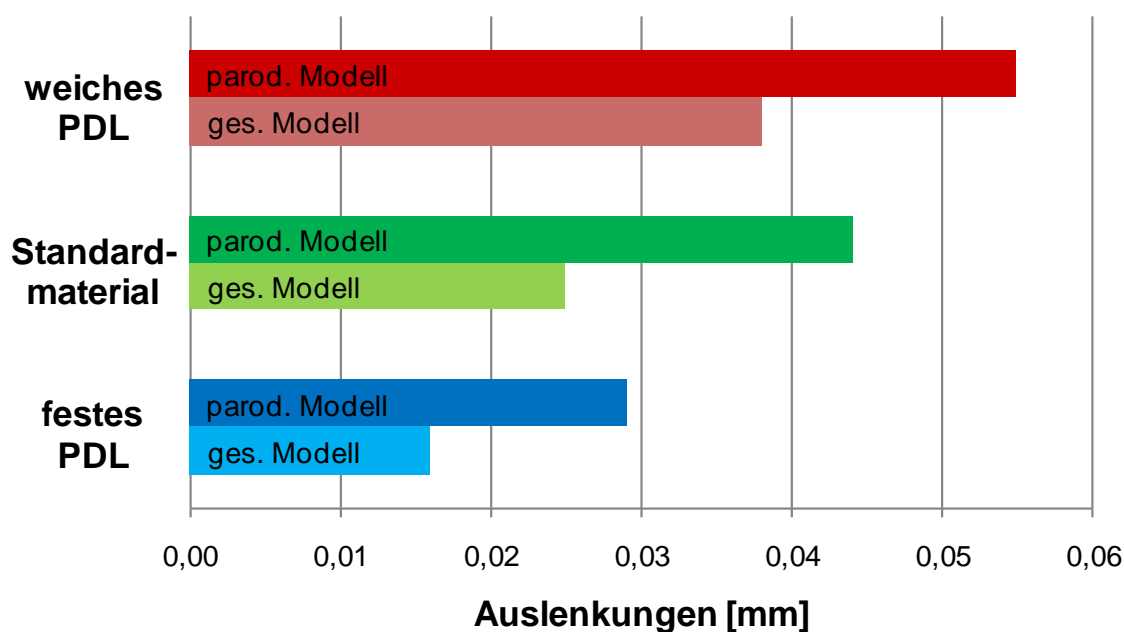


**Abbildung 54:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,016 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,029 mm.



**Abbildung 55:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 0,038 mm und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 0,055 mm.

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 56) sind die maximalen Zahnauslenkungen für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Dabei ist ersichtlich, dass die im parodontal reduzierten Modell erfolgten Zahnauslenkungen deutlich höher lagen als die Zahnauslenkungen im parodontal gesunden Modell. Konkret stieg die Auslenkung bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs im parodontal gesunden Modell von 0,025 mm um 76% auf 0,044 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten stieg die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,016 mm um 81,2% auf 0,029 mm im parodontal reduzierten Modell an. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens erhöhte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,038 mm um 79,4% auf 0,055 mm im parodontal reduzierten Modell.



**Abbildung 56:** Die maximalen Zahnauslenkungen bei den Simulationen mit der Cantilever-Mechanik mit 0,2 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

Neben der direkten Gegenüberstellung der Ergebnisse des gesunden und parodontal reduzierten Modells werden auch hier die Ergebnisse für das parodontal gesunde Modell allein betrachtet. Im parodontal gesunden Modell nahmen bei Variation der PDL-Materialparameter die Auslenkungen vom Standardmaterial zum festen PDL-

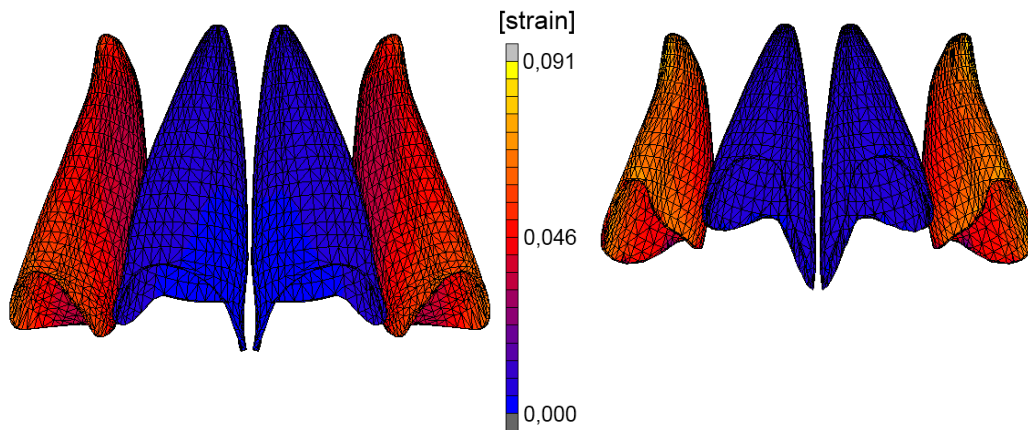
Materialverhalten um 36,0% ab und erhöhten sich vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern um 52%. Im parodontal reduzierten Modell nur für sich betrachtet zeigte sich, dass vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten eine Abnahme der Auslenkungen um 34,1% und vom Standardmaterial zum weichen PDL-Materialverhalten ein Anstieg der Auslenkungen um 25% erfolgte.

Die Abbildungen 57 bis 59 zeigen die Größe und Verteilung der Dehnungen im PDL bei Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs (vgl. Abbildung 57) und bei Verwendung der festen (vgl. Abbildung 58) sowie weichen (vgl. Abbildung 59) PDL-Materialparameter im parodontal gesunden und im parodontal reduzierten Modell. Die größten Dehnungen waren in allen Modellen im apikalen Bereich des PDLs zu verzeichnen, die geringsten im distalen und mesialen Bereich der Wurzeloberflächen der Zähne 12 und 22.

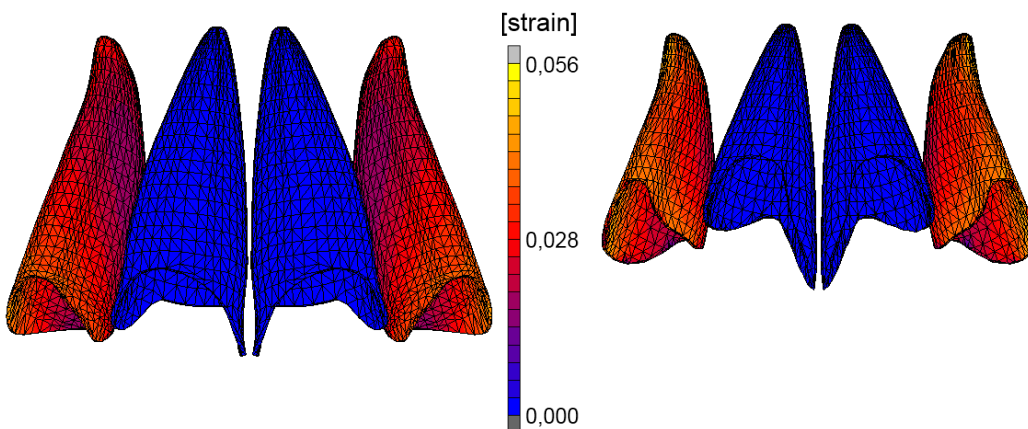
Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 60) sind wieder die maximalen Dehnungen im PDL für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell dargestellt. Bei der Simulation mit den Standardmaterialparametern des PDLs stiegen die Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 7,3% auf 9,1% im parodontal reduzierten Modell an. Bei dem festen PDL-Materialverhalten erhöhten sie sich im parodontal gesunden Modell von 4,4% auf 5,6% im parodontal reduzierten Modell. Bei der Simulation eines sehr weichen PDL-Materialverhaltens erhöhten sich die Dehnungen von 12,9% im parodontal gesunden Modell auf 13,7% im parodontal reduzierten Modell.

Bei Betrachtung der Dehnungen im parodontal gesunden Modell zeigte sich, dass sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 7,3% auf 4,4% um 39,8% reduzierten und vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern von 7,3% auf 12,9% um 76,7% erhöhten. Bei dem parodontal reduzierten Modell verringerten sich die Dehnungen vom Standardmaterial zum festen PDL-Materialverhalten von 9,1% auf 5,6% um 38,5% und erhöhten sich vom Standardmaterial zu den weichen PDL-Materialparametern von 9,1% auf 13,7% um 50,5%.

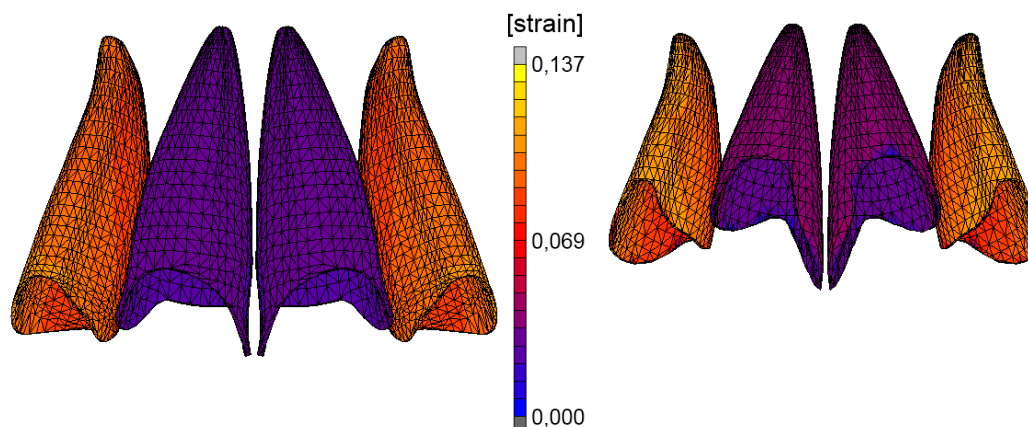




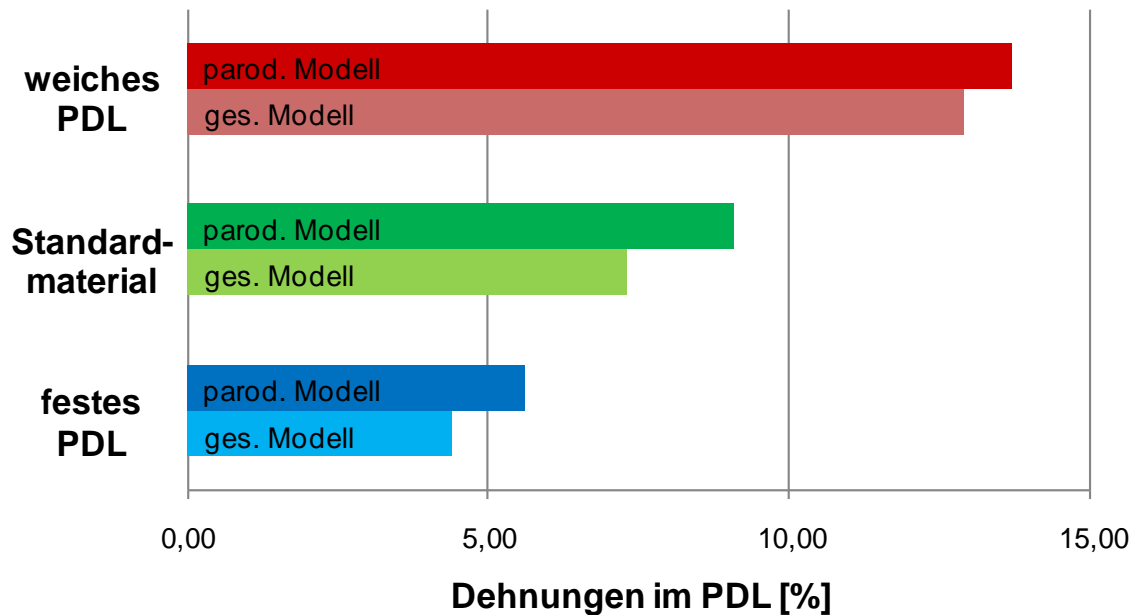
**Abbildung 57:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der Standardmaterialparameter des PDLs lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 7,3% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild (Zahn 12), bei 9,1%.



**Abbildung 58:** Die maximalen Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr festen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 4,4% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 5,6%.



**Abbildung 59:** Die Dehnungen im PDL unter Verwendung der sehr weichen Materialparameter für das PDL lagen im linken, parodontal gesunden Modell bei 12,9% und im parodontal reduzierten Modell, im rechten Bild, bei 13,7%.

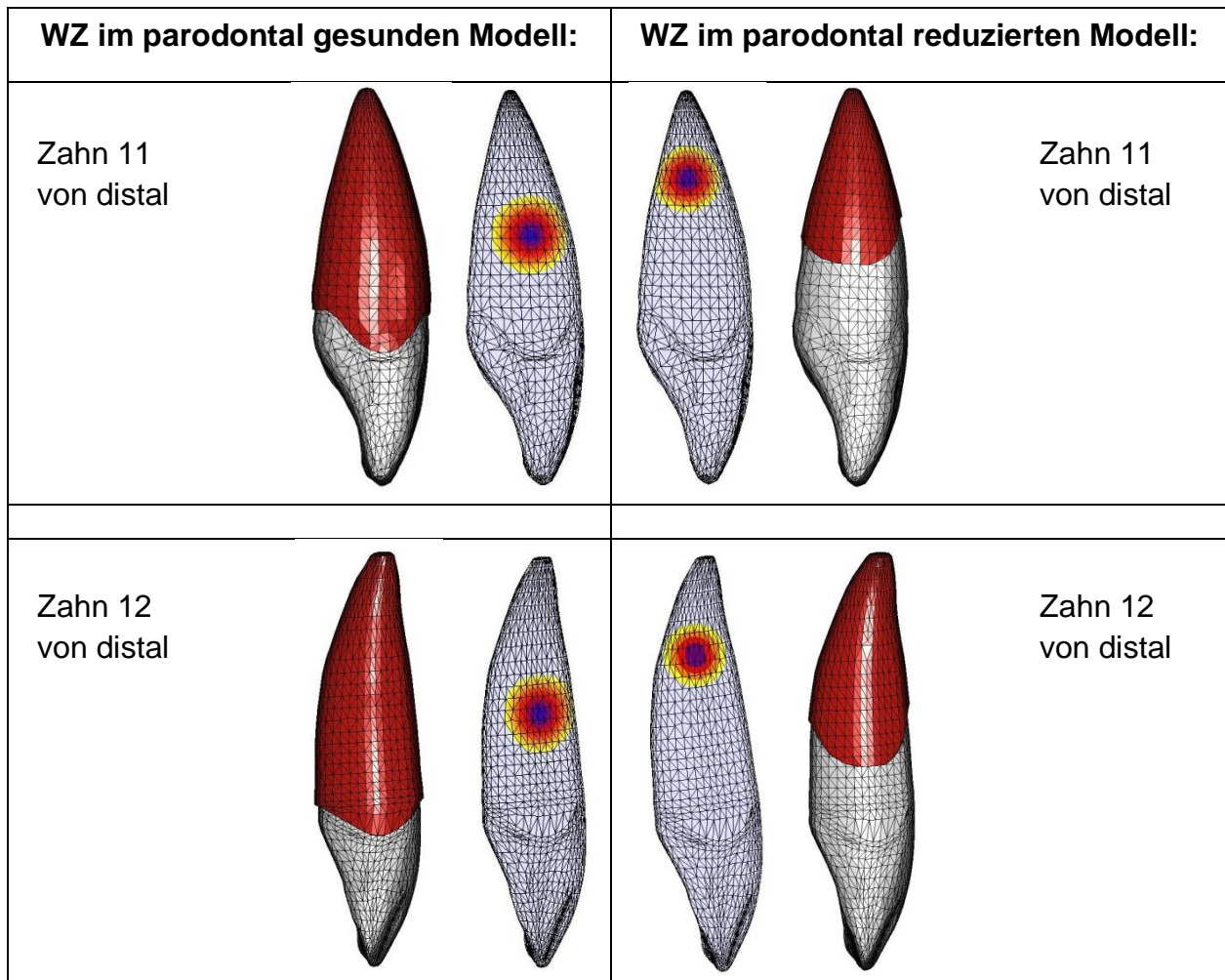


**Abbildung 60:** Die maximalen Dehnungen im PDL bei den Simulationen mit der Burstone-Mechanik mit 0,2 N im parodontal gesunden Modell (ges. Modell) und parodontal reduzierten Modell (parod. Modell) für feste, weiche und Standardmaterialparameter für das PDL.

## 4.2 Widerstandszentren der parodontal reduzierten Oberkieferfrontzähne

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Simulationen zur Bestimmung der Lage der Widerstandszentren vorgestellt. Abbildung 61 zeigt eine Gegenüberstellung der Ergebnisse des parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modells. Die Elemente im Bereich der Widerstandszentren sind mehrfarbig, zirkulär dargestellt, wobei die dunkelblauen Elemente den Bereich der geringsten Bewegung, also die Lage des Widerstandszentrums, anzeigen. Die Höhe des Parodonts des jeweiligen Zahnes wird durch die Zähne mit angezeigtem PDL (rot) dargestellt. Die Widerstandszentren der mittleren und seitlichen Inzisivi lagen im parodontal gesunden Modell bei 36,1% der Alveolenhöhe in koronal-apikaler Richtung. Da die Alveolen der mittleren und seitlichen Inzisiven im parodontal reduzierten Modell zirkulär einen deutlichen Höhenunterschied aufwiesen, wurden die Höhen der einzelnen Alveolen zur besseren Messbarkeit gemittelt. Die Widerstandszentren lagen bei den mittleren und seitlichen Inzisivi im parodontal reduzierten Modell bei 48,1% der gemittelten, reduzierten Alveolenhöhe in koronal-apikaler Richtung. Die Apikalverschiebung des Widerstandszentrums im parodontal reduzierten Mo-

dell im Vergleich zum parodontal gesunden Modell betrug bei Zahn 11 3,34 mm und bei Zahn 12 3,32 mm. Da der parodontale Defekt in diesem Modell patientenindividualisiert gestaltet wurde, ist die Lage der Widerstandszentren nur auf dieses Modell bezogen.



**Abbildung 61:** Die Widerstandszentren (WZ) sind im Bereich der dunkelblauen Elemente gelegen. Im Vergleich zu den parodontal gesunden Zähnen lag das Widerstandszentrum bei dem parodontal reduzierten Zahn 11 um 3,34 mm und bei Zahn 12 um 3,32 mm weiter apikal.

### 4.3 Gesamtbetrachtung der Simulationsreihen

Um zu verdeutlichen, welche Auswirkungen die Variation der Standardmaterialparameter des PDLs auf die Größe der Zahnbewegungen und Dehnungen im PDL hatte, wurden in Kapitel 4.1 die Simulationsergebnisse anhand dreier ausgewählter PDL-Materialparameter vorgestellt. Die festen und weichen PDL-Materialparameter stellten hierbei Extremwerte dar. Da die Bewegungssimulationen mit den sechs FE-Modellen mit 25 verschiedenen PDL-Materialparametervariationen durchgeführt wurden, folgt nun eine Gesamtbetrachtung der Ergebnisse der Simulationsserien. Auf eine erneute Darstellung der Extremwerte wurde hierbei verzichtet. Zunächst werden die Ergebnisse der Simulationen mit der Burstone-Mechanik und im Anschluss die Ergebnisse aus den Simulationen mit den Cantilever-Mechaniken präsentiert.

#### 4.3.1 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone vorgestellt. Die intrudierenden Kräfte lagen in der ersten Simulationsserie bei 0,2 N und in der zweiten bei 0,6 N pro Zahn. Die Ergebnisse der Simulationsserie mit 0,2 N werden zuerst vorgestellt.

##### 4.3.1.1 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N

In den folgenden Diagrammen werden die maximalen Auslenkungen des Frontzahnsegments und die maximalen Dehnungen im PDL unter Variationen der PDL-Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell gegenübergestellt. Die den Diagrammen zugrundeliegenden Daten sind im Anhang in Tabelle 9 zusammengefasst.

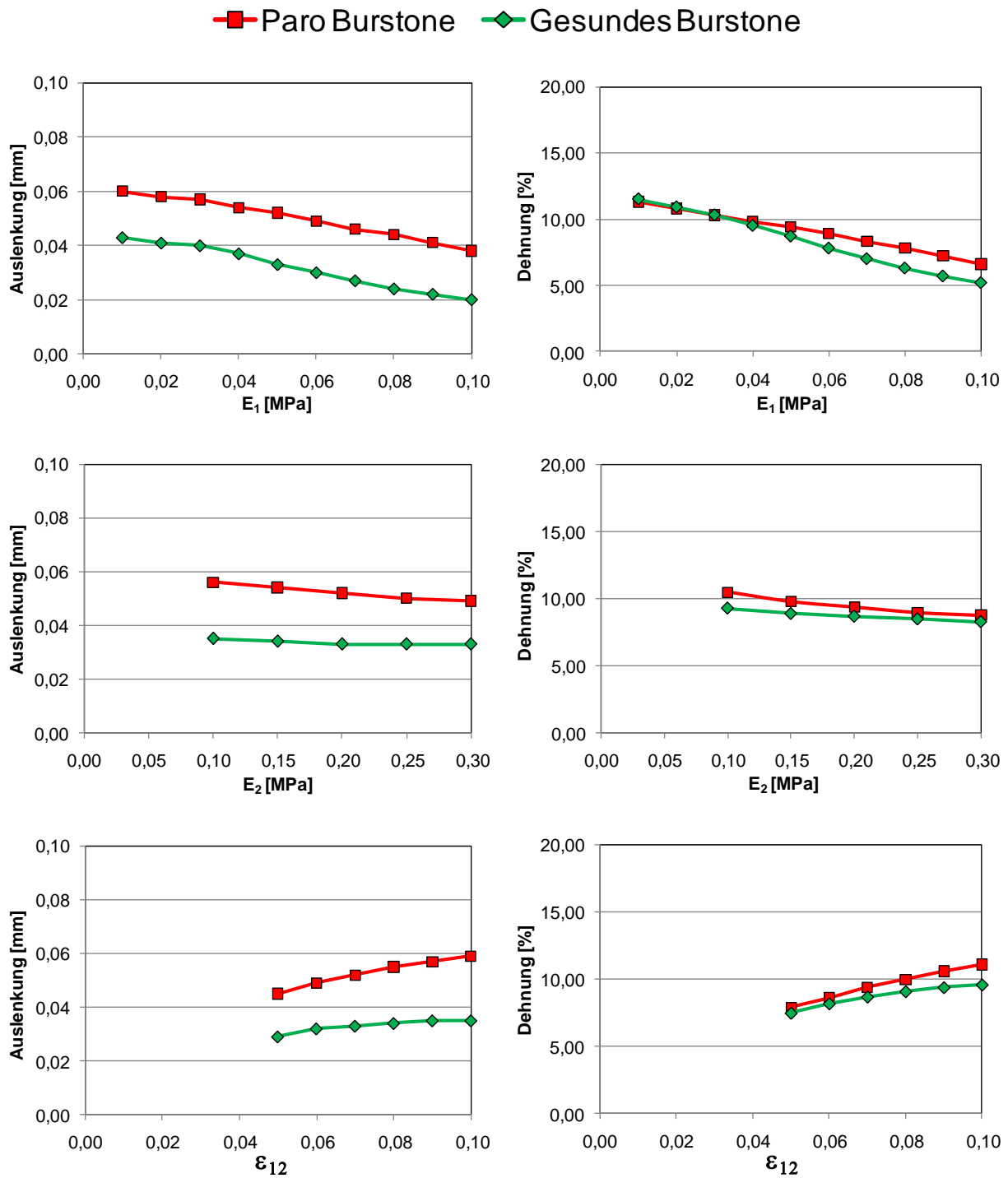
Zunächst wird auf die initialen Zahnauslenkungen in Abhängigkeit von der Variation von  $E_1$  eingegangen, wobei für  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  die Standardmaterialparameter ( $E_2 = 0,20$  MPa und  $\epsilon_{12} = 0,07$ ) verwendet wurden. Wie in Abbildung 62 (vgl. Diagramm oben links) ersichtlich, verringerte sich die maximale initiale Auslenkung der Zähne des verblockten Frontzahnsegmentes bei Anstieg von  $E_1$ . Sie fiel im parodontal gesunden Modell (grüne

Linie) von 0,043 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,020 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa annähernd linear ab. Das gleiche Verhalten zeigte sich im parodontal reduzierten Modell (rote Linie). Hier fiel die maximale Auslenkung von 0,060 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,038 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa ab.

Die Erhöhung von  $E_2$  unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $\varepsilon_{12}$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $\varepsilon_{12} = 0,07$ ) (vgl. Abbildung 62, Mitte links) verursachte einen geringen Rückgang der Auslenkung, im parodontal gesunden Modell von 0,035 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,033 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 0,056 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,049 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa.

Der Anstieg von  $\varepsilon_{12}$ , unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $E_2$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $E_2 = 0,20$  MPa) (vgl. Abbildung 62, unten links), führte im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell hingegen zu einer Vergrößerung der Zahnauslenkungen. Im parodontal gesunden Modell stieg die Zahnauslenkung von 0,029 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 0,035 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  und im parodontal reduzierten Modell von 0,045 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 0,059 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  leicht an. Wie im Vergleich gut sichtbar, entwickelten sich die Auslenkungsgrößen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell annähernd parallel.

Die Auswirkungen der Variationen der PDL-Materialparameter spiegelten sich auch in den Auswertungen der Dehnungen im PDL wider. Die Erhöhung von  $E_1$  hatte im parodontal gesunden Modell ein Absinken der Dehnungen von 11,5% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 5,2% bei  $E_1 = 0,10$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 11,3% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 6,6% bei  $E_1 = 0,10$  MPa zur Folge (vgl. Abbildung 62, oben rechts). Die Größe der Dehnungen war im Bereich kleiner Werte für  $E_1$  fast gleich. Die Erhöhung von  $E_2$  (vgl. Abbildung 62, Mitte rechts) ergab ebenfalls einen leichten Rückgang der Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 9,3% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 8,3% bei  $E_2 = 0,30$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 10,5% bei  $E_2 = 0,10$  auf 8,8% bei  $E_2 = 0,30$ . Die Erhöhung von  $\varepsilon_{12}$  führte, wie bei den Auslenkungen, zu einer Vergrößerung der Dehnungen im PDL (vgl. Abbildung 62, unten rechts). Die Dehnungen im PDL stiegen im parodontal gesunden Modell von 7,5% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 9,6% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  und im parodontal reduzierten Modell von 7,9% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 11,1% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  an. Insgesamt war die Differenz der Größe der Dehnungen im parodontal gesunden und im parodontal reduzierten Modell recht gering.



**Abbildung 62:** Unter Variation der Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  für das PDL sind in den linken Diagrammen die Zahnauslenkungen und in den rechten Diagrammen die Dehnungen des PDLs im parodontal gesunden (grüne Linien) und parodontal reduzierten Modell (rote Linien) gegenübergestellt. Die obenstehende Legende gilt für alle Graphen.

### 4.3.1.2 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,6 N

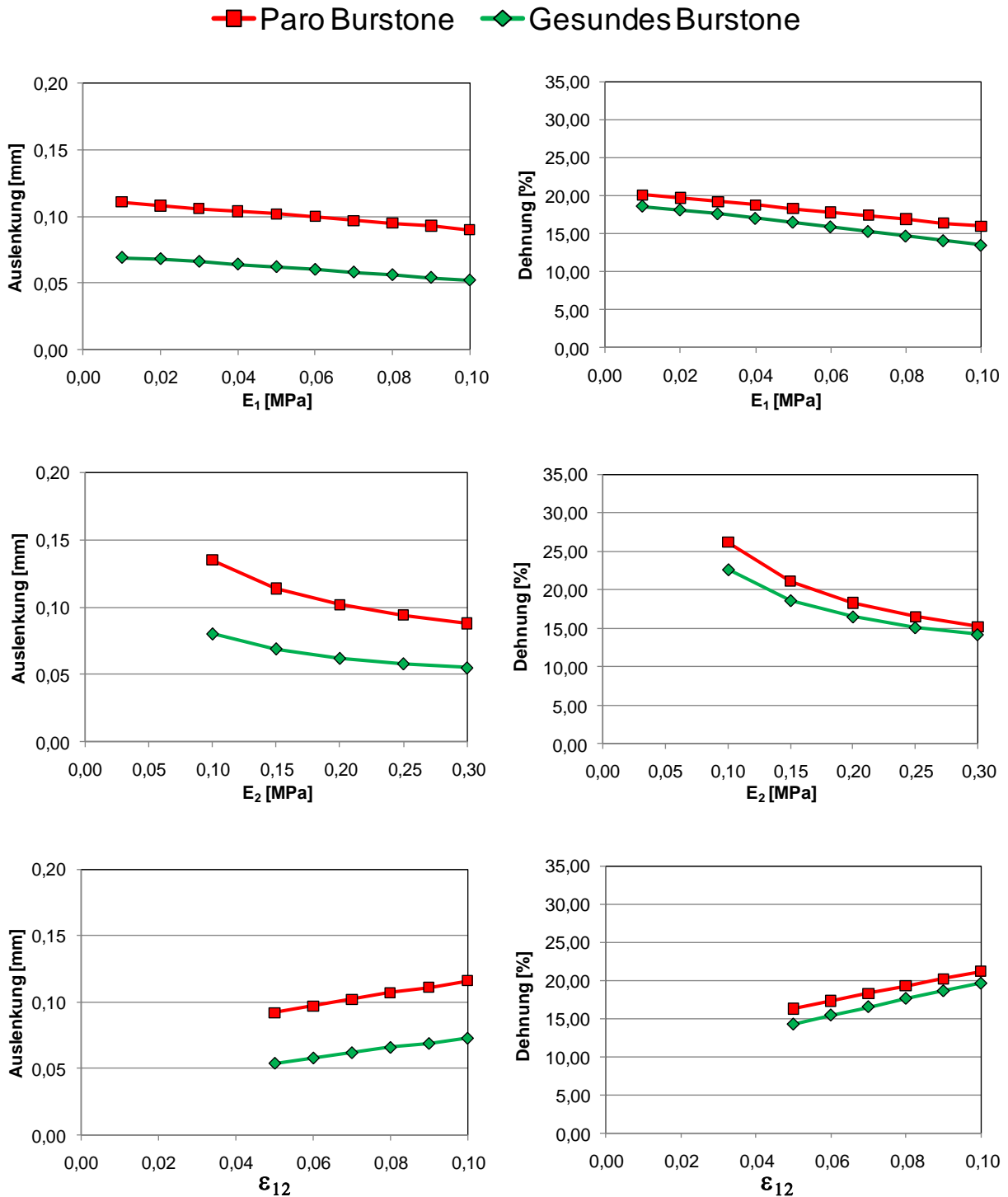
In den folgenden Diagrammen werden die maximalen Auslenkungen des Frontzahnsegments und die maximalen Dehnungen im PDL unter Variationen der PDL-Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell gegenübergestellt. Die den Diagrammen zugrundeliegenden Daten sind im Anhang in Tabelle 10 zusammengefasst.

Zunächst wird auf die initialen Zahnauslenkungen in Abhängigkeit von der Variation von  $E_1$  eingegangen, wobei für  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  die Standardmaterialparameter ( $E_2 = 0,20$  MPa und  $\epsilon_{12} = 0,07$ ) verwendet wurden. Wie in Abbildung 63 (vgl. Diagramm oben links) ersichtlich, verringerte sich, wie auch in der Simulation mit 0,2 N pro Zahn, die maximale initiale Auslenkung der Zähne des verblockten Frontzahnsegmentes bei Anstieg von  $E_1$ . Sie fiel im parodontal gesunden Modell (grüne Linie) von 0,069 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,052 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa annähernd linear ab. Das gleiche Verhalten zeigte sich im parodontal reduzierten Modell (rote Linie). Hier fiel die maximale Auslenkung des Frontzahnsegments von 0,111 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,090 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa ab.

Die Vergrößerung von  $E_2$  unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $\epsilon_{12}$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $\epsilon_{12} = 0,07$ ) (vgl. Abbildung 63, Mitte links) verursachte einen geringeren Rückgang der Auslenkung. Dieser war, dem Verhalten des PDLs entsprechend, stärker nichtlinear ausgeprägt als in den Simulationen mit 0,2 N. Bei Variationen von  $E_2$  verringerte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,080 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,055 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa. Im parodontal reduzierten Modell fiel die maximale Auslenkung von 0,135 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,088 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa ab.

Der Anstieg von  $\epsilon_{12}$ , unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $E_2$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $E_2 = 0,20$  MPa) (vgl. Abbildung 63, unten links), führte im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell hingegen wieder zu einer Vergrößerung der Zahnauslenkung. Im parodontal gesunden Modell stieg die Zahnauslenkung von 0,054 mm bei  $\epsilon_{12} = 0,05$  auf 0,073 mm, im parodontal reduzierten Modell von 0,092 mm bei  $\epsilon_{12} = 0,05$  auf 0,116 mm bei  $\epsilon_{12} = 0,10$  deutlich an. Wie im Vergleich gut sichtbar,

entwickelten sich die Kraftgrößen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell auch hier wieder annähernd parallel.



**Abbildung 63:** Unter Variation der Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  für das PDL sind in den linken Diagrammen die Zahnauslenkungen und in den rechten Diagrammen die Dehnungen des PDLs im parodontal gesunden (grüne Linien) und parodontal reduzierten Modell (rote Linien) gegenübergestellt. Die obenstehende Legende gilt für alle Graphen.



Die Auswirkungen der Variation der PDL-Materialparameter spiegeln sich auch in den Auswertungen der Dehnungen im PDL wider. Die Vergrößerung von  $E_1$  hatte im parodontal gesunden Modell ein Absinken der Dehnungen von 18,6% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 13,5% bei  $E_1 = 0,10$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 20,1% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 16,0% bei  $E_1 = 0,10$  MPa zur Folge (vgl. Abbildung 63, oben rechts). Die Vergrößerung von  $E_2$  (vgl. Abbildung 63, Mitte rechts) zeigte ebenfalls einen leichten Rückgang der Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 22,6% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 14,2% bei  $E_2 = 0,30$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 26,2% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 15,2% bei  $E_2 = 0,30$  MPa. Die Erhöhung von  $\varepsilon_{12}$  führte, wie bei den Auslenkungen, zu einer Vergrößerung der Dehnungen im PDL (vgl. Abbildung 63, unten rechts). Die Dehnungen im PDL stiegen im parodontal gesunden Modell von 14,2% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 19,6% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  und im parodontal reduzierten Modell von 16,3% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 21,2% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$ .

### 4.3.2 Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21

In den folgenden Diagrammen werden die maximalen Auslenkungen der Zähne 11 und 21 sowie die maximalen Dehnungen im PDL unter Variationen der PDL-Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\varepsilon_{12}$  im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell gegenübergestellt. Die den Diagrammen zugrundeliegenden Daten sind im Anhang Tabelle 11 zusammengefasst.

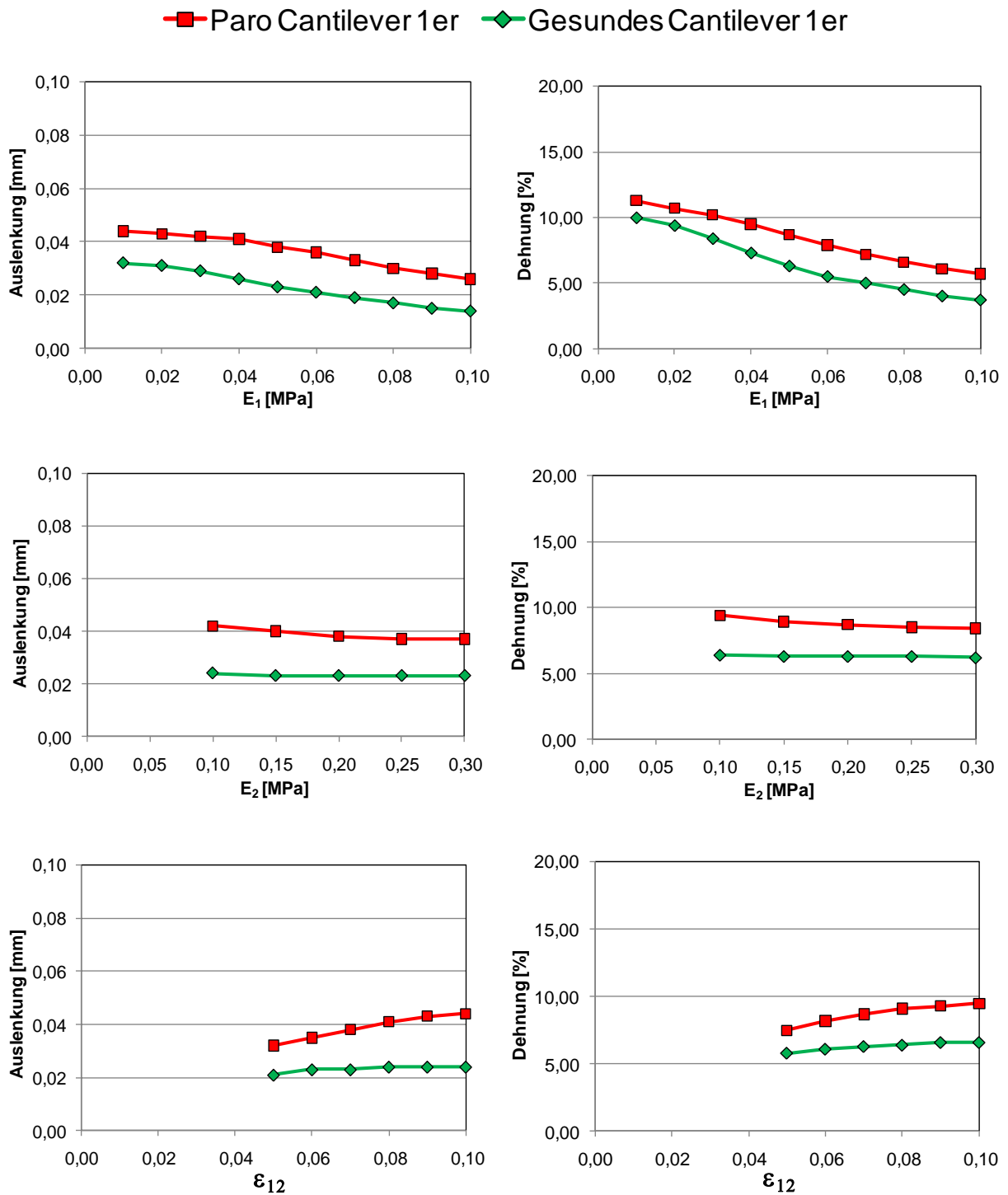
Zunächst wird auf die initialen Zahnauslenkungen in Abhängigkeit von der Variation von  $E_1$  eingegangen, wobei für  $E_2$  und  $\varepsilon_{12}$  die Standardmaterialparameter ( $E_2 = 0,20$  MPa und  $\varepsilon_{12} = 0,07$ ) verwendet wurden. Wie in Abbildung 64 (vgl. Diagramm oben links) ersichtlich, verringerte sich, wie auch in den Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone, die maximale initiale Auslenkung der Zähne bei Anstieg von  $E_1$ . Sie fiel im parodontal gesunden Modell (grüne Linie) von 0,032 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,014 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa annähernd linear ab. Das gleiche Verhalten zeigte sich im parodontal reduzierten Modell (rote Linie). Hier fiel die maximale Auslenkung von 0,044 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,026 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa ab.

Die Vergrößerung von  $E_2$  unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $\varepsilon_{12}$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $\varepsilon_{12} = 0,07$ ) (vgl. Abbildung 64, Mitte links) verursachte einen geringeren Rückgang der Auslenkung. Bei Variationen von  $E_2$  zwischen 0,10 MPa und 0,30 MPa verringerte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,024 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,023 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa. Im parodontal reduzierten Modell fiel die maximale Auslenkung von 0,042 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,037 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa ab.

Der Anstieg von  $\varepsilon_{12}$ , unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $E_2$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $E_2 = 0,20$  MPa) (vgl. Abbildung 64, unten links), führte im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell hingegen wieder zu einer Vergrößerung der Zahnauslenkung. Im parodontal gesunden Modell stieg die Zahnauslenkung von 0,021 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 0,024 mm, im parodontal reduzierten Modell von 0,032 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 0,044 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  geringfügig an.

Die Auswirkungen der Variationen der PDL-Materialparameter zeigten sich auch an den Dehnungen im PDL. Die Vergrößerung von  $E_1$  verursachte im parodontal gesunden Modell ein starkes Absinken der Dehnungen von 10,0% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 3,7% bei  $E_1 = 0,10$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 11,3% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 5,7% bei  $E_1 = 0,10$  MPa (vgl. Abbildung 64, oben rechts). Die Vergrößerung von  $E_2$  (vgl. Abbildung 64, Mitte rechts) zeigte ebenfalls einen leichten Rückgang der Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 6,4% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 6,2% bei  $E_2 = 0,30$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 9,4% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 8,4% bei  $E_2 = 0,30$  MPa. Die Erhöhung von  $\varepsilon_{12}$  führte, wie bei den Auslenkungen, zu einer Vergrößerung der Dehnungen im PDL (vgl. Abbildung 64, unten rechts).

Die Dehnungen im PDL stiegen im parodontal gesunden Modell von 5,8% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 6,6% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  und im parodontal reduzierten Modell von 7,5% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 9,5% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$ . Wie im Vergleich gut sichtbar, entwickelten sich die Auslenkungen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell auch hier wieder annähernd parallel.



**Abbildung 64:** Unter Variation der Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  für das PDL sind in den linken Diagrammen die Zahnauslenkungen und in den rechten Diagrammen die Dehnungen des PDLs im parodontal gesunden (grüne Linien) und parodontal reduzierten Modell (rote Linien) gegenübergestellt. Die obenstehende Legende gilt für alle Graphen.

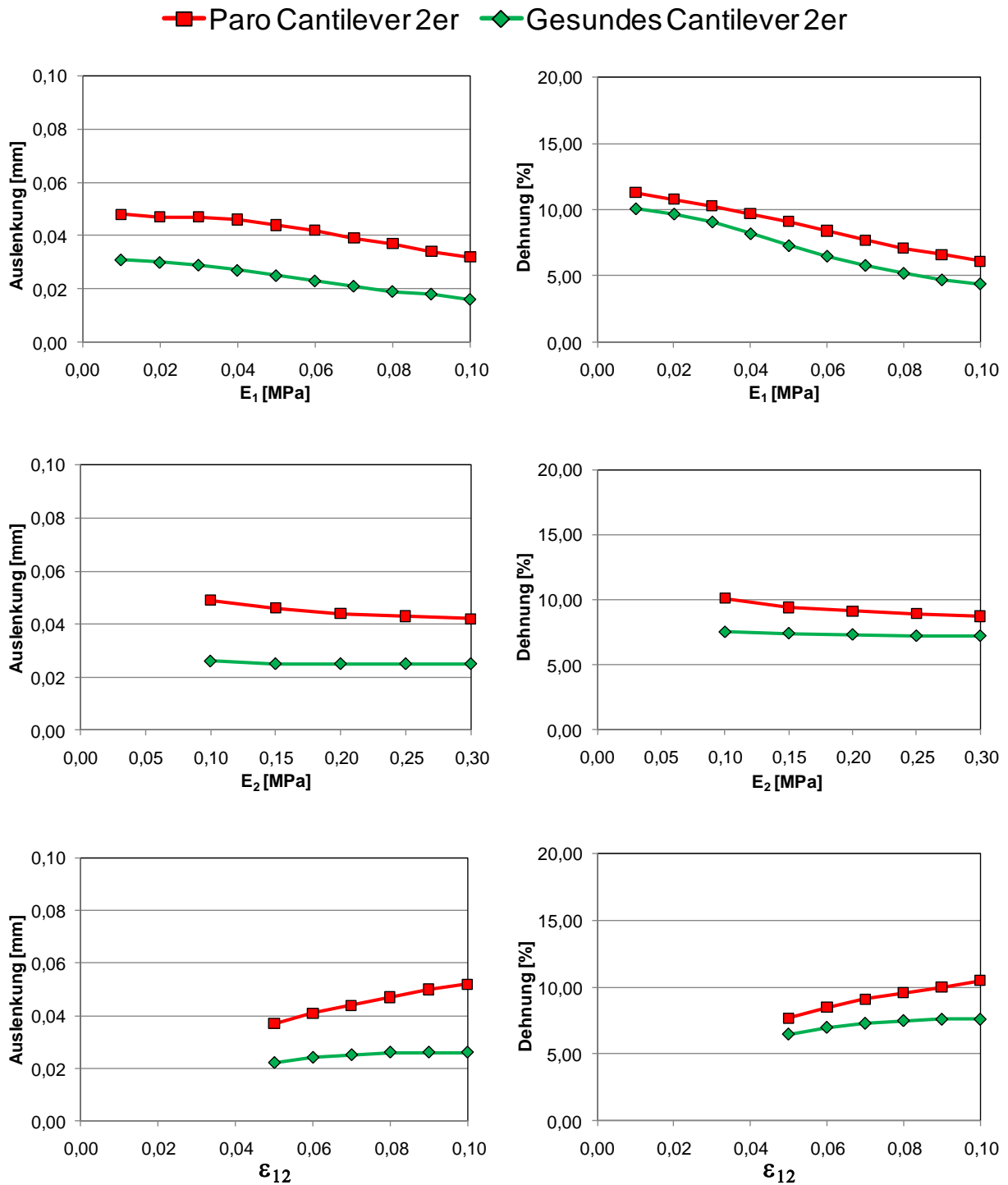
### 4.3.3 Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22

In den folgenden Diagrammen werden die maximalen Auslenkungen des Zahnes 12 und 22 sowie die maximalen Dehnungen im PDL unter Variationen der PDL-Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\varepsilon_{12}$  im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell gegenübergestellt. Die den Diagrammen zugrundeliegenden Daten sind im Anhang in Tabelle 12 zusammengefasst.

Zunächst wird auf die initialen Zahnauslenkungen in Abhängigkeit von der Variation von  $E_1$  eingegangen, wobei für  $E_2$  und  $\varepsilon_{12}$  die Standardmaterialparameter ( $E_2 = 0,20$  MPa und  $\varepsilon_{12} = 0,07$ ) verwendet wurden. Wie in Abbildung 65 (vgl. Diagramm oben links) ersichtlich, verringerte sich, wie auch in der Simulation aller zuvor beschriebenen Modelle, die initiale Auslenkung der Zähne bei Anstieg von  $E_1$ . Sie fiel im parodontal gesunden Modell (grüne Linie) von 0,031 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,016 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa annähernd linear ab. Das gleiche Verhalten zeigte sich im parodontal reduzierten Modell (rote Linie). Hier fiel die maximale Auslenkung von 0,048 mm bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 0,032 mm bei  $E_1 = 0,10$  MPa ab.

Die Vergrößerung von  $E_2$  unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $\varepsilon_{12}$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $\varepsilon_{12} = 0,07$ ) (vgl. Abbildung 65, Mitte links) verursachte einen geringeren Rückgang der Auslenkung. Bei Variationen von  $E_2$  verringerte sich die Auslenkung im parodontal gesunden Modell von 0,026 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,025 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa. Im parodontal reduzierten Modell fiel die maximale Auslenkung von 0,049 mm bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 0,042 mm bei  $E_2 = 0,30$  MPa ab.

Der Anstieg von  $\varepsilon_{12}$ , unter Verwendung der Standardmaterialparameter für  $E_1$  und  $E_2$  ( $E_1 = 0,05$  MPa und  $E_2 = 0,20$  MPa) (vgl. Abbildung 65, unten links), führte im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell hingegen wieder zu einer Vergrößerung der Zahnauslenkung. Im parodontal gesunden Modell stieg die Zahnauslenkung von 0,022 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 0,026 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  und im parodontal reduzierten Modell von 0,037 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 0,052 mm bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  geringfügig an.



**Abbildung 65:** Unter Variation der Materialparameter  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  für das PDL sind in den linken Diagrammen die Zahnauslenkungen und in den rechten Diagrammen die Dehnungen des PDLs im parodontal gesunden (grüne Linien) und parodontal reduzierten Modell (rote Linien) gegenübergestellt. Die obenstehende Legende gilt für alle Graphen.

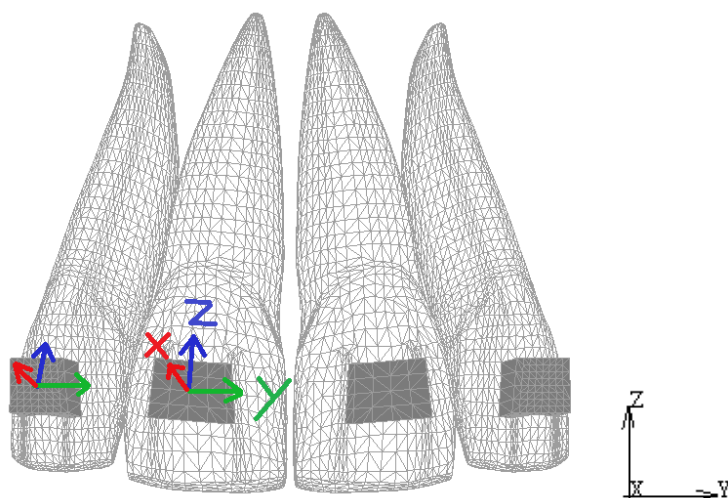
Die Auswirkungen der Variation der PDL-Materialparameter zeigten sich auch an den Dehnungen im PDL. Die Vergrößerung von  $E_1$  verursachte im parodontal gesunden Mo-

dell ein starkes Absinken der Dehnungen von 10,1% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 4,4% bei  $E_1 = 0,10$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 11,3% bei  $E_1 = 0,01$  MPa auf 6,1% bei  $E_1 = 0,10$  MPa (vgl. Abbildung 65, oben rechts). Die Vergrößerung von  $E_2$  (vgl. Abbildung 65, Mitte rechts) zeigte ebenfalls einen leichten Rückgang der Dehnungen im parodontal gesunden Modell von 7,5% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 7,2% bei  $E_2 = 0,30$  MPa und im parodontal reduzierten Modell von 10,1% bei  $E_2 = 0,10$  MPa auf 8,7% bei  $E_2 = 0,30$  MPa. Die Erhöhung von  $\varepsilon_{12}$  führte, wie bei den Auslenkungen, zu einer Vergrößerung der Dehnungen im PDL (vgl. Abbildung 65, unten rechts). Die Dehnungen im PDL stiegen im parodontal gesunden Modell von 6,5% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 7,6% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$  und im parodontal reduzierten Modell von 7,7% bei  $\varepsilon_{12} = 0,05$  auf 10,5% bei  $\varepsilon_{12} = 0,10$ . Wie im Vergleich gut sichtbar, entwickelten sich die Kraftgrößen im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell auch hier wieder annähernd parallel.

#### 4.4 Differenzierte Untersuchung der Zahnbewegungen

Bisher wurden die Ergebnisse der Simulationen der FE-Modelle in Bezug auf ein globales Koordinatensystem ausgewertet. Für die Betrachtung der Dehnungen im PDL war dies auch ausreichend. Wie in den Abbildungen der initialen Zahnauslenkungen allerdings ersichtlich, lag der größte Wert für die Zahnauslenkungen bei den Burstone-Mechaniken distal an der Zahnkrone der seitlichen Inzisiven. Diese ungleichmäßige Verteilung ließ annehmen, dass die Zähne keine reine Intrusion vollzogen haben und machte es nötig, alle Bewegungskomponenten jedes zu intrudierenden Zahnes genauer zu untersuchen. Diese Bewegungskomponenten wurden getrennt voneinander, in Auslenkung und Rotation und unter Aufteilung in ihre Vektoren  $x$ ,  $y$  und  $z$ , in einem zahnbezogenen Koordinatensystem erfasst. Die für diese Auswertung herangezogenen beiden Knoten lagen in der Mitte des Bracketslots und bildeten den Mittelpunkt des zahnbezogenen Koordinatensystems (vgl. Abbildung 66). Eine solch differenzierte Betrachtung der Zahnbewegung jedes Zahnes für sich konnte speziell den Anteil der Intrusion an der Zahnbewegung, der bei den hier verwendeten Intrusionsmechaniken im Vordergrund stand, sowie auftretende Rotationen aufzeigen. Dies ermöglichte eine bessere biomechanische Analyse der durch die einzelnen kieferorthopädischen Apparaturen hervorge-

rufenen Zahnbewegungen insgesamt sowie einen besseren Vergleich der Apparaturen untereinander.



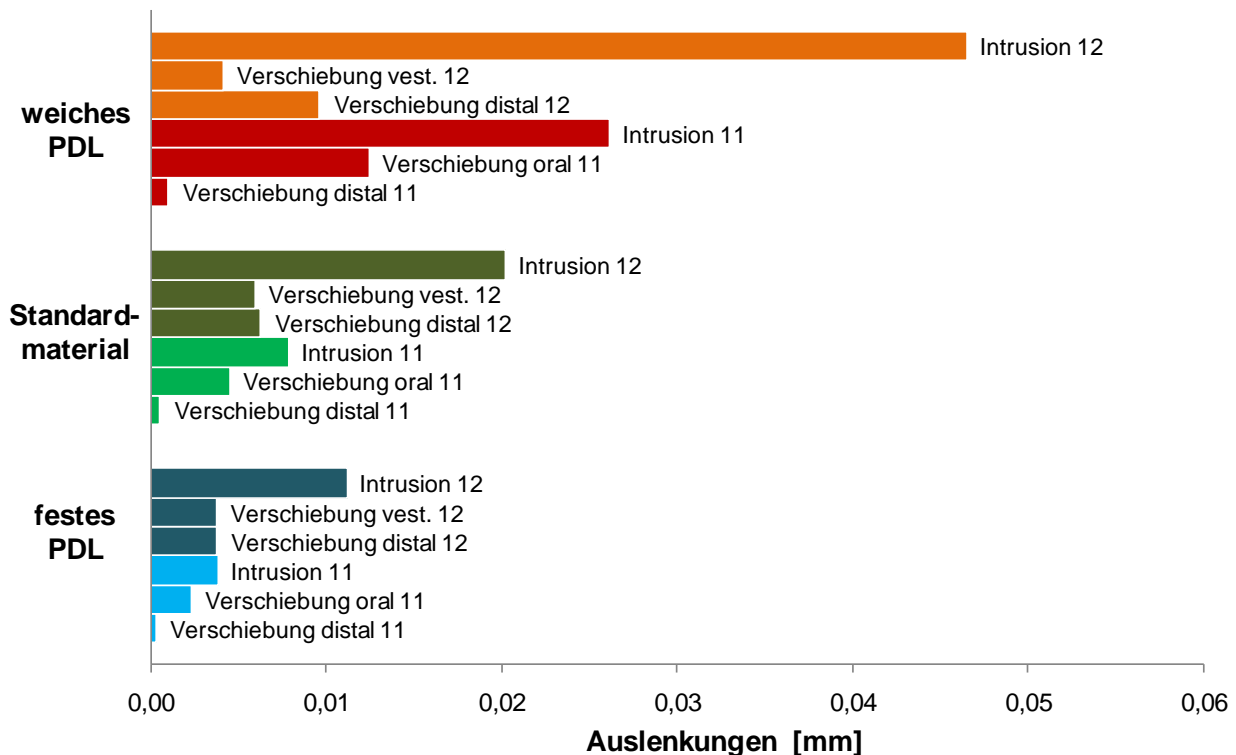
**Abbildung 66:** Zahnachsenbezogenes Koordinatensystem an Zahn 11 und Zahn 12 mit Mittelpunkt in einem Knoten in Bracketslotmitte. Diese beiden Knoten wurden zur Auswertung der Einzelzahnbewegung herangezogen. Das globale Koordinatensystem ist hier in schwarz abgebildet.

Die im kommenden Abschnitt präsentierten Ergebnisse der differenzierten Untersuchung der initialen Zahnbewegungen wurden, aufgrund der Symmetrie des Modells, nur für den ersten Quadranten ermittelt. Als Materialparameter für das PDL wurden in dieser Simulationsreihe sechs Extremwerte unter Variation von  $E_1$ ,  $E_2$  und  $\epsilon_{12}$  und das Materialverhalten entsprechend des Standardmaterialparametersatzes des PDLs simuliert. Zur Verdeutlichung der Abhängigkeit der Größe der Zahnbewegung von den PDL-Materialparametern wurden ausschließlich ein festes, ein weiches und das Standardmaterial des PDLs zur Gegenüberstellung ausgewählt. Die den Diagrammen zugrunde liegenden Zahlenwerte sind dem Anhang zu entnehmen (vgl. Tabellen 14-17).

#### 4.4.1 Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 67) sind die Ergebnisse der Simulationen mit dem parodontal gesunden Modell für die Base-arch-Technik nach Burstone mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N pro Zahn abgebildet. Dabei wurden die initialen Zahnauslenkungen des Zahnes 11 und des Zahnes 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL gegenübergestellt. Die ermittelten Zahn-

auslenkungen entlang der x-, y- und z-Achsen wurden im Diagramm als die den Achsenrichtungen entsprechende Zahnbewegungen aufgeführt.



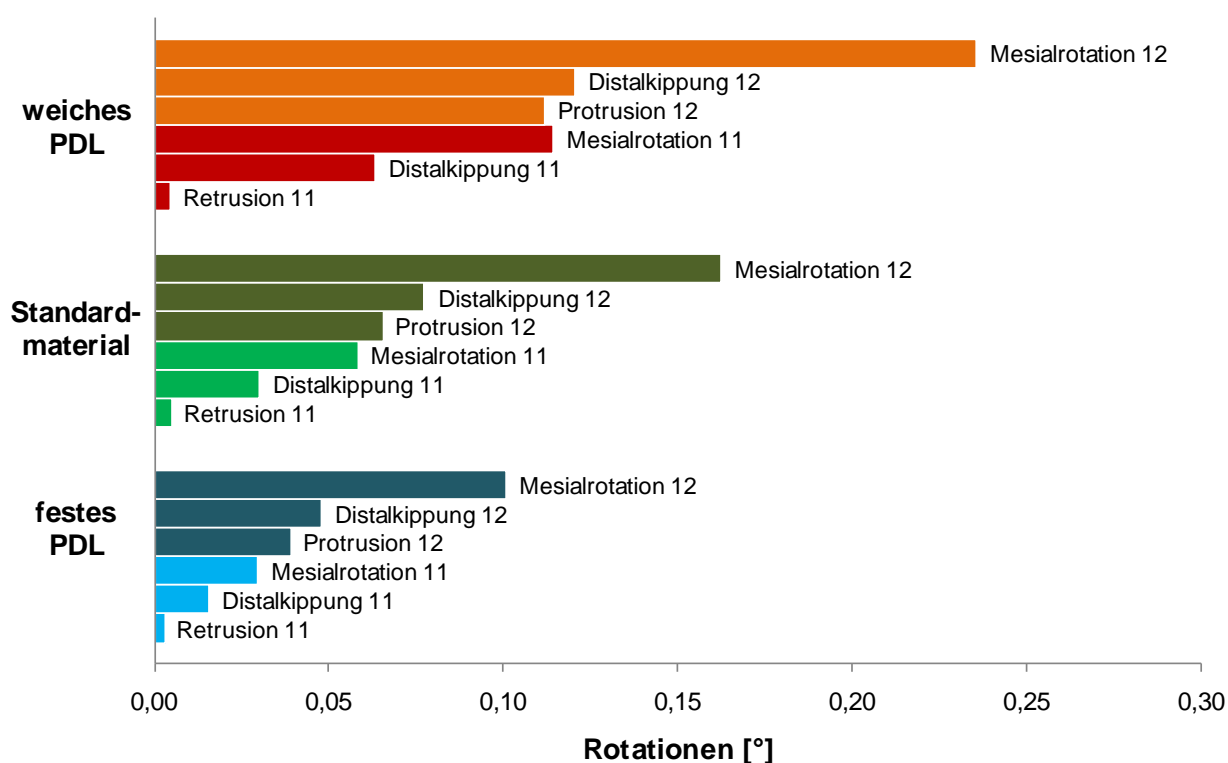
**Abbildung 67:** Gegenüberstellung der initialen Zahnauslenkungen der Zähne 11 und 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL im parodontal gesunden Modell für die Base-arch-Technik nach Burstone mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N pro Zahn.

Bei Betrachtung der Standardmaterialparameter für das PDL zeigten sich an dem mittleren Schneidezahn (Zahn 11, hellgrüner Balken) hauptsächlich eine Intrusion von 0,008 mm und eine Verschiebung des Zahnes nach oral von 0,005 mm. Bei dem seitlichen Schneidezahn (Zahn 12, dunkelgrüner Balken) hatte ebenfalls die Intrusion von 0,020 mm den größten Anteil an der Zahnbewegung. Weiterhin lag hier, im Gegensatz zu Zahn 11, keine Verschiebung nach oral, sondern mit 0,006 mm eine Verschiebungen nach vestibulär vor. Insgesamt war die Intrusion bei Zahn 12 mit 0,020 mm mehr als doppelt so groß wie die Intrusion von 0,008 mm von Zahn 11. Auch die Verschiebung nach distal war an Zahn 12 sechs Mal größer als an Zahn 11. Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter (blaue Balken) war, im Gegensatz zum Standardmaterial, hauptsächlich ein Rückgang der absoluten Auslenkungen zu verzeichnen. Die Verteilung der Anteile der Zahnbewegungen auf die verschiedenen Bewegungsrichtungen war



sehr ähnlich. Die Simulationen der weichen PDL-Materialparameter (oranger und roter Balken) zeigten im Vergleich zum Standardmaterial eine Verstärkung der absoluten Auslenkungsgrößen und eine Vergrößerung des Anteils der Intrusion an der Zahnbewegung. Diese steigerte sich von 0,026 mm bei Zahn 11 (roter Balken) auf 0,047 mm bei Zahn 12 (oranger Balken).

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 68) sind die initialen Rotationen des Zahnes 11 und des Zahnes 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern des PDLs gegenübergestellt. Die ermittelten Rotationen entlang der in x-, y- und z-Achsen wurden auch hier als die den Achsenrichtungen entsprechende Zahnbewegungen aufgeführt.

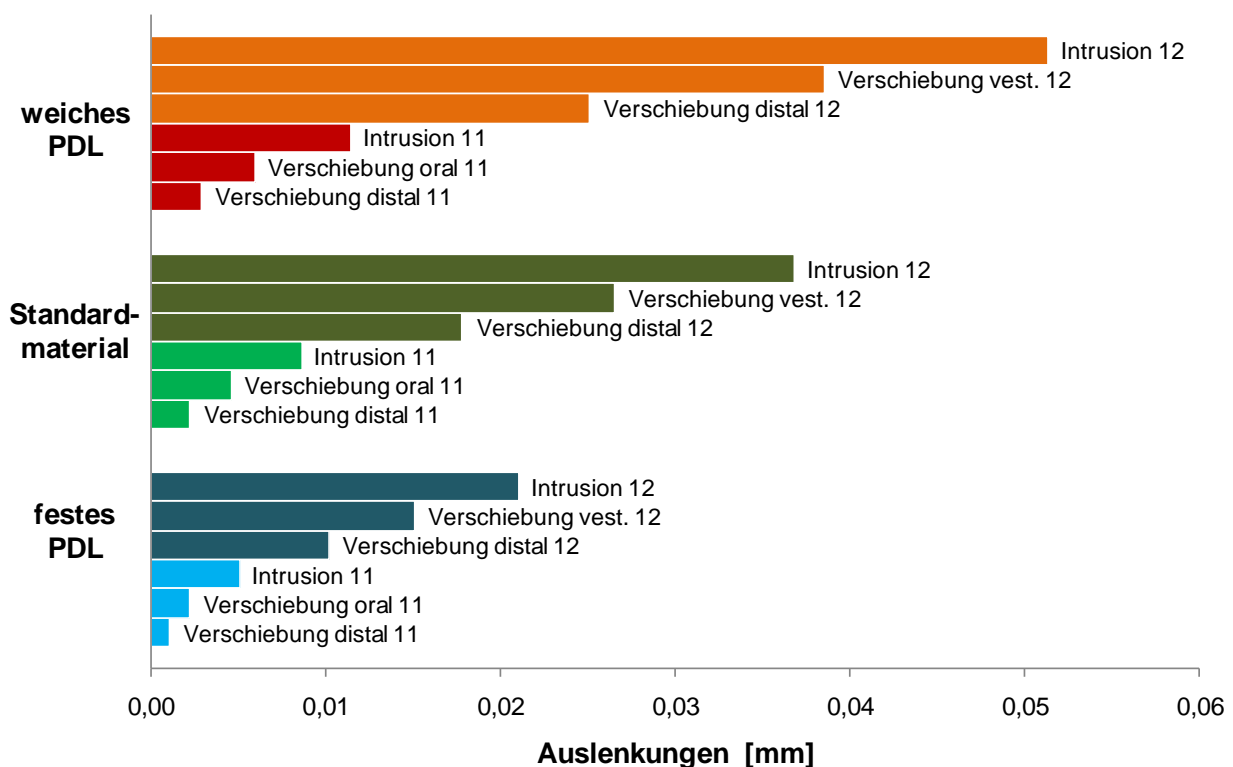


**Abbildung 68:** Gegenüberstellung der initialen Rotationen der Zähne 11 und 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL im parodontal gesunden Modell für die Base-arch-Technik nach Burstone mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N pro Zahn.

Bei Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL zeigten sich an Zahn 11 (hellgrüner Balken) hauptsächlich eine Mesialrotation von 0,058° und eine Distalkippung von 0,030°. Bei Zahn 12 (dunkelgrüner Balken) hatte ebenfalls die Mesialrotation von 0,162° den größten Anteil an der Zahnbewegung. Weiterhin lag hier mit 0,077° eine Dis-

talkippung vor. Im Gegensatz zu Zahn 11, der eine geringfügige Retrusion zeigte, kam es an Zahn 12 zu einer Protrusion von  $0,065^\circ$ . Insgesamt war die Mesialrotation bei Zahn 12 mehr als doppelt so groß wie bei Zahn 11. Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter (blaue Balken) war, im Gegensatz zum Standardmaterial, wieder hauptsächlich ein Rückgang der Rotationsgrößen zu verzeichnen. Die Simulationen der weichen PDL-Materialparameter (orange und rote Balken) hingegen zeigten eine Verstärkung der Rotationen. Die Verteilung der Anteile der Zahnbewegungen auf die verschiedenen Richtungen war bei festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL sehr ähnlich. In allen Fällen war die Mesialrotation die größte Bewegungskomponente.

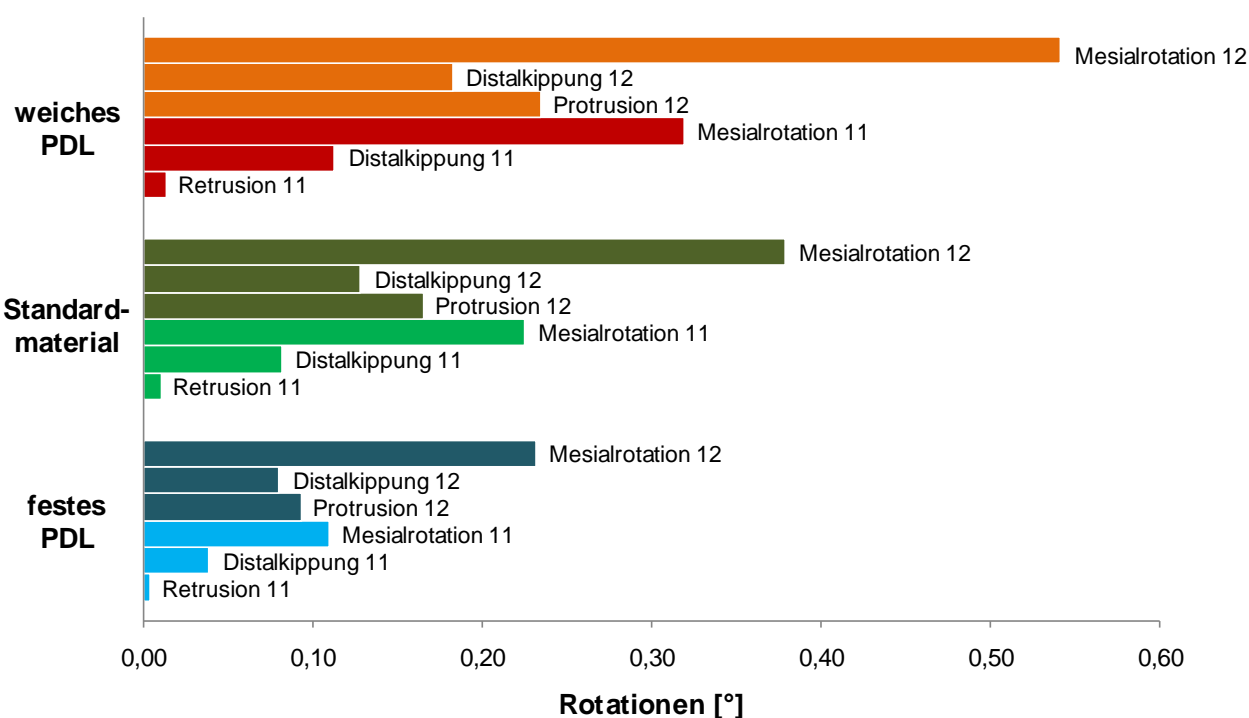
Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 69) sind die Ergebnisse der Simulationen mit dem parodontal reduzierten Modell für die Base-arch-Technik nach Burstone mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N pro Zahn abgebildet. Diese zeigten den Einfluss des Knochenabbaus auf die entstehenden Zahnbewegungen.



**Abbildung 69:** Gegenüberstellung der initialen Zahnauslenkungen der Zähne 11 und 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL im parodontal reduzierten Modell für die Base-arch-Technik nach Burstone mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N pro Zahn.

Bei Betrachtung der Standardmaterialparameter für das PDL zeigten sich an Zahn 11 (hellgrüne Balken) hauptsächlich eine Intrusion von 0,009 mm und eine Verschiebung des Zahnes nach oral von 0,005 mm. Bei Zahn 12 (dunkelgrüne Balken) hatte ebenfalls die Intrusion von 0,037 mm den größten Anteil an der Zahnbewegung. Weiterhin lagen hier, im Gegensatz zu Zahn 11, welcher sich nach oral verschob, mit 0,027 mm eine Verschiebungen nach vestibulär und mit 0,018 mm eine Verschiebung nach distal vor. Insgesamt war die Intrusion bei Zahn 12 viermal größer als die Intrusion von Zahn 11. Auch die Verschiebung nach distal war an Zahn 12 neun Mal größer als an Zahn 11. Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter (blaue Balken) war, im Gegensatz zum Standardmaterial, wieder hauptsächlich ein Rückgang der absoluten Auslenkungen zu verzeichnen. Die Simulationen der weichen PDL-Materialparameter (orange und rote Balken) hingegen zeigte eine Verstärkung der absoluten Auslenkungsgrößen. Da in dieser Simulationsreihe Material 24 nicht simuliert werden konnte, wird hier Material 22 aus Tabelle 9 im Anhang als weiches Material vorgestellt. Die Verteilung der Anteile der Zahnbewegungen auf die verschiedenen Richtungen war bei festen, weichen und Standardmaterialparametern sehr ähnlich. In allen Fällen war die Intrusion, gefolgt von der Verschiebung nach oral bei Zahn 11 und nach vestibulär bei Zahn 12, die größte Bewegungskomponente.

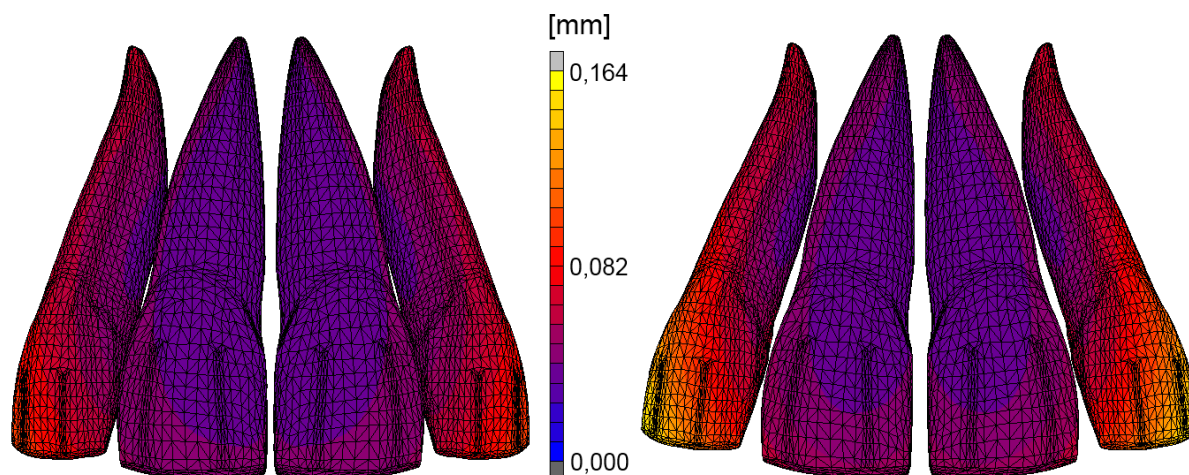
Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 70) sind die initialen Rotationen des Zahnes 11 und des Zahnes 12 im parodontal reduzierten Modell unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern des PDLs gegenübergestellt. Bei Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL zeigten sich an Zahn 11 (hellgrüne Balken) hauptsächlich eine Mesialrotation von  $0,225^\circ$  und eine Distalkippung von  $0,082^\circ$ . Bei Zahn 12 (dunkelgrüne Balken) hatte ebenfalls die Mesialrotation von  $0,379^\circ$  den größten Anteil an der Zahnbewegung. Weiterhin lag hier mit  $0,128^\circ$  eine Distalkippung vor. Im Gegensatz zu Zahn 11, der eine geringfügige Retrusion zeigte, kam es an Zahn 12 zu einer deutlichen Protrusion von  $0,165^\circ$ . Insgesamt war die Mesialrotation bei Zahn 12 annähernd doppelt so groß wie bei Zahn 11.



**Abbildung 70:** Gegenüberstellung der initialen Rotationen der Zähne 11 und 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL im parodontal reduzierten Modell für die Base-arch-Technik nach Burstone mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N pro Zahn.

Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter (blaue Balken) war, im Gegensatz zum Standardmaterial, wieder hauptsächlich ein Rückgang der Rotationen zu verzeichnen. Die Simulationen der weichen PDL-Materialparameter (orange und rote Balken) hingegen zeigte hingegen eine Verstärkung der Rotationsgrößen. Die Verteilung der Anteile der Zahnbewegungen auf die verschiedenen Richtungen war bei Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL sehr ähnlich. In allen Fällen war die Mesialrotation die größte Bewegungskomponente.

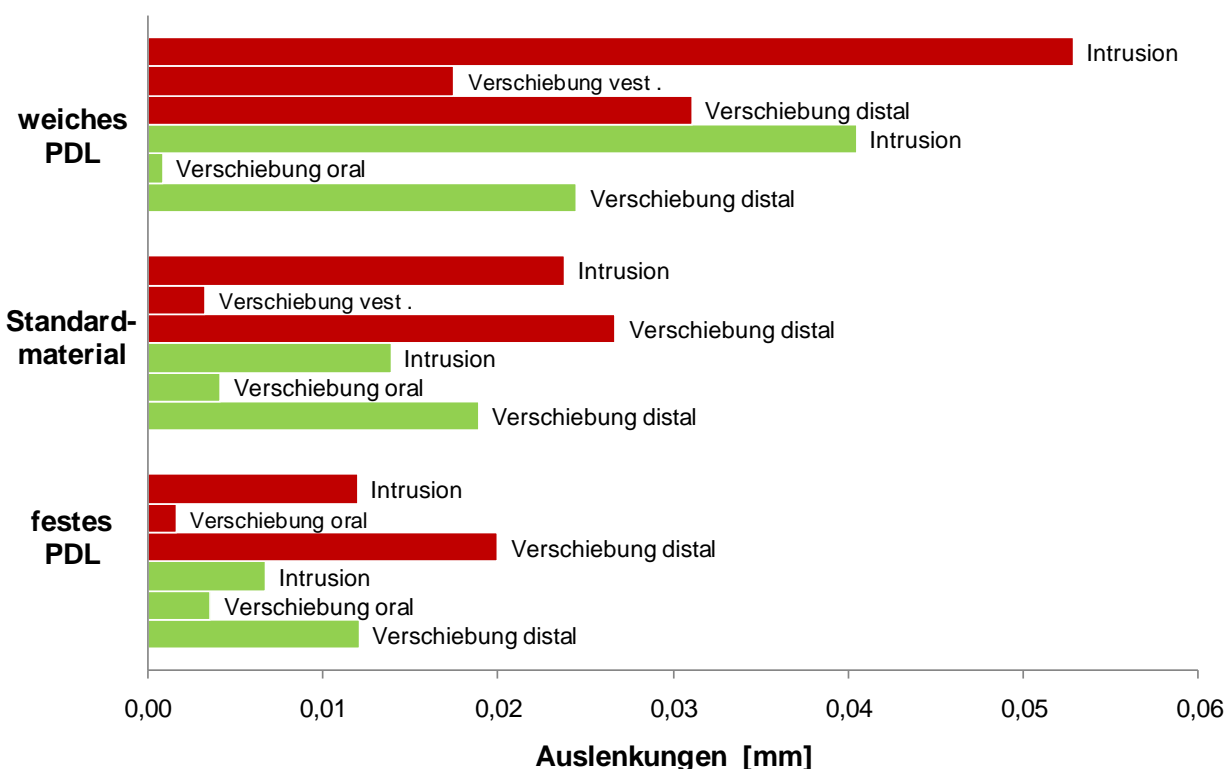
Die Ergebnisse der Simulationen mit der Burstone-Mechanik zeigten, dass sowohl im parodontal gesunden als auch im parodontal reduzierten Modell die Zahnauslenkungen und Rotationen bei Zahn 12 deutlich größer waren, als bei Zahn 11. Abbildung 71 zeigt in der überhöhten Darstellung eines Simulationsergebnisses die größere Bewegung der seitlichen Inzisiven und die damit verbundene deutliche Auffächerung der Oberkieferfrontzähne. In Kapitel 5.2 wird näher auf die Ursachen für dieses Bewegungsmuster eingegangen.



**Abbildung 71:** Auffächerung der Frontzähne bei zehnfach überhöhter Darstellung des Simulationsergebnisses der Burstone-Mechanik im parodontal reduzierten Gebiss mit weichen Materialparametern und einer intrudierenden Kraft von 0,6 N pro Zahn.

#### 4.4.2 Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 11

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 72) sind die Ergebnisse der Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 11 mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N im parodontal gesunden Modell (grün) und im parodontal reduzierten Modell (rot) gegenübergestellt. Dabei wurden wieder die festen, weichen und Standardmaterialparameter des PDLs zur Darstellung ausgewählt. Bei der Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL (mittlerer grüner Balken) war die Verschiebung des Zahnes 11 nach distal im parodontal gesunden Modell mit 0,019 mm größer als die Intrusion von 0,014 mm. Es kam auch zu einer leichten Verschiebung des Zahnes von 0,004 mm nach oral. Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter (unterer grüner Balken) zeigte sich das gleiche Bewegungsmuster bei niedrigeren absoluten Auslenkungsgrößen. Bei weichen Materialparametern für das PDL (oberer grüner Balken) machte die Intrusion mit 0,040 mm, im Gegensatz zur Verschiebung nach distal von 0,024 mm, wieder den größten Teil der Zahnbewegung aus. Sie war hier etwa dreimal größer als bei Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL.

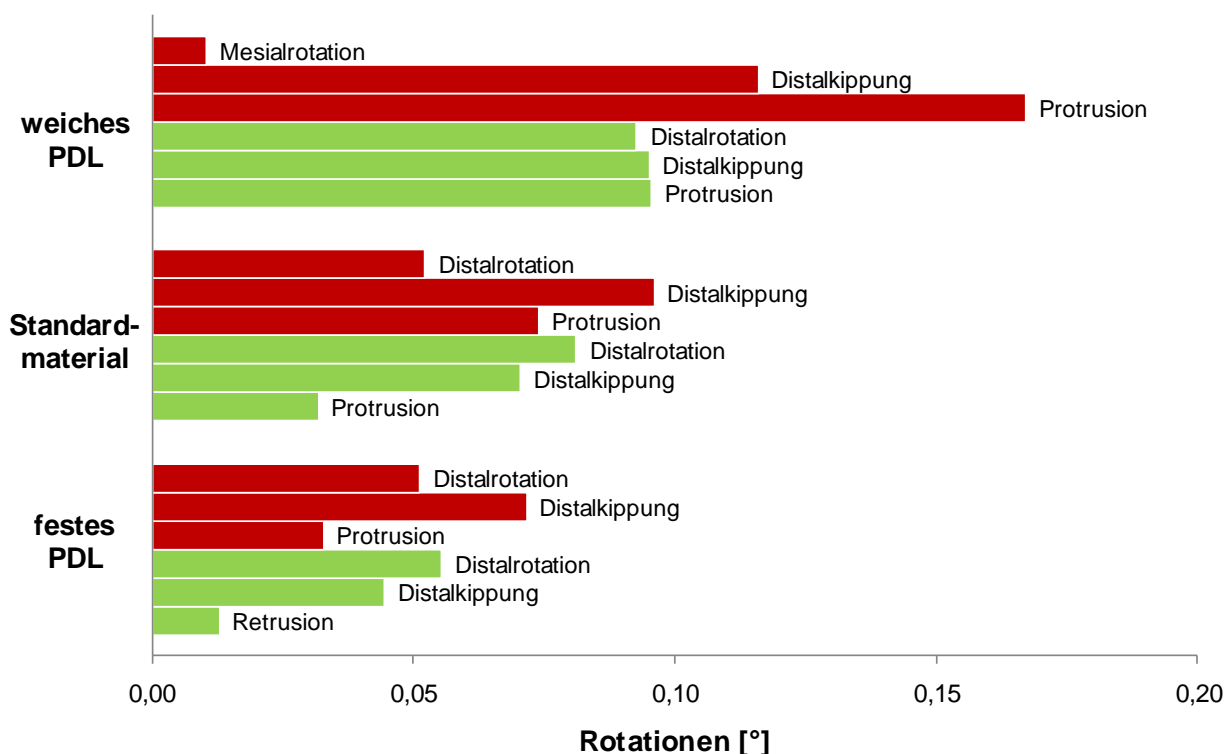


**Abbildung 72:** Gegenüberstellung der initialen Zahnauslenkungen des Zahnes 11 mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion, im parodontal gesunden (grün) und parodontal reduzierten Modell (rot), unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL.

Im parodontal reduzierten Modell zeigten sich ähnliche Bewegungsanteile, allerdings unter einer Erhöhung der absoluten Auslenkungswerte. Bei festen und Standardmaterialparametern für das PDL (unterer und mittlerer roter Balken) erfolgten wieder überwiegend eine Verschiebung des Zahnes nach distal sowie eine Intrusion. Bei der Simulation mit den weichen PDL-Materialparametern (oberer roter Balken) war die Intrusion am stärksten, gefolgt von der Verschiebung des Zahnes nach distal. Weiter erfolgte eine Zunahme des Anteils der Verschiebung nach vestibulär.

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 73) sind die initialen Zahnrotationen des Zahnes 11 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern des PDLs gegenübergestellt. Bei Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL (mittlere grüne Balken) zeigten sich im parodontal gesunden Modell hauptsächlich eine Distalrotation von  $0,081^\circ$  und eine Distalkippung von  $0,070^\circ$ . Bei festen Materialparametern für das PDL (untere grüne Balken) kam es zu einer leichten Reduktion der Rotationsgrößen, wobei die Distalrotation etwas größer war als die Distalkippung. Des Weiteren lag eine geringfügige Retrusion vor. Bei Verwendung der weichen PDL-

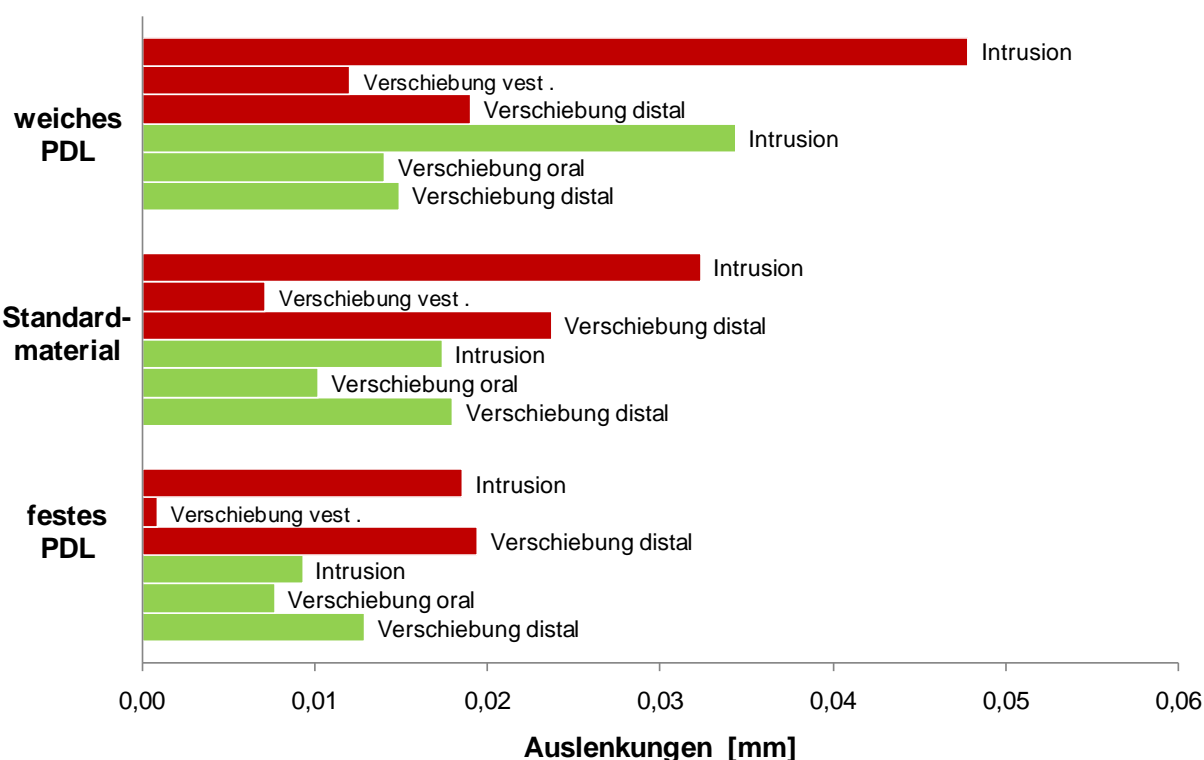
Materialparameter (obere grüne Balken) waren die Distalrotation, Distalkippung und Protrusion beinahe gleich verteilt bei etwa  $0,095^\circ$ . Im parodontal reduzierten Modell (rote Balken) ließ sich bei den verschiedenen Materialparametern kein einheitliches Bewegungsmuster erkennen. Im Gegensatz zum parodontal gesunden Modell war hier nur ein geringer Anstieg Rotationsgrößen zu verzeichnen.



**Abbildung 73:** Gegenüberstellung der initialen Rotationen des Zahnes 11 mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion, im parodontal gesunden (grün) und parodontal reduzierten Modell (rot), unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL.

#### 4.4.3 Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 12

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 74) sind die Ergebnisse der Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 12 mit einer intrudierenden Kraft von 0,2 N im parodontal gesunden Modell (grün) und im parodontal reduzierten Modell (rot) gegenübergestellt. Dabei wurden wieder die festen, weichen und Standardmaterialparameter des PDLs zur Darstellung ausgewählt.



**Abbildung 74:** Gegenüberstellung der initialen Zahnauslenkungen des Zahnes 12 mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion, im parodontal gesunden (grün) und parodontal reduzierten Modell (rot), unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL.

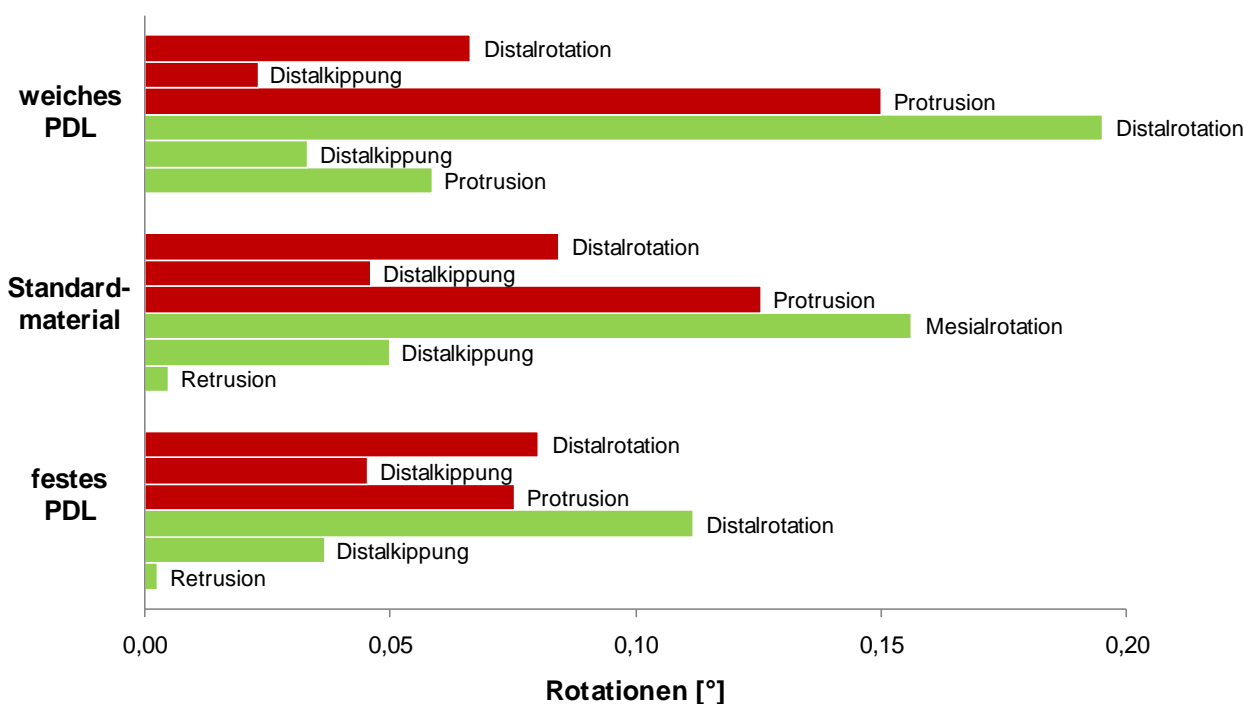
Bei der Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL (mittlerer grüner Balken) war die Distalverschiebung des Zahnes 12 im parodontal gesunden Modell mit 0,018 mm gering größer als die Intrusion von 0,017 mm. Es kam auch zu einer leichten Verschiebung des Zahnes von 0,010 mm nach oral. Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter (untere grüne Balken) zeigte sich das gleiche Bewegungsmuster bei niedrigeren absoluten Auslenkungsgrößen. Bei weichen Materialparametern für das PDL (obere grüne Balken) machte die Intrusion mit 0,034 mm, im Gegensatz zur Verschiebung nach distal von 0,015 mm und der Verschiebung nach oral von 0,014 mm, wieder den größten Teil der Zahnbewegung aus. Da in dieser Simulationsreihe Material 24 nicht simuliert werden konnte, wird hier Material 26 aus Tabelle 12 im Anhang als weiches Material vorgestellt.

Im parodontal reduzierten Modell zeigte sich, im Gegensatz zum parodontal gesunden Modell, eine Erhöhung der absoluten Auslenkungswerte. Bei den Standardmaterialparametern für das PDL (mittlere rote Balken) waren die Intrusion von 0,032 mm und die Distalverschiebung von 0,024 mm die größten Anteile. Bei Verwendung fester Material-



parameter für das PDL (untere rote Balken) erfolgten wieder überwiegend eine Verschiebung des Zahnes nach distal von 0,019 mm sowie eine Intrusion. Bei der Simulationen der weichen PDL-Materialparameter (obere rote Balken) war die Intrusion mit 0,048 mm bei weitem am stärksten, gefolgt von der Verschiebung des Zahnes nach distal mit 0,019 mm. Weiter erfolgte eine Zunahme des Anteils der Verschiebung nach vestibulär mit 0,012 mm.

Im unten stehenden Diagramm (vgl. Abbildung 75) sind die initialen Zahnrotationen des Zahnes 12 unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern des PDLs gegenübergestellt. Bei Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL (mittlere grüne Balken) zeigten sich im parodontal gesunden Modell eine Mesialrotation von  $0,156^\circ$  und eine geringe Distalkippung von  $0,050^\circ$ . Bei festen Materialparametern für das PDL (untere grüne Balken) kam es zu einer leichten Reduktion der Rotationsgrößen, wobei eine Distalrotation von  $0,112^\circ$  und eine Distalkippung von  $0,037^\circ$  vorlagen. Bei Verwendung der weichen PDL-Materialparameter (obere grüne Balken) war die Distalrotation mit  $0,195^\circ$  am größten.



**Abbildung 75:** Gegenüberstellung der initialen Rotationen des Zahnes 12 mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion, im parodontal gesunden (grün) und parodontal reduzierten Modell (rot), unter Verwendung von festen, weichen und Standardmaterialparametern für das PDL.

Im parodontal reduzierten Modell fielen die Rotationen geringer aus als im parodontal gesunden Modell. Bei Verwendung der Standardmaterialparameter für das PDL (mittlere rote Balken) zeigten sich überwiegend eine Protrusion von  $0,125^\circ$  sowie eine Distalrotation von  $0,084^\circ$ . Bei festen Materialparametern für das PDL (untere rote Balken) kam es zu einer leichten Reduktion der Rotationsgrößen, wobei eine Distalrotation von  $0,080^\circ$  und eine Protrusion von  $0,075^\circ$  vorlagen. Bei Verwendung der weichen PDL-Materialparameter (obere rote Balken) war wieder die Protrusion mit  $0,150^\circ$  am größten. Bei der Intrusion der mittleren und auch bei der Intrusion der seitlichen Inzisiven zeigten sich starke Variationen in der Größe und der Richtung der entstandenen Rotationen. Darauf wird in Kapitel 5.2 noch näher eingegangen.

## 5 Diskussion

### 5.1 Einordnung der Ergebnisse anhand der Literatur

Nachfolgend werden die Ergebnisse der numerischen Simulationen nach Parametern getrennt besprochen. Zunächst werden die Ergebnisse der Variation der PDL-Materialparameter und im Anschluss daran der Einfluss des Knochenabbaus auf die Zahnbewegung erörtert. Zuletzt werden die Ergebnisse aus den Simulationen zur Bestimmung der Lage der Widerstandszentren anhand der Literatur diskutiert.

#### 5.1.1 Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der Frontzahnintrusion

##### 5.1.1.1 Variationen der Materialparameter für das Parodontalligament

Da bisher aus Untersuchungen nur Standardmaterialparameter für das PDL vorlagen [Bourauel et al., 1999; Haase et al., 1996; Vollmer et al., 1998], wurden in dieser Arbeit, durch Variation dieser Standardmaterialparameter, verschiedene biologische und biomechanische Zustände des PDLs simuliert. Wie in allen Simulationsreihen übereinstimmend erkennbar war, kam es durch die Erhöhung von  $E_1$  und  $E_2$  zu einer Verringerung der initialen Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL. Diese erklärt sich dadurch, dass ein höherer E-Modul dem Zahn eine größere Steifigkeit entgegensetzt und dadurch die Zahnbewegung abschwächt. Die Verkleinerung von  $E_1$  und  $E_2$  hingegen verursachte eine Erhöhung der Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL, da ein kleiner E-Modul dem Zahn eine größere Auslenkung ermöglicht. Da es sich bei  $\epsilon_{12}$  um den Punkt handelt, an dem  $E_1$  in  $E_2$  übergeht, verursachte ein kleines  $\epsilon_{12}$  einen früheren Übergang vom kleineren E-Modul 1 zum größeren E-Modul 2. Dies hatte insgesamt eine kleinere Zahnbewegung zur Folge. Ein großes  $\epsilon_{12}$  führte hingegen zu einer längeren Phase unter  $E_1$  und damit zu einer größeren Zahnauslenkung.

Die Variation der PDL-Materialparameter soll einen Überblick über verschiedene mögliche biomechanische Reaktionen des PDLs liefern. Eine Übertragung auf klinische PDL-

Zustände ist derzeit noch nicht sicher möglich. Auch ist noch nicht ausreichend geklärt, welchen biomechanischen Zustand das PDL nach erfolgter Parodontaltherapie aufweist, die als Grundlage einer kieferorthopädischen Behandlung gefordert wird [Diedrich, 1980; Reichert et al., 2011]. Dies können Aufgaben weiterführender klinischer sowie experimenteller und numerischer Studien darstellen.

### **5.1.1.2 Einfluss des Knochenabbaus auf die Zahnbewegung**

Es konnte festgestellt werden, dass die Zahnauslenkungen in den parodontal reduzierten Modellen, unabhängig von der verwendeten Mechanik, immer größer waren als in den parodontal gesunden Modellen. Denn durch den parodontalen Abbau erfährt der Zahn als Hebelarm eine Verlängerung und wird bei einwirkenden Kräften stärker ausgelenkt als dies bei gesundem Knochniveau der Fall wäre [Diedrich, 2000a]. Die Mittelwerte der Zahnauslenkungen aus allen 25 PDL-Materialparametervariationen zeigten bei der Burstone-Mechanik mit 0,2 N vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Modell einen Anstieg um 57,6% und bei einer intrudierenden Kraft von 0,6 N um 65,6%. Bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21 war ein Anstieg um 58,3% und bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22 sogar ein Anstieg um 79,0% zu verzeichnen.

Auch die Dehnungen im PDL waren in den parodontal reduzierten Modellen stets höher als in den parodontal gesunden Modellen. Vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Modell zeigte sich bei der Burstone-Mechanik mit 0,2 N im Mittel ein Anstieg der Dehnungen im PDL um 9,2% und bei einer intrudierenden Kraft von 0,6 N um 13,3%. Bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21 war mittelwertig ein Anstieg um 28,1%, und bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22 sogar ein Anstieg um 31,3% zu verzeichnen (vgl. Tabelle 13 im Anhang). Die generelle Zunahme der Dehnungen im PDL der parodontal reduzierten Modelle ist dadurch zu erklären, dass durch den parodontalen Abbau das Volumen des PDLs abnimmt, und sich die auftretenden Kräfte daher auf eine kleinere Fläche verteilen. Wie in den Abbildungen der Ergebnisse zu erkennen war, verteilten sich die Dehnungen im PDL des parodontal reduzierten Modells gleichmäßiger als im parodontal gesunden Modell.

### **Alleiniger Einfluss des Parodontalligaments auf die Zahnbewegung**

Bei der Betrachtung der Ergebnisse des parodontal gesunden Modells können Rückschlüsse auf den alleinigen Einfluss des PDLs auf die Zahnbewegung gezogen werden. Die Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL bei den Simulationen unter Verwendung weicher PDL-Materialparameter stiegen, im Vergleich zur Simulation mit den Standardmaterialparametern, bei allen simulierten Mechaniken deutlich an. Sie lagen im direkten Vergleich sogar höher als die Zahnauslenkungen des parodontal reduzierten Modells mit Standardmaterialparametern, was den starken Einfluss des PDLs bei der Zahnbewegung verdeutlicht. Bei Verwendung der festen PDL-Materialparameter fielen die Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL hingegen viel geringer aus, als bei den Simulationen mit den Standardmaterialparametern. Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung könnte eine veränderte Zahnbeweglichkeit ohne erkennbaren Knochenverlust daher ein möglicher Hinweis auf eine beginnende parodontale Erkrankung sein.

### **Einfluss der für die Frontzahnintrusion gewählten Kraftgröße**

Die in der Literatur für die Intrusion eines parodontal gesunden Frontzahnes empfohlene Kraftgröße liegt nach Rahn und Jonas [1980] sowie Storey und Smith [1952] bei 0,2 N und nach Göz [2000] bei 0,15-0,3 N. Die Erhöhung der intrudierenden Kraft von 0,2 N auf 0,6 N bei der Burstone-Mechanik führte gleichermaßen zu einem Anstieg der Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL. Hier wurden im Vergleich zu den anderen Simulationsreihen die mit Abstand größten Werte erreicht. Die Dehnungen im PDL lagen hier im Mittel aus allen PDL-Materialparametervariationen im parodontal gesunden Modell bei 17,3% und im parodontal reduzierten Modell bei 19,6% (vgl. Tabelle 13 im Anhang). Da Intrusionsbögen und Cantilever manuell aktiviert werden, kann es akzidentell vorkommen, dass solch hohe intrudierende Kräfte erreicht werden. Um parodontale Schädigungen zu vermeiden, sollte der kapillare Druck von 0,15 - 0,2 N/cm<sup>2</sup> entsprechend 0,0015-0,0020 MPa im Parodont nicht überschritten werden [Schwarz, 1932]. Daher sollten die in den Simulationen im parodontal gesunden FE-Modell entstandenen Dehnungen im PDL im parodontal reduzierten FE-Modell nicht überschritten und deshalb dort die Kraftgröße reduziert werden.

### 5.1.2 Lage der Widerstandszentren

Die Widerstandszentren der mittleren und seitlichen Inzisivi lagen, wie die Simulationen zeigten, im parodontal gesunden Modell bei 36,1% der Alveolenhöhe in koronal-apikaler Richtung. Im Vergleich zu Untersuchungen von Poppe et al. [2002], in welchen die Lage der Widerstandszentren einwurzeliger Zähne im gesunden Parodont auf 42% der Alveolenhöhe in koronal-apikaler Richtung angegeben wurden, lagen die in dieser Arbeit ermittelten Werte nur gering darunter. Die in der Literatur von Kahl-Nieke [2010] gemachten Angaben, dass das Widerstandszentrum einwurzeliger Zähne im gesunden Parodont am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel von koronal gesehen liege, konnten ebenfalls bestätigt werden. Davon ausgehend, wurde auf ein gesundes biomechanisches Verhalten dieses parodontal gesunden Modells geschlossen. Es war daher möglich, dieses für die Vergleichssimulationen zu den im parodontal reduzierten Modell durchgeführten Simulationen zu verwenden. Wie auch in der Literatur von Diedrich [1989], Cattaneo et al. [2008] und Schneider [1994] beschrieben, kam es im parodontal reduzierten FE-Modell zu einer Verschiebung der Widerstandszentren nach apikal. Im Vergleich des parodontal reduzierten zum parodontal gesunden Zahn 11 lag diese Apikalverschiebung bei 3,34 mm und bei Zahn 12 bei 3,32 mm.

Durch das Fehlen stützender Knochenbereiche wird der Zahn bei mechanischer Belastung weiter ausgelenkt als dies im gesunden Parodont der Fall wäre. Die genaue Lage des Widerstandszentrums ist allerdings von verschiedenen Faktoren, wie der Zahngeometrie und dem Zustand des Parodonts, abhängig. Daher können die genau berechneten apikalen Verschiebungen der Widerstandszentren nur für diese individualisierte Defektmorphologie betrachtet werden.

## 5.2 Diskussion der verschiedenen Intrusionsmechaniken

### Base-arch-Technik nach Burstone

Zahn 11 zeigte im parodontal gesunden Modell eine starke Verschiebung nach apikal und in geringerem Maße nach oral und distal. Im parodontal reduzierten Modell verstärkten sich diese etwas. Die Intrusion des Zahnes 12 hingegen war im parodontal gesunden Modell deutlich größer als die des Zahnes 11. Des Weiteren machte Zahn 12 eine

leichte Verschiebung nach distal und vestibulär. Im parodontal reduzierten Modell kam es zu einer deutlichen Verstärkung der Intrusion und einer weiteren Zunahme der vestibulären Verschiebung. Insgesamt erfuhren die seitlichen Inzisiven in dieser Mechanik eine stärkere Auslenkung als die mittleren Inzisiven. Dies lässt sich zum einen durch den Kraftansatz an den Bogenenden des Frontzahnsegments erklären. Hierdurch kam es unter der stärkeren Auslenkung der äußeren Bogenenden zu einer größeren Auslenkung der seitlichen Inzisiven. Der mittlere Bogenteil mit den mittleren Inzisiven hingegen wurde weniger ausgelenkt. Zum anderen sind die Wurzeln der seitlichen Inzisiven kleiner und schmaler als die Wurzeln der mittleren Inzisiven. Sie haben dadurch eine kleinere Wurzeloberfläche und somit weniger Attachment und werden bei einem Kraftangriff stärker ausgelenkt, als die mittleren Inzisiven.

Im parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modell konnte besonders deutlich eine Mesialrotation und Distalkippung der mittleren Inzisiven beobachtet werden, welche sich bei den seitlichen Inzisiven noch verstärkte. Betrachtet man alle vier Inzisiven zusammen, würden die Zahnbewegungen zu einer Auffächerung der Front führen (vgl. Abbildung 71) und könnten durch Druckspitzen im mesialen, apikalen Bereich sowie im distalen, zervikalen Bereich unphysiologische Belastungen des Parodonts verursachen. Diese könnten im ungünstigsten Fall weiteren Knochenabbau nach sich ziehen. Um diese zur Auffächerung führenden Rotationen zu vermeiden, wäre eine Verblockung der Frontzähne denkbar. Auch eine apikalere Verlagerung des Kraftansatzes könnte hier eine Möglichkeit sein.

### **Mechanik zur Einzelzahnintrusion**

Bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 11 zeigte sich eine Zunahme des intrudierenden Anteils der Zahnbewegung bei weicheren Materialparametern, die mit einer Verringerung der Rotationen einherging. Hierbei waren die Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Modell nur etwas stärker als die im parodontal gesunden Modell. Bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion des Zahnes 12 verstärkte sich dieses Bewegungsmuster. Im parodontal reduzierten Modell vergrößerte sich bei weichen PDL-Materialparametern der Anteil der Intrusion ebenfalls unter Rückgang der Rotationen. Im parodontal gesunden Modell hingegen, blieben die Zahnauslenkungen etwas geringer, und die rotative Komponente war nun sogar stärker als im parodontal reduzierten Modell

ausgeprägt. Es zeigten sich bei der Intrusion der mittleren und auch bei der Intrusion der seitlichen Inzisiven deutliche Variationen in der Größe und der Richtung der entstandenen Rotationen. Diese waren in der Betrachtung der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der mittleren und seitlichen Inzisiven sowohl für sich, als auch im Vergleich der beiden Mechaniken miteinander festzustellen. Diese Ergebnisse erklären sich aus den folgenden biomechanischen Gesetzmäßigkeiten. Wirkt auf das System aus Zahn und Parodont eine Kraft ein, so stellt sich dieses auf den energetisch günstigsten Zustand ein, wobei Translation und Rotation als Zahnbewegungskomponenten berücksichtigt werden. Die Veränderung von Geometrie und Materialparametern führt zu verschiedenen Hebelarmen und dadurch zu verschiedenen Translations- und Rotationsbewegungen des Zahns. Da es sich hierbei um ein extrem komplexes biomechanisches System handelt, kann es mit einfachen Überlegungen zu den Hebelarmgesetzen allerdings, nicht hinreichend beschrieben werden.

Zusammenfassend ermöglicht die Mechanik zur Einzelzahnintrusion eine rotationsarme Intrusion und dadurch eine gute Kontrolle der Zahnbewegung, die im parodontal geschädigten Gebiss gefordert wird [Diedrich 2000a]. Da bei dieser Technik die größte Belastung im Parodont apikal entsteht ist es besonders wichtig, die Kraftgrößen zu kontrollieren, um weiteren Schädigungen im Parodont und Wurzelspitzenresorptionen vorzubeugen.

### **Intrusionskraft im parodontal reduzierten FE-Modell**

Bei der Wahl der Kraftgrößen zur Intrusion sollten, wie bereits erwähnt, die im gesunden Parodont entstehenden Dehnungen des PDLs auch im parodontal reduzierten Gebiss nicht überschritten werden. Bei der Burstone-Mechanik stiegen die Dehnungen im PDL vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Modell im Mittel um 9,2% an. Dies würde eine Reduktion der intrudierenden Kraft von 0,2 N um 9,2% auf 0,18 N pro Zahn bedeuten. Bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion für die mittleren Inzisivi stiegen die Dehnungen im PDL vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Modell im Mittel um 28,1% an. Eine intrudierende Kraft von 0,2 N sollte daher im parodontal reduzierten Modell um 28,1% gesenkt werden, was einer angepassten Kraft von 0,14 N pro Zahn entspräche. Bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion für die seitlichen Inzisivi stiegen die Dehnungen im PDL vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten



Modell im Mittel um 31,3% an. In diesem Fall sollte eine Reduktion der intrudierenden Kraft von 0,2 N um 31,3% erfolgen; dies entspräche einer Kraft von 0,14 N pro Zahn. Allerdings kann die konkret errechnete Kraftreduktion nur auf das vorliegende patienten-individualisierte FE-Modell bezogen werden.

### **5.3 Grenzen der Finite-Elemente-Methode**

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ermöglicht es, komplexe physikalische und im medizinischen Bereich auch biomechanisch kieferorthopädische Fragestellungen zu simulieren. Im besten Fall wird es möglich, eine Vorhersage über das Verhalten biologischer Strukturen in speziellen Situationen zu machen. Da viele Messungen in vivo nicht möglich sind, bietet die FEM eine gute Ergänzung zu klinisch messbaren Untersuchungen. Es ist allerdings zu beachten, dass es sich bei den Ergebnissen einer FEM-Simulation stets um eine numerische Näherungslösung und nicht um ein absolutes Ergebnis handelt. Daher können die Ergebnisse auch nicht mit den Ergebnissen einer klinischen Messung gleichgesetzt werden.

Des Weiteren wird die Qualität des Ergebnisses durch einige Parameter beeinflusst. Je genauer das Modell der klinischen und biologischen Situation entspricht, desto größer und komplexer werden die Rechenmodelle. Dies führt zu einem erhöhten Arbeitsaufwand bei der Modellierung und längeren Rechenzeiten. Es ist auch technisch nicht immer möglich, eine klinische Situation genau umzusetzen. Hier muss daher ein Kompromiss geschlossen werden. Auch bei der Wahl der Materialparameter muss daher oft auf vereinfachte Werte zurückgegriffen werden. Die Erfahrung des Modellierers im Umgang mit dem FE-Programm spielt ebenfalls eine große Rolle, denn bereits kleine Fehler bei der Modellierung oder den Parametereinstellungen führen zu fehlerhaften Ergebnissen. Bei der Simulation kieferorthopädischer Behandlungsaufgaben ist es nicht immer möglich, kompliziert aufgebaute Behandlungsgeräte ihrem physikalischen Verhalten entsprechend nachzubauen. Eine idealisierte, vereinfachte Modellierung kann allerdings schon eine gute Näherung bieten.

## 5.4 Schlussbetrachtung und klinische Empfehlungen

Bei der Analyse der in dieser Arbeit durchgeführten Simulationen wurde deutlich, dass die Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL in den parodontal reduzierten Modellen stets größer waren, als in den parodontal gesunden. Des Weiteren konnten die Auswirkungen von zu hoher Kraftapplikation auf das Parodont aufgezeigt werden. Dies unterstreicht die Forderung nach einer Kraftreduktion im parodontal geschädigten Gebiss. Die Wahl der geeigneten Intrusionsmechanik sollte immer auf den individuellen parodontalen Zustand des Patienten angepasst sein. Ist die gesamte Oberkieferfront elongiert und parodontal reduziert, stellt aufgrund der besseren Verteilung der Kräfte im Parodont die Burstone-Mechanik eine gute Möglichkeit dar, alle vier Inzisiven gleichzeitig zu intrudieren. Im Falle von Einzelzahnkorrekturen, oder wenn eine möglichst reine Intrusion gewünscht ist, sollte der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Vorzug gegeben werden.

Durch die Materialparametervariationen konnte eine umfassende Übersicht über verschiedene biologische und biomechanische Reaktionen des PDLs gegeben werden. Diese Übersicht kann als Grundlage weiterführender numerischer und klinischer Studien dienen.

### Ausblick

Arbeiten wie diese unterstreichen den Bedarf an einer Individualisierung der kieferorthopädischen Therapie. Die schnell fortschreitenden technischen Möglichkeiten erlauben diese vielfach heute schon. Therapiekonzepte, wie beispielsweise Invisalign<sup>®</sup>, Insignia<sup>™</sup> und Incognito<sup>™</sup>, die auf einem individualisierten Set-up basieren, zeigen hier erste Bestrebungen. Allerdings wird das gewünschte Ergebnis in der Realität häufig noch nicht genau erreicht [Ali und Miethke, 2012; Dewhurst, 2012; Kravitz et al., 2009; Lagravère und Flores-Mir, 2005]. Wünschenswert wäre es, durch Verbesserungen in der 3D-Technik, der EDV und der Hardware optimierte und in der Praxis einsetzbare Systeme zu entwickeln, die auf Basis dreidimensionaler Patientendaten die Planung einer patientenbezogenen, nebenwirkungsarmen Therapie mit individualisierten Apparaturen unterstützen könnten.

## 6 Zusammenfassung

Häufig wird nach Ausheilung einer Parodontitis eine kieferorthopädische Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss durchgeführt, um eine Verbesserung der parodontalen, funktionellen sowie ästhetischen Situation zu erreichen. Durch die Intrusion von Zähnen kann beispielsweise das bestehende Knochenangebot genutzt und im besten Fall sogar verbessert werden.

In dieser Arbeit wurde das biomechanische Verhalten des reduzierten Parodonts durch die numerische Simulation einer Intrusion der Oberkieferinzisiven mit verschiedenen kieferorthopädischen Intrusionsmechaniken untersucht. Hierfür wurde auf Basis von dreidimensionalen Röntgenbildern (DVT) ein patientenindividualisiertes, parodontal reduziertes, dreidimensionales Finite-Elemente(FE)-Modell generiert, mit welchem die Bewegungssimulationen durchgeführt wurden. Die Materialparameter von Zahn (homogen und isotrop,  $E = 20 \text{ GPa}$ ) und Knochen (homogen und isotrop,  $E = 2 \text{ GPa}$ ) wurden aus früheren Analysen übernommen und die Standardmaterialparameter des Parodontalligaments (PDL, bilinear elastisch,  $E_1 = 0,05 \text{ MPa}$ ,  $E_2 = 0,22 \text{ MPa}$ ,  $\epsilon_{12} = 7\%$ ) zur Simulation verschiedener biologischer und biomechanischer Zustände des PDLs variiert.

Es wurden zum einen eine segmentierte Intrusion der vier verblockten Inzisivi, in Anlehnung an die Base-arch-Technik nach Burstone und zum anderen eine isolierte, reine Intrusion einzelner Inzisivi simuliert. Zur Einzelzahnintrusion wurden zwei Mechaniken erstellt: Eine mit Cantilevern an den Zähnen 11 und 21 und eine mit Cantilevern an den Zähnen 12 und 22. Bei der Base-arch-Technik betrug die intrudierende Kraft  $0,8 \text{ N}$  für das Frontzahnsegment (Zähne 12 bis 22) und bei der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Inzisivi lag die intrudierende Kraft bei  $0,2 \text{ N}$  pro Zahn. Um den Einfluss des Knochenverlustes beurteilen zu können, wurden die durchgeführten Simulationen auch mit einem idealisierten, parodontal gesunden FE-Modell gerechnet.

Die Ergebnisse zeigten, dass die Burstone-Mechanik zu einer Auffächerung der Front und damit zu einer stärkeren Belastung des PDLs der seitlichen Inzisiven im Vergleich zu den mittleren Inzisiven führte, da diese stärker als die mittleren Inzisiven um ein gemeinsames Widerstandszentrum rotierten. Eine reine Intrusion war bei den verblockten Inzisivi biomechanisch nicht realisierbar. Im Mittel stiegen die Dehnungen im PDL bei der Burstone-Mechanik vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Modell

um 9,2% an. Bei den Mechaniken zur Einzelzahnintrusion der mittleren und seitlichen Inzisiven war hingegen die intrudierende Komponente der Zahnbewegung stärker und die Rotationen geringer ausgeprägt. Im Vergleich vom parodontal gesunden zum parodontal reduzierten Modell waren hier ein Anstieg der Dehnungen im PDL um 28,1% bei den mittleren und ein Anstieg von 31,3% bei den seitlichen Inzisiven zu verzeichnen.

Insgesamt war bei allen Intrusionsmechaniken im parodontal reduzierten FE-Modell eine deutliche Verstärkung der Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL zu erkennen, welche sich durch den Verlust des Alveolarknochens und die geringere desmodontale Unterstützung der Zähne erklärt. Dieser erhöhten parodontalen Belastung sollte mit einer Anpassung der kieferorthopädischen Kräfte und der Auswahl einer gewebeschonenden Mechanik entgegengewirkt werden. Die Frontzahnintrusion mit den Mechaniken zur Einzelzahnintrusion gestaltete sich rotationsärmer als mit der Base-arch-Technik. Wenn eine reine Intrusion gewünscht ist, sollte daher der Cantilever-Mechanik der Vorzug geben werden, wobei hier eine Reduktion der Kräfte erfolgen sollte. Diese Kraftreduktion lag für das vorliegende patientenindividualisierte Modell bei etwa 30,0%.

Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse können einen Beitrag zum besseren Verständnis der biomechanischen Vorgänge im reduzierten Parodont leisten. Des Weiteren bieten die vorgestellten Ergebnisse eine gute Grundlage für weiterführende Forschung über die kieferorthopädische Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss. Außerdem konnte im Hinblick auf moderne, computergestützte Therapiekonzepte gezeigt werden, wie mit dem Einsatz numerischer Methoden die patientenindividualisierte Behandlungsplanung optimiert werden kann.

## 7 Anhang

### 7.1 Ergebnisse der Simulationen der Base-arch-Technik nach Burstone

Material	E <sub>1</sub> [MPa]	E <sub>2</sub> [MPa]	ε <sub>12</sub>	Gesundes Burstone 0,2 N		Paro Burstone 0,2 N	
				Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %
Variation E <sub>1</sub>							
1	0,01	0,20	0,07	0,043	11,5	0,060	11,3
2	0,02	0,20	0,07	0,041	10,9	0,058	10,8
3	0,03	0,20	0,07	0,040	10,3	0,057	10,3
4	0,04	0,20	0,07	0,037	9,5	0,054	9,8
5	0,05	0,20	0,07	0,033	8,7	0,052	9,4
6	0,06	0,20	0,07	0,030	7,8	0,049	8,9
7	0,07	0,20	0,07	0,027	7,0	0,046	8,3
8	0,08	0,20	0,07	0,024	6,3	0,044	7,8
9	0,09	0,20	0,07	0,022	5,7	0,041	7,2
10	0,10	0,20	0,07	0,020	5,2	0,038	6,6
Variation E <sub>2</sub>							
11	0,05	0,10	0,07	0,035	9,3	0,056	10,5
12	0,05	0,15	0,07	0,034	8,9	0,054	9,8
13	0,05	0,20	0,07	0,033	8,7	0,052	9,4
14	0,05	0,25	0,07	0,033	8,5	0,050	9,0
15	0,05	0,30	0,07	0,033	8,3	0,049	8,8
Variation ε <sub>12</sub>							
16	0,05	0,20	0,05	0,029	7,5	0,045	7,9
17	0,05	0,20	0,06	0,032	8,2	0,049	8,6
18	0,05	0,20	0,07	0,033	8,7	0,052	9,4
19	0,05	0,20	0,08	0,034	9,1	0,055	10,0
20	0,05	0,20	0,09	0,035	9,4	0,057	10,6
21	0,05	0,20	0,10	0,035	9,6	0,059	11,1
Variation E <sub>1</sub> , E <sub>2</sub> und ε <sub>12</sub>							
22	0,01	0,10	0,05	0,043	11,6	0,063	12,0
23	0,10	0,30	0,10	0,020	5,2	0,038	6,7
24	0,01	0,10	0,10	0,062	17,0	0,082	17,0
25	0,10	0,30	0,05	0,020	5,0	0,035	6,0
26	0,01	0,30	0,10	0,051	13,8	0,067	13,3
27	0,10	0,10	0,05	0,020	5,2	0,038	6,7

**Tabelle 9:** Maximale initiale Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL unter Variation der Materialparameter (Material) der Simulationen mit der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,2 N pro Zahn. Da die Variationen um die Standardmaterialparameter des PDLs herum erfolgten, sind die Standardmaterialparameter als Material 5, 13 und 18 in der Tabelle aufgeführt.

				Gesundes Burstone 0,6 N		Paro Burstone 0,6 N	
Material	E <sub>1</sub> [MPa]	E <sub>2</sub> [MPa]	ε <sub>12</sub>	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %
	Variation E <sub>1</sub>						
1	0,01	0,20	0,07	0,069	18,6	0,111	20,1
2	0,02	0,20	0,07	0,068	18,1	0,108	19,7
3	0,03	0,20	0,07	0,066	17,6	0,106	19,2
4	0,04	0,20	0,07	0,064	17,0	0,104	18,8
5	0,05	0,20	0,07	0,062	16,5	0,102	18,3
6	0,06	0,20	0,07	0,060	15,9	0,100	17,8
7	0,07	0,20	0,07	0,058	15,3	0,097	17,4
8	0,08	0,20	0,07	0,056	14,7	0,095	16,9
9	0,09	0,20	0,07	0,054	14,1	0,093	16,4
10	0,10	0,20	0,07	0,052	13,5	0,090	16,0
	Variation E <sub>2</sub>						
11	0,05	0,10	0,07	0,080	22,6	0,135	26,2
12	0,05	0,15	0,07	0,069	18,6	0,114	21,1
13	0,05	0,20	0,07	0,062	16,5	0,102	18,3
14	0,05	0,25	0,07	0,058	15,1	0,094	16,5
15	0,05	0,30	0,07	0,055	14,2	0,088	15,2
	Variation ε <sub>12</sub>						
16	0,05	0,20	0,05	0,054	14,2	0,092	16,3
17	0,05	0,20	0,06	0,058	15,4	0,097	17,3
18	0,05	0,20	0,07	0,062	16,5	0,102	18,3
19	0,05	0,20	0,08	0,066	17,6	0,107	19,3
20	0,05	0,20	0,09	0,069	18,6	0,111	20,2
21	0,05	0,20	0,10	0,073	19,6	0,116	21,2
	Variation E <sub>1</sub> , E <sub>2</sub> und ε <sub>12</sub>						
22	0,01	0,10	0,05	0,085	24,1	0,141	27,6
23	0,10	0,30	0,10	0,055	14,3	0,091	15,9
24	0,01	0,10	0,10	0,107	31,2	0,164	33,5
25	0,10	0,30	0,05	0,042	10,5	0,071	12,1
26	0,01	0,30	0,10	0,073	19,8	0,111	19,9
27	0,10	0,10	0,05	0,061	16,6	0,114	21,5

**Tabelle 10:** Maximale initiale Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL unter Variation der Materialparameter (Material) der Simulationen mit der Base-arch-Technik nach Burstone mit 0,6 N pro Zahn. Da die Variationen um die Standardmaterialparameter des PDLs herum erfolgten, sind die Standardmaterialparameter als Material 5, 13 und 18 in der Tabelle aufgeführt.

## 7.2 Ergebnisse der Simulationen der Mechanik zur Einzelzahnintrusion

Material				Gesundes Cantilever 1er 0,2 N		Paro Cantilever 1er 0,2 N	
	E <sub>1</sub> [MPa]	E <sub>2</sub> [MPa]	ε <sub>12</sub>	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %
	Variation E <sub>1</sub>						
1	0,01	0,20	0,07	0,032	10,0	0,044	11,3
2	0,02	0,20	0,07	0,031	9,4	0,043	10,7
3	0,03	0,20	0,07	0,029	8,4	0,042	10,2
4	0,04	0,20	0,07	0,026	7,3	0,041	9,5
5	0,05	0,20	0,07	0,023	6,3	0,038	8,7
6	0,06	0,20	0,07	0,021	5,5	0,036	7,9
7	0,07	0,20	0,07	0,019	5,0	0,033	7,2
8	0,08	0,20	0,07	0,017	4,5	0,030	6,6
9	0,09	0,20	0,07	0,015	4,0	0,028	6,1
10	0,10	0,20	0,07	0,014	3,7	0,026	5,7
	Variation E <sub>2</sub>						
11	0,05	0,10	0,07	0,024	6,4	0,042	9,4
12	0,05	0,15	0,07	0,023	6,3	0,040	8,9
13	0,05	0,20	0,07	0,023	6,3	0,038	8,7
14	0,05	0,25	0,07	0,023	6,3	0,037	8,5
15	0,05	0,30	0,07	0,023	6,2	0,037	8,4
	Variation ε <sub>12</sub>						
16	0,05	0,20	0,05	0,021	5,8	0,032	7,5
17	0,05	0,20	0,06	0,023	6,1	0,035	8,2
18	0,05	0,20	0,07	0,023	6,3	0,038	8,7
19	0,05	0,20	0,08	0,024	6,4	0,041	9,1
20	0,05	0,20	0,09	0,024	6,6	0,043	9,3
21	0,05	0,20	0,10	0,024	6,6	0,044	9,5
	Variation E <sub>1</sub> , E <sub>2</sub> und ε <sub>12</sub>						
22	0,01	0,10	0,05	0,030	9,0	0,046	11,1
23	0,10	0,30	0,10	0,014	3,7	0,026	5,7
24	0,01	0,10	0,10	0,047	14,3	0,069	16,5
25	0,10	0,30	0,05	0,014	3,7	0,025	5,3
26	0,01	0,30	0,10	0,040	12,9	0,054	13,9
27	0,10	0,10	0,05	0,014	3,7	0,026	5,7

**Tabelle 11:** Maximale initiale Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL unter Variation der Materialparameter (Material) der Simulationen mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 11 und 21 mit 0,2 N pro Zahn. Da die Variationen um die Standardmaterialparameter des PDLs herum erfolgten, sind die Standardmaterialparameter als Material 5, 13 und 18 in der Tabelle aufgeführt.

Material				Gesundes Cantilever 2er 0,2 N		Paro Cantilever 2er 0,2 N	
	E <sub>1</sub> [MPa]	E <sub>2</sub> [MPa]	ε <sub>12</sub>	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %	Auslenkung [mm]	Dehnung im PDL %
	Variation E <sub>1</sub>						
1	0,01	0,20	0,07	0,031	10,1	0,048	11,3
2	0,02	0,20	0,07	0,030	9,7	0,047	10,8
3	0,03	0,20	0,07	0,029	9,1	0,047	10,3
4	0,04	0,20	0,07	0,027	8,2	0,046	9,7
5	0,05	0,20	0,07	0,025	7,3	0,044	9,1
6	0,06	0,20	0,07	0,023	6,5	0,042	8,4
7	0,07	0,20	0,07	0,021	5,8	0,039	7,7
8	0,08	0,20	0,07	0,019	5,2	0,037	7,1
9	0,09	0,20	0,07	0,018	4,7	0,034	6,6
10	0,10	0,20	0,07	0,016	4,4	0,032	6,1
	Variation E <sub>2</sub>						
11	0,05	0,10	0,07	0,026	7,5	0,049	10,1
12	0,05	0,15	0,07	0,025	7,4	0,046	9,4
13	0,05	0,20	0,07	0,025	7,3	0,044	9,1
14	0,05	0,25	0,07	0,025	7,2	0,043	8,9
15	0,05	0,30	0,07	0,025	7,2	0,042	8,7
	Variation ε <sub>12</sub>						
16	0,05	0,20	0,05	0,022	6,5	0,037	7,7
17	0,05	0,20	0,06	0,024	7,0	0,041	8,5
18	0,05	0,20	0,07	0,025	7,3	0,044	9,1
19	0,05	0,20	0,08	0,026	7,5	0,047	9,6
20	0,05	0,20	0,09	0,026	7,6	0,050	10,0
21	0,05	0,20	0,10	0,026	7,6	0,052	10,5
	Variation E <sub>1</sub> , E <sub>2</sub> und ε <sub>12</sub>						
22	0,01	0,10	0,05	0,030	9,5	0,053	11,4
23	0,10	0,30	0,10	0,016	4,4	0,032	6,1
24	0,01	0,10	0,10	0,044	14,6	-	-
25	0,10	0,30	0,05	0,016	4,4	0,029	5,6
26	0,01	0,30	0,10	0,038	12,9	0,055	13,7
27	0,10	0,10	0,05	0,016	4,4	0,032	6,1

**Tabelle 12:** Maximale initiale Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL unter Variation der Materialparameter (Material) der Simulationen mit der Mechanik zur Einzelzahnintrusion der Zähne 12 und 22 mit 0,2 N pro Zahn. Da die Variationen um die Standardmaterialparameter des PDLs herum erfolgten, sind die Standardmaterialparameter als Material 5, 13 und 18 in der Tabelle aufgeführt.



	Zahnauslenkungen [mm]	Dehnungen im PDL [%]
Base-arch-Technik nach Burstone	<p><b>0,6 N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 0,064 mm  MW parod. Modell: 0,106 mm  Anstieg: 0,042 mm (%AW der MW: 65,6%)</p> <p><b>0,2N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 0,033 mm  MW parod. Modell: 0,052 mm  Anstieg: 0,019 mm (%AW der MW: 57,6%)</p>	<p><b>0,6 N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 17,3%  MW parod. Modell: 19,6%  Anstieg: 2,3% (%AW der MW: 13,3%)</p> <p><b>0,2N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 8,7%  MW parod. Modell: 9,5%  Anstieg: 0,8% (%AW der MW: 9,2%)</p>
Cantilever-Mechanik an Zahn 11 und 21	<p><b>0,2N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 0,024 mm  MW parod. Modell: 0,038 mm  Anstieg: 0,014 mm (%AW der MW: 58,3%)</p>	<p><b>0,2N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 6,7%  MW parod. Modell: 8,8%  Anstieg: 2,1% (%AW der MW: 28,1%)</p>
Cantilever-Mechanik an Zahn 12 und 22	<p><b>0,2N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 0,024 mm  MW parod. Modell: 0,043 mm  Anstieg: 0,019 mm (%AW der MW: 79,2%)</p>	<p><b>0,2N:</b></p> <p>MW gesundes Modell: 7,2%  MW parod. Modell: 8,9%  Anstieg: 1,7% (%AW der MW: 31,3%)</p>

**Tabelle 13:** Übersicht der Mittelwerte (MW) und prozentualen Abweichungen der Mittelwerte (% AW der MW) der maximalen initialen Zahnauslenkungen und maximalen Dehnungen im PDL aus den Simulationen der verschiedenen kieferorthopädischen Mechaniken. In Gegenüberstellung des parodontal gesunden und parodontal reduzierten Modells (parod. Modell).

### 7.3 Ergebnisse der differenzierten Untersuchung der Zahnbewegungen

Gesundes Burstone 0,2 N												
Material	Zahn 12						Zahn 11					
	Auslenkung [mm]			Rotation [°]			Auslenkung [mm]			Rotation [°]		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
5	0,006	-0,006	0,020	-0,077	-0,065	0,162	-0,005	-0,001	0,008	-0,030	0,005	0,058
22	0,005	-0,007	0,030	-0,090	-0,083	0,183	-0,008	-0,001	0,015	-0,043	0,005	0,082
23	0,004	-0,004	0,011	-0,049	-0,040	0,102	-0,002	0,000	0,004	-0,016	0,003	0,030
24	0,004	-0,010	0,047	-0,120	-0,112	0,236	-0,012	-0,001	0,026	-0,063	0,005	0,114
25	0,004	-0,004	0,011	-0,048	-0,039	0,101	-0,002	0,000	0,004	-0,015	0,003	0,030
26	0,002	-0,008	0,040	-0,093	-0,087	0,185	-0,011	-0,001	0,023	-0,053	0,002	0,092
27	0,004	-0,004	0,011	-0,049	-0,040	0,102	-0,002	0,000	0,004	-0,016	0,003	0,030

**Tabelle 14:** Ergebnisse der differenzierten Bewegungsanalyse der Burstone-Mechanik am parodontal gesunden Modell mit 0,2 N unter Variation der Standardmaterialparameter (Material). Die Auslenkungen und die Rotationen von Zahn 12 und Zahn 11 sind getrennt voneinander dargestellt.

Paro Burstone 0,2 N												
Material	Zahn 12						Zahn 11					
	Auslenkung [mm]			Rotation [°]			Auslenkung [mm]			Rotation [°]		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
5	0,027	-0,018	0,037	-0,128	-0,165	0,379	-0,005	-0,002	0,009	-0,082	0,010	0,225
22	0,039	-0,025	0,051	-0,182	-0,235	0,542	-0,006	-0,003	0,011	-0,113	0,013	0,319
23	0,020	-0,013	0,026	-0,101	-0,117	0,295	-0,002	-0,001	0,006	-0,046	0,003	0,133
24	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
25	0,015	-0,010	0,021	-0,080	-0,093	0,232	-0,002	-0,001	0,005	-0,039	0,004	0,110
26	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
27	0,020	-0,013	0,026	-0,102	-0,118	0,297	-0,002	-0,001	0,006	-0,046	0,003	0,133

**Tabelle 15:** Ergebnisse der differenzierten Bewegungsanalyse der Burstone-Mechanik am parodontal reduzierten Modell mit 0,2 N unter Variation der Standardmaterialparameter (Material). Die Auslenkungen und die Rotationen von Zahn 12 und Zahn 11 sind getrennt voneinander dargestellt.

Gesundes Cantilever 1er 0,2 N							Paro Cantilever 1er 0,2 N					
Zahn 11							Zahn 11					
Material	Auslenkung [mm]			Rotation [°]			Auslenkung [mm]			Rotation [°]		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
5	-0,004	-0,019	0,014	-0,070	-0,032	-0,081	0,003	-0,027	0,024	-0,096	-0,074	-0,052
22	-0,004	-0,020	0,022	-0,075	-0,047	-0,096	0,007	-0,028	0,032	-0,101	-0,100	-0,044
23	-0,004	-0,012	0,007	-0,045	-0,013	-0,055	-0,001	-0,021	0,013	-0,075	-0,036	-0,052
24	-0,001	-0,024	0,040	-0,095	-0,096	-0,093	0,017	-0,031	0,053	-0,116	-0,167	-0,010
25	-0,004	-0,012	0,007	-0,045	-0,013	-0,055	-0,002	-0,020	0,012	-0,072	-0,033	-0,051
26	-0,003	-0,022	0,036	-0,080	-0,075	-0,104	0,010	-0,026	0,042	-0,095	-0,120	-0,031
27	-0,004	-0,012	0,007	-0,045	-0,013	-0,055	-0,001	-0,021	0,013	-0,075	-0,036	-0,052

**Tabelle 16:** Ergebnisse der differenzierten Bewegungsanalyse der Mechanik zur Einzelzahnin-  
trusion an Zahn 11 mit einer Kraft von 0,2 N. Gegenüberstellung von parodontal gesundem und  
reduziertem Modell unter Variation der Standardmaterialparameter (Material). Die Auslenkungen  
und die Rotationen sind getrennt voneinander dargestellt.

Gesundes Cantilever 2er 0,2 N							Paro Cantilever 2er 0,2 N					
Zahn 12							Zahn 12					
Material	Auslenkung [mm]			Rotation [°]			Auslenkung [mm]			Rotation [°]		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
5	-0,010	-0,018	0,017	-0,050	-0,005	0,156	0,007	-0,024	0,032	-0,046	-0,125	-0,084
22	-0,115	-0,018	0,024	-0,046	-0,057	-0,179	0,012	-0,024	0,041	-0,042	-0,155	-0,078
23	-0,008	-0,013	0,009	-0,037	-0,028	-0,112	0,002	-0,021	0,020	-0,049	-0,084	-0,080
24	-0,012	-0,018	0,040	-0,044	-0,086	-0,187	-	-	-	-	-	-
25	-0,008	-0,013	0,009	-0,037	-0,003	-0,112	0,001	-0,019	0,019	-0,045	-0,075	-0,080
26	-0,014	-0,015	0,034	-0,033	-0,059	-0,195	0,012	-0,019	0,048	-0,023	-0,150	-0,066
27	-0,008	-0,013	0,009	-0,037	-0,028	-0,112	0,002	-0,021	0,020	-0,049	-0,084	-0,080

**Tabelle 17:** Ergebnisse der differenzierten Bewegungsanalyse der Mechanik zur Einzelzahnin-  
trusion an Zahn 12 mit einer Kraft von 0,2 N. Gegenüberstellung von parodontal gesundem und  
reduziertem Modell unter Variation der Standardmaterialparameter (Material). Die Auslenkungen  
und die Rotationen sind getrennt voneinander dargestellt.

## 8 Literaturverzeichnis

Abé H, Hayashi K, Sato M. Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues and Organs. Springer Verlag Tokyo, Berlin, Heidelberg, New York, 1996

Ali SA, Miethke HR. Invisalign, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: advantages and limitations. Dent Update 2012; 39: 254-256, 258-260

Amiri-Jezeh M, Marinello CP, Weiger R, Wichelhaus A. Auswirkung der kieferorthopädischen Zahnintrusion auf das Parodont. Klinische Studie zur Veränderung von Attachmentlevel und Sondierungstiefe bei intrudierten Incisivi. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2004; 114: 805-811

Bathe KJ. Finite-Elemente-Methoden. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 2002

Berkovitz BKB. The structure of the periodontal ligament- An update. Eur J Orthod 1990; 12: 51-76

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

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

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

Bourauel C, Reimann S, Rahimi A, Keilig L. Anwendung numerischer Methoden in der Zahnheilkunde - Computersimulation kieferorthopädischer, implantologischer und prothetischer Behandlungsaufgaben Teil 1. Digit Dent News 2007b; September: 14-18

Boyd RL, Leggott PJ, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96: 191-198

Burstone CJ. The rationale of the segmented arch. Am J Orthod 1962; 48: 805-821

Burstone CJ. The mechanics of segmented arch techniques. Am J Orthod 1966; 36: 99-120

Burstone CJ, Koenig HA. Force systems for an ideal arch. Am J Orthod 1974; 65: 270-289

Carlsen O. De permanente Fronttaender. Copenhagen: Odontologisk Boghandels Forlag, 1972

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 681-689

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

Deutsche Gesellschaft für Parodontologie, Kassenzahnärztliche Vereinigung Hessen, Landes Zahnärztekammer Hessen. Klassifikation der Parodontalerkrankungen. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2002

Dewhurst R. Assessment of computer customized brackets and positioning jigs. *Int J Orthod Milwaukee* 2012; 23: 53-58

Diedrich P. Parodontale Gesichtspunkte bei der kieferorthopädischen Behandlung Erwachsener. *Fortschr Kieferorthop* 1980; 41: 602-617

Diedrich P. Wechselbeziehungen zwischen Kieferorthopädie und Parodontologie. *Fortschr Kieferorthop* 1989; 50: 347-364

Diedrich P. Die Korrektur aufgefächerter Frontzähne, ein wichtiger kieferorthopädischer Beitrag zur ästhetischen Zahnheilkunde. *Fortschr Kieferorthop* 1992; 53: 304-311

Diedrich P. Präprothetische Kieferorthopädie. *J Orofac Orthop* 1996; 57: 102-116

Diedrich P. Kieferorthopädische Behandlung Erwachsener. In: Diedrich P, Hrsg. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000a: 173-208

Diedrich P. Segmentbogentechnik. In: Diedrich P, Hrsg. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000b: 221-232

Diedrich P, Fritz U. Wechselwirkungen zwischen Parodontologie und der kieferorthopädischen Behandlung Erwachsener. *Inf Orthod Kieferorthop* 2006; 38: 189-199

Eliasson L, Hugoson A, Kurol J, Siwe H. The effects of orthodontic treatment on periodontal tissues in patients with reduced periodontal support. *Eur J Orthod* 1982; 4: 1-9

Ericsson J, Thilander B, Lindhe J, Okamoto H. The effect of orthodontic tilting movements on the periodontal tissues of infected and non-infected dentitions in dogs. *J clin Periodont* 1977; 4: 278-293

Ericsson J, Thilander B. Orthodontic forces and recurrence of periodontal disease. *Am J Orthod* 1978; 74: 41-50

- Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axissymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6: 511-520
- Fuhrmann RAW. Nebenwirkungen und Risiken der kieferorthopädischen Therapie. In: Diedrich P, Hrsg. *Kieferorthopädie II*. München: Urban & Fischer, 2000: 67-83
- van Gastel J, Quirynen M, Teughels W, Pauwels M, Coucke W, Carels C. Microbial adhesion on different bracket types in vitro. *Angle Orthod* 2009; 79: 915-921
- Göz G. Zahnbewegung. In: Diedrich P, Hrsg. *Kieferorthopädie II*. München: Urban & Fischer, 2000: 27-45
- Haase A. Numerische Untersuchung zur initialen Zahnbeweglichkeit mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. Physikalisches Institut, Universität Bonn, Diplomarbeit, 1996
- Haase A, Bourauel C, Kobe D, Drescher D, Nellen B. Finite-Elemente-Berechnungen zur Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit und experimentelle Verifizierung. *Biomed Tech* 1996; 41 Ergänzungsband 1: 36-37
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. München: Urban & Fischer, 2007
- Hoffmann K. Cone-Beam-Tomographie mit FDP: Funktionsweise und Anwendungen. *Digit Dent News* 2008; Oktober: Sonderdruck
- Issler L, Ruoff H, Häfele P. Festigkeitslehre, Grundlagen. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2003
- de Jonge-Cohen TE. Mühlreiters Anatomie des menschlichen Gebisses. Leipzig: Arthur Felix, 1928
- Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. Histologie. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1996
- Juzanx I, Giovannoli JL. Kieferorthopädisch verursachter Gewebeumbau und parodontale Heilung. *Parodontologie* 2007; 3: 203-211
- Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 2010
- Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *Eur J Orthod* 2003; 25: 569-578
- Kayser D, Bourauel C, Braumann B, Jäger A. Vergleich Mechanischer Eigenschaften orthodontischer Nickel-Titan-Drähte. *Biomed Tech* 2002; 47: 334-342

Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 27-35

Krishnan V, Davidovitch Z. On a path to unfolding the biological mechanisms of orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2009; 88: 597-608

Lagravère MO, Flores-Mir C. The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: a systematic review. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 1724-1729

Lehmann KM, Hellwig E. *Zahnärztliche Propädeutik*. München: Urban & Fischer, 2005

Lindauer SJ, Isaacson RJ. One-couple orthodontic appliance systems. *Semin Orthod* 1995; 1: 12-24

Listgarten MA, 1999: *Mikroskopische Anatomie des Zahnhalteapparates*, Online-Kurs. <http://www.dental.pitt.edu/informatics/periostology/de/gu0404.htm> (Zugriffsdatum: 11.6.2012)

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

Melsen B, Agerbaek N, Eriksen J, Terp S. New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 104-116

Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 232-241

Mühlreiter E. *Anatomie des menschlichen Gebisses*. Leipzig: Arthur Felix, 1912

Pasler FA. *Zahnärztliche Radiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2008

Pihlstrom BL, Michalowicz BS, Johnson NW. Periodontal diseases. *Lancet* 2005; 366: 1809-1820

Polson A, Caton J, Polson AP, Nyman S, Novak J, Reed B. Periodontal response after tooth movement into intrabony defects. *J Periodontol* 1984; 55: 197-202

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 358-370

Proye MA, Polson AM. Effect of root surface alterations on periodontal healing. I. Surgical denudation. *J Clin Periodontol* 1982; 9: 428-440

Rahn B, Jonas I. Knochenumbaumechanismen und Kraftapplikation. Fortschr Kieferorthop 1980; 41:186-195

Reichert C, Hagner M, Jepsen S, Jäger A. Schnittstellen zwischen kieferorthopädischer und parodontaler Therapie. J Orofac Orthop 2011; 3: 165-186

Sander FG. Biomechanik der Zahnbewegung. In: Diedrich P, Hrsg. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000: 85-100

Sander FG, Sander FM, Sander C. Mulitbandapparatur. In: Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Kieferorthopädie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2011: 239-312

Schneider H. Kieferorthopädie. Linnich: Apollonia Verlag, 1994

Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2000

Schwarz AM. Die Gewebsveränderung bei orthodontischen Maßnahmen. Fortschr Orthod 1932; 2: 11-35

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

Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 1952; 56: 11-18

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

Vollmer D, Bourauel C, Jäger A, Drescher D. The location of the centre of resistance- a finite element analysis. Eur J Orthod 1998; 20: 647 (Abstract)

Wennström JL, Stokland BL, Nyman S, Thilander B. Periodontal tissue response to orthodontic movement of teeth with infrabony pockets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993; 103: 313-319

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

Wolf HF, Rateitschak-Plüss EM, Rateitschak KH. Farbatlant der Zahnmedizin 1, Parodontologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2004

Ziegler A. Numerische Simulation des biomechanischen Verhaltens mehrwurzeliger Zähne. Medizinische Fakultät der Universität Bonn, Inaugural-Dissertation, 2004

Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation of the biomechanical behavior of multi-rooted teeth. Eur J Orthod 2005, 27: 333-339



## 9 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel, Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie am Universitätsklinikum Bonn, für die Überlassung des interessanten Themas und die umfangreiche wissenschaftliche Betreuung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Bei Herrn Prof. Dr. med. dent. A. Jäger, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn, bedanke ich mich für die Beratung bei der Umsetzung besonders schwieriger kieferorthopädischer Fragestellungen.

Frau Dr. rer. nat. S. Reimann danke ich für die intensive technische Betreuung dieser Arbeit, ihre stetige Hilfsbereitschaft und das Heranführung an das wissenschaftliche Arbeiten.

Herrn Dr. rer. nat. L. Keilig gilt mein Dank für die kompetente Unterstützung bei der computertechnischen Umsetzung dieser Arbeit.

Dem gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie danke ich für die freundliche Unterstützung und die stets angenehme Arbeitsatmosphäre.

Herrn Dr. med. dent. C. Reichert, Kieferorthopäde an der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn, danke ich für das Aufzeigen interessanter Fragestellungen für diese Arbeit, seine positiven Rückmeldungen und große Unterstützung besonders in klinischen, kieferorthopädischen Fragen sowie für das Überlassen der Patientenbilder sehr herzlich.

Herrn PD Dr. med. dent. Ralf Schulze, Zahn-, Mund- und Kieferklinik der Universitätsmedizin Mainz, danke ich für das Überlassen der in dieser Arbeit verwendeten DVTs.

Allen Mitpromovenden danke ich für das kollegiale Miteinander, besonders Thomas Eßer, für die Unterstützung bei der Arbeit mit MSC.Marc/Mentat.

Mein herzlichster Dank gilt meinen lieben Eltern, die mir das Studium und die Promotionszeit ermöglicht und mich jederzeit nach Kräften unterstützt haben. Für den Rückhalt und die Ermutigungen im Studium und bei dieser Arbeit sowie für das Korrekturlesen danke ich Euch von Herzen. Michael Stahl danke ich ganz besonders dafür, dass er immer für mich da ist und mich bei der Durchführung dieser Arbeit stets motiviert hat.

Allen lieben Menschen, die mich im Studium und bei der Erstellung diese Arbeit, jeder auf seine Art, unterstützt haben, sei an dieser Stelle ein großer Dank ausgesprochen.