

Numerische und biomechanische Analyse kieferorthopädischer Behandlungen bei Patienten mit entzündungsfreiem parodontal geschädigten Gebiss

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

María Alicia Frias Cortez

aus Santa Cruz de la Sierra/Bolivien

2020

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachterin: PD Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm

Tag der Mündlichen Prüfung: 04.11.2020

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften

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

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meiner Mutter

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	8
1.	Einleitung	9
1.1	Einleitung	9
1.2	Literaturübersicht	10
1.2.1	Das gesunde Parodont	10
1.2.2	Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung	12
1.2.2.1	Phasen der Zahnbewegung	12
1.2.2.2	Kraft und Widerstandszentrum	13
1.2.2.3	Orthodontische Zahnbewegungen	14
1.2.3	Die kieferorthopädische Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss	15
1.2.3.1	Auswirkungen des geschädigten Parodonts auf die Phasen der Zahnbewegung	17
1.2.3.2	Kraftauswahl	18
1.2.3.3	Verankerung	19
1.2.4	Kraftsysteme zur Retrusion von Oberkieferfrontzähnen	20
1.2.5	Finite-Elemente-Methode	21
1.2.5.1	Die Finite-Elemente-Methode in der kieferorthopädischen Forschung	23
1.2.6	Materialeigenschaften dentaler Gewebe	24
1.3	Fragestellung und Ziele	25
2.	Material und Methoden	26
2.1	Cantilevermechanik	26
2.2	Erstellung der Finite-Elemente-Modelle	26
2.2.1	Generierung des parodontal reduzierten Finite-Elemente- Modells mit aufgefächerter Front	29
2.2.2	Generierung des parodontal reduzierten Finite-Elemente- Modells nach Verblockung der Front und Retraktionsmechanik	30
2.3	Übersicht über die Modelle	32

2.3.1	Kontaktparameter und Randbedingungen	32
2.3.2	Materialparameter	32
2.3.3	Variation der Materialparameter	34
2.3.4	Berechnung der Widerstandszentren	35
2.3.5	Kräfteübersicht der verschiedenen Simulationen	36
2.3.5.1	Variation der Kräfte beim Lückenschluss der Front	36
2.3.5.2	Kräfte bei der En-Masse-Retraktion der Frontzähne	39
3.	Ergebnisse	41
3.1	Widerstandszentren der parodontal reduzierten und gesunden Oberkieferfrontzähne	42
3.2	Simulationsreihen zum Lückenschluss der Front	44
3.2.1	Ergebnisse der Simulation des Lückenschlusses der aufgefächerten Front mit gleichen Kräften	44
3.2.2	Ergebnisse der Simulation des Lückenschlusses der aufgefächerten Front mit unterschiedlichen Kräften	48
3.3	Simulationsreihen zur En-Masse-Retraktion nach Verblockung der Front mit einer Cantilvermechanik	51
3.3.1	Simulation in der gesamten Front unter Annahme verschiedener Materialparameter	52
3.3.2	Simulation in der gesamten Front bei Variation der Intrusions- und Retraktionskräfte	55
3.3.3	Reine Retraktions- und Intrusionsbewegungen der mittleren Inzisiven bei Variation der Intrusions- und Retraktionskräfte	57
4.	Diskussion	63
4.1	Lage der Widerstandszentren	63
4.2	Einfluss des Knochenabbaus auf die Zahnbewegung	64
4.3	Einfluss der Materialparameter des Parodontalligaments	64
4.4	Diskussion der Ergebnisse der Simulationen des Lückenschlusses der aufgefächerten Front	65
4.5	Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der En-Masse- Retraktion der Front mit der Cantilvermechanik	67
4.6	Grenzen und Probleme der Finite-Elemente-Methode	69

4.7	Schlussfolgerung und klinische Empfehlungen	70
5.	Zusammenfassung	72
6.	Abbildungsverzeichnis	74
7.	Tabellenverzeichnis	79
8.	Literaturverzeichnis	80
9.	Danksagung	89

Abkürzungsverzeichnis

1-D	eindimensional
2-D	zweidimensional
3-D	dreidimensional
ε	Grenzdehnung
E-Modul, E	Elastizitätsmodul
et al.	et alii; und andere
FE	Finite-Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
GPa	GigaPascal
MPa	MegaPascal
μ	Querkontraktionszahl
N	Newton
PDL	Parodontalligament
PTM	Pathologische Zahnmigration (pathologic tooth movement)
TMA	Titan-Molybdän-Legierung (titanium molybdenum alloy)
WZ	Widerstandszentrum

1. Einleitung

1.1 Einleitung

Parodontitis ist eine Infektionserkrankung, die zu Entzündung des Zahnhalteapparates sowie progressivem Attachment- und Knochenverlust führt (Heidemann, 2005; Papapanou et al., 2018). Diese parodontale Erkrankung weist in 30-55,8 % der Fälle eine pathologische Zahnmigration (PTM) auf (Brunsvold, 2005; Martínez-Canut et al., 1997; Towfighi et al., 1997).

Eine PTM entsteht, wenn die ausgleichenden Faktoren, die die physiologische Zahnposition gewährleisten, von einer Parodontitis beeinträchtigt sind (Martínez-Canut et al., 1997). Der Abbau von parodontalen Geweben spielt neben anderen eine wichtige Rolle in der Ätiologie der PTM, der Knochenverlust ist sogar der wichtigste Faktor (Martínez-Canut et al., 1997; Towfighi et al., 1997). Die PTM kann eine starke dentale Entstellung verursachen und das Selbstbewusstsein des Patienten beeinträchtigen. Das ist in vielen Fällen die Motivation des Patienten eine parodontale Behandlung gefolgt von einer orthodontischen Therapie zu suchen (Oh, 2011). Proinklination, Auffächerung, Drehstände und Supraokklusion der maxillären Frontzähne sind Folgen einer fortgeschrittenen Parodontalerkrankung (Diedrich, 1992; Melsen und Agerbæk, 1994; Ong und Wang, 2002; Towfighi et al., 1997). Durch die häufige Extrusion der betroffenen Frontzähne (Cardaropoli, 2009; Melsen und Agerbæk, 1994; Re et al., 2000; Romano und Landsberg, 2002) entsteht ein Tiefbiss (Melsen und Agerbæk, 1994). Dieser wird durch Attachmentverlust im Frontzahnbereich verursacht. Diese so wie andere Fehlstellungen können durch eine traumatische Okklusion weitere Schäden an den parodontalen Geweben verursachen (Kaufman et al., 1984). Des Weiteren kann durch diese Änderung in der Zahnstellung die Mundhygiene erschwert werden (Ong und Wang, 2002). In Fällen von parodontaler Erkrankung ist es möglich, mit einer kombinierten parodontalkieferorthopädischen Behandlung funktionelle und ästhetische Probleme zu lösen (Corrente et al., 2003; Diedrich, 1992; Melsen und Agerbæk, 1994; Ogino et al., 2006), mit einer zufriedenstellenden Langzeitprognose, sofern der Patient motiviert ist und gut auf initiale parodontale Behandlung reagiert (Ong und Wang, 2002).

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein numerisches Verfahren der Ingenieursmechanik, das in den letzten Jahren verstärkt in der kieferorthopädischen Forschung verwendet wird (Bourauel et al., 2007). In dieser Studie wurden die initialen Zahnbewegungen und Dehnungen des Parodontalligaments (PDL) in einem parodontal reduzierten Gebiss in zwei klinischen Situationen simuliert. Der Lückenschluss aufgefächerter Frontzähne mit elastischen Ketten und die En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik wurden anhand dieser Modelle untersucht.

1.2 Literaturübersicht

Grundsätzlich ist es bei der Planung einer kieferorthopädischen Behandlung von großer Bedeutung, die biologischen und biomechanischen Grundlagen zu berücksichtigen, um unerwünschte Nebenwirkungen, wie Wurzelresorptionen oder Beschädigung von parodontalen Geweben zu vermeiden. Allerdings spielen diese Grundlagen bei parodontalen Patienten eine äußerst wichtige Rolle, da die Stütz- und Knochengewebe schon beeinträchtigt sind (Fuhrmann, 2000; Göz, 2000). Anschließend werden sowohl die Anatomie des Parodontiums als auch die biomechanischen Grundlagen der Zahnbewegung kurz beschrieben. Ebenfalls wird die Anwendung der FEM in der kieferorthopädischen Forschung erläutert.

1.2.1 Das gesunde Parodont

Das Parodont, auch Parodontium oder Zahnhalteapparat genannt, besteht aus verschiedenen Hart- und Weichgeweben. Diese sind: die Gingiva, das Wurzelzement, der Alveolarknochen und das dazwischenliegende Periodontalligament oder Desmodont (s. Abb. 1; Göz, 2000). Das Parodont beinhaltet alle Gewebe, die den Zahn ernähren. Seine Aufgaben sind u.a. Stabilisierung des Zahnes im Kiefer, Anpassung an funktionelle und topografische Veränderungen, Dämpfung von Belastungen und Ermöglichen von Zahnstellungsänderungen (Müller, 2012).

Gingiva

Die Gingiva, bzw. das Zahnfleisch, umfasst das Weichgewebe von der Mundschleimhautgrenze (mukogingivale Grenzlinie) bis zu den Zahnhälsen und ist fest verbunden mit dem Alveolarfortsatz der unter ihr liegt (Gängler et al., 2005). Klinisch ist das gesunde

Zahnfleisch straff und blass-rosa bei Menschen nordeuropäischer Herkunft und bei südeuropäischen, afrikanischen und asiatischen Populationen ist die Farbe mehr oder weniger dunkel, hat eine orangenschalenähnliche Stippelung der Oberfläche und blutet nicht bei Berührung (Müller, 2012).

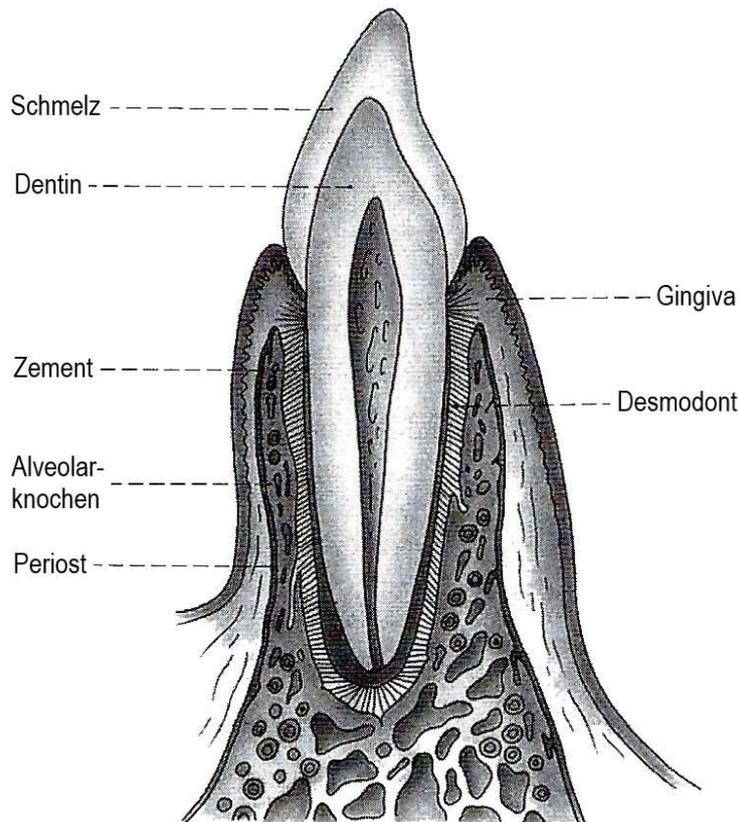


Abb. 1: Zahn mit parodontalen Geweben (modifiziert nach Göz, 2000). Die einzelnen Strukturen sind bezeichnet.

Wurzelzement

Das Wurzelzement ist ein höher differenziertes Hartgewebe, das die Oberfläche der Zahnwurzel bedeckt und der Verankerung des PDLs dient. Es handelt sich um ein nicht vaskularisiertes Gewebe dessen chemische Zusammensetzung ähnlich wie die des Knochens ist. Die Schmelz-Zement-Grenze ist unter normalen Umständen vollständig von gesundem Gingivagewebe bedeckt (Gängler et al., 2005).

Alveolarknochen

Die Alveolarfortsätze bestehen aus einer äußeren dünnen Knochenwand bedeckt von Periost und einer stark durchlöcherten inneren Knochenplatte, der Lamina cribiformis.

Diese bildet die innere Alveolenwand. Die Lamina cribiformis ist mit zahlreichen Öffnungen für Gefäße und Nervenfasern ausgestattet, die das desmodontale Netz versorgen. Zwischen beiden kompakten Knochenschichten liegt bei ausreichendem Abstand der spongiöse Knochen (Göz, 2000; Gängler et al., 2005).

Parodontalligament

Das PDL, bzw. die Wurzelhaut, ist ein konnektives außerordentlich zell- und faserreiches Bindegewebe das den Zahn über das Wurzelzement und den Alveolarknochen in seiner Alveole befestigt. Die desmodontalen Faserbündel werden von der Faserrichtung her als suprakrestale, horizontale, schräge, interrädikuläre und apikale Fasern beschrieben. Die Anteile der Fasern, die entweder im Wurzelzement oder im Alveolarknochen inseriert sind, werden Sharpey-Fasern genannt (Müller, 2012). Als Verbindungselement zwischen Zahnwurzel und Alveolarknochen bestimmt es die Auslenkung eines Zahnes als direkte Reaktion auf die Kräfte und Momente, die an der Zahnkrone angreifen. Aus diesem Grund ist das Parodontalligament in der Kieferorthopädie von besonderer Bedeutung (Göz, 2000).

1.2.2 Biomechanische Grundlagen der Zahnbewegung

Proffit (1993) beschrieb das Ziel der kieferorthopädischen Behandlung als “die Herstellung einer bestmöglichen okklusalen Beziehung im Rahmen einer akzeptablen fazialen Ästhetik, mit einem stabilen Behandlungsergebnis”. Die Kieferorthopädie besteht aus Zahnbewegungen innerhalb des Kiefers von einer Position zu einer anderen aus ästhetischen oder funktionellen Gründen (Proffit, 1993). In der Kieferorthopädie resultiert die Anwendung kontrollierter Kräfte an einem Zahn in einer Zahnbewegung (Ong und Wang, 2002). Für den Kliniker ist es von Interesse, die Grundlagen der Zahnbewegung zu verstehen, um die Behandlungszeit zu reduzieren, woraus Patientenzufriedenheit resultiert.

1.2.2.1 Phasen der Zahnbewegung

Asiry (2018) erläuterte in seinem Literatur-Review die Phasen der Zahnbewegung, wie sie von Burstone beschrieben wurden: eine initiale Phase, eine Latenzphase und eine Postlatenzphase. In der ersten Phase tritt die Bewegung unmittelbar nach der Anwen-

derung einer Kraft ein. Die Bewegung findet durch die Auslenkung des Zahnes im Parodontalspalt statt. In der Regel erfolgt die initiale Zahnbewegung in den ersten 24 bis 48 Stunden (Burstone, 1962). Die Zahnbewegung findet innerhalb der Alveole statt. In dieser Arbeit werden die initialen Zahnauslenkungen, die innerhalb dieser Phase entstehen, mit Hilfe verschiedener Simulationen berechnet und verglichen. Durch die an den Zähnen angewendeten Kräften entsteht eine Kompression und Dehnung des PDLs (Göz, 2000).

Nach der initialen Phase folgt eine Latenzphase, in der eine minimale oder gar keine Bewegung stattfindet. In dieser Phase wird das komprimierte PDL hyalinisiert (Göz, 2000). In der Latenzphase wird die Zahnbewegung im Zeitraum von zwanzig bis dreißig Tagen angehalten und in der Zeit werden die nekrotischen Gewebe an den Stellen des komprimierten Knochens und PDLs von Makrophagen, Fremdkörper-Riesenzellen und Osteoklasten beseitigt (Krishnan und Davidovitch, 2006).

Die dritte Phase ist die Postlatenzphase in der die Bewegung des Zahnes sich allmählich oder abrupt erhöht. In der Regel findet diese Phase vierzig Tage nach der initialen Kraftanwendung statt (Krishnan und Davidovitch, 2006).

1.2.2.2 Kraft und Widerstandszentrum

Eine kieferorthopädische Kraft wird definiert durch ihre Größe, Richtung, Dauer und dem Angriffspunkt. Die Größe und Richtung einer Kraft wird durch einen Vektor repräsentiert. Die optimalen Kraftgrößen für verschiedene Zähne und Bewegungen wurden von Reitan beschrieben. Sowohl bei wurzelresorbierten Zähnen als auch bei horizontalem Knochenabbau im Bereich des Alveolarfortsatzes sind die Wurzeloberfläche kleiner. Insgesamt sollte der durch die eingesetzte Kraft entstehende Druck 1 N/cm^2 Wurzeloberfläche nicht überschreiten (Kahl-Nieke, 2001).

Das Widerstandszentrum ist der Punkt des größten Widerstands eines Zahnes (Aruna, 1995). Der Zahn kann als starrer Körper betrachtet werden, jedoch nicht als freier starrer Körper, da er durch das Parodont im Knochen gelagert ist. Daher ist er als gestützter starrer Körper zu betrachten. Bewegungen durch Kräfte oder Drehmomente werden durch die Interaktion zwischen Zahn und Zahnhalteapparat am Widerstandszentrum

erreicht. Wenn der Kraftvektor durch das Widerstandszentrum (WZ) eines Zahnes verläuft, ergibt sich eine Parallelverschiebung oder Translation des Zahnes (Kahl-Nieke, 2001). Wenn die Kraft auf ein Bracket appliziert wird, verläuft der Kraftvektor nicht durch das WZ. Dies ergibt eine Kombination aus einer Translation und einer Rotation. Diese Kippungen werden in der Kieferorthopädie mit Rotationszentren beschrieben (Sander et al., 2011). Als Rotationszentrum wird der Punkt bezeichnet, um den sich ein starrer Körper scheinbar dreht (Kahl-Nieke, 2001).

Die Lage des WZ eines Zahnes wird von mehreren Faktoren, wie Wurzellänge und -form, Anzahl der Wurzeln, Höhe des knöchernen Attachments, Dicke und Qualität der zervikalen Bindegewebsmanschette und des PDLs bestimmt. Das WZ eines einwurzeligen Zahnes im jugendlichen, parodontal gesunden Gebiss befindet sich etwa am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel und bei einem mehrwurzeligen Zahn 1-2 mm apikal der Furkation (Sander et al., 2011).

1.2.2.3 Orthodontische Zahnbewegungen

Es gibt verschiedene orthodontische Zahnbewegungen und Methoden der Kraftapplikationen, die möglich sind um diese Bewegungen zu erreichen. Orthodontische Zahnbewegungen meist klassifiziert in Kippung, Aufrichtung, Torque, körperliche Bewegung (Translation), Rotation und reine Wurzelbewegung. Der Kraftangriffspunkt bestimmt die resultierende Bewegung eines Zahnes (Kahl-Nieke, 2010; Williams et al., 2000; vgl. Abb. 2).

Die unkontrollierte Kippung ist die einfachste Form der Zahnbewegung. Das Einsetzen einer einzelnen Kraft im Bereich der Zahnkrone kann eine Kippung bewirken. Alle anderen unten beschriebenen Zahnbewegungen benötigen zusätzlich zur Kraft ein Kräftepaar. Durch die applizierte Kraft gibt der Zahn im Bereich des geringsten Widerstandes nach. Die Krone bewegt sich in Krafrichtung und die Wurzel in die entgegengesetzte Richtung (Williams et al., 2000). Der Drehpunkt des Zahnes befindet sich in diesem Fall 1-2 mm apikal des Widerstandszentrums (Kahl-Nieke, 2001).

Bei Aufrichtung und Torque wird die Kippung verhindert und die Wurzelspitze kontrolliert bewegt. Unter Aufrichtung versteht man die mesiale oder distale Bewegung der

Wurzelspitze. Der Torque hingegen bezieht sich auf die labiale oder linguale Bewegung der Wurzelspitze. Diese kontrollierte Kippung erreicht man durch das Anbringen einer torquenden oder aufrichtenden Kraft auf den Zahn. Bei dieser Form der Zahnbewegung liegt das Rotationszentrum am Apex (Williams et al., 2000).

Die Translation entspricht einer körperlichen Zahnbewegung, eine gleichgroße Bewegung von Krone und Wurzel in dieselbe Richtung (Williams et al., 2000). Wenn der Kraftangriff durch das Widerstandszentrum des Zahnes läuft und das Rotationszentrum im Unendlichen liegt, wird ein Zahn körperlich bewegt (Kahl-Nieke, 2001).

Zentrische Rotationen werden erreicht durch das Anbringen eines Kräftepaars im Bereich der Zahnkrone (Williams et al., 2000). Bei einer reinen Wurzelbewegung liegt der Kraftangriff apikal des Widerstandszentrums des Zahnes und das Rotationszentrum inzisal (Kahl-Nieke, 2001).

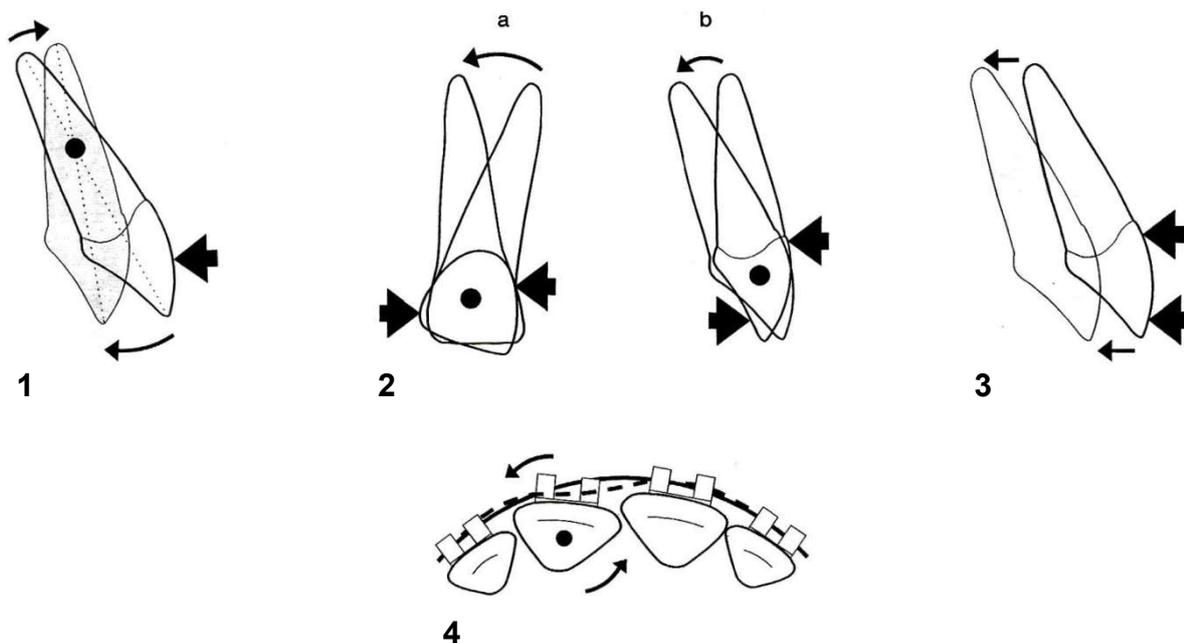


Abb. 2: 1 Unkontrollierte Kippung. 2a Aufrichtung. 2b Torque. 3 Translation. 4 Zentrische Rotation (modifiziert nach Williams et al., 2000).

1.2.3 Die kieferorthopädische Behandlung im parodontal reduzierten Gebiss

Vor allem bei der Behandlung erwachsener Patienten ist es äußerst wichtig zu beachten, dass jede orthodontische Maßnahme einen parodontalen Aspekt hat. Bei der

orthodontischen Therapieplanung spielen biologische Faktoren des Parodontiums, wie Länge und Form der Zahnwurzeln, Breite und Höhe des Alveolarknochens oder die Beschaffenheit der Gingiva grundsätzlich eine Rolle. Die Größe der Kraftapplikation, das Verhältnis von Moment zu Kraft u.a. müssen bei der kieferorthopädischen Behandlungsplanung beachtet werden. Bei der Therapie erwachsener Patienten liegen oft parodontale Schäden bereits vor (Göz, 2000).

Die orthodontische Therapie wird gezielt zur Unterstützung der Parodontalbehandlung bei Fällen wie z.B. traumatischem Einbiss, ektopischer Zahnposition, pathologischen Zahnwanderungen und infraalveolären Taschen angewendet (Heidemann, 2005). Voraussetzung dafür ist allerdings, dass das Parodont zu Beginn und im weiteren Verlauf der orthodontischen Behandlung durch parodontaltherapeutische Maßnahmen entzündungsfrei gehalten wird (Reichert et al., 2011).

Die Behandlung von Patienten mit fortgeschrittener parodontaler Krankheit kann vorteilhaft im Sinne eines partiellen Attachmentgewinns sein (Cardaropoli et al., 2001; Corrente et al., 2003). Orthodontische körperliche Zahnbewegungen verursachen unabhängig von der Höhe des Parodonts keine weiteren parodontalen Schäden, vorausgesetzt das parodontale Gewebe wird entzündungsfrei gehalten (Ericsson und Thilander, 1978; Ericsson et al., 1978; Melsen, 1986). Einige Studien zeigten, dass bei guter Mundhygiene eine kombinierte parodontal-orthodontische Therapie neue Attachmentbildung und klinischen Attachmentgewinn ergeben könnte (Corrente et al., 2003; Melsen et al., 1988; Melsen et al., 1989). Ohs Studie (2011) ergab, dass nach orthodontischer Retraktion und Intrusion der Front die gingivalen Rezessionen am Ende der Behandlung kleiner wurden. Die Röntgenaufnahmen wiesen keinen weiteren Knochenabbau auf. In der Studie von Corrente et al. (2003) wurden Patienten mit fortgeschrittener parodontaler Krankheit und einer dadurch entstandenen pathologischen Auffächerung der Frontzähne parodontal-orthodontisch kombiniert behandelt. Die genannte Studie ergab sogar einen radiologischen Knochengewinn, eine klinische Verbesserung des Attachmentniveaus, eine Reduktion der Sondierungstiefe und der gingivalen Rezession. Fallberichte (Inocencio und Sandhu, 2008; Romano und Landsberg, 2002) und Fallberichtserien (Cardaropoli et al., 2001) zeigten, dass bei Patienten mit fortgeschrittener parodontaler Krankheit und PTM eine Intrusion der Zähne sich als klinisch vorteilhaft erwies. Viele

Studien berichteten über erfolgreiche orthodontische Behandlungen bei Patienten mit reduzierten parodontalen Stützgeweben und stimmten darin überein, dass die Entzündung in Verbindung mit der Parodontitis vor, während und nach der orthodontischen Behandlung gewissenhaft kontrolliert werden muss (Årtun und Urbye, 1988; Boyd et al., 1989; Diedrich, 1980; Eliasson et al., 1982; Re et al., 2000).

Bei Patienten mit einem parodontal reduzierten Gebiss ist eine sorgfältige Planung der Retentionsgeräte von hoher Relevanz für die Stabilität der orthodontischen Therapie. In der Retentionsphase ist eine weitere enge Zusammenarbeit zwischen Patient, Parodontologe und Kieferorthopäde von besonderer Bedeutung wegen des erhöhten Rezidivrisikos und den neuen möglichen entzündlichen Prozessen (Årtun, 1984; Årtun et al., 1987; Erverdi et al., 2004; Fukunaga et al., 2006; Oh, 2011).

Die veränderte biologische und pathologische Ausgangssituation im Erwachsenenengebiss muss für eine erfolgreiche orthodontische Behandlung bei parodontalen Patienten in Betracht gezogen werden. Dafür sind profunde Kenntnisse der Knochenbiologie, der Parodontaldestruktion und der Biomechanik der Zahnbewegung zwingend notwendig (Heidemann, 2005).

1.2.3.1 Auswirkungen des geschädigten Parodonts auf die Phasen der Zahnbewegung

Nach der Pubertät sind orthopädische Effekte nicht mehr zu erzielen, da die Anpassungsfähigkeit der Kondylen und Suturen abgeschlossen ist. Orthodontische Behandlungen sind jedoch weiterhin noch möglich. Der Grund dafür ist die weiterbestehende Reaktionsfähigkeit im Parodontium und im Periost, die aber mit zunehmendem Lebensalter abnimmt. Am stärksten betroffen ist die osteoplastische Fähigkeit des Periostes. Die Knochenapposition in Bewegungsrichtung ist notwendig, damit die vestibulären bzw. bukkalen Knochenlamellen erhalten bleiben. Dadurch können knöcherne Dehiszenzen auftreten. Zusätzlich zu der Verringerung der Knochenplastizität nimmt mit zunehmendem Alter die Belastbarkeit kollagenfaserreicher Bänder ab (Göz, 2000). Dadurch ist es wahrscheinlicher, dass ausgeprägte desmodontale Kompressionsbezirke mit Zirkulationsstörung und Hyalinisation entstehen (Göz, 2000; Ong und Wang, 2002).

In der zweiten Phase der Zahnbewegung (Burstones Latenzphase) hängen Ausdehnung und Dauer der Hyalinisation u.a. von der desmodontalen Grundzirkulation ab. Bei älteren Patienten mit einer reduzierten Grundzirkulation werden Hyalinisationsphasen länger und häufiger (Göz, 2000; Ong und Wang, 2002). Die hyalinisierten Zonen bilden sich leichter an der komprimierten Seite eines Zahnes der orthodontisch bewegt wird und können eine Zeitlang die Zahnbewegung ggf. aufhalten. Diese Verzögerung der Zahnbewegung variiert von kurzen zu längeren Zeiträumen, mit der Anwendung von entsprechend kleinen oder großen Kräften (Ong und Wang, 2002).

Die hyalinisierte Zone wird durch die Regeneration des PDLs beseitigt und anschließend kann sich der Zahn in der Postlatenzphase (Burstone, 1962) wieder bewegen. Es wurde gezeigt dass keine Regeneration des PDLs stattfindet, wenn eine Entzündung an den parodontalen Geweben vorhanden ist. Aus diesem Grund muss die Entzündung anhand einer parodontalen Behandlung kontrolliert werden (Ong und Wang, 2002). Mit zunehmendem Alter nimmt auch die zelluläre Reaktionsbereitschaft ab, die bei der dritten Phase der Zahnbewegung erforderlich ist, damit Resorptions-, Appositions- und Reparationsprozesse stattfinden können (Göz, 2000).

1.2.3.2 Kraftauswahl

Durch Altersinvolution des Alveolarknochens entsteht Attachmentverlust. Hierdurch verlagert sich das WZ mehr zur Wurzelspitze und der Attachmentverlust muss bei einer orthodontischen Erwachsenentherapie beachtet werden. Der Abstand vom Kraftangriffspunkt zum WZ wird größer und demzufolge muss bei Anwendung einer Kraft an der Krone das Drehmoment auch größer werden. Daher treten Kippungen auf, die durch die Apparatur kompensiert werden müssen. Bei einer Reduktion der Wurzeloberfläche muss die Kraftgröße reduziert werden. Attachmentverlust kann im marginalen und apikalen Bereich beobachtet werden. Bei einer orthodontischen Behandlung haben marginale Parodontalschädigungen (Attachmentverlust bzw. gingivale Rezession) qualitativ eine wesentlich größere Bedeutung im Vergleich zu einem apikalen Attachmentverlust (Göz, 2000).

Aufgrund der oben genannten Gründe sollte die orthodontische Erwachsenenbehandlung mit kleinen Kräften durchgeführt werden und diese sollten nur langsam gesteigert

werden. Dadurch werden die orthodontischen Möglichkeiten begrenzt (Göz, 2000).

Die wichtigsten Faktoren, um gute Ergebnisse in der Behandlung von Extrusion und Auf-fächerung der Frontzähne bei Patienten mit reduziertem Parodont zu erreichen, sind der Einsatz von leichten und ununterbrochenen intrusiven kieferorthopädischen Kräften und dass keine gingivale Entzündung vorhanden ist (Brunsvold, 2005; Cardaropoli et al., 2001; Maeda et al., 2005; Melsen et al., 1988; Melsen et al., 1989; Melsen und Agerbæk, 1994; Romano und Landsberg, 2002). Die Entzündung, verbunden mit Parodontitis, muss sorgfältig bevor, während und nach der kieferorthopädischen Behandlung kontrolliert werden (Årtun und Urbye, 1988; Boyd et al., 1989; Eliasson et al., 1982; Re et al., 2000).

Die Kombination von parodontaler Behandlung und kieferorthopädischer Intrusion ergibt eine Renivellierung der behandelten Inzisiven mit radiologischer Knochenfüllung, Reduzierung der Sondierungstiefe und der gingivalen Rezession (Corrente et al., 2003), neuer Attachmentbildung und Zunahme des klinischen Attachmentniveaus, wenn eine gute Mundhygiene aufrechterhalten wird (Corrente et al., 2003; Melsen et al., 1988; Melsen et al., 1989; Oh, 2011).

Da exzessive Kräfte das apikale und marginale Periodontium beschädigen können, wäre es besonders hilfreich, die optimalen Kraftgrößen festzustellen, die bei einem reduzierten Parodont angewendet werden sollten (Göz, 2000). Bei parodontal reduzierten Gebissen ergibt der Alveolarknochenverlust eine apikale Verlagerung des WZs und der Nettoeffekt ist, dass der Zahn mehr zur Kippung neigt, als sich körperlich zu bewegen (Ong und Wang, 2002).

1.2.3.3 Verankerung

Außer den oben genannten Faktoren muss noch eine weitere Auswirkung, die der Attachmentverlust auf die orthodontische Biomechanik hat, berücksichtigt werden. Die Verankerungsqualität von parodontal geschwächten Zähnen ist reduziert, womit es schwieriger wird, reaktive Nebeneffekte zu verhindern. Allerdings ist es schwierig, eine ausreichende Verankerung bei Patienten mit Parodontitis im Laufe einer orthodontischen Behandlung wegen der reduzierten parodontalen Stützgewebe zu erreichen

(Suzuki et al., 2019). Zu den klassischen Verankerungshilfsmitteln, wie z.B. Headgear und Nance-Apparaturen, wird in letzter Zeit in den kieferorthopädischen Therapien die skelettale Verankerung angewendet (Diedrich und Fritz, 2006). Dies ermöglicht die Bewegung von einzelnen oder mehreren Zähnen gleichzeitig (En-Masse-Retraktion) oder sogar einem kompletten Gebiss innerhalb eines kurzen Zeitraums ohne auf die Mitarbeit des Patienten angewiesen zu sein (Suzuki et al., 2019). Um eine stabile Verankerung zu erzielen, werden Implantate (Haanaes et al., 1991; Ödman et al., 1988; Prosterman et al., 1995), Minipins (Kuroda et al., 2004; Park et al., 2001; Roberts et al., 1990) und Miniplates (Erverdi et al., 2004; Sherwood et al., 2002; Umemori et al., 1999) verwendet.

1.2.4 Kraftsysteme zur Retrusion von Oberkieferfrontzähnen

Bei Patienten, die kein Wachstum mehr aufweisen, und bei Patienten mit Tiefbiss wurde das Einsetzen von Segmentbogenmechaniken zur Intrusion der Inzisiven mit leichten Kräften empfohlen (Burstone, 1977). Die Studien von Melsen et al. (1988, 1989) haben gezeigt, dass die kombinierte orthodontische Intrusion und parodontale Behandlung die beeinträchtigten parodontalen Bedingungen bei guter Mundhygiene und gesunden Geweben verbessert. Re et al. (2000) zeigten in einer 12-jährigen Studie, dass eine orthodontische Behandlung nicht mehr bei der Behandlung einer fortgeschrittenen Parodontitis kontraindiziert ist. In solchen Fällen kann die kieferorthopädische Behandlung die Chancen erhöhen, parodontal geschädigte Zähne zu retten oder zu versorgen.

Es gibt verschiedene Retraktionsmechaniken, wie unterschiedliche Loops, Gleitmechaniken, Cantilever, Zugfeder, elastische Ketten usw. (Bennett und McLaughlin, 1990; Burstone und Koenig, 1976; Burstone, 1982; Chaconas et al., 1974; Faulkner, 1989; Haskell et al., 1990). Bei einigen Mechaniken ist es allerdings möglich, die Korrekturen der Zahnfehlstellung kontrollierter durchzuführen als bei anderen. Das heißt, dass die Kippung der Frontzähne bei der Retraktion so gering wie möglich gehalten wird. Daher ist es von großer Bedeutung, geeignete Mechaniken auszuwählen, bei denen die orthodontischen Kräfte gut dosiert werden können. Zu hohe Kräfte können zu einem Verlust von Gewebe führen (Fuhrmann, 2000; Göz, 2000). Aus diesem Grund ist eine segmentierte Vorgehensweise bei einer orthodontischen Therapie im parodontal reduzierten Gebiss zu empfehlen (Diedrich, 2000; Melsen et al., 1989). In dieser Studie

wurde eine Cantilever-Retraktionsmechanik mit Teilbögen und elastischen Ketten simuliert. Diese Mechanik ist klinisch erprobt (Abb. 3).

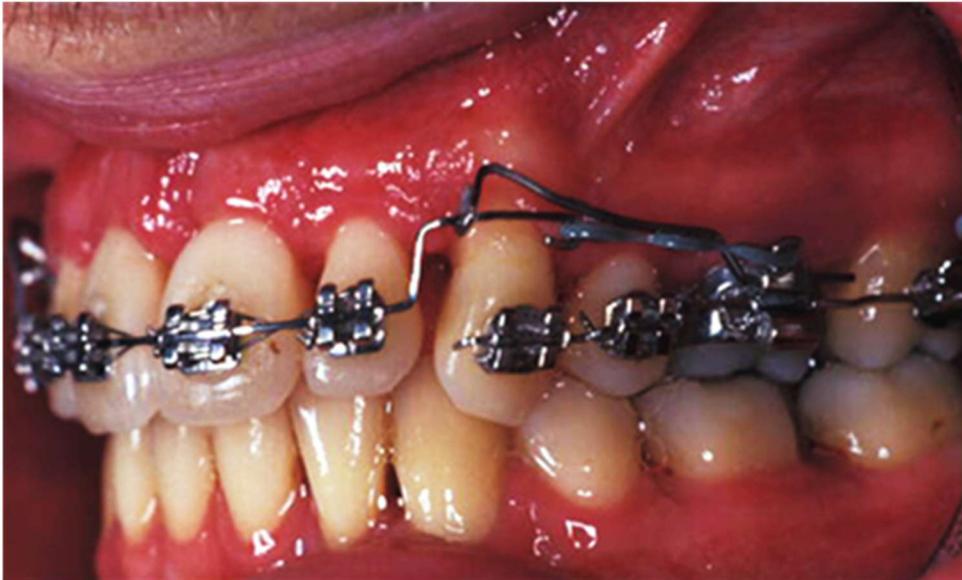


Abb. 3: Retraktionsmechanik mit Cantilever nach Verblockung der Front (Quelle: Dr. C. Reichert, Poliklinik für Kieferorthopädie, Universität Bonn).

1.2.5 Finite-Elemente-Methode

Die FEM ist ein numerisches Verfahren, das in unterschiedlichen Bereichen angewendet wird. Sie wurde ursprünglich 1956 in der Luftfahrtindustrie entwickelt. Die Pioniere bei der Entwicklung und Anwendung der Finite-Elemente-Methode waren die Hochschulen und die Luft- und Raumfahrt. Seitdem wurde dieses weit verbreitete Verfahren auch im Bauingenieurwesen verwendet. Anwendungsprogramme haben in der Industrie durch individuelle Simulationen zur Vereinfachung von Versuchen geführt. Anfang der 1970er Jahre wurde die FEM zum ersten Mal in der dentalen Biomechanik eingesetzt (Farah et al., 1973). Es handelt sich um ein numerisches Verfahren, das zur Lösung physikalischer Probleme angewandt wird (Bathe, 2002). Computer werden zur Ermittlung von Spannungen und Dehnungen an komplizierten, analytisch nicht berechenbaren belasteten Bauteilen angewendet (Fröhlich, 1995).

Gelagerte Körper, die durch äußere Kräfte bzw. Momente belastet werden, verformen sich. Diese Formveränderung kann beispielsweise durch die FEM berechnet werden. Bei der Finite-Elemente-Methode wird ein kompliziert gestalteter Körper in eine endliche

Anzahl (finiter) Elemente, also kleine, einfach geformte Teile zerlegt. Diesen Vorgang nennt man Diskretisierung. Das Verhalten der kleinen Teile ist bekannt und berechenbar (Fröhlich, 1995). Es gibt verschiedene geometrische Elementtypen, die ein-, zwei- oder dreidimensional aufgebaut sind. Diese sind in Abb. 4 veranschaulicht.

Die Endpunkte eines Elements werden Knoten genannt. Jeder Elementtyp hat eine bestimmte Knotenanzahl. Die einzelnen Elemente verbinden sich miteinander über die Knoten in Form von Netzen, deren Gestalt von den gewählten Elementtypen abhängt. Dies ergibt zusammen ein Oberflächenmodell (Bathe, 2002; Meinken, 2001). Zu den eindimensionalen Elementtypen gehören die Strecken, bei den zweidimensionalen sind Dreieck und Viereck üblich und bei den dreidimensionalen sind Tetraeder, Prisma und Pyramide (Pentaeder) und Hexaeder die üblichsten (Wagner, 2019). In Abb. 5 sind die üblichsten dreidimensionalen Elementtypen dargestellt.

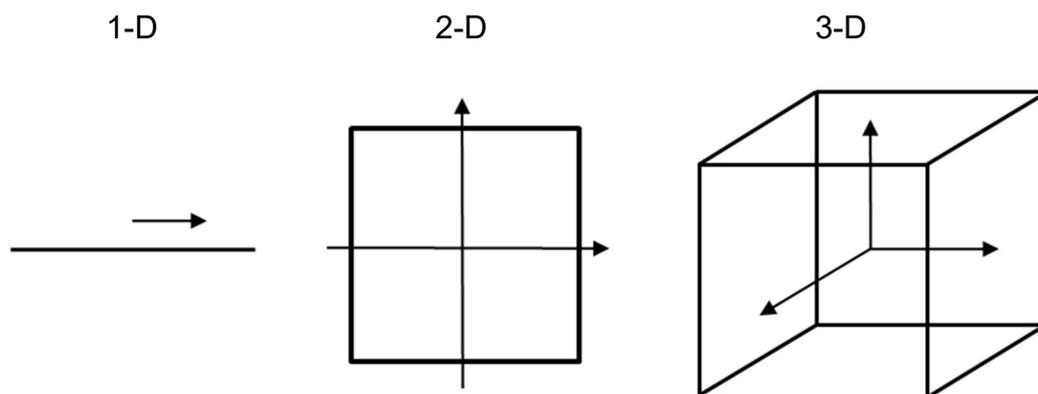


Abb. 4: Klassifizierung der Elementtypen in der räumlichen Dimension in natürlichen Koordinaten und nach der geometrischen Form (modifiziert nach Wagner, 2019).

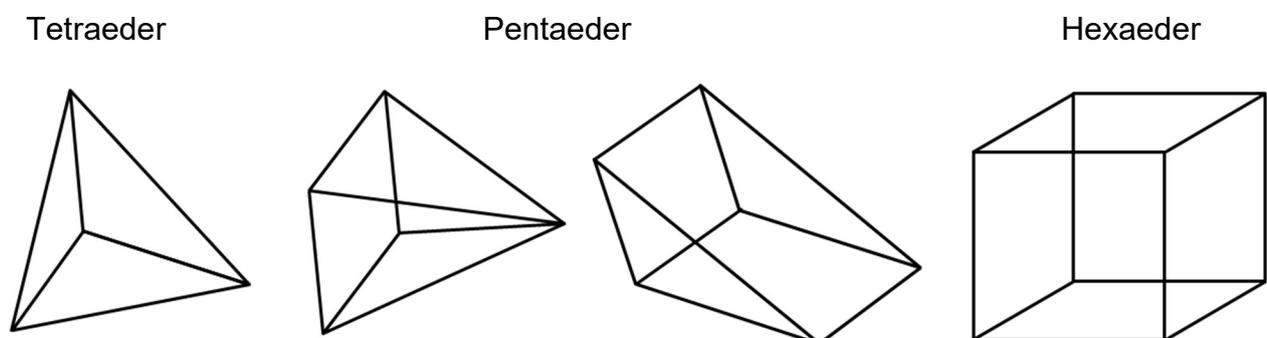


Abb. 5: Klassifizierung von Elementtypen gemäß ihrer geometrischen Form (modifiziert nach Wagner, 2019).

Zusätzlich können jedem einzelnen Element bestimmte mechanische Materialparameter, wie Dichte und Elastizitätsmodul (E-Modul), zugeordnet werden. Nachdem die Modellgenerierung beendet ist, wird das Oberflächenmodell in ein Volumenmodell umgewandelt (Bathe, 2002; Meinken, 2001) und anschließend eine mechanische Belastungsanalyse durchgeführt.

Im Rahmen der Finite-Elemente-Berechnung wird das physikalische Problem durch ein mathematisches Modell dargestellt und mittels Differentialgleichungen beschrieben. Diese Differentialgleichungen werden durch die FE-Berechnung gelöst. Um das gewünschte Ergebnis zu erreichen, muss im Vorfeld die Lösungsgenauigkeit festgelegt werden. Durch eine feinere Gestaltung der Elementtypen und somit eine größere Anzahl der Knotenpunkte kann man das zu berechnende Modell präziser an die Struktur des Originals angleichen und bei der Berechnung letztendlich akkuratere Werte erreichen. Man sollte allerdings nur so genau wie nötig modellieren, da eine Verfeinerung der Struktur mit einem erhöhten Arbeitsaufwand beim Modellieren verbunden ist. Desweiteren benötigt man auch eine höhere Rechenleistung zur Berechnung des Modells (Bathe, 2002).

1.2.5.1 Die Finite-Elemente-Methode in der kieferorthopädischen Forschung

Die Anwendungsbereiche für die Finite-Elemente-Methode sind vielfältig. In der Zahnmedizin wird verstärkt mittels dieses Verfahrens geforscht. Die FEM ist ein nützliches Hilfsmittel bei der Darstellung und Analyse unterschiedlicher dentaler biomechanischer Fragestellungen. Es ist außerdem ein relativ einfach zu erlernendes Werkzeug. In der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn wird dieses Verfahren seit vielen Jahren bei der Forschung in Bereichen wie der kieferorthopädischen Biomechanik und Werkstoffkunde, Knochenumbau und superelastischen Legierungen in der Kieferorthopädie angewendet. Darüber hinaus wird auch über Implantatbiomechanik, prothetische Biomechanik und Werkstoffkunde und die Entwicklung biomechanischer Messtechnik geforscht (Bourauel, 1998; Bourauel et al., 1999; Bourauel et al., 2007; Haase et al., 1996; Kavarizadeh et al., 2003; Kavarizadeh et al., 2004; Kettenbeil et al., 2013; Poppe et al., 2002; Reimann et al., 2007; Reimann et al., 2009; Vollmer et al., 1998; Vollmer et al., 1999; Ziegler et al., 2005). In den letzten Jahren wurde damit begonnen über

Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss zu forschen. Klinische Untersuchungen waren bisher die Basis kieferorthopädischer Therapie von Patienten mit parodontal geschädigtem Gebiss. Daher kann diese Arbeit bei der orthodontischen Therapie parodontal geschädigter Patienten wertvoll sein.

1.2.6 Materialeigenschaften dentaler Gewebe

Bei der Erstellung eines FE-Modells für die Simulation verschiedener Zahnbewegungen werden Zahn, PDL und Knochen separat dargestellt. Diese werden durch einzelne Volumenelemente dargestellt. Jedes Volumenelement wird mit den mechanischen Parametern (Dichte, Elastizitätsmoduln) der zugehörigen anatomischen Struktur verknüpft. Dies weist jedem einzelnen Element das mechanische Verhalten eines Zahnes, des Knochens oder des PDLs zu. Die FEM verknüpft das Verhalten aller einzelnen Elemente durch Gleichungssysteme miteinander, die mit einem Computerprogramm berechnet werden können.

Als ein Maß für die Steifigkeit eines Materials wird der Elastizitätsmodul angegeben. Je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzen kann, desto größer ist der Elastizitätsmodul (E-Modul). Der Zahn und auch der Knochen wurden als homogene und isotrope Strukturen mit einem einheitlichen Elastizitätsmodul modelliert (Abé et al., 1996) und das PDL wurde unter Verwendung von zwei E-Moduln als bilinear elastisch dargestellt (Poppe et al., 2002). Die Querkontraktionszahl μ (Poissonzahl) der Materialien muss auch angegeben werden. Die Poissonzahl definiert das Verhältnis aus einer relativen Änderung der Dicke zu einer relativen Änderung der Länge bei einachsigen Spannungszustand, wenn eine äußere Kraft bzw. Spannung auf ein bestimmtes Werkstück einwirkt. Weil die Poissonzahl der Berechnung der Querkontraktion dient, wird sie oft auch als Querkontraktionszahl, Querdehnzahl oder Querdehnungszahl bezeichnet (Issler et al., 2003). Sie wurde aus dem Referenzwerk von Abé et al. (1996) übernommen.

1.3 Fragestellung und Ziele

Häufige Folgen einer fortgeschrittenen Parodontalerkrankung sind die Extrusion und die Lückenbildung mit Proklination der Frontzähne im Oberkiefer. Basierend auf dem parodontal reduzierten Modell von Kettenbeil (2012) wurden typische Malokklusionen mit migrierten Frontzähnen modelliert.

Ziel der Arbeit war es, Mechaniken zum Lückenschluss und zur Retraktion der maxillären Frontzähne mit Attachmentverlust in einem Finite-Elemente (FE)-Modell zu generieren, initiale Kraftsysteme mit verschiedenen Kräften zu simulieren und zu vergleichen.

Dabei sollten die folgenden Aspekte genauer betrachtet werden:

1. Welche biomechanischen Auswirkungen zeigen sich im reduzierten Parodont auf retrudierende Zahnbewegungen?
2. Wie verteilen sich die Dehnungen im Parodontalligament (PDL) und welche Zahnauslenkungen entstehen als Reaktion auf die Kräfte?
3. Wie verhalten sich die Dehnungen im PDL und die Zahnauslenkungen bei Variation der entzündungsfreien Materialparameter des PDLs zur Simulation verschiedener biologischer und biomechanischer Zustände des PDLs?
4. Welche Kräfte sind geeignet im reduzierten Parodont Lücken im Frontzahnbereich zu schließen, bzw. Zähne En-Masse zu retrahieren?

2. Material und Methoden

Basierend auf dem parodontalen Modell von Kettenbeil (2012) wurden klinische Situationen mit protrudiert, aufgefächert stehenden Oberkieferinzisiven und mit dem Zustand vor der Retraktionsphase modelliert. An diesem Modell wurde eine Mechanik zur Retraktion der Zähne mit dem Einsatz von verschiedenen Kräften simuliert und die resultierenden Kraftsysteme verglichen. Hierbei wurde das Materialverhalten des parodontalen Ligamentes (PDL) variiert.

2.1 Cantilevermechanik

Die gewählte Segmentbogenmechanik in dieser Dissertation bestand aus zwei seitlichen Teilbögen aus Stahl zur Stabilisierung und einem TMA-Teilbogen von 12 bis 22. Die Retraktionskraft wurde durch eine Gummikette pro Seite in 45° nach distal ausgeübt und entsprach circa 0,5 N. Außer dieser Kraft wurde zusätzlich eine intrudierende Kraft von circa 0,8 N an den Frontzähnen eingesetzt. Es ist zu beachten, dass bei dieser Mechanik die Kräfte apikaler als der Bracketslot appliziert werden. Die Kraft wird bei dieser Retraktionsmechanik im ersten Drittel der Wurzel des Eckzahnes knapp über der Schmelz-Zement-Grenze appliziert (Abb. 3 und 14).

2.2 Erstellung der Finite-Elemente-Modelle

Auf der Grundlage eines idealisierten, parodontal gesunden FE-Oberkiefermodells (Digitation, St. Rose, Louisiana, USA) nach Reimann et al. (2007) wurde in der Arbeit von Kettenbeil et al. (2012; 2013) das erste parodontale FE-Modell erstellt. In dieser Dissertation wurden weitere Modelle der oberen Schneidezähne und ihres Zahnhalteapparates generiert. Zur Berechnung von Körpern mit der FE-Methode gibt es verschiedene Computerprogramme. Für diese Studie wurde das FE-Programm MSC.Marc/Mentat von MSC Software Corporation (Santa Ana, Kalifornien, USA) in der Version 2007r1 verwendet.

MSC.Marc/Mentat läuft sowohl auf dem Rechnercluster der Oralmedizinischen Technologie (Dell, insgesamt acht Rechner mit zusammen 38 Prozessorkernen (bis zu 3.5

GHz) und 32 GB RAM pro Rechner), als auch auf den Arbeitsplatzrechnern. Die Modellerstellung kann somit auch am Arbeitsplatz erfolgen. Zur Berechnung wird das Modell von den Arbeitsplatzrechnern an den Cluster übergeben. Trotz der Leistungsfähigkeit des Clusters resultieren daraus Lösungszeiten von mehreren Stunden bis Tagen für eine Rechnung in Abhängigkeit von der Komplexität des Modells.

Bei einer klassischen kieferorthopädischen Behandlung werden erst die Lücken zwischen den vier Schneidezähnen geschlossen. Anschließend wird die Front im Block retrahiert bis die Lücke zwischen Eckzahn und seitlichem Schneidezahn beidseits geschlossen ist. Für diese Studie wurden zwei Modelle neu generiert. Als erstes wurde ein parodontal reduziertes Modell mit aufgefächelter Front generiert und der Lückenschluss im Schneidezahnbereich simuliert. Als zweites erfolgte die Modellierung eines parodontal reduzierten Modells nach Lückenschluss der Front. Ein FE-Modell generieren heißt, Elemente nach Bedarf löschen, neue hinzuzufügen, einige unterteilen und einige zuschneiden, bis die gewünschte Anatomie erreicht wird. Eine synoptische Übersicht der FE-Modelle ist in Abb. 6 dargestellt.

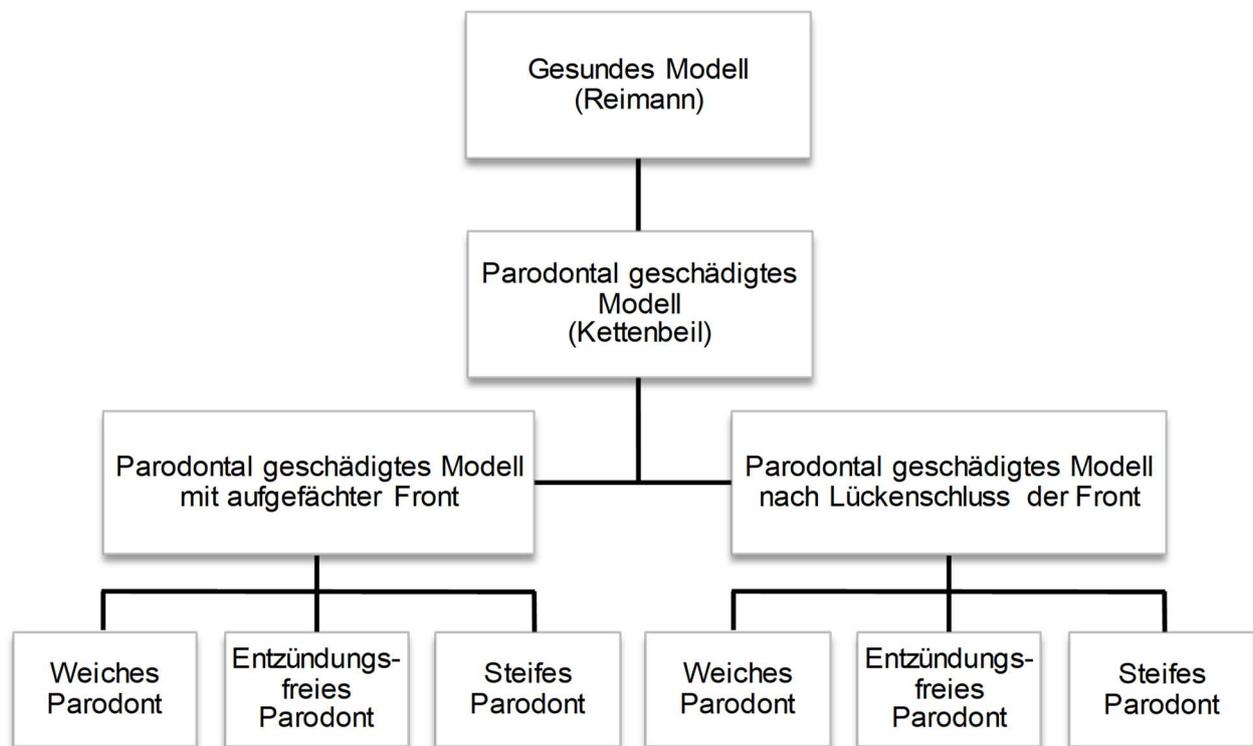


Abb. 6: Die erstellten FE-Modelle in synoptischer Übersicht.

Nach der Modellierung wurden die Modelle noch einmal in allen Bereichen bereinigt und überprüft, um sicherzustellen, dass die Oberfläche keine Lücken aufwies. Daraufhin wurde aus dem Oberflächenmodell ein Volumenmodell generiert. Der Knochen und die Zähne bestehen aus 4-Knoten Tetraedern (Marc Mentat: Elementklasse Tetra 4) und das PDL aus Hexaedern. Anschließend wurden die Knoten von Alveole und PDL sowie von PDL und Zahn miteinander verbunden. Auf diese Weise ist es möglich, dass die Funktion des PDLs zur Übertragung der Kräfte vom Zahn auf den Knochen simuliert werden kann.

Nach Erstellung der Modelle wurden Gruppen, sogenannte Sets, für Zähne, PDL und Knochen angelegt. Durch diese Sets können einzelne Teile des Modells auf eine einfache Weise separat visualisiert und bearbeitet werden. Ein weiterer Vorteil eines Sets ist, dass man allen Komponenten einer Gruppe gleichzeitig identische Materialparameter zuordnen kann.

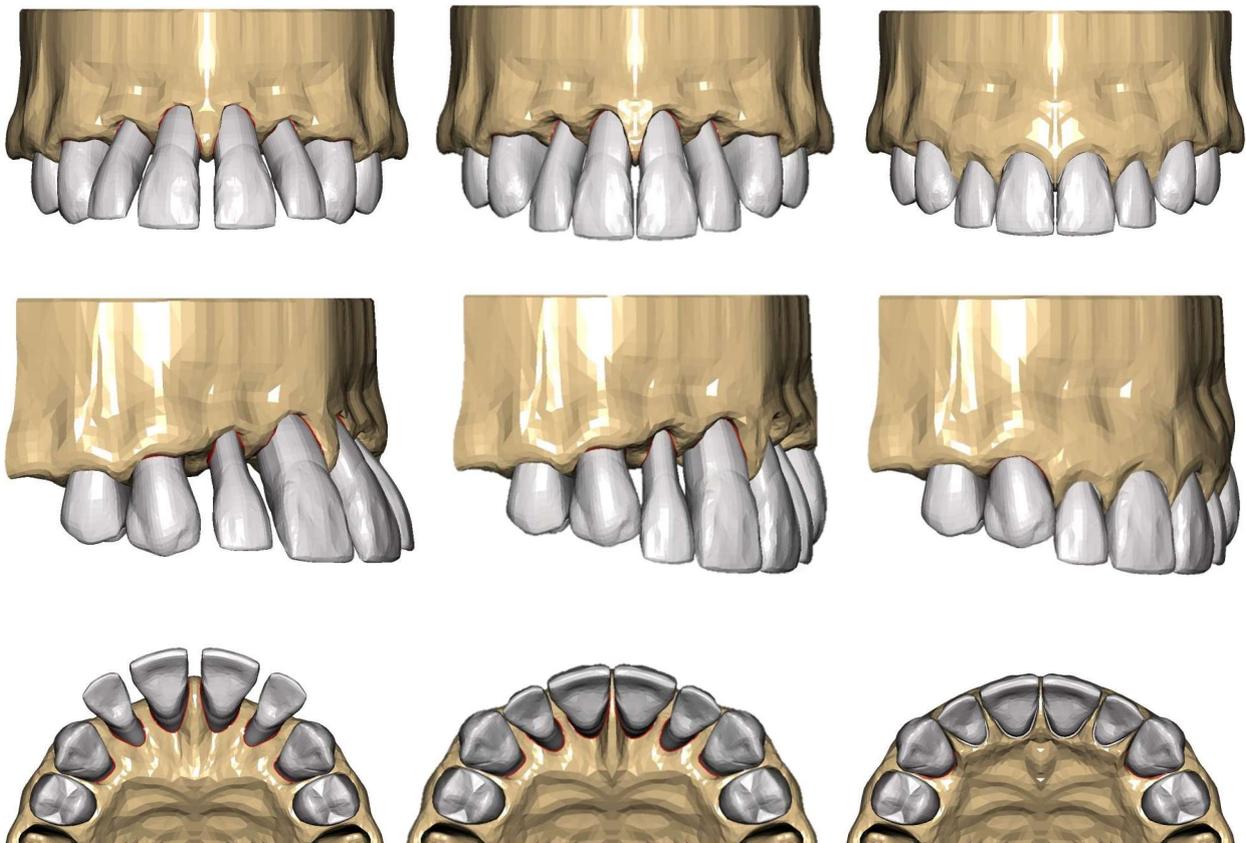


Abb. 7: Parodontal reduziertes Modell mit aufgefächerter Front (links), Kettenbeils (2012) parodontal reduziertes Modell (Mitte) und gesundes Modell (rechts) in frontaler, drei Viertel und okklusaler Ansicht zum Vergleich.

In Abb. 7 ist eine Gegenüberstellung vom parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front in verschiedenen Ansichten mit dem parodontal reduzierten Modell von Kettenbeil et al. (2012; 2013) und einem morphologisch parodontal gesunden Modell aus der Studie von Reimann et al. (2007) für die Vergleichsrechnungen dargestellt.

2.2.1 Generierung des parodontal reduzierten Finite-Elemente-Modells mit aufgefächerter Front

Als Ausgangssituation wurde ein parodontal reduziertes FE-Oberkiefermodell mit aufgefächerter Front entwickelt (Abb. 7, links), basierend auf einem patientenindividualisierten Oberkiefermodell (Mitte) einer früheren Untersuchung (Kettenbeil et al., 2013), welches eine parodontale Destruktion mit deutlichem Knochenabbau im Frontzahnsegment aufwies. Um die häufig auftretende Protrusion der Frontzähne in einem parodontal geschädigten Gebiss mit der entsprechenden Lückenbildung darzustellen, wurde in unserer Studie ein starker, lokalisierter Knochenverlust im Schneidezahnbereich simuliert, so dass die Zahnauslenkungen deutlicher wahrgenommen werden konnten. Eine Proinklination der vier Frontzähne wurde virtuell simuliert, wie sie bei parodontal geschädigten Frontzähnen klinisch oft zu finden ist (Abb. 8). Die Zähne 12, 11, 21 und 22 und das PDL dieser vier Zähne wurden stark protrudiert, so dass die Lücken und die Bewegungen gut wahrgenommen werden konnten.



Abb. 8: Frontale und Dreiviertelansichten von einem Patienten nach Parodontitisbehandlung mit starker Lückenbildung und Protrusion der Front (Quelle: Dr. C. Reichert, Universität Bonn).

Die Zähne 11 und 12 wurden mit PDL und den Alveolen in die gewünschte Position bewegt. Als nächstes wurde die Innenseite des PDLs in der neuen Situation modelliert. Die Außenseite des PDLs wurde dann der Innenseite angeglichen. Beide Schichten wurden

durch die Oberkante verbunden und somit die Spalte zwischen beiden geschlossen. Die Außenseite des PDLs wurde dupliziert und als neue Alveole angelegt. Anschließend wurde der Knochendefekt modelliert. Nach Fertigstellung der Modellierung von PDL und Alveolarknochen wurde eine Spiegelung des ersten Quadranten vorgenommen und als zweiter Quadrant verwendet. Dadurch entstand ein symmetrisches Modell das ermöglichte, die Kräfte symmetrisch aufzubringen.

2.2.2 Generierung des parodontal reduzierten Finite-Elemente-Modells nach Verblockung der Front und Retraktionsmechanik

Das zweite Modell sollte ein parodontal reduziertes Gebiss nach Lückenschluss und Verblockung der Frontzähne simulieren. Zu diesem Zweck wurde ein Modell generiert, in dem als Ausgangssituation die Front zu einem Block zusammengefasst wurde, so dass die vier Schneidezähne miteinander Kontakt hatten und nur noch Restlücken distal der seitlichen Inzisiven beidseitig vorhanden waren. Beim Lückenschluss von seitlichem zu seitlichem Inzisivus von der ersten Phase wird die Front etwas retroinkliniert. Bei der Erstellung des zweiten parodontal reduzierten Modells dieser Studie wurde diese Retroinklination berücksichtigt und die Frontzähne mit PDL und Alveole entsprechend bewegt.

Die Gegenüberstellung beider Modelle in Abb. 9 veranschaulicht die etwas reduzierte Anteinklination der Schneidezähne und die vergrößerten Lücken distal der seitlichen Inzisiven entsprechend der klinischen Situation. Die Kontaktpunkte zwischen den Schneidezähnen wurden leicht aufgebaut, da beim Ausgangsmodell (Kettenbeil et al., 2013) die Zähne 12 bis 22 mesial und distal etwas verschmälert waren. Beim Kettenbeil-Modell wurde eine mit der Extrusion verbundene leichte Auffächerung zwischen den Frontzähnen simuliert. Durch die dortige Verschmälerung (approximale Schmelzreduktion) der Frontzähne wurde Platz im Zahnbogen für eine spätere Intrusion geschaffen.

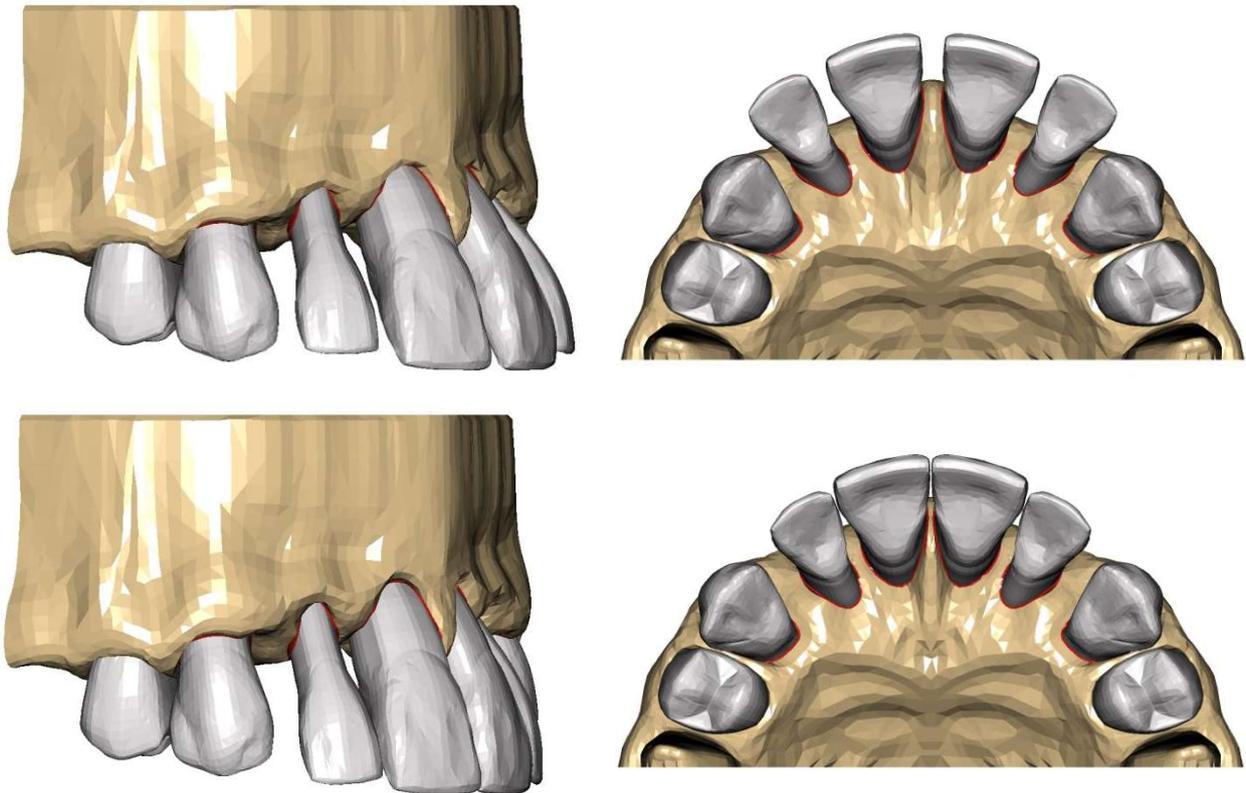


Abb. 9: Dreiviertel- und okklusale Ansichten des FE-Modells mit aufgefächerter Front (oben) und nach Nivellierung und Verblockung der Front (unten).

Das Ziel dieser Studie war, die Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL der Oberkieferfrontzähne eines parodontal geschädigten Gebisses beim Lückenschluss und der En-Masse-Retraktion des Frontzahnsegmentes zu ermitteln. Der Verankerungsverlust der Seitenzähne, der üblicherweise bei einer En-Masse-Retraktion entsteht, wurde hier nicht berücksichtigt. Eine maximale posteriore Verankerung wurde angenommen. Die Apparatur wurde von einem Knoten, entsprechend der Position der mesialen Kante des Bracketslots am ersten Molaren, ausgehend modelliert.

Die Retraktionsmechanik wurde als festsitzende Apparatur angelegt, die aus Brackets sowie verschiedenen Drahtbögen bestand. Zuerst wurden die Brackets auf den Zähnen modelliert. Darauf folgend wurden die Bögen und elastischen Ketten vom Cantilever als eindimensionale Linienelemente erstellt (vgl. Abb. 10). Die unterschiedlichen Komponenten dieser Mechanik wurden bei ihrer Modellierung durch die Angabe der verschiedenen definierten Materialeigenschaften klassifiziert.

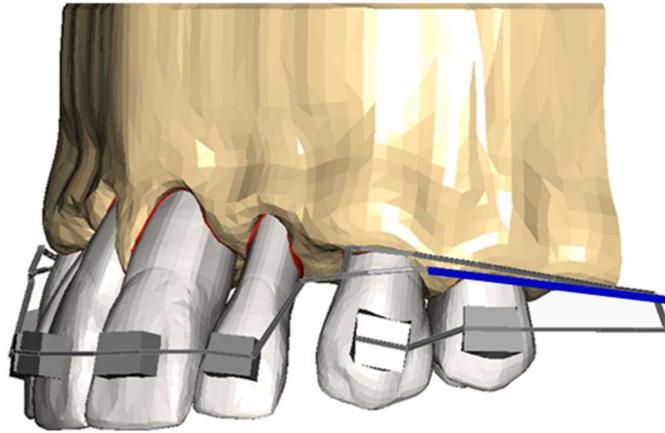


Abb. 10: Retraktionsmechanik mit Cantilever, entsprechend des klinischen Falls aus Abb. 5. Die blaue Linie entspricht einer elastischen Kette.

2.3 Übersicht über die Finite-Elemente-Modelle

Folgende zwei Oberkiefer-Modelle sollten erstellt und berechnet werden:

- Ein parodontal reduziertes Modell mit aufgefächerter Front.
- Ein parodontal reduziertes Modell nach Verblockung der Front zur En-Masse-Retraktion mit einer Cantilevermechanik mit Teilbögen und elastischen Ketten.

2.3.1 Kontaktparameter und Randbedingungen

In dieser Dissertation wurden Zahn, PDL und Knochen miteinander fest verbunden. Während der Bewegungssimulation reiben die Zähne aneinander, an der Apparatur und der Führungsbogen an den Brackettslots. Für die Reibung wurde ein Coulombsches Reibungsmodell benutzt, wodurch verhindert wurde, dass benachbarte Strukturen im FE-Modell sich durchdringen. Der Oberkiefer wurde für die Berechnungen im Raum in allen sechs rotatorischen und translatorischen Freiheitsgraden festgehalten, so dass er stationär blieb.

2.3.2 Materialparameter

Den unterschiedlichen anatomischen Strukturen im FE-Modell wurden entsprechende Materialeigenschaften zugeordnet. Aus früheren Untersuchungen lagen die Materialparameter von Zahn und Knochen, beide homogen und isotrop, ($E_{\text{Zahn}} = 20 \text{ GPa}$, $E_{\text{Knochen}} = 2 \text{ GPa}$, Abé et al., 1996), sowie die des entzündungsfreien PDLs (bilinear elastisch,

$E_1 = 0,05 \text{ MPa}$, $E_2 = 0,20 \text{ MPa}$, $\varepsilon_{12} = 7 \%$) vor (Poppe et al., 2002). Diese Materialparameter des PDLs werden im Folgenden als entzündungsfrei bezeichnet. Die Materialeigenschaften für Stahl und die Titan-Molybdän-Legierung (engl.: titanium molybdenum alloy, TMA) wurden ebenfalls als homogen und isotrop dargestellt. Die entsprechenden Materialparameter stammen aus Untersuchungen von Kayser et al. (2002). Die Querkontraktionszahlen von $\mu = 0,3$ stammen aus Untersuchungen von Abé et al. (1996). Tab. 1 zeigt die in den numerischen Simulationen verwendeten Materialparameter.

Zum gegenwärtigen Zeitpunkt liegen in der Literatur noch keine bestätigten Erkenntnisse über die biomechanischen Materialeigenschaften des parodontal geschädigten PDLs nach erfolgreicher Parodontaltherapie vor (Reichert et al., 2011). Aus diesem Grund wurden zur Simulation verschiedener biologischer und biomechanischer Zustände des PDLs Variationen des entzündungsfreien Materialverhaltens ($E_1 = 0,05 \text{ MPa}$, $E_2 = 0,20 \text{ MPa}$ und $\varepsilon_{12} = 7 \%$) eingesetzt (Bourauel, 1998; Bourauel et al., 1999; Haase et al., 1996; Kettenbeil et al., 2012; Reimann et al., 2007; Vollmer et al., 1998). In dieser Arbeit wurden zwei dieser Variationen angenommen die als steifes und weiches PDL-Materialverhalten bezeichnet wurden. Dafür wurden Extremwerte der Variationen der Parameter (E_1 , E_2 und ε_{12}) von der Studie von Kettenbeil et al. (2012) übernommen (vgl. Abb. 11). Dies wird unten in Punkt 2.3.3 dieses Kapitels weiter erläutert.

Bei den in dieser Arbeit simulierten Zahnbewegungen handelte es sich um initiale Zahnbewegungen. Die Verhaltensweisen des parodontalen Faserapparats wurden untersucht, indem die Zahnbelastungen langsam anstiegen. Unter Verwendung von zwei E-Moduln konnte das bilinear-elastische Verhalten des PDLs in den Simulationen angenähert werden. Bei allen Rechnungen wurde ein homogenes und isotropes Verhalten angenommen, was einer Idealisierung des realen Verhaltens des Zahnhalteapparats entspricht. Ein isotropes und symmetrisches Verhalten des PDLs bei Kompression und Dehnung spiegelt nicht das Verhalten und die komplexe Struktur des PDLs wieder (Reimann et al., 2007). Allerdings wurde in kombinierten klinischen und numerischen Studien festgestellt, dass diese Annahme ausreichend ist, um die initiale Zahnauslenkungen bei der Anwendung orthodontischer Kräfte zu beschreiben (Kawarizadeh et al., 2004; Poppe et al., 2002; Vollmer et al., 1999).

Tab. 1: Materialparameter der Materialien, die in den numerischen Simulationen verwendet wurden.

Material	Elastizitätsmodul E (MPa)	Querkontraktionszahl μ
Zahn (Mittelwert)	20.000	0,30
Knochen (Mittelwert)	2.000	0,30
PDL	bilinear: 0,05 / 0,20 Grenzdehnung ϵ_{12} : 7,0 %	0,30
Stahl (Brackets, Teilbögen)	200.000	0,30
TMA (Teilbögen)	80.000	0,30

2.3.3 Variation der Materialparameter

Da der Zahn etwa 100.000-mal und der Knochen 10.000-mal steifer als das PDL sind, wurden die Materialparameter für Zahn und Knochen nicht variiert. Nur für das PDL wurden Variationen der E-Moduln des entzündungsfreien Materialverhaltens vorgenommen, um deren Einfluss auf die Zahnbewegungen im parodontal reduzierten Gebiss zu untersuchen. Durch Variationen der Steifigkeitswerte beim entzündungsfreien Materialverhalten war es möglich, verschiedene biomechanische Materialeigenschaften des PDLs zu simulieren (Kettenbeil, 2012). Insgesamt wurden in dieser Arbeit drei verschiedene Materialverhalten des PDLs simuliert, die entzündungsfreien Materialparameter und die zwei Extremwerte der Materialparameter des PDLs aus der Arbeit von Kettenbeil (2012; siehe Tab. 2). Durch die Erhöhung von E_1 und E_2 werden die initialen Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL geringer und dementsprechend wurde dieses Materialverhalten als steifes Materialverhalten bezeichnet. Hingegen werden durch die Verkleinerung von E_1 und E_2 die Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL größer und somit wurde dieses Materialverhalten des PDLs weich genannt. Alle Modelle wurden mit den drei Variationen berechnet. Dies ermöglichte es, den Einfluss des Verlustes des Alveolarknochens auf die Zahnbewegungen, und separat auch den Einfluss des PDLs darauf, zu untersuchen.

Tab. 2: In der Tabelle sind die Extremwerte der Materialparameter des PDLs unter Variation von E_1 , E_2 und ε_{12} dargestellt (Kettenbeil, 2012).

	E_1 (MPa)	E_2 (MPa)	ε_{12} (%)
Weiches Materialverhalten	0,01	0,10	10,0
Entzündungsfreies Materialverhalten	0,05	0,20	7,0
Steifes Materialverhalten	0,10	0,30	5,0

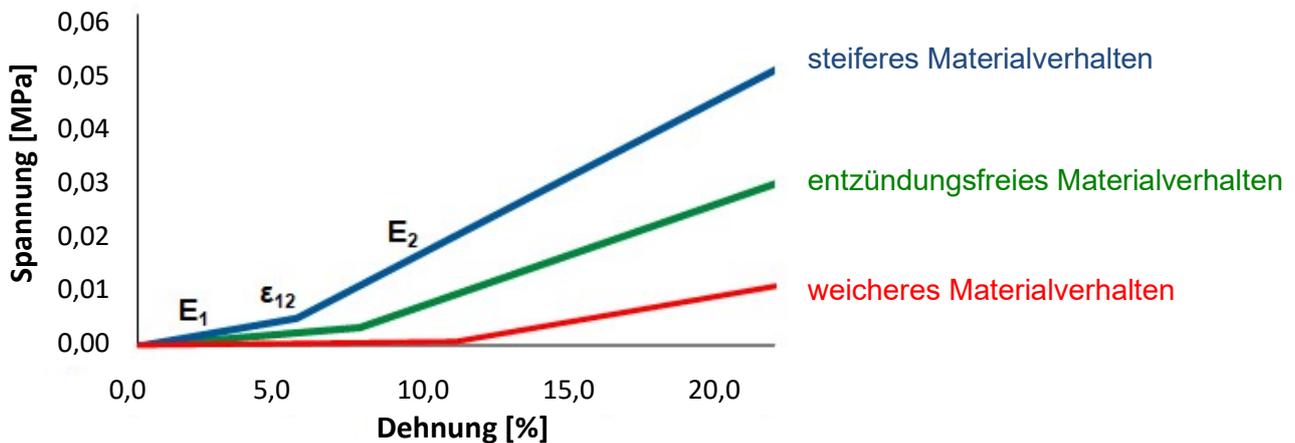


Abb. 11: Spannungs/Dehnungs-Diagramm mit Elastizitätsmodul und Grenzdehnung (Kettenbeil, 2012).

2.3.4 Berechnung der Widerstandszentren

Die Position des Widerstandszentrums (WZ) eines Zahnes spielt eine sehr wichtige Rolle bei der Planung von kieferorthopädischen Zahnbewegungen. Aus diesem Grund wurden in dieser Studie die Widerstandszentren für zwei Ausgangssituationen bei einer kieferorthopädischen Behandlung in einem entzündungsfreien, parodontal geschädigten Gebiss mittels der FE-Methode berechnet. Um dies zu erreichen, wurde ein Kräftepaar mit entgegengesetzten Kraftvektoren in orovestibulärer Richtung an der Zahnkrone ei-

nes mittleren und eines seitlichen Inzisivus angelegt. Dadurch erfolgte eine Rotation der jeweiligen Zähne um ihr Widerstandszentrum.

2.3.5 Kräfteübersicht der verschiedenen Simulationen

2.3.5.1 Variation der Kräfte beim Lückenschluss der Front

Der Lückenschluss der Front wurde beim parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front berechnet. Hierfür wurden zum einen gleiche Kräfte von 12 zu 22 und zum anderen unterschiedliche Kräfte zwischen 11 und 21 und zwischen 1ern und 2ern eingesetzt (vgl. Abb. 12).

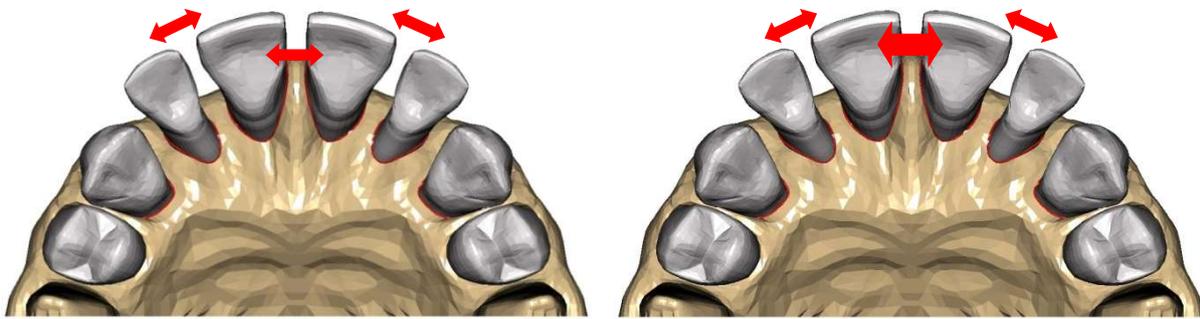


Abb. 12: Das linke Bild zeigt eine okklusale Sicht des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front, bei dem die eingesetzten Kräfte zum Lückenschluss der Front gleich sind. Die Kräfte wurden als rote Pfeile dargestellt. Rechts wurden die unterschiedlichen Kräfte zwischen 11 und 21 und zwischen mittleren und seitlichen Inzisiven abgebildet.

Um die Kräfte im Mund möglichst realistisch zu reproduzieren, haben wir in unserer Studie elastische Ketten angespannt um das Einsetzen dieser Ketten auf die Brackets in der kieferorthopädischen Behandlung zu simulieren und im Wasserbad auf 37°C erwärmt. Die Abstände zwischen den simulierten Brackets wurde von den Brackets unseres Modells, dessen Zähne durchschnittliche Abmessungen hatten, übernommen. Nach zwei Tagen wurde die übriggebliebene Restkraft der elastischen Kette gemessen, um bei der späteren numerischen Simulation dieselben Bedingungen, die im Mund herrschen, anzunähern. Zwischen Brackets von mittleren Inzisiven wurde bei einem Abstand von 13 mm 1 N gemessen und zwischen seitlichen und mittleren Inzisiven wurden 0,25 bis 0,30 N bei einem Abstand von 9 mm gemessen.

Der Lückenschluss der Front beim parodontal reduzierten FE-Modell mit aufgefächerter Front wurde entsprechend dieser Messergebnisse mit höheren und niedrigeren Kräften simuliert. Nachfolgend sind die zum Vergleich angelegten Kräfte für den Lückenschluss der Front aufgelistet (siehe Abb. 13):

- 1,0 N Kraft zwischen allen Frontzähnen,
- 0,2 N Kraft zwischen allen Frontzähnen,
- 1,0 N Kraft zwischen den mittleren Inzisiven und 0,2 N zwischen mittleren und seitlichen Inzisiven und
- 0,5 N Kraft zwischen mittleren Inzisiven und 0,2 N zwischen mittleren und seitlichen Inzisiven.

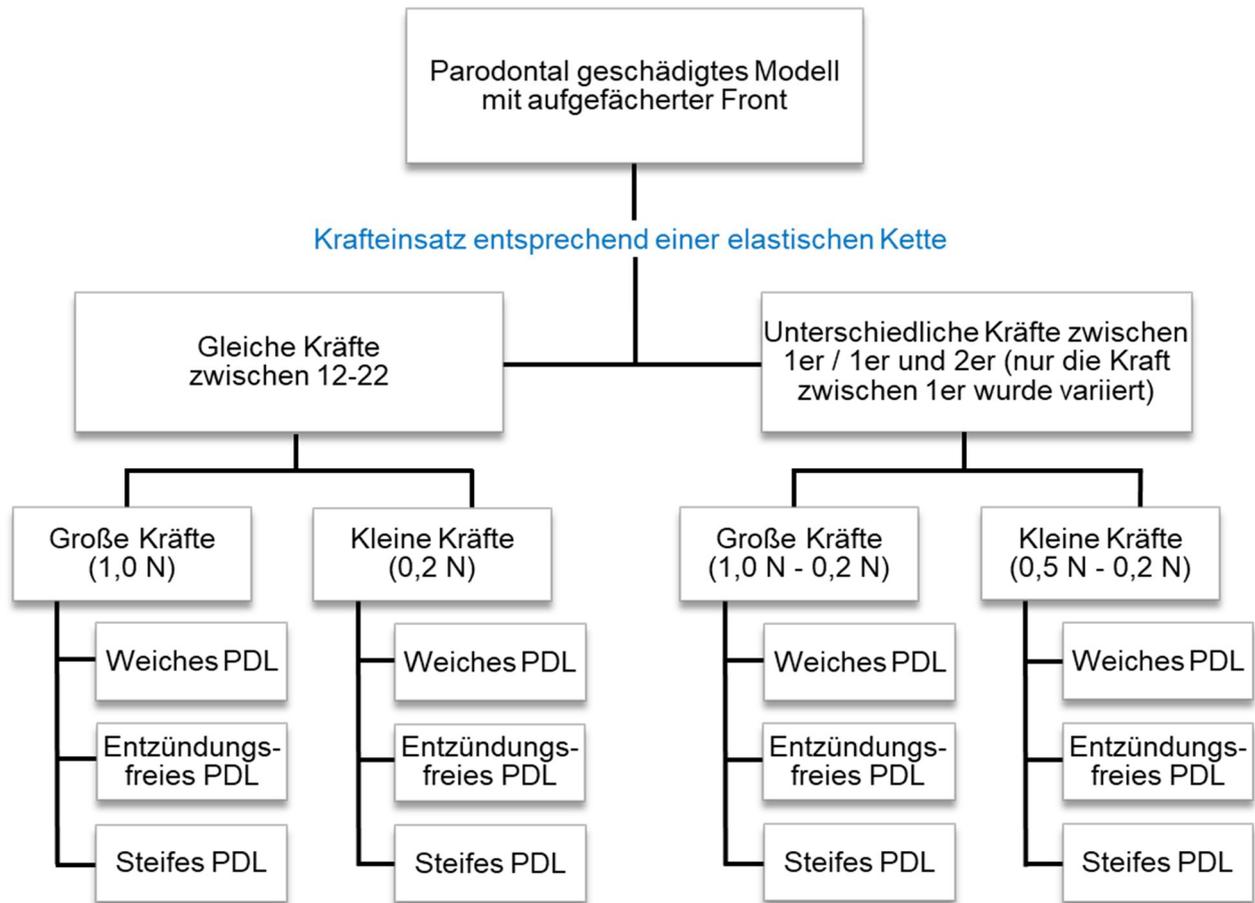


Abb. 4: In dieser synoptischen Übersicht wird der Vergleich der eingesetzten Kräfte im parodontal geschädigten Modell mit aufgefächerter Front dargestellt. Alle Kräfte wurden im weichen, entzündungsfreien und steifen Parodont eingesetzt.

2.3.5.2 Kräfte bei der En-Masse-Retraktion der Frontzähne

Wie in Punkt 2.2.2 bereits beschrieben, wurde in unserer Arbeit die En-Masse-Retraktion der Front mittels einer Cantilevermechanik mit Teilbögen und elastischen Ketten untersucht. Bei dieser Segmentbogenmechanik wurde mit einer intrudierenden Kraft von 0,8 N und einer retrudierenden Kraft von 0,5 N bei einem steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhalten gerechnet. Die Kräfte wurden wie im klinischen Fall knapp über der Schmelz-Zement-Grenze appliziert (Abb. 14). In Abb. 15 sind die durchgeführten Rechnungen dargestellt.

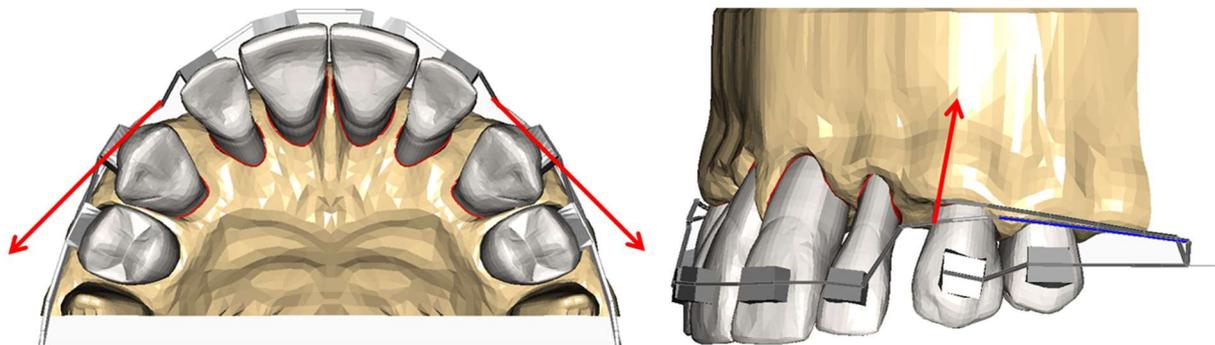


Abb. 14: Die roten Pfeile stellen die eingesetzten Kräfte in dieser Cantilevermechanik dar. Die Kräfte im Modell entsprechen je 0,5 N unter 45° nach distal (Retraktionskraft) und 0,8 N nach apikal (Intrusionskraft).

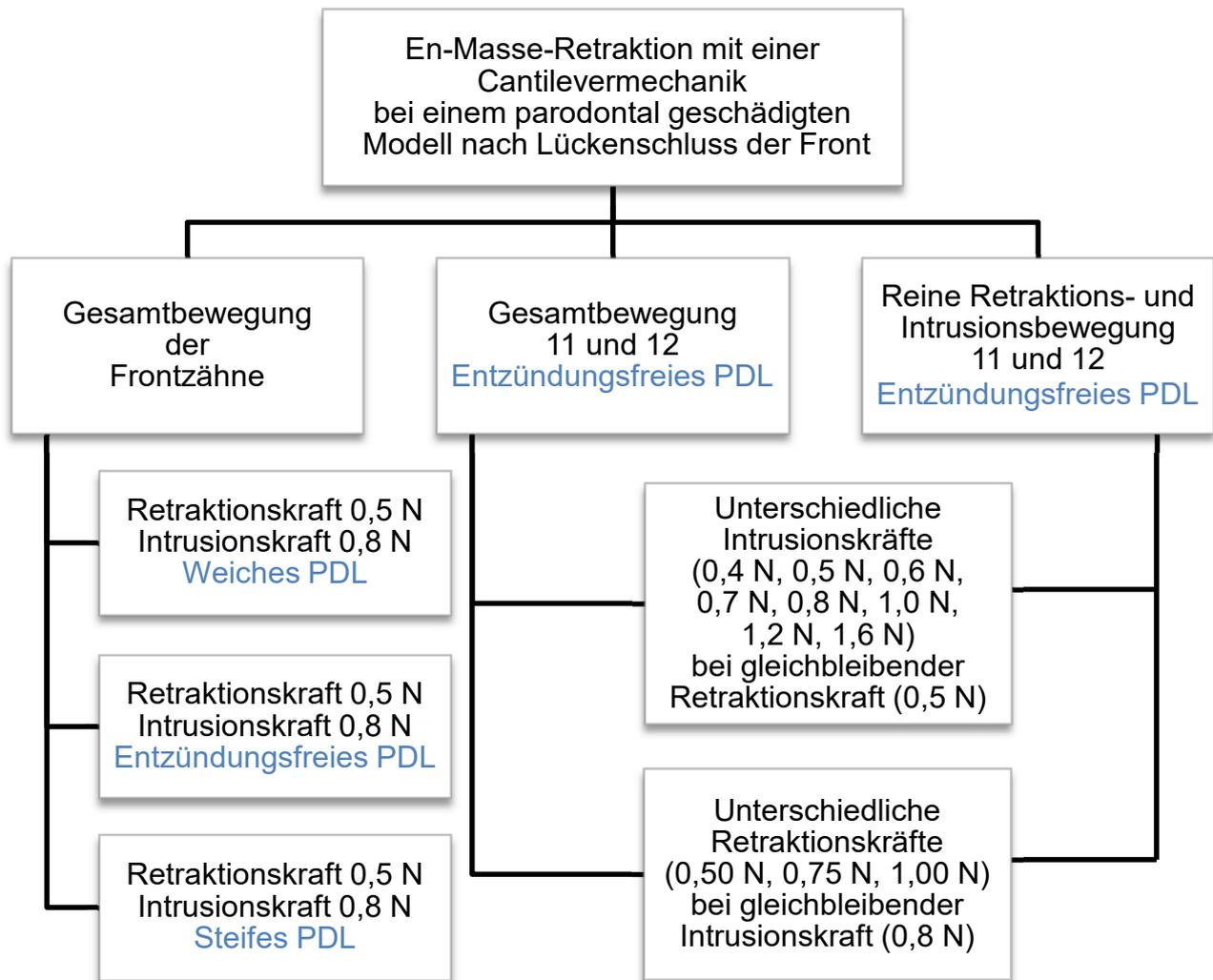


Abb. 15: En-Masse-Retraktion mit einer Cantilevermechanik nach Verblockung der Front im parodontal geschädigten Modell bei einem weichen, entzündungsfreien und steifen Materialverhalten des PDLs und mit verschiedenen Kräften. Es wurden die Gesamtbewegung der Front, die Gesamtbewegung einzelner Zähne und reine Retraktions- und Intrusionsbewegungen berücksichtigt.

3. Ergebnisse

In diesem Kapitel erfolgt die Vorstellung der Ergebnisse der Simulationen im FE-Modell zum einen in farblicher Kodierung, wobei blau jeweils dem geringsten Wert und gelb dem größten Wert entspricht. Um die Abbildungen vergleichbar zu gestalten, wurde eine einheitliche Skalierung für die maximalen Zahnauslenkungen von 0,000 bis 0,100 mm und für die PDL-Dehnungen von 0,0 bis 20,0 % gewählt. Die Bereiche, die größere Zahnauslenkungen als die Skalierung aufwiesen, sind in den Abbildungen hellgrau dargestellt. Ebenso wurden Balkendiagramme mit einer Gegenüberstellung der Ergebnisse des steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens erstellt, um diese besser vergleichen zu können.

Bei den Simulationen des Lückenschlusses bei dem FE-Modell mit aufgefächerter Front konnten die Kalkulationen beim weichen Materialverhalten nicht bis zum Ende durchgeführt werden, da die Rechnungen nicht konvergierten. Dies kann daran liegen, dass bestimmte mathematische oder physikalische Grenzen bei weiterer Belastung nicht eingehalten wurden. Dies wird weiter unten diskutiert. Um die Gegenüberstellung der Ergebnisse mit den drei unterschiedlichen Materialparameter des PDLs dennoch zu ermöglichen, wurden die Ergebnisse der abgebrochenen Rechnungen extrapoliert und in den Diagrammen in rot dargestellt. Die Ergebnisse der erfolgreich abgeschlossenen Rechnungen wurden in blau dargestellt, dunkelblau für das steife, etwas helleres blau für das entzündungsfreie und, im Fall von der Cantilvermechanik wo die Rechnungen zu Ende gelaufen sind, hell blau für das weiche Materialverhalten.

Als Abbruchkriterium in dieser Studie wurden die Extremwerte für jeden Materialparameter des PDLs unter Variation der E-Moduln und Grenzdehnungen definiert. Tab. 2 und Abb. 11 in Kapitel 2.3.3 zeigen die Werte für alle drei Materialparameter. Für das steife Materialverhalten wurden Variationen von $E_1 = 0,10$ MPa, $E_2 = 0,30$ MPa und $\epsilon_{12} = 5,0\%$ übernommen, für das entzündungsfreie Materialverhalten von $E_1 = 0,05$ MPa, $E_2 = 0,20$ MPa und $\epsilon_{12} = 7,0\%$, und für das weiche Materialverhalten wurden Werte von $E_1 = 0,01$ MPa, $E_2 = 0,10$ MPa und $\epsilon_{12} = 10,0\%$ eingesetzt. Bei den Simulationen, bei denen die Dehnungen im PDL die genannten Werte überschritten, wurde die Simulation abgebrochen. Das war, wie erwartet, der Fall bei fast allen Simulationen mit dem parodontal re-

duzierten Modell mit aufgefächerter Front, in denen mit deutlich zu hohen Kräften von 1,0 N der Lückenschluss der Front berechnet wurde, außer bei der Simulation mit 1,0 N zwischen den 1ern und 0,2 N zwischen 1ern und 2ern beim steifen Materialverhalten des Parodonts. Da dies nahezu durchgehend der Fall war, wurden diese Simulationen von den weiteren Ergebnisdarstellungen ausgeschlossen.

3.1 Widerstandszentren der parodontal reduzierten und gesunden Oberkieferfrontzähne

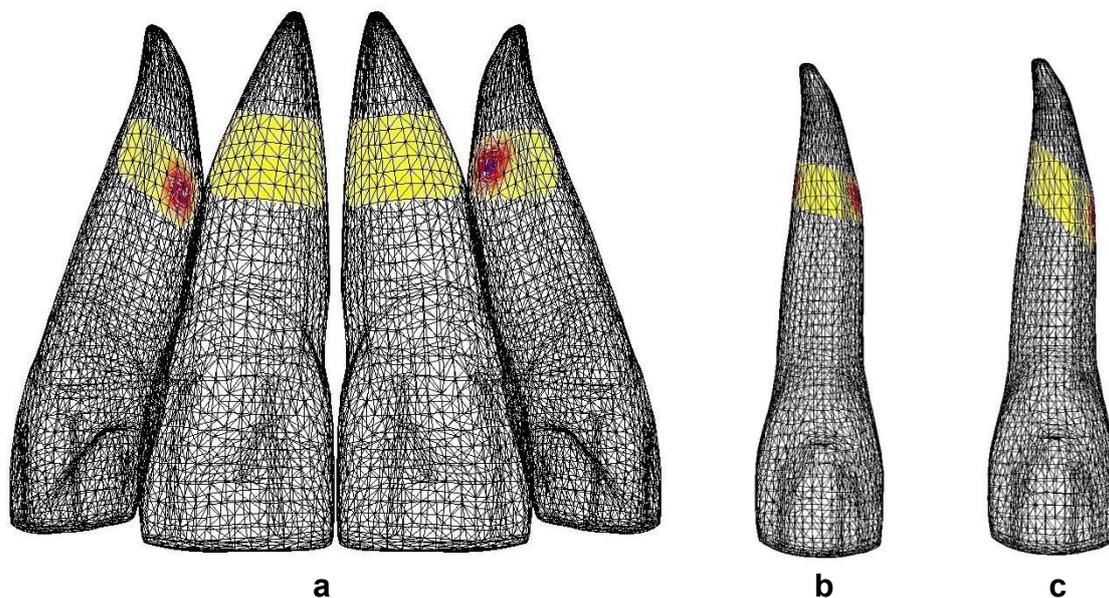


Abb. 16: Lage der Widerstandszentren. Unterschiedliche Lagen der WZ mesial und distal, je nach Position des Zahnes im Kiefer. **a** Frontale Sicht des parodontal reduzierten Modells mit der verblockten Front. **b** Zahn 12 des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front. **c** Zahn 12 beim parodontal reduzierten Modell mit der verblockten Front vor der En-Masse-Retraktion.

Die Lage des Widerstandszentrums ändert sich, wenn sich die Knochenhöhe oder die Position des Zahnes im Kiefer ändert. Beispielsweise können in Abb. 16 unterschiedliche Positionen der WZ beobachtet werden. Der seitliche Inzisivus zeigt die größte Variation der Lage des WZ, wie der direkte Vergleich mit den mittleren Inzisiven in Abb. 16a zeigt. Abb. 16b und 16c veranschaulichen die WZ des seitlichen Inzisivus beim parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front und beim parodontal reduzierten Modell mit der verblockten Front vor der En-Masse-Retraktion (vgl. Abb. 9).

Dieser Vergleich verdeutlicht, dass das WZ kein fester Punkt ist und stellt die Variation der Lage des WZ bei einem Zahn dar.

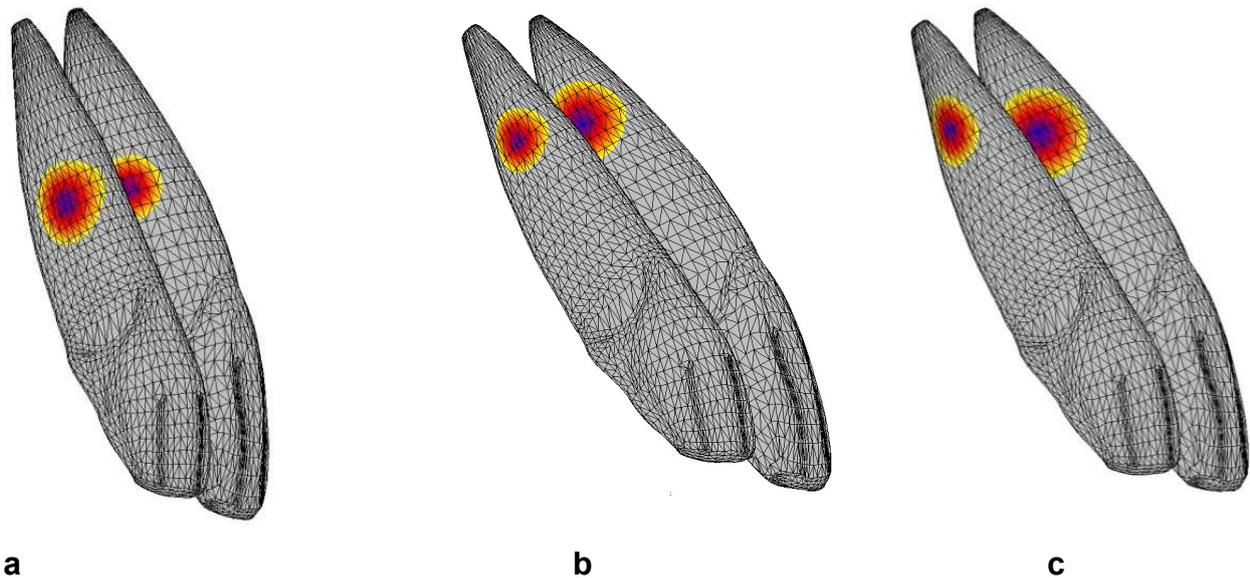


Abb. 17: Lage der Widerstandszentren der Frontzähne (WZ in dunkelblau dargestellt) in seitlicher Sicht von distal. Im Vergleich zu den parodontal gesunden Zähnen lagen die WZ bei den parodontal reduzierten Zähnen weiter apikal, mit kaum Unterschieden zwischen den aufgefächerten parodontal reduzierten Zähnen und dem Frontblock nach dem Lückenschluss der Inzisiven. **a** Morphologisch parodontal gesundes FE-Modell. **b** Parodontal reduziertes Modell mit aufgefächelter Front. **c** Parodontal reduziertes Modell nach Verblockung der Front vor der En-Masse-Retraktion.

Abb. 17 veranschaulicht die Gegenüberstellung der Lage der WZ zwischen dem ursprünglichen morphologisch parodontal gesunden Modell (Reimann et al., 2007), dem Modell mit der aufgefächerten Front und dem Modell mit der verblockten Front vor der En-Masse-Retraktion. Bei allen drei klinischen Situationen wurde der Abstand zwischen WZ und Bracketslot gemessen. Da die Lage der WZ, je nachdem ob sie von mesial oder von distal betrachtet wird, variiert, wurde ein Durchschnitt beider Werte ermittelt. Somit war die Lage der WZ in den drei verschiedenen Ausgangssituationen besser zu vergleichen. Allerdings entstanden dabei Diskrepanzen zwischen den Darstellungen in Abb. 17 und den Werten in der Tab. 3. Der Grund dafür wurde in Abb. 16 veranschaulicht, wo beim Vergleich der mesialen mit der distalen Ansicht eines Zahnes zu erkennen ist, dass sich das WZ auf verschiedenen Höhen befindet.

Die Lage der WZ bei dem parodontal reduzierten Modell mit aufgefächelter Front und dem parodontal reduzierten Modell nach Verblockung der Front vor der En-Masse-

Retraktion variiert nur geringfügig. Im Vergleich mit dem morphologisch parodontal gesunden Modell liegen die WZ beider vorher genannten Modelle allerdings weiter apikal (s. Tab.3).

Tab. 3: Variation der Lage der Widerstandszentren der Frontzähne je nach parodontalem Zustand und Zahnstellung.

	Abstand vom WZ zum Bracketslot (mm)		
	Parodontal gesundes Modell	Parodontal reduziertes Modell mit aufgefächerter Front	Parodontal reduziertes Modell nach Lückenschluss der Front
Mittlerer Inzisivus	11,45	13,95	13,95
Seitlicher Inzisivus	11,16	14,10	13,40

In Tab. 3 sind die unterschiedlichen Lagen der WZ beider Zähne bei den verschiedenen Modellen dargestellt. Die Lage des WZs der mittleren Inzisiven bei beiden parodontal geschädigten Modellen, weist keine Variation auf. Das WZ des mittleren Inzisiven bei beiden Modellen dieser Studie lag hingegen 2,5 mm apikaler als beim gesunden Modell von Reimann et al. (2007) mit einem Abstand vom WZ zum Bracketslot von 11,45 mm beim gesunden Modell und von 13,95 mm bei beiden parodontal geschädigten Modellen dieser Studie.

Bei den seitlichen Inzisiven ist die gleiche Situation zwischen dem gesunden und beiden parodontal reduzierten Modellen zu erkennen, wobei der Abstand vom WZ zum Bracketslot beim aufgefächerten Modell 0,70 mm apikaler ist als beim Modell mit den verblockten Frontzähnen vor der En-Masse-Retraktion.

3.2 Simulationsreihen zum Lückenschluss der Front

3.2.1 Ergebnisse der Simulation des Lückenschlusses der aufgefächerten Front mit gleichen Kräften

In Abb. 18 sind beispielhaft die initialen Zahnauslenkungen beim Lückenschluss der Frontzähne im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front bei entzündungs-

freiem Parodont dargestellt. Es wurde eine Kraft von 0,2 N pro Zahn, entsprechend einer elastischen Kette, eingesetzt. Die Simulation wurde ebenfalls mit einer Kraft von 1,0 N zwischen den vier Frontzähnen durchgeführt. Alle Modelle wurden bei einem weichen, steifen und entzündungsfreien Materialverhalten berechnet (siehe 2.3.3). Das weiche Materialverhalten wies die größten Zahnauslenkungen und Dehnungen des PDLs auf, während beim steifen Parodont die kleinsten Dehnungen auftraten. Allerdings waren im parodontal reduzierten Modell, bei einer Kraft von 1,0 N zwischen 12 und 22, die Zahnauslenkungen so stark ausgeprägt und die maximalen Dehnungen des PDLs so hoch, dass bei allen Simulationen das Abbruchkriterium immer sehr früh erreicht wurde, wobei die Simulation mit dem steifen Materialverhalten am weitesten gelaufen ist. Nach Reduktion der Kräfte auf ein Fünftel konnten die Rechnungen für steifes und entzündungsfreies Materialverhalten bis zum Ende durchgeführt werden.

Beim parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front lagen die Bereiche der stärksten Zahnauslenkungen an den mesioinzisalen Teilen der Zahnkronen der Zähne 12 und 22 und ließen in apikaler Richtung nach. Die Zähne 11 und 21 zeigten eine ähnliche Zahnauslenkung, wobei sich die größten an den distoinzisalen Bereichen der Zahnkronen befanden. Die mittleren Inzisiven rotierten um den blau markierten Bereich, die seitlichen Inzisiven vollführten eine Kippung.

Abb. 19 zeigt die initialen, maximalen Zahnauslenkungen der vier Frontzähne des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front bei Simulation des Lückenschlusses mit 0,2 N zwischen 12 und 22 bei steifem, entzündungsfreiem und weichem Materialverhalten. Beim steifen Parodont war die Zahnauslenkung von 0,066 mm geringer als bei der Simulation mit dem entzündungsfreien Parodont mit 0,099 mm. Die Ergebnisse der Simulationen mit dem weichen Parodont wurden extrapoliert. Die Berechnung ist nach 38 % Verlauf wegen den starken Dehnungen im PDL abgebrochen. Die Extrapolierung hat beim weichen Materialverhalten eine Zahnauslenkung von 0,302 mm ergeben (vgl. Abb. 19).

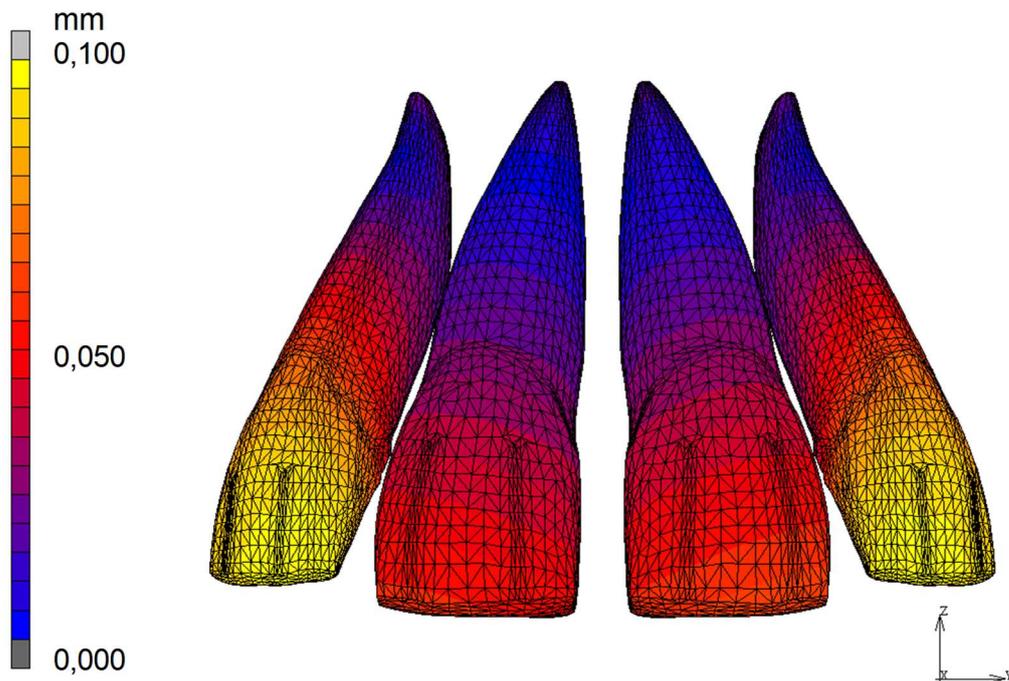


Abb. 18: Farbig kodierte Zahnauslenkungen im PDL des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front bei einer Kraft von 0,2 N pro Zahn bei einem entzündungsfreien Parodont (maximale Auslenkung: 0,099 mm).

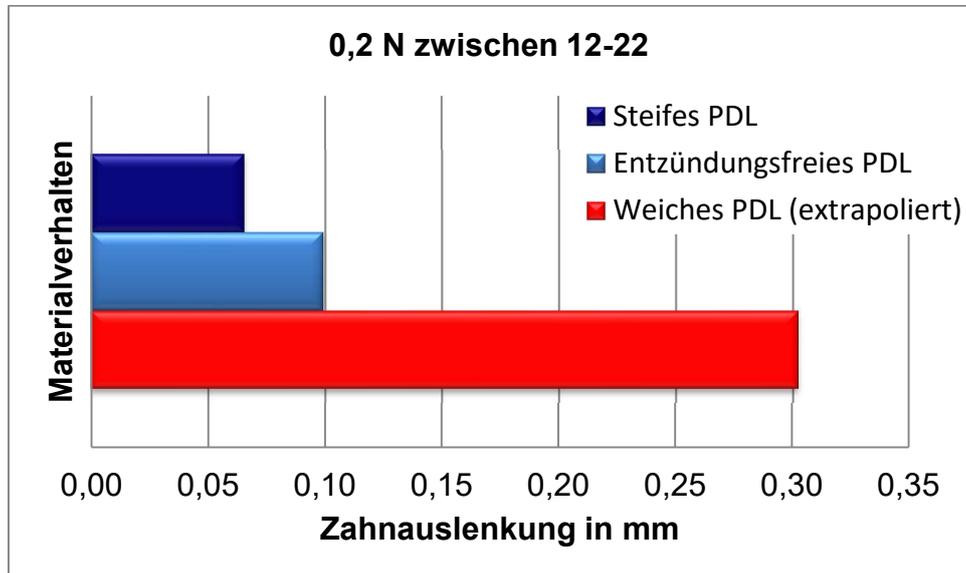


Abb. 19: Vergleich der initialen Zahnauslenkungen der maxillären Frontzähne im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front beim Lückenschluss unter Annahme eines steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens des PDLs bei einer eingesetzten Kraft von 0,2 N von seitlichem bis seitlichem Inzisivus, wobei das Ergebnis mit dem weichen Materialverhalten extrapoliert wurde.

In Abb. 20 sind die Größe und Verteilung der Dehnungen im entzündungsfreien PDL im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front mit eingesetzten Kräften von 0,2 N von lateralem zu lateralem Inzisivus bei der Simulation des Lückenschlusses der aufgefächerten Front dargestellt.

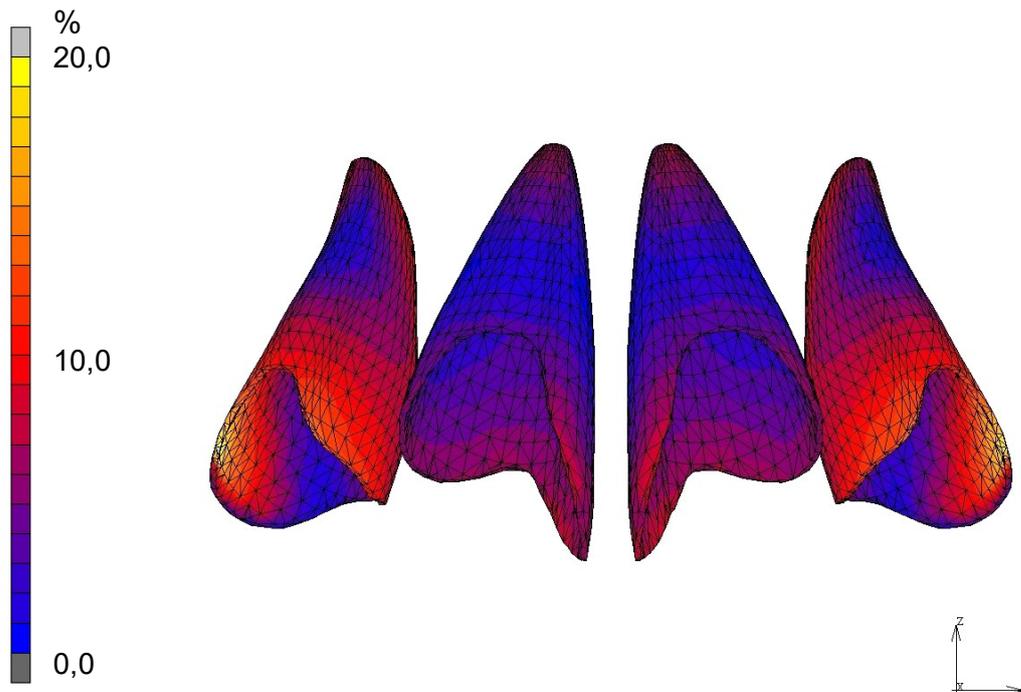


Abb. 20: Dehnungsverteilungen im PDL der maxillären Frontzähne mit entzündungsfreiem Materialverhalten im parodontal reduzierten FE-Modell mit aufgefächerter Front (21,1 %). Die Simulation wurde mit einer Kraft von 0,2 N vom lateralen zum lateralen Inzisivus durchgeführt.

Die stärksten Dehnungen des PDLs traten inzisal der approximalen Bereiche der seitlichen Inzisiven auf und ließen in apikaler Richtung nach. Bei den mittleren Inzisiven waren die Dehnungen kleiner und befanden sich inzisal des palatinalen und approximalen Bereiches. Alle Dehnungen sind in prozentualer Längenänderung angegeben.

In diesem Fall betrug die Dehnung des PDLs beim steifen Parodont 12,9 %, nur geringfügig mehr als die Hälfte im Vergleich zum entzündungsfreien Parodont, wo diese 21,1 % erreicht (Abb. 21). Die Rechnung für das weiche Materialverhalten wurde wie im oberen Fall nur bis zu 38 % vervollständigt und daher linear extrapoliert.

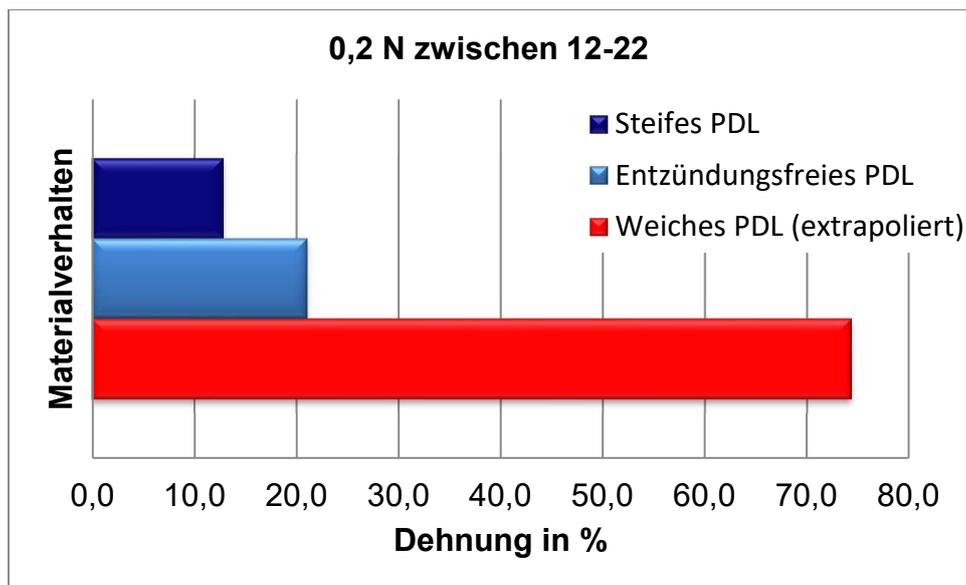


Abb. 21: Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL beim Lückenschluss der Front im parodontal reduzierten Modell bei einem steifen, entzündungsfreien und weichen (extrapoliert) Materialverhalten bei einer Kraft von 0,2 N zwischen 12 und 22.

3.2.2 Ergebnisse der Simulation des Lückenschlusses der aufgefächerten Front mit unterschiedlichen Kräften

Abb. 22 zeigt die initialen Zahnauslenkungen beim Lückenschluss der Frontzähne beim Einsetzen unterschiedlicher Kräfte entsprechend einer elastischen Kette im parodontal reduzierten Modell bei entzündungsfreiem Materialverhalten. Die Bereiche der stärksten Zahnauslenkungen lagen an den mesialen Teilen der Inzisalkanten der mittleren Inzisiven und ließen in Richtung Apex nach. Der graue Bereich ist außerhalb der Skalierung. Das parodontal reduzierte Modell mit aufgefächelter Front wurde mit Kräften von 1,0 N zwischen den 1ern und 0,2 N zwischen 1ern und 2ern und mit einer Kraft von 0,5 N zwischen den 1ern und 0,2 N zwischen 1ern und 2ern berechnet. Wie bei der Simulation in 3.2.1 wurde diese Berechnung ebenso bei einer Kraft von 1,0 N beim entzündungsfreien und weichen PDL-Materialverhalten vorzeitig abgebrochen. Nur unter Annahme eines steifen Parodont ist die Berechnung vollständig gelaufen.

Das Balkendiagramm in Abb. 23 vergleicht die maximalen initialen Zahnauslenkungen der Frontzähne im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächelter Front mit 0,5 N zwischen zentralen Inzisiven und 0,2 N zwischen zentralen und lateralen Inzisiven beim steifen und entzündungsfreien Materialverhalten des PDL. Weiterhin sind die Zahnaus-

lenkungen beim entzündungsfreien PDL größer als beim steifen PDL, mit entsprechenden Werten von 0,107 mm und 0,066 mm und kleiner als beim weichen PDL (diese Rechnung wurde ebenfalls abgebrochen).

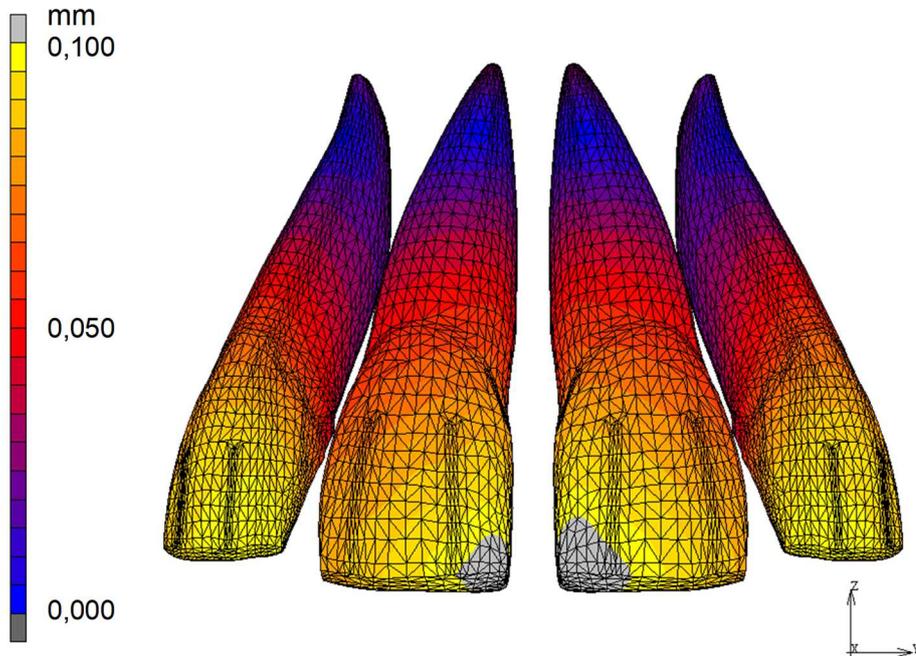


Abb. 22: Initiale Zahnauslenkungen (max. 0,107 mm) im PDL des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front mit einer Kraft von 0,5 N zwischen zentralen Inzisiven und 0,2 N zwischen zentralen und lateralen Inzisiven bei einem entzündungsfreien Materialverhalten.

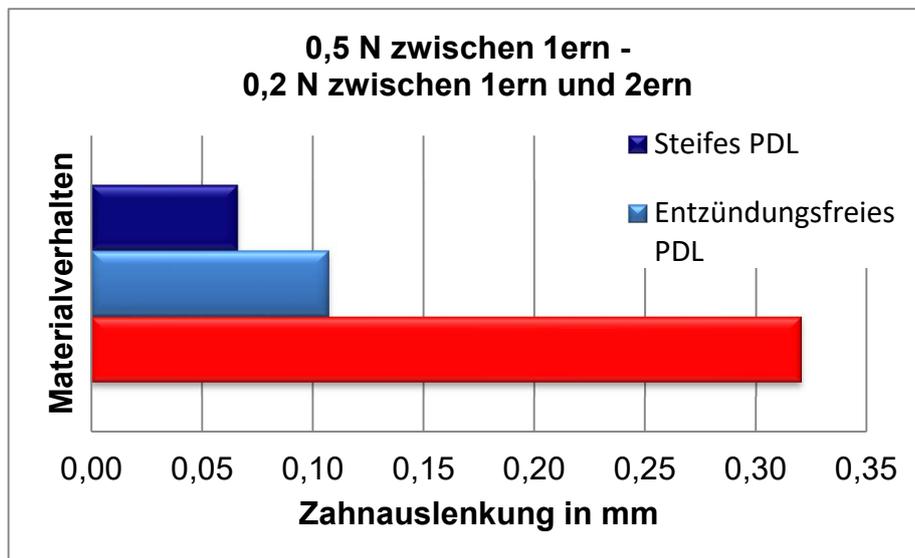


Abb. 23: Vergleich der initialen Zahnauslenkungen der maxillären Frontzähne im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front beim Lückenschluss mit unterschiedlichen Kräften unter Annahme eines steifen und entzündungsfreien Materialverhaltens.

Bei Reduktion der Kraft zwischen den 1ern auf die Hälfte, sind die Rechnungen für das steife (0,066 mm) und entzündungsfreie (0,107 mm) Materialverhalten vollständig gelaufen. Beim weichen Parodont brach die Simulation bei 38 % ab. Die Größe und Verteilung der Dehnungen im PDL beim entzündungsfreien Materialverhalten im parodontal reduzierten Modell bei Simulation des Lückenschlusses der aufgefächerten Front mit Kräften entsprechend 0,5 N zwischen den 1ern und von 0,2 N zwischen 1ern und 2ern sind in Abb. 24 dargestellt.

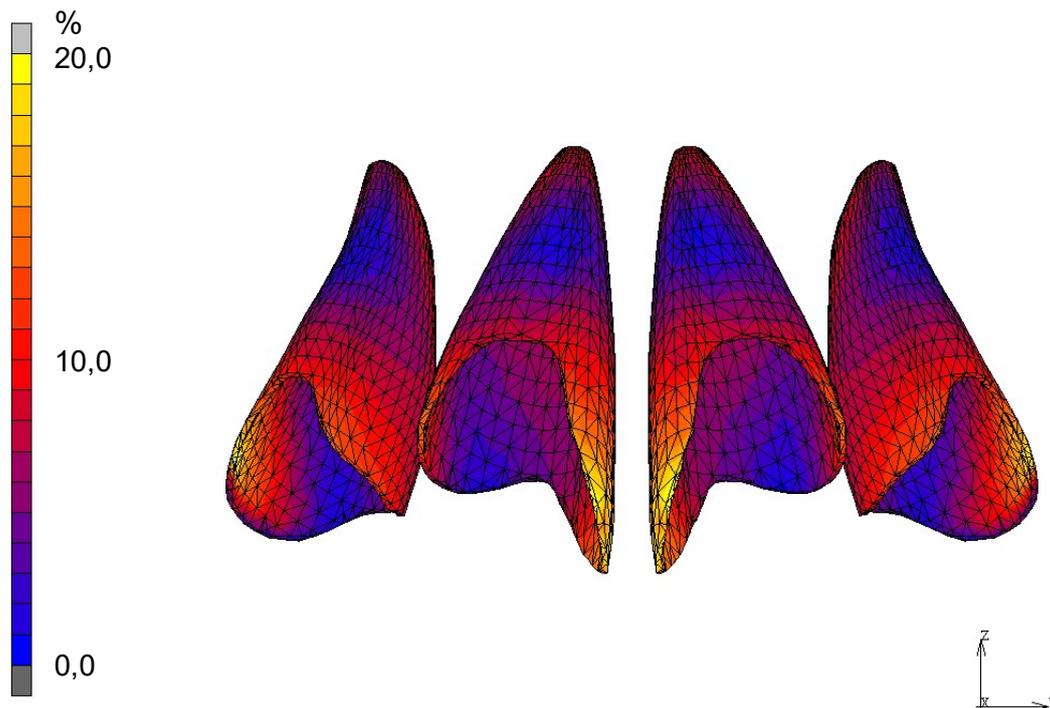


Abb. 24: Dehnungsverteilungen im PDL des parodontal reduzierten FE-Modells mit aufgefächelter Front bei einer Kraft von 0,5 N zwischen mittleren Inzisiven und 0,2 N zwischen mittleren und lateralen Inzisiven bei einem entzündungsfreien Materialverhalten (20,7 %).

Im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächelter Front bei Einsatz einer Kraft von 0,5 N zwischen den 1ern und von 0,2 N zwischen 1ern und 2ern beim Lückenschluss der Front wurden Dehnungen beim entzündungsfreien Parodont von 20,7 % ermittelt. In dem Fall des steifen Parodonts waren die Dehnungen des PDLs bei beiden Modellen gleich (12,9 %).

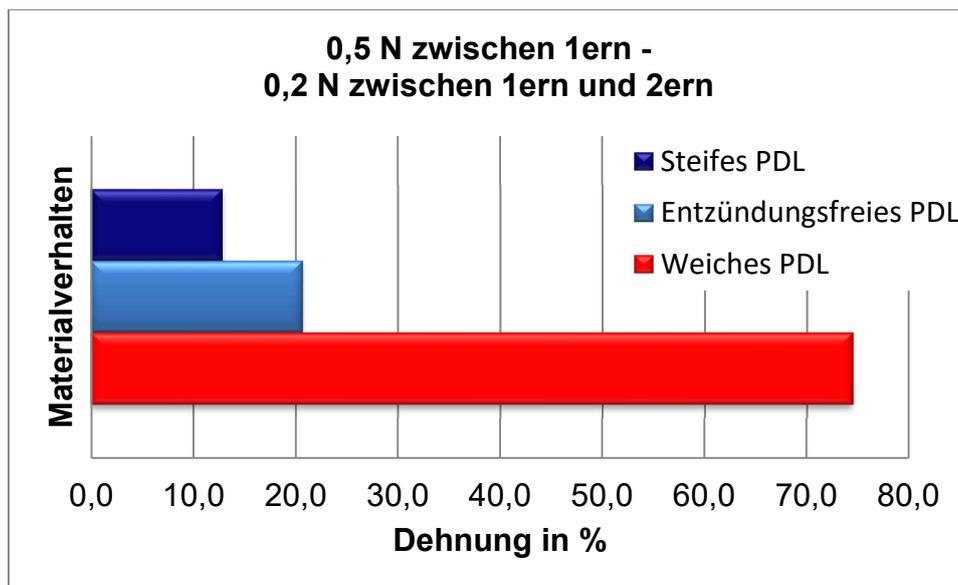


Abb. 25: Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL beim Lückenschluss der Front im parodontal reduzierten Modell bei steifem und entzündungsfreiem Materialverhalten des PDLs. Die Dehnungen im weichen PDL wurden extrapoliert.

Das Balkendiagramm (vgl. Abb. 25) stellt den Vergleich zwischen den maximalen Dehnungen des steifen und entzündungsfreien Parodonts im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front bei einer Kraft von 0,5 N zwischen den 1ern und von 0,2 N zwischen 1ern und 2ern dar. Wie beim vorherigen Fall waren die maximalen Dehnungen des PDLs bei dem steifen Materialverhalten kleiner als beim entzündungsfreien Parodont.

3.3 Simulationsreihen zur En-Masse-Retraktion im parodontal reduzierten Modell nach Verblockung der Front mit einer Cantilevermechanik

Damit die Auswirkung unterschiedlicher Materialverhalten des PDLs und der verschiedenen angewendeten Kräfte auf den parodontal reduzierten Frontzähnen näher betrachtet werden kann, wurden erst die maximale initiale Zahnauslenkung und PDL-Dehnung der Front unter Annahme eines steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens berechnet, danach wurde mit verschiedenen Retraktions- und Intrusionskräften gerechnet und anschließend wurden die reinen Retraktions- und Intrusionsbewegungen des Zahnes 11 bei verschiedenen Kraftkombinationen betrachtet.

3.3.1 Simulation in der gesamten Front unter Annahme verschiedener Materialparameter

Bei der Simulation dieser En-Masse-Retraktionsmechanik wurde eine Retraktionskraft von 0,5 N und eine Intrusionskraft von 0,8 N angewendet wie. Dies entspricht dem klinischen Fall (vgl. Abb. 5), wobei festes, entzündungsfreies und weiches Materialverhalten angenommen wurden. Die maximalen initialen Zahnauslenkungen in unseren Simulationen bei der En-Masse-Retraktion nach Verblockung der Front mit dieser Mechanik ergab das gleiche Muster wie bei den bis hierhin vorgestellten Ergebnissen. Die maximale initiale Zahnauslenkung beim steifen Parodont war mit 0,037 mm kleiner als beim entzündungsfreien mit 0,055 mm. Beim weichen Parodont war die Zahnauslenkung mit 0,088 mm größer als bei beiden und sogar mehr als doppelt so groß wie beim steifen Parodont. Wie unten in Abb. 26 dargestellt ist, lagen bei der Retraktion der Front im parodontal entzündungsfreien reduzierten Modell mit einer Cantilvermechanik die Bereiche der stärksten Zahnauslenkungen am distoinzisalen Drittel der Zahnkronen der Zähne 12 und 22. Sie sanken in apikaler Richtung. Bei den Zähnen 11 und 21 konnten die stärksten Zahnauslenkungen am mesioinzisalen Drittel der Zahnkronen beobachtet werden. Sie sanken ebenfalls in apikaler Richtung. Bei den mittleren Inzisiven waren die Zahnauslenkungen kleiner als bei den seitlichen.

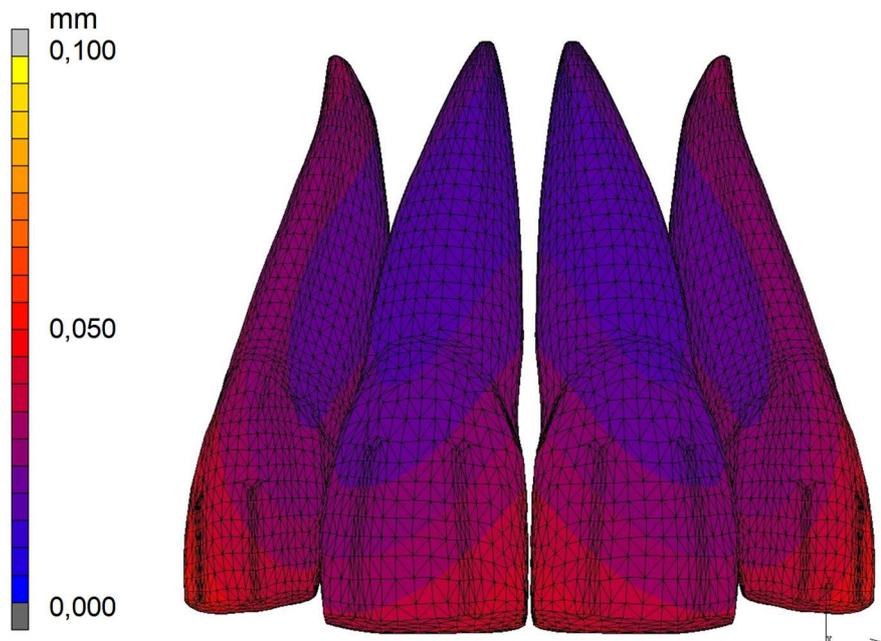


Abb. 26: Initiale Zahnauslenkungen im PDL des parodontal reduzierten Modells bei der Retraktion der Frontzähne bei einem entzündungsfreien Materialverhalten mit einer Cantilvermechanik (max.: 0,055 mm).

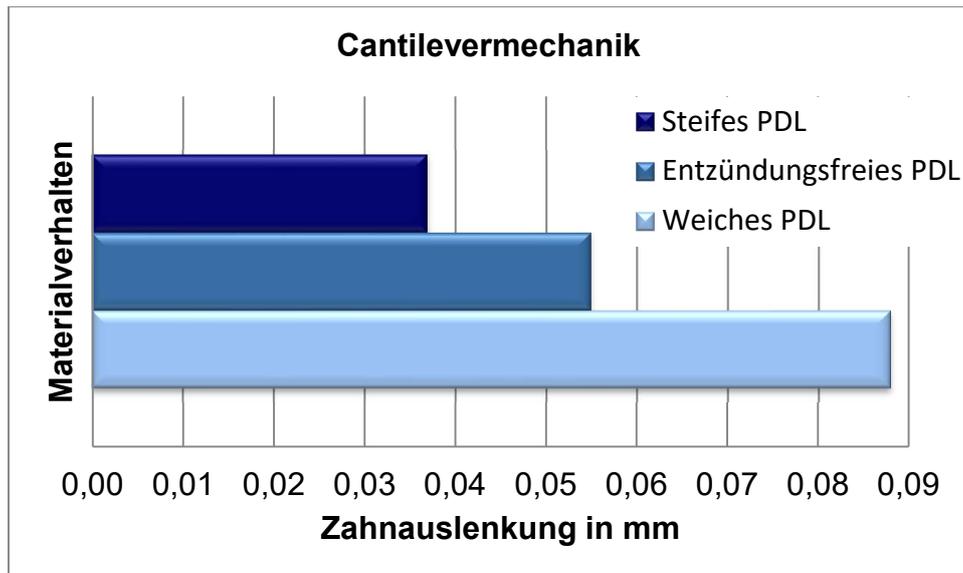


Abb. 27: Vergleich der initialen Zahnauslenkungen der maxillären Frontzähne im parodontal reduzierten Modell bei der Retraktion der Front mittels einer Cantilevermechanik unter Annahme eines steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens des PDLs.

Im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion nach Lückenschluss der Front mit einer Cantilevermechanik waren die Dehnungen gleichmäßig verteilt. Die etwas stärkeren Dehnungen traten im inzisalen Drittel der lateralen Inzisiven distal und palatinal des entzündungsfreien Parodonts herum auf, ließen in Richtung Apex nach um schließlich im Apexbereich wieder etwas stärker zu werden. Bei den mittleren Inzisiven waren die stärksten Dehnungen des PDL inzisal der palatinalen Bereiche, wurden allmählich schwächer und apikal wieder etwas stärker (vgl. Abb. 28).

Die Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL bei einem entzündungsfreien und steifen Materialverhalten im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik wies beim steifen Parodont kleinere Dehnungen (9,6 %) auf als beim entzündungsfreien Parodont (15,5 %; vgl. Abb. 29). In diesem Fall waren die Dehnungen beim steifen Parodont 38 % kleiner als beim entzündungsfreien. Beim weichen Parodont waren die Dehnungen mit 28,7 % um 46 % größer als beim entzündungsfreien Parodont.

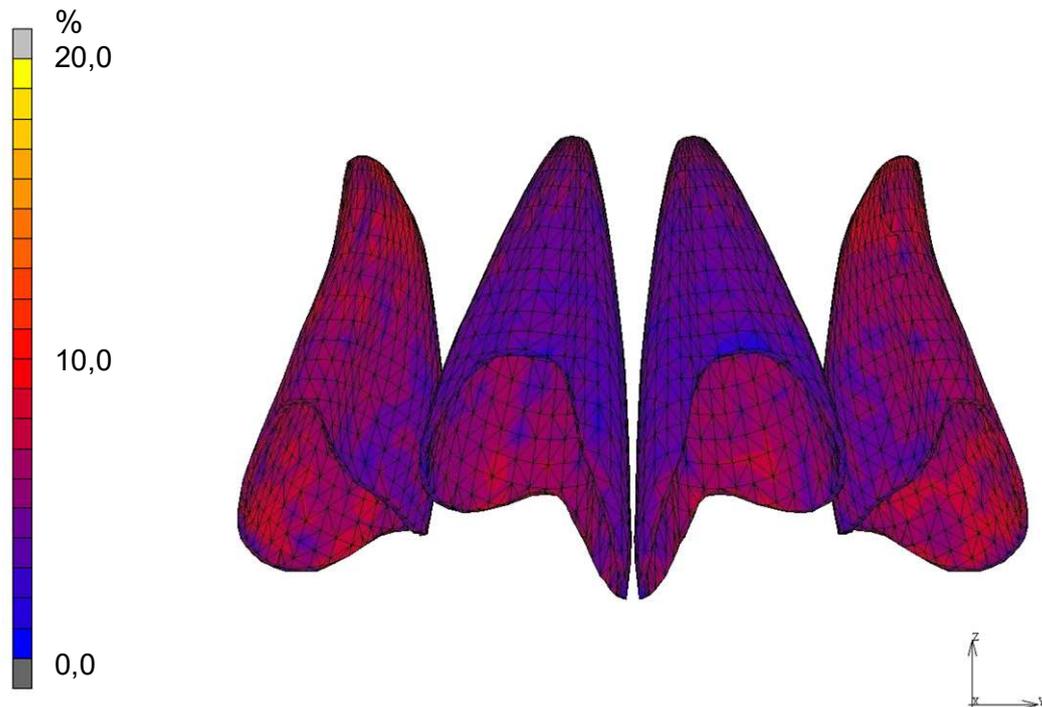


Abb. 28: Dehnungen im PDL der maxillären Frontzähne mit entzündungsfreiem Parodont im parodontal reduzierten FE-Modell bei Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik nach Verblockung der Front (höchster Wert: 15,5 %).

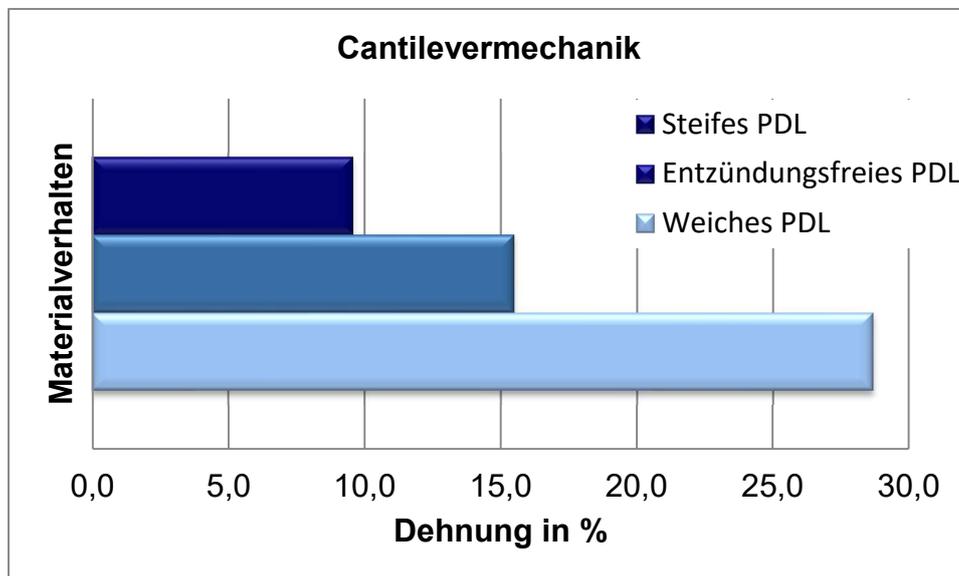


Abb. 29: Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik bei einem steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhalten des PDLs.

3.3.2 Simulation in der gesamten Front bei Variation der Intrusions- und Retraktionskräfte

Die maximalen initialen Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL wurden für die Cantilevermechanik mit verschiedenen Intrusionskräften bei einer gleichbleibenden Retraktionskraft und mit verschiedenen Retraktionskräften bei einer gleichbleibenden Intrusionskraft unter Annahme eines entzündungsfreien Materialverhaltens des PDLs berechnet. Bei dieser Mechanik wurden klinisch eine Retraktionskraft von 0,5 N und eine Intrusionskraft von 0,8 N angewendet.

Neben der ursprünglich angewendeten Intrusionskraft von 0,8 N wurden die maximalen initialen Zahnauslenkungen und Dehnungen des PDLs der gesamten Front sowohl mit der doppelten (1,6 N) als auch mit der halben Kraft (0,4 N) bei einer gleichbleibenden Retraktionskraft von 0,5 N berechnet. Desweiteren wurden zum Vergleich einige dazwischen liegende Kräfte angewendet (0,5 N, 0,6 N, 0,7 N und 1,2 N). Die maximalen initialen Zahnauslenkungen und Dehnungen des PDLs der gesamten Front wurden ebenfalls für verschiedene Retraktionskräfte bei einer gleichbleibenden Intrusionskraft von 0,8 N berechnet. Die angewendete Retraktionskraft bei dem klinischen Cantilever betrug 0,5 N. In der vorliegenden Studie wurde neben der Kraft von 0,5 N zusätzlich mit 0,75 N und der doppelten Kraft (1,0 N) gerechnet.

Tab. 4: Maximale initiale Auslenkung der gesamten Front in mm und maximale Dehnung im PDL im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik unter Variation der Intrusions- und gleichbleibender Retraktionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs.

Kraft Intrusion	Kraft Retraktion	Maximale Auslenkung der gesamten Front	Maximale PDL-Dehnung der gesamten Front
N	N	mm	%
0,4	0,5	0,049	11,1
0,5	0,5	0,047	12,3
0,6	0,5	0,047	13,4
0,7	0,5	0,050	14,5
0,8	0,5	0,055	15,5
1,2	0,5	0,079	19,4
1,6	0,5	0,102	23,4

Tab. 4 zeigt, dass die maximalen initialen Zahnauslenkungen der gesamten Front bei den kleineren Intrusionskräften zunächst kleiner wurden und ab einer Intrusionskraft von 0,6 N anstiegen. Die Größe der maximalen initialen Dehnungen im PDL waren direkt proportional zu der angewendeten Intrusionskraft.

Tab. 5: Maximale initiale Auslenkung der gesamten Front in mm und maximale Dehnung im PDL im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik unter Variation der Retraktions- und gleichbleibender Intrusionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs.

Kraft Intru- sion	Kraft Retrak- tion	Maximale Auslenkung der gesamten Front	Maximale PDL-Dehnung der gesamten Front
N	N	mm	%
0,8	0,50	0,055	15,5
0,8	0,75	0,057	15,5
0,8	1,00	0,069	15,9

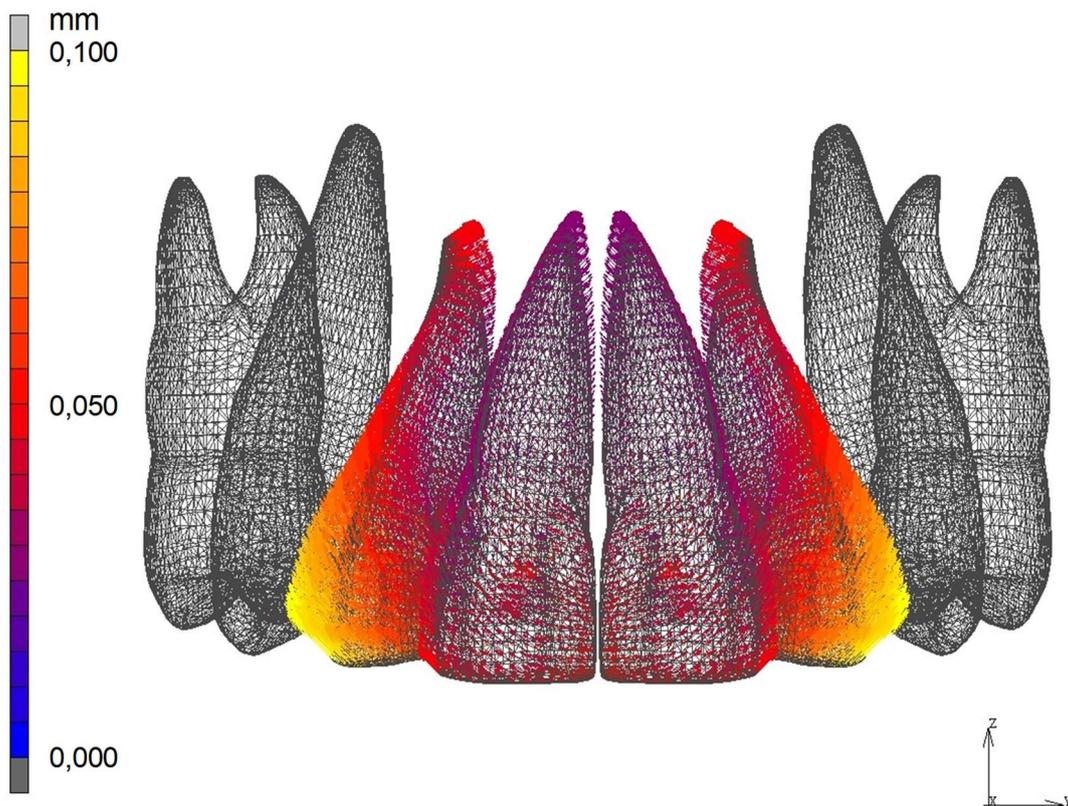


Abb. 30: Initiale Zahnauslenkungen (Vektorplot) bei der Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik mit einer Intrusionskraft von 0,8 N und einer Retraktionskraft von 1,0 N unter Annahme eines entzündungsfreien Parodonts. Die Vektoren verdeutlichen die Verteilung und Richtung der entstandenen Zahnauslenkungen im Frontzahnbereich.

Um das Bewegungsmuster der Front besser erkennen zu können, sind die maximalen initialen Zahnauslenkungen bei der Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik mit einer Intrusionskraft von 0,8 N und einer Retraktionskraft von 1,0 N unter Annahme eines entzündungsfreien Parodonts in Abb. 30 dargestellt. Die gelben Vektoren zeigen die Bereiche der stärksten Zahnauslenkungen. Dies sind die distalen Bereiche der Zahnkronen der seitlichen Inzisiven. Die Kronen der mittleren Inzisiven kippten zwar auch nach distal aber die Auslenkungen waren deutlich geringer. Ein ähnliches Bewegungsmuster der seitlichen Inzisiven kann in Abb. 26 bei der En-Masse-Retraktion der Front mit der Cantilevermechanik bei gleicher Intrusionskraft (0,8 N) und der Hälfte der Retraktionskraft (0,5 N) beobachtet werden. In diesem Fall sind die Zahnauslenkungen kleiner.

3.3.3 Reine Retraktions- und Intrusionsbewegungen der mittleren Inzisiven bei Variation der Intrusions- und Retraktionskräfte

Um die einzelnen Bewegungen separat betrachten zu können, wurden bei Zahn 11 die reine Retraktion und die reine Intrusion des Zahnes bei verschiedenen Kräften betrachtet. Um diese übersichtlich darzustellen, wurden die Simulationen ausschließlich unter Annahme eines entzündungsfreien Materialverhaltens durchgeführt. Tab. 6 und 7 stellen eine Übersicht des Verlaufs der reinen Retraktions- und Intrusionsbewegungen bei den verschiedenen Kraftkombinationen dar.

Die Auslenkung in x-Richtung bezieht sich auf die Zahnbewegung in anteroposteriorer Richtung auf der sagittalen Ebene. Die positiven Ergebnisse stellen eine Zahnbewegung nach vestibulär und die negativen eine Bewegung nach palatinal dar. Die Werte in x-Richtung in dieser Studie waren alle negativ, da eine Retraktion, bzw. die körperliche Bewegung der Frontzähne nach palatinal, simuliert wurde (s. Tab. 6 und 7). Bei den Grafiken wurden für die Retraktion positive Werte verwendet, um die Darstellung zu vereinfachen. Die Auslenkung in z-Richtung veranschaulicht die kraniokaudalen Zahnbewegungen auf der vertikalen Achse. Die positiven Werte in unserer Studie stellen die Bewegung des Zahnes nach oben bzw. eine Intrusion dar und negative Werte beziehen sich auf extrusive Bewegungen.

Tab. 6: Reine Retraktions- und Intrusionsbewegung des Zahnes 11 in mm im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik bei verschiedenen Intrusionskräften und gleichbleibender Retraktionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs.

Kraft Intrusion	Kraft Retraktion	Auslenkung in x-Richtung	Auslenkung in z-Richtung
N	N	Retraktion in mm	Intrusion in mm
0,4	0,5	-0,042	-0,006
0,5	0,5	-0,040	-0,003
0,6	0,5	-0,038	0,000
0,7	0,5	-0,036	0,003
0,8	0,5	-0,035	0,005
1,2	0,5	-0,033	0,010
1,6	0,5	-0,032	0,015

Tab. 7: Reine Retraktions- und Intrusionsbewegung des Zahnes 11 in mm im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik bei verschiedenen Retraktionskräften und gleichbleibender Intrusionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs.

Kraft Intrusion	Kraft Retraktion	Auslenkung in x-Richtung	Auslenkung in z-Richtung
N	N	Retraktion in mm	Intrusion in mm
0,8	0,50	-0,035	0,005
0,8	0,75	-0,046	-0,002
0,8	1,00	-0,058	-0,009

Die Grafiken, die unten veranschaulicht werden, stellen die reine Retraktion und die reine Intrusion des Zahnes 11 bei verschiedenen Kräftevariationen unter Annahme eines entzündungsfreien Materialverhaltens dar. Die Simulation der reinen Retraktionsbewegung von Zahn 11 durch verschiedene Intrusionskräfte bei gleichbleibender Retraktionskraft von 0,5 N dargestellt in Abb. 31 zeigt das Ergebnis, dass je höher die Intrusionskraft bei gleichbleibender Retraktionskraft, desto kleiner die reine Retraktionsbewegung des Zahnes 11.

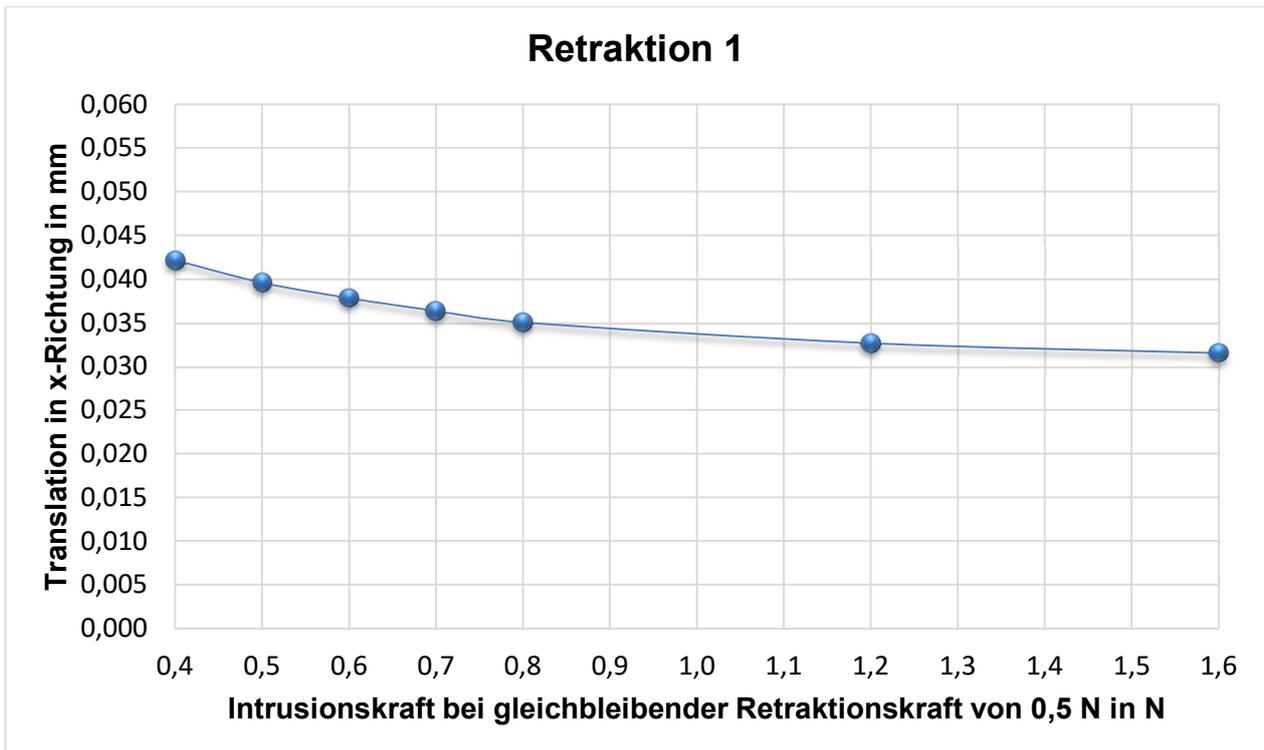


Abb. 31: Reine Retraktionsbewegung von Zahn 11 in x-Richtung durch verschiedene Intrusionskräfte bei gleichbleibender Retraktionskraft von 0,5 N.

Die gleichen Kraftkombinationen wurden bei der Berechnung der reinen Intrusionsbewegung des Zahnes 11 angewendet. Abb. 32 stellt die reine Retraktionsbewegung von Zahn 11 durch verschiedene Retraktionskräfte bei einer gleichbleibenden Intrusionskraft von 0,8 N dar. Die angewendete Retraktionskraft bei dem klinischen Cantilever betrug 0,5 N. In der vorliegenden Studie wurde neben der Kraft von 0,5 N zusätzlich mit 0,75 N und der doppelten Kraft (1,0 N) gerechnet.

Der Vergleich dieser drei Simulationen zeigt, dass bei einer gleichbleibenden Intrusionskraft bei Erhöhung der Retraktionskraft die reine Retraktionsbewegung gleichmäßig erhöht wird.

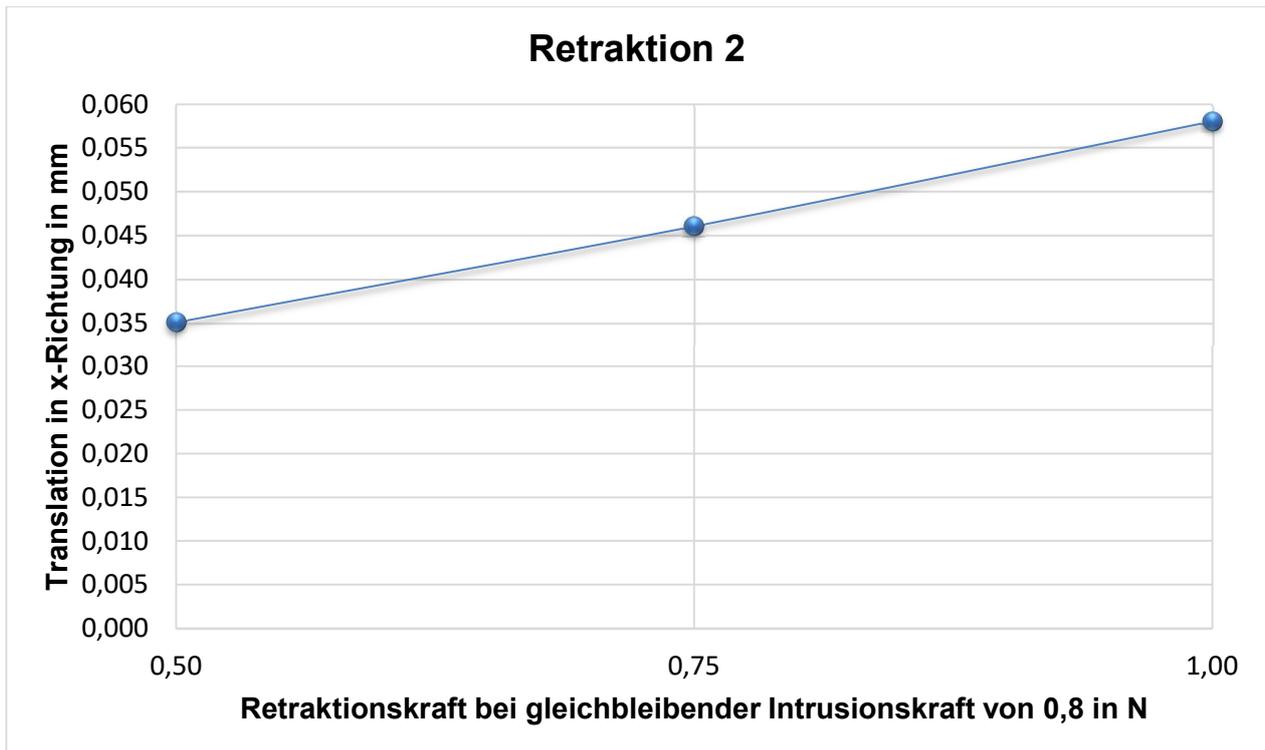


Abb. 32: Reine Retraktionsbewegung von Zahn 11 in x-Richtung durch verschiedene Retraktionskräfte bei gleichbleibender Intrusionskraft von 0,8 N.

Abb. 33 zeigt, dass je höher die Intrusionskraft bei gleichbleibender Retraktionskraft, desto größer die reine Intrusionsbewegung des mittleren Inzisivus. In diesem Fall findet bei 0,6 N Intrusionskraft praktisch keine reine Intrusionsbewegung statt. Bei den kleineren Werten (0,4 N und 0,5 N) überwiegt die Retraktionskraft und bewirkt eine Extrusion des Zahnes, da die angewendeten Intrusionskräfte nicht ausreichen, um die durch die Retraktionskraft entstehende Extrusion zu kompensieren. Die negativen Werte bei der Berechnung der Translation in z-Richtung bei Intrusionskräften unter 0,6 N und gleichbleibender Retraktionskraft stellen diese leichte Extrusion dar.

Das gleiche Muster wie in dem oben beschriebenen Fall kann auch in Abb. 34 beobachtet werden. Bei den unterschiedlichen Retraktionskräften und gleichbleibender Intrusionskraft zeigt sich, dass je stärker die Retraktionskraft, desto weniger kann die Intrusionskraft die entstehende Extrusion kompensieren. Sobald die Retraktionskraft von 0,5 N auf 0,75 N erhöht wurde, zeigte sich eine leichte Extrusion des Inzisivus bei Nichterhöhung der Intrusionskraft von 0,8 N (siehe Tab. 7).

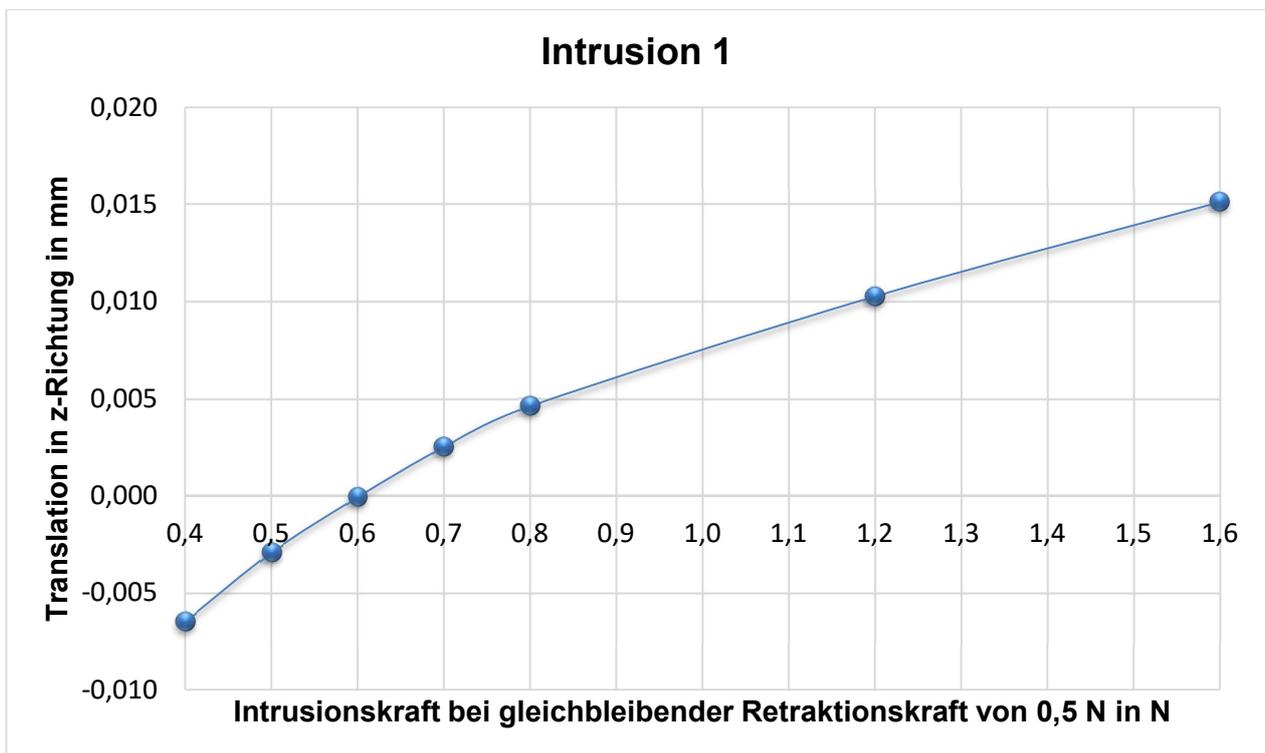


Abb. 33: Reine Intrusionsbewegung von Zahn 11 in z-Richtung durch verschiedene Intrusionskräfte bei gleichbleibender Retraktionskraft von 0,5 N.

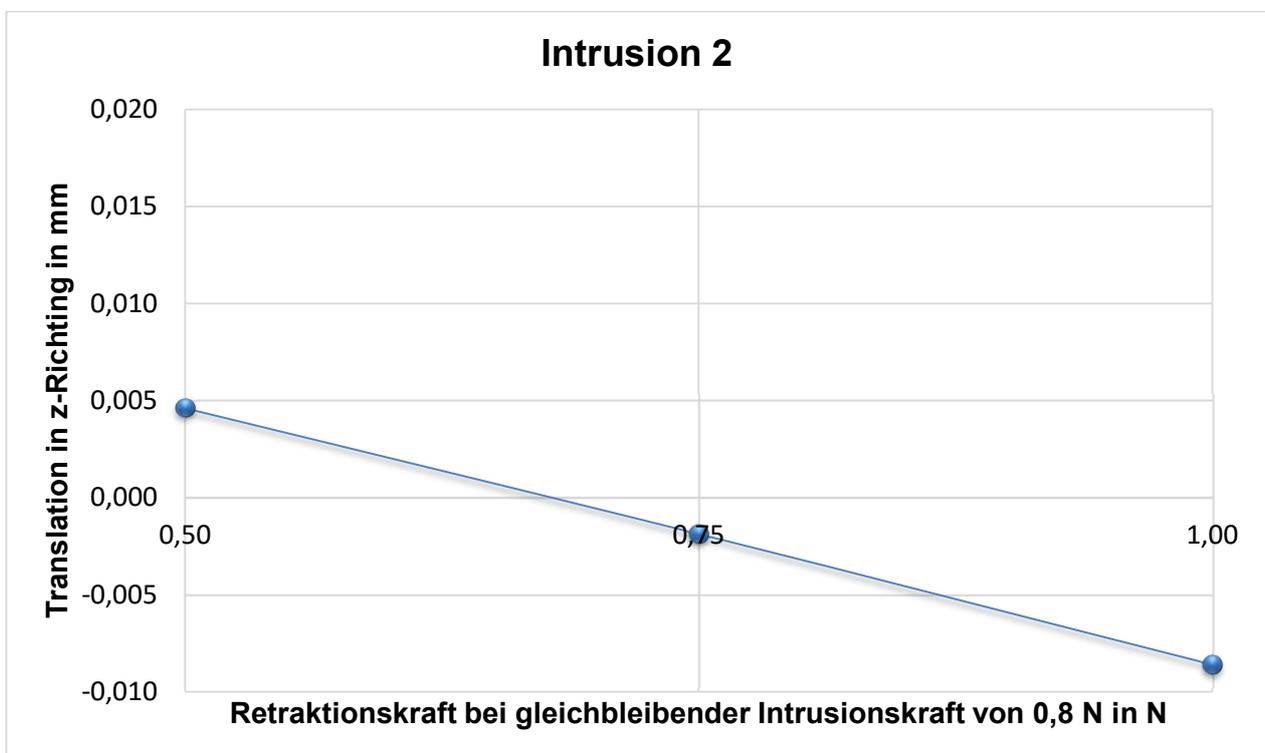


Abb. 34: Reine Intrusionsbewegung von Zahn 11 in z-Richtung durch verschiedene Retraktionskräfte bei gleichbleibender Intrusionskraft von 0,8 N.

Beide Grafiken, die den Einfluss der Variation der Intrusionskraft darstellen (Abb. 31 und 33), zeigen eine deutliche Nichtlinearität. Dies gilt insbesondere für Abb. 33. Der Verlauf der Bewegungen in x- und y-Richtung ist hyperbolisch und zeigt damit den Einfluss der Verlagerung des Rotationszentrums mit zunehmender Intrusionskomponente.

4. Diskussion

4.1 Lage der Widerstandszentren

Bei Patienten mit einem parodontal reduzierten Gebiss wandert das Widerstandszentrum der betroffenen Zähne, als Folge des vorhandenen Knochenabbaus, nach apikal. Der Nettoeffekt ist, dass die Zähne eher zur Kippung als zur körperlichen Bewegung neigen (Williams et al., 1982). Der Knochenverlust verursacht zwar, dass das Widerstandszentrum sich nach apikal verlagert aber gleichzeitig reduziert sich die Distanz vom WZ zum Alveolarkamm. In Fällen, in denen Alveolarknochenverlust vorliegt, wurden größere Verschiebungen der Inzisalkante und des Apex bei einer konstant applizierten Kraft beobachtet. Einer der vielen Unterschiede zwischen einer kieferorthopädischen Behandlung eines jugendlichen und der eines erwachsenen Patienten ist der Alveolarknochenabbau, der bei Erwachsenen oft vorliegt. Der Alveolarknochenverlust verursacht die Verlagerung des WZs als Folge der Reduktion des Knochenangebots. Daher ist es erforderlich, das applizierte Kraftsystem zu modifizieren, um die gleiche Bewegung wie bei einem parodontal gesunden Zahn zu erzielen (Geramy, 2000).

Der Effekt der initialen Inklination der Frontzähne auf die Position des WZs während der Retraktion wurde in der Studie von Geramy et al. (2014) beschrieben. Die Studie zeigte, dass bei zunehmender Inklination der Frontzähne sich die Widerstandszentren dieser Zähne nach apikal verlagern. Das bedeutet, dass die Kraft apikaler eingesetzt werden sollte, um das Frontzahnsegment körperlich zu retrahieren. Aus diesem Grund erwiesen sich Retraktionsmechaniken, bei denen Kräfte so apikal wie möglich eingesetzt werden, als optimal, insbesondere wenn das Knochenangebot reduziert ist. Die Cantilevermechanik (vgl. Abb. 10) ist daher eine adäquate Mechanik, um Frontzähne mit einer translatorischen Bewegung zu retrahieren, da die Kraft apikaler appliziert wird als bei Gummiketten oder Federn die in Brackethöhe eingesetzt werden. Bei der Anwendung dieser Mechanik wird der Frontzahntorque besser kontrolliert und die Kippung gering gehalten. Kondo et al. (2017) stellten fest, dass die Lage des Widerstandszentrums durch die Art der Bewegung nicht beeinflusst wird. Hingegen wird bei einer kippenden Bewegung mehr Knochen am Alveolarrand resorbiert als bei einer körperlichen Bewegung. Aus diesem Grund ist eine körperliche Bewegung vorteilhafter, um die Alveolar-

höhe zu erhalten.

Allerdings ist es nur möglich, die Verteilung der Zahnauslenkungen und Dehnungen des PDLs in parodontalen Geweben durch die Kombination von klinischen mit numerischen Simulationen zu bestimmen (Kawarizadeh et al., 2003; Natali et al., 2007; Poppe et al., 2002; Reimann et al., 2009). Dabei sollte beachtet werden, dass das Widerstandszentrum sich in unterschiedlichen Lagen je nach approximaler Seite eines Zahnes befinden kann und kein einzelner statischer Punkt an der Wurzel ist, wie häufig irrtümlich angenommen (vgl. Abb. 16). Die Ergebnisse unserer Studie stimmten mit Geramys Studien überein, dass die Lage des WZs eines Zahnes von der Knochenhöhe (Geramy, 2000) und der Inklination des Zahnes im Kiefer (Geramy et al., 2014) abhängig ist. Dabei spielt die Zahnform auch eine Rolle (Sander et al., 2011).

Die in Kapitel 3.1 vorgestellten Werte sind keine absoluten Ergebnisse und sollten nur als eine Tendenz der Verlagerung des WZ bei den verschiedenen klinischen Ausgangssituationen betrachtet werden.

4.2 Einfluss des Knochenabbaus auf die Zahnbewegung

Zähne mit reduziertem Alveolarknochen können leichter bewegt werden. Hohe Kräfte können allerdings die parodontalen Gewebe negativ beeinträchtigen. Aus diesem Grund sollten leichte orthodontische Kräfte verwendet werden (Melsen et al., 1988; Williams et al., 1982). Da die Remodellierung parodontaler Gewebe von Patienten nach Parodontaltherapie länger braucht als bei Patienten mit gesunden parodontalen Geweben, sollten die zeitlichen Abstände für die Aktivierung orthodontischer Apparaturen ebenfalls verlängert werden (Årtun und Urbye, 1988; Boyd et al., 1989; Eliasson et al., 1982). Bei Patienten mit einem parodontal reduzierten Gebiss sollten unkontrollierte Kippungen vermieden und die Mechanik engmaschig kontrolliert werden, weil es andernfalls zu weiterem Knochenabbau kommen könnte (Fuhrmann, 2000; Göz, 2000).

4.3 Einfluss der Materialparameter des Parodontalligaments

Es wird berichtet, dass das entzündungsfreie parodontale Gewebe eine erhöhte Beweglichkeit nach erfolgreicher parodontaler Behandlung aufweist (Melsen et al., 1988;

Williams et al., 1982). Zur Zeit ist es noch nicht klar, ob diese Ergebnisse auf das veränderte biomechanische Verhalten des PDLs nach erfolgreicher parodontaler Behandlung verglichen mit einem gesunden PDL oder ausschließlich auf die Veränderungen der Alveolarknochenhöhe zurückzuführen sind. Die derzeitige Literatur besteht nur aus Fallberichten (Gyawali und Bhattarai, 2017), biomechanische Studien zu dem Thema liegen noch nicht vor.

Eine entscheidende Voraussetzung für eine orthodontische Behandlung ist ein entzündungsfreies Parodont. Andernfalls könnte die Abbaurate des Bindegewebeattachments von Zähnen mit entzündeten vertikalen Knochentaschen und das Risiko eines zusätzlichen Attachmentverlusts erhöht werden (Wennström et al., 1993). Bei parodontal gesunden Geweben verursachen die orthodontischen Bewegungen keinen Abbau der Bindegewebe (Ericsson und Thilander, 1978; Polson et al., 1984). Im Fall eines entzündungsfreien Parodonts wurden daher die Materialparameter des gesunden PDLs als Annäherungswerte verwendet.

In dieser Arbeit wurden drei verschiedene biologische und biomechanische Zustände des PDLs simuliert. Hierfür wurden sowohl die Standardmaterialparameter für das PDL aus früheren Untersuchungen (Bourauel et al., 1999; Haase et al., 1996; Vollmer et al., 1998) als auch die Extremwerte der Variation dieser Standardmaterialparameter aus der Studie von Kettenbeil (2012) verwendet. Durch die Erhöhung von E_1 und E_2 wurden die maximalen initialen Zahnauslenkungen und Dehnungen im PDL geringer, da bei höherem E-Modul dem Zahn eine größere Steifigkeit entgegenwirkt. Die Verkleinerung von E_1 und E_2 hingegen verursachte eine Vergrößerung der Zahnbewegung durch eine geringere Steifigkeit aufgrund des kleineren E-Moduls.

4.4 Diskussion der Ergebnisse der Simulationen des Lückenschlusses der aufgefächerten Front

Beim Lückenschluss der aufgefächerten Front sind nur die Berechnungen für die kleineren Kräfte, sowohl beim Einsetzen von unterschiedlichen (0,5 N und 0,2 N) als auch von gleichen (0,2 N) Kräften, durchgelaufen. Bei Kräften von 1,0 N sind die Berechnungen, außer bei einer Kraft von 1,0 N zwischen mittleren Inzisiven und von 0,2 N zwi-

schen mittleren und seitlichen Inzisiven unter Annahme eines steifen Parodonts, stets vorzeitig abgebrochen, was darauf hinweist, dass bei den parodontal geschädigten Modellen eine Kraft von 1,0 N so hoch ist, dass numerisch keine stabile Lösung mehr gefunden werden kann. Der physikalische und mathematische Hintergrund liegt hier darin begründet, dass die mathematische Formulierung der Elemente mit Näherungen durchgeführt werden muss. Diese Näherungen beziehen sich insbesondere auf die Beschreibung von großen Drehungen (typisch über 2°) und großen Deformationen (über 2 %), bei besonderen Elementtypen für nichtlineare Rechnungen, wie sie hier im PDL eingesetzt wurden, bei bis zu 20 % (z.B. Bathe, 2002). Werden diese Werte überschritten, so findet der Lösungsalgorithmus keine stabile Lösung mehr. Um einen Vergleich mit den anderen Werten zu ermöglichen, mussten diese Ergebnisse daher näherungsweise extrapoliert werden.

Klinisch deutet dies an, dass eine Kraft von 1 N zur Retraktion der Oberkieferfront im parodontal geschädigten Gebiss mit sehr hohen Deformationen des PDLs und demzufolge hohen Spannungen im Zahnhalteapparat einhergehen. Daher sollte in der ersten Phase des Lückenschlusses beim Einsetzen elastischer Ketten zur Kompression der Frontzähne auf die Stärke der angewendeten Kräfte genauer geachtet werden, da eine zu hohe Belastung des Parodonts weiteren Abbau der Stütz- und Knochengewebe verursachen könnte (Fuhrmann, 2000; Göz, 2000).

Die Simulationsreihen der maximalen initialen Zahnauslenkungen der Frontzähne beim Lückenschluss der aufgefächerten Front im ersten parodontal reduzierten Modell mit einem steifen, entzündungsfreien und weichen Parodont beim Einsetzen von unterschiedlichen (0,5 N und 0,2 N) und von gleichen (0,2 N) kleineren Kräften ergaben beim entzündungsfreien PDL ca. ein Drittel größere Werte als beim steifen Materialverhalten. Die Werte beim weichen Materialverhalten des PDLs unter Anwendung unterschiedlicher und gleicher kleinerer Kräfte wurden linear extrapoliert, um einen Vergleich mit den anderen Materialparametern zu ermöglichen. Die Extrapolationen der Ergebnisse im weichen PDL-Materialverhalten ergaben hypothetische Werte von etwa zwei Drittel größer für die maximalen initialen Zahnauslenkungen und sogar über zwei Drittel stärkere maximale PDL-Dehnungen als im entzündungsfreien Parodont (vgl. Abb. 19, 21, 23 und 25).

4.5 Diskussion der Ergebnisse der Simulationen der En-Masse-Retraktion der Front mit der Cantilevermechanik

Durch die Wiederherstellung einer physiologischen Position der Zähne im Zahnbogen werden parallel die Ästhetik und die Funktion verbessert, ohne weitere Schäden an den parodontalen Geweben zu verursachen. Weiterhin könnte durch die physiologischere Zahnstellung nach der orthodontischen Therapie die Verankerung vom Zahn in seiner Knochenalveole gefördert werden. In Ohs Studie (2011) wurde festgestellt, dass die vorliegende gingivale Rezession eines Patienten nach erfolgreicher Parodontaltherapie durch die durchgeführte orthodontische Retraktion und Intrusion der Oberkieferinzisiven geringer wurde und kein weiterer Knochenabbau stattfand, wie die Röntgenbilder zeigten. Dieses klinische Beispiel veranschaulichte, dass die orthodontische Therapie in einem parodontal geschädigten Gebiss das klinische Attachmentniveau durch die Reduktion der gingivalen Rezession verbesserte.

Bei der En-Masse-Retraktion mit der Cantilevermechanik im zweiten Modell mit einer eingesetzten Intrusionskraft von 0,8 N und eine Retraktionskraft von 0,5 N unter Annahme eines steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens des PDLs waren die maximalen initialen Zahnauslenkungen beim steifen Parodont etwa ein Drittel kleiner als beim entzündungsfreien Parodont und beim weichen ca. ein Drittel größer als beim entzündungsfreien Parodont. Dies suggeriert, dass die Qualität des Parodontalligamentes einen bedeutsamen Einfluss auf das Ausmaß der Zahnauslenkung und auch eine wichtige Rolle bei der Auswahl der Behandlungskräfte spielt. Wie in Abb. 26 veranschaulicht wurde, entstanden die größeren Auslenkungen im distalen Bereich der Zahnkronen der seitlichen Inzisiven. Das kann dadurch erklärt werden, dass zum einen sowohl die Intrusions- als auch die Retraktionskraft distal dieser Zähne appliziert wurde. Zum anderen erklärt sich dies durch die unterschiedlichen Lagen der WZ beider Inzisiven. Die entstandene distale Rotation der seitlichen Inzisiven sollte beachtet werden, da das Risiko, dass durch zu große Kräfte die Dehnungen im PDL der entsprechenden Zähnen unphysiologische Werte erreichen, erhöht wird. Dies könnte weiteren Knochenabbau der genannten Zähnen auslösen.

Eine Retraktion der Front hat als Nebeneffekt eine Elongation der Inzisiven. Um diese zu vermeiden, muss die Retraktionsmechanik eine intrusive Komponente haben, die die

extrusive Kraft aufhebt, damit der begleitende Effekt in den Fällen in denen er nicht gewünscht ist, nicht stattfinden kann. Da eine fortgeschrittene parodontale Erkrankung sehr häufig eine Extrusion der Frontzähne verursacht, ist in solchen Fällen eine weitere Elongation der Front unerwünscht. Hingegen wird bei diesen Patienten eine Intrusion angestrebt. In Tab. 6, ergänzend zu den Ergebnissen in Tab. 4, wurde veranschaulicht, dass durch die Anwendung einer Intrusionskraft von 0,6 N bei einer Retraktionskraft von 0,5 N unter Annahme eines entzündungsfreien Materialverhaltens die durch die Cantilevermechanik entstandene Extrusion komplett aufgehoben wurde. Die maximalen initialen Zahnauslenkungen der gesamten Front beim entzündungsfreien Materialverhalten wurden bei Intrusionskräften von 0,4 N bis 0,6 N geringer, wobei bei 0,6 N keine Bewegung in kraniokaudaler Richtung stattfand. Je kleiner die Intrusionskraft unter 0,6 N, desto größer die Extrusionsbewegung und daher auch die Gesamtbewegung der Frontzähne. Wie in Abb. 33 dargestellt, fand bei Intrusionskräften über 0,6 N parallel zu der Retraction eine Intrusion des Zahnes 11 statt. Das Ausmaß der Intrusion vergrößerte sich nach und nach direkt proportional zu der Erhöhung der Intrusionskraft.

Bei der Retraction von Zahn 11 unter Verwendung verschiedener Intrusionskräfte bei einer gleichbleibenden Retraktionskraft von 0,5 N wurde festgestellt, dass je größer die applizierte Intrusionskraft war, desto kleiner wurde die maximale initiale Zahnauslenkung in palatinaler Richtung (s. Tab. 6 und Abb. 31). Von 0,4 N bis 0,7 N war die Vergrößerung der Zahnauslenkung direkt proportional zur Erhöhung der Kraft. Ab 0,8 N wurde die Verringerung der reinen Retraktionsbewegung durch die Erhöhung der Intrusionskraft immer kleiner.

Die maximale initiale Zahnauslenkung des Zahnes 11 wurde größer bei Erhöhung der angewendeten Retraktionskraft, wobei die Verwendung einer Retraktionskraft von 0,5 N verglichen mit einer von 0,75 N bei einer gleichbleibenden Intrusionskraft von 0,8 N kaum Unterschiede ergab. Es ist zu beachten, dass bei einer Retraktionskraft von 0,5 N eine Intrusionskraft von 0,8 N geeignet ist, die begleitende Extrusionskraft zu kompensieren und sogar eine leichte wünschenswerte Intrusion der Front zu erreichen. Bei einer Retraktionskraft von 0,75 N hingegen konnte die durch die Mechanik entstehende Extrusion nicht kompensiert werden, und wodurch der Zahn 11 zusätzlich leicht elongiert wurde (s. Tab. 7 und Abb. 34).

Das Bewegungsmuster bei der Retraktion mit der Cantilevermechanik wurde in Abb. 30 dargestellt. In dieser Abbildung wird veranschaulicht, dass eine En-Masse-Retraktion der Frontzähne eine Auffächerung dieser Zähne verursacht. Vor allem die seitlichen Inzisiven zeigten eine stärkere Auslenkung nach distal als die mittleren Inzisiven. Dies kann durch die Kraftapplikation distal der seitlichen Inzisiven, wo eine stärkere Auslenkung der Bögen erfolgt, erklärt werden. Außerdem sind die Wurzeln der seitlichen Inzisiven kleiner und schmaler als die mittleren Inzisiven. Die kleinere Wurzeloberfläche und dadurch das geringere Attachment ist ein weiterer Grund, warum die seitlichen Inzisiven bei der Applikation einer Kraft mehr als die mittleren ausgelenkt werden. Diese Distalkippung der Frontzähne könnte zu unphysiologischen Belastungen des Parodonts im distalen zervikalen und mesialen apikalen Bereich führen, welches weitere Schäden der Stütz- und Knochengewebe verursachen könnte. Um diese Auffächerung zu vermeiden, ist es sehr hilfreich, die Frontzähne zu verblocken, damit nur die Intrusions- und Retraktionsbewegungen stattfinden können, ohne dass die Zähne nach distal kippen.

4.6 Einschränkungen der Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode wird bei komplexen Fragestellungen im medizinischen und biomechanischen Bereich angewendet, da sie klinische Untersuchungen ergänzt. Im Optimalfall ermöglicht die FEM das Verhalten biologischer Systeme in bestimmten Situationen annähernd vorherzusagen. Dieses numerische Verfahren stellt ein wertvolles Werkzeug dar, insbesondere in Fällen, in denen Messungen nicht in vivo durchgeführt werden können. Allerdings sind die Ergebnisse dieser Simulationen nur als eine Annäherung zu betrachten und nicht als absolutes Ergebnis, wie bei klinischen Messungen. Sie müssen daher immer validiert werden. Ein Grund dafür ist, dass die Simulationen überwiegend mit vereinfachten Modellen durchgeführt werden. Je genauer eine klinische und biologische Situation simuliert wird, desto größer wird das FE-Modell. Dadurch wird das Modellieren aufwändiger und die Rechenzeiten verlängern sich in erheblicher Weise. Da einige orthodontische Apparaturen sehr komplex sind, ist es ebenfalls oft empfehlenswert, eine vereinfachte Version zu modellieren. Ein nicht übermäßig vereinfachtes Modell kann zu einem besseren Verständnis über das Verhalten des PDLs und des Alveolar-knochens von parodontal reduzierten Zähnen bei

der Anwendung von verschiedenen orthodontischen Mechaniken führen.

Einen anderen Aspekt, den man bei numerischen Verfahren beachten muss und der eine negative Auswirkung auf die Ergebnisse haben kann, sind die Fehler in den Modellen oder Parametereinstellungen. Deswegen spielen die Erfahrung und Kenntnisse des Modellierers über das FE-Programm eine Rolle bei den Ergebnissen. Diese Fehler sollten bei der Interpretation der Ergebnisse erkannt und beachtet werden. Trotz aller oben genannten Einschränkungen ist die Finite-Elemente-Methode ein sehr nützliches Hilfsmittel bei der Erforschung von adäquaten Kräften und vorteilhaften Mechaniken für die kombinierte parodontal-orthodontische Behandlung von Patienten mit einem parodontal reduzierten Gebiss.

4.7 Schlussfolgerung und klinische Empfehlungen

Die Ergebnisse dieser Arbeit weisen darauf hin, dass bei der Planung der kieferorthopädischen Behandlung eines Patienten mit entzündungsfreiem, parodontal geschädigten Gebiss die Kompensierung der erhöhten parodontalen Belastung durch eine Minimierung der angewendeten Kräfte gewissenhaft beachtet werden soll. Bei den Simulationen mit der Cantilvermechanik die in dieser Studie verwendet wurde, wurde eine gleichmäßige Verteilung der PDL-Dehnungen beobachtet. Dies suggeriert, dass mit dieser Mechanik eine gleichmäßige Intrusions- und Retrusionsbewegung erreicht werden kann. Da Elongation und Auffächerung der betroffenen Frontzähne sehr häufige Folgen einer fortgeschrittenen parodontalen Krankheit sind (Cardaropoli et al., 2001; Melsen und Agerbæk, 1994; Re et al., 2000; Romano und Landsberg, 2002) stellt diese Retraktionsmechanik unter Verwendung einer Intrusionskraft von 0,8 N und einer Retraktionskraft von 0,5 N bei der orthodontischen Therapie parodontal geschädigter Patienten aufgrund der gleichmäßigen Verteilung der Kräfte im Parodont eine empfehlenswerte Möglichkeit dar, die gesamte Front gleichzeitig zu intrudieren und retrudieren. Durch die Variation beider Kräfte wurde deutlich, dass die ausgewählte Retraktionsmechanik eine intrusive Komponente beinhalten muss, um die bei der Retraktion generierte Extrusion aufzuheben und ggf. eine Intrusion zusätzlich zu der Retraktion der Front zu erzielen.

Es sollte allerdings berücksichtigt werden, dass es sich hier nur um eine vereinfachte Darstellung handelt und dass der tatsächliche biomechanische Zustand des PDLs nach einer Parodontalbehandlung noch nicht klar ist (Reichert et al., 2011). Insofern sollten weitere numerische und klinische Studien durchgeführt werden, die einen Einblick über diesen Zustand verschaffen. Die Klärung dieser Frage kann dazu dienen, die optimalen Kraftgrößen festzustellen, welche bei der Planung einer kieferorthopädischen Therapie bei Patienten nach einer Parodontalbehandlung von erheblicher Bedeutung ist.

5. Zusammenfassung

Die unerwünschte Zahnmigration, die oft eine Parodontitis begleitet, kann eine starke dentale Entstellung verursachen und das Selbstbewusstsein des Patienten beeinträchtigen. Dies ist eine häufige Motivation für Patienten, eine parodontale und anschließend eine kieferorthopädische Behandlung durchführen zu lassen. Um die ersten Schritte einer kieferorthopädischen Behandlung zu simulieren und analysieren, wurden in dieser Studie mittels der Finite-Elemente-Methode (FEM) ein Modell mit aufgefächelter Front und ein zweites nach Lückenschluss vor der En-Masse-Retraktion der Front erstellt.

Nach Erstellung der Modelle wurden diese mit den Materialparametern von Zahn (homogen und isotrop, $E = 20 \text{ GPa}$) und Knochen (homogen und isotrop, $E = 2 \text{ GPa}$) aus früheren Untersuchungen verknüpft. Um verschiedene biologische und biomechanische Zustände des PDLs zu simulieren, wurden zunächst Standardmaterialparameter für das Parodontalligament eingesetzt (PDL, bilinear elastisch, $E_1 = 0,05 \text{ MPa}$, $E_2 = 0,22 \text{ MPa}$, $\varepsilon_{12} = 7 \%$), diese Werte im weiteren Verlauf aber auch variiert. Die Standardparameter stellten das Materialverhalten eines entzündungsfreien PDLs dar, die Variationen ein geschädigtes weiches bzw. ein steiferes PDL. Für den Lückenschluss der aufgefächerten Front wurden die folgenden Kräfte eingesetzt: 1,0 N Kraft zwischen allen Frontzähnen, 0,2 N Kraft zwischen allen Frontzähnen, 1,0 N Kraft zwischen den mittleren Inzisiven und 0,2 N zwischen mittleren und seitlichen Inzisiven und 0,5 N Kraft zwischen mittleren Inzisiven und 0,2 N zwischen mittleren und seitlichen Inzisiven bei einem steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhalten. Für die En-Masse-Retraktion wurden die folgenden Kräfte eingesetzt: eine intrudierende Kraft von 0,8 N und eine retrudierende Kraft von 0,5 N. Es erfolgte ebenfalls eine Simulation mit unterschiedlichem PDL, um die Gesamtbewegung der Front zu betrachten. Zusätzlich wurden die Gesamtbewegung und reine Retraktions- und Intrusionsbewegungen von Zahn 11 beim entzündungsfreien PDL unter unterschiedlichen Intrusionskräften (0,4 N, 0,5 N, 0,6 N, 0,7 N, 0,8 N, 1,0 N, 1,2 N, 1,6 N) bei gleichbleibender Retraktionskraft (0,5 N) und unter unterschiedlichen Retraktionskräften (0,50 N, 0,75 N, 1,00 N) bei gleichbleibender Intrusionskraft (0,8 N) ermittelt.

Die Simulationsreihe beim Lückenschluss der aufgefächerten Front mit identischer Kraft von 0,2 N zwischen allen Zähnen und mit unterschiedlichen kleinen Kräften unter An-

nahme eines entzündungsfreien Materialverhaltens ergaben vergleichbare Werte. Beim entzündungsfreien PDL waren die Werte bei beiden oben genannten Kraftvariationen etwa ein Drittel größer als beim steifen. Die Simulationen mit dem weichen PDL brachen vorzeitig ab. Bei Kräften von 1,0 N sind fast alle Berechnungen, mit Ausnahme der mit unterschiedlichen Kräften beim steifen Materialverhalten des PDLs, ebenfalls vorzeitig abgebrochen, was darauf hinweist, dass bei parodontal geschädigtem Gebiss eine Kraft von 1,0 N wahrscheinlich so hoch ist, dass extreme Dehnungen auftreten. Die Ergebnisse der En-Masse-Retraktion mit einer Cantilvermechanik zeigten eine gleichmäßige Intrusions- und Retrusionsbewegung. Aus diesem Grund erwies sich diese Mechanik als eine gute Alternative, um elongierte und aufgefächerte Frontzähne mit geschädigtem Parodont im Block zu retrahieren. Durch die Variation beider Kräfte wurde deutlich, dass die ausgewählte Retraktionsmechanik eine intrusive Komponente haben muss, um die bei der Retraktion generierte Extrusion aufzuheben und ggf. eine Intrusion zusätzlich zu der Retraktion der Front zu erzielen.

Die Ergebnisse dieser Studie weisen darauf hin dass, eine Kompensierung der erhöhten parodontalen Belastung bei Patienten mit entzündungsfreiem, parodontal reduzierten Gebiss durch eine Minimierung der angewendeten orthodontischen Kräfte dringend geboten ist. Weitere numerische und klinische Studien sind erforderlich, um den tatsächlichen biomechanischen Zustand des PDLs nach Parodontitisbehandlung zu bestimmen. Dieser spielt eine entscheidende Rolle bei der Klärung der Frage nach den optimalen orthodontischen Kräften, die bei Patienten nach abgeschlossener Parodontitisbehandlung eingesetzt werden sollten.

6. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1:** Zahn mit parodontalen Geweben (modifiziert nach Göz, 2000). Die einzelnen Strukturen sind bezeichnet. 11
- Abb. 2:** 1 Unkontrollierte Kippung. 2a Aufrichtung. 2b Torque. 3 Translation. 4 Zentrische Rotation (modifiziert nach Williams et al., 2000). 15
- Abb. 3:** Retraktionsmechanik mit Cantilever nach Verblockung der Front (Quelle: Dr. C. Reichert, Poliklinik für Kieferorthopädie, Universität Bonn). 21
- Abb. 4:** Klassifizierung der Elementtypen in der räumlichen Dimension in natürlichen Koordinaten und nach der geometrischen Form (modifiziert nach Wagner, 2019). 22
- Abb. 5:** Klassifizierung von Elementtypen gemäß ihrer geometrischen Form (modifiziert nach Wagner, 2019). 22
- Abb. 6:** Die erstellten FE-Modelle in synoptischer Übersicht. 27
- Abb. 7:** Parodontal reduziertes Modell mit aufgefächerter Front (links), Kettenbeils (2012) parodontal reduziertes Modell (Mitte) und gesundes Modell (rechts) in frontaler, drei Viertel und okklusaler Ansicht zum Vergleich. 28
- Abb. 8:** Frontale und Dreiviertelansichten von einem Patienten nach Parodontitisbehandlung mit starker Lückenbildung und Protrusion der Front (Quelle: Dr. C. Reichert, Universität Bonn). 29
- Abb. 9:** Dreiviertel- und okklusale Ansichten des FE-Modells mit aufgefächerter Front (oben) und nach Nivellierung und Verblockung der Front (unten). 31
- Abb. 10:** Retraktionsmechanik mit Cantilever, entsprechend des klinischen Falls aus Abb. 5. Die blaue Linie entspricht einer elastischen Kette. 32
- Abb. 11:** Spannungs/Dehnungs-Diagramm mit Elastizitätsmodul und Grenzdehnung (Kettenbeil, 2012). 35

Abb. 12: Das linke Bild zeigt eine okklusale Sicht des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front, bei dem die eingesetzten Kräfte zum Lückenschluss der Front gleich sind. Die Kräfte wurden als rote Pfeilen dargestellt. Rechts wurden die unterschiedlichen Kräfte zwischen 11 und 21 und zwischen mittleren und seitlichen Inzisiven abgebildet. 36

Abb. 13: In dieser synoptischen Übersicht wird der Vergleich der eingesetzten Kräfte im parodontal geschädigten Modell mit aufgefächerter Front dargestellt. Alle Kräfte wurden im weichen, entzündungsfreien und steifen Parodont eingesetzt. 38

Abb. 14: Die roten Pfeile stellen die eingesetzten Kräfte in dieser Cantilevermechanik dar. Die Kräfte im Modell entsprechen je 0,5 N unter 45° nach distal (Retraktionskraft) und 0,8 N nach apikal (Intrusionskraft). 39

Abb. 15: En-Masse-Retraktion mit einer Cantilevermechanik nach Verblockung der Front im parodontal geschädigten Modell bei einem weichen, entzündungsfreien und steifen Materialverhalten des PDLs und mit verschiedenen Kräften. Es wurden die Gesamtbewegung der Front, die Gesamtbewegung einzelner Zähne und reine Retraktions- und Intrusionsbewegungen berücksichtigt. 40

Abb. 16: Lage der Widerstandszentren. Unterschiedliche Lagen der WZ mesial und distal, je nach Position des Zahnes im Kiefer. **a** Frontale Sicht des parodontal reduzierten Modells mit der verblockten Front. **b** Zahn 12 des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front. **c** Zahn 12 beim parodontal reduzierten Modell mit der verblockten Front vor der En-Masse-Retraktion. 42

Abb. 17: Lage der Widerstandszentren der Frontzähne (WZ in dunkelblau dargestellt) in seitlicher Sicht von distal. Im Vergleich zu den parodontal gesunden Zähnen lagen die WZ bei den parodontal reduzierten Zähnen weiter apikal, mit kaum Unterschieden zwischen den aufgefächerten parodontal reduzierten Zähnen und dem Frontblock nach dem Lückenschluss der Inzisiven. **a** Morphologisch parodontal gesundes FE-Modell. **b** Parodontal reduziertes Modell mit aufgefächerter Front. **c** Parodontal reduziertes Modell nach Verblockung der Front vor der En-Masse-Retraktion. 43

Abb. 18: Farbig kodierte Zahnauslenkungen im PDL des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front bei einer Kraft von 0,2 N pro Zahn bei einem entzündungsfreien Parodont (maximale Auslenkung: 0,099 mm). 46

Abb. 19: Vergleich der initialen Zahnauslenkungen der maxillären Frontzähne im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front beim Lückenschluss unter Annahme eines steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens des PDLs bei einer eingesetzten Kraft von 0,2 N von seitlichem bis seitlichem Inzisivus, wobei das Ergebnis mit dem weichen Materialverhalten extrapoliert wurde. 46

Abb. 20: Dehnungsverteilungen im PDL der maxillären Frontzähne mit entzündungsfreiem Materialverhalten im parodontal reduzierten FE-Modell mit aufgefächerter Front (21,1 %). Die Simulation wurde mit einer Kraft von 0,2 N vom lateralen zum lateralen Inzisivus durchgeführt. 47

Abb. 21: Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL beim Lückenschluss der Front im parodontal reduzierten Modell bei einem steifen, entzündungsfreien und weichen (extrapoliert) Materialverhalten bei einer Kraft von 0,2 N zwischen 12 und 22.48

Abb. 22: Initiale Zahnauslenkungen (max. 0,107 mm) im PDL des parodontal reduzierten Modells mit aufgefächerter Front mit einer Kraft von 0,5 N zwischen zentralen Inzisiven und 0,2 N zwischen zentralen und lateralen Inzisiven bei einem entzündungsfreien Materialverhalten. 49

Abb. 23: Vergleich der initialen Zahnauslenkungen der maxillären Frontzähne im parodontal reduzierten Modell mit aufgefächerter Front beim Lückenschluss mit unterschiedlichen Kräften unter Annahme eines steifen und entzündungsfreien Materialverhaltens. 49

Abb. 24: Dehnungsverteilungen im PDL des parodontal reduzierten FE-Modells mit aufgefächerter Front bei einer Kraft von 0,5 N zwischen mittleren Inzisiven und 0,2 N zwischen mittleren und lateralen Inzisiven bei einem entzündungsfreien Materialverhalten (20,7 %). 50

Abb. 25: Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL beim Lückenschluss der Front im parodontal reduzierten Modell bei steifem und entzündungsfreiem Materialverhalten des PDLs. Die Dehnungen im weichen PDL wurden extrapoliert. 51

Abb. 26: Initiale Zahnauslenkungen im PDL des parodontal reduzierten Modells bei der Retraktion der Frontzähne bei einem entzündungsfreien Materialverhalten mit einer Cantilevermechanik (max.: 0,055 mm). 52

Abb. 27: Vergleich der initialen Zahnauslenkungen der maxillären Frontzähne im parodontal reduzierten Modell bei der Retraktion der Front mittels einer Cantilevermechanik unter Annahme eines steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhaltens des PDLs. 53

Abb. 28: Dehnungen im PDL der maxillären Frontzähne mit entzündungsfreiem Parodont im parodontal reduzierten FE-Modell bei Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik nach Verblockung der Front (höchster Wert: 15,5 %). 54

Abb. 29: Gegenüberstellung der maximalen Dehnungen im PDL im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik bei einem steifen, entzündungsfreien und weichen Materialverhalten des PDLs. 54

Abb. 30: Initiale Zahnauslenkungen (Vektorplot) bei der Retraktion der Front mit einer Cantilevermechanik mit einer Intrusionskraft von 0,8 N und einer Retraktionskraft von 1,0 N unter Annahme eines entzündungsfreien Parodonts. Die Vektoren verdeutlichen die Verteilung und Richtung der entstandenen Zahnauslenkungen im Frontzahnbereich. 56

Abb. 31: Reine Retraktionsbewegung von Zahn 11 in x-Richtung durch verschiedene Intrusionskräfte bei gleichbleibender Retraktionskraft von 0,5 N. 59

Abb. 32: Reine Retraktionsbewegung von Zahn 11 in x-Richtung durch verschiedene Retraktionskräfte bei gleichbleibender Intrusionskraft von 0,8 N. 60

Abb. 33: Reine Intrusionsbewegung von Zahn 11 in z-Richtung durch verschiedene Intrusionskräfte bei gleichbleibender Retraktionskraft von 0,5 N. 61

Abb. 34: Reine Intrusionsbewegung von Zahn 11 in z-Richtung durch verschiedene Retraktionskräfte bei gleichbleibender Intrusionskraft von 0,8 N. 61

7. Tabellenverzeichnis

- Tab. 1:** Materialparameter der Materialien, die in den numerischen Simulationen verwendet wurden. 34
- Tab. 2:** In der Tabelle sind die Extremwerte der Materialparameter des PDLs unter Variation von E_1 , E_2 und ε_{12} dargestellt (Kettenbeil, 2012). 35
- Tab. 3:** Variation der Lage der Widerstandszentren der Frontzähne je nach parodontalem Zustand und Zahnstellung. 44
- Tab. 4:** Maximale initiale Auslenkung der gesamten Front in mm und maximale Dehnung im PDL im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik unter Variation der Intrusions- und gleichbleibender Retraktionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs. 55
- Tab. 5:** Maximale initiale Auslenkung der gesamten Front in mm und maximale Dehnung im PDL im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik unter Variation der Retraktions- und gleichbleibender Intrusionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs. 56
- Tab. 6:** Reine Retraktions- und Intrusionsbewegung des Zahnes 11 in mm im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik bei verschiedenen Intrusionskräften und gleichbleibender Retraktionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs. 58
- Tab. 7:** Reine Retraktions- und Intrusionsbewegung des Zahnes 11 in mm im parodontal reduzierten Modell bei der En-Masse-Retraktion der Front mit einer Cantilvermechanik bei verschiedenen Retraktionskräften und gleichbleibender Intrusionskraft bei einem entzündungsfreien Materialverhalten des PDLs. 58

8. Literaturverzeichnis

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

Aruna J. A study on evaluation of center of resistance of maxillary four incisors during simultaneous intrusion and retraction: A finite element study. *J Pharm Bioallied Sci* 2014; 6 (Suppl 1): 49–51

Årtun J. Caries and periodontal reactions associated with long-term use of different types of bonded lingual retainers. *Am J Orthod* 1984; 86: 112-118

Årtun J, Spadafora AT, Shapiro PA, McNeill RW, Chapko MK. Hygiene status associated with different types of bonded, orthodontic canine-to-canine retainers: a clinical trial. *J Clin Periodontol* 1987; 14: 89-94

Årtun J, Urbye K. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93: 143-148

Asiry M. Biological aspects of orthodontic tooth movement: A review of literature. *Saudi J Biol Sci* 2018; 25: 1027-1032

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

Bennett JC, McLaughlin RP. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1990; 24: 245-260

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. *J Orofac Orthop* 1999; 60: 136-151

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 2007; September: 14-18

Boyd R, Leggott P, Quinn R, Eakle W, 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: 191-196

Brunsvold MA. Pathologic Tooth Migration: A Review. J Periodontol 2005; 76: 859-866

Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Riedel RA. (Eds.), Vistas in Orthodontics. Philadelphia: Lea & Febiger, 1962

Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod 1976; 70: 1-16

Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod 1977; 72: 1-22

Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod 1982; 82: 361-378

Cardaropoli D, Re S, Corrente G, Abundo R. Intrusion of migrated incisors with infrabony defects in adult periodontal patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120: 671-675

Cardaropoli D. Orthodontics for the adult periodontal patient: first or second choice treatment? Progress in Orthodontics 2009; 10: 88-96

Chaconas SJ, Caputo AA, Hayashi RK. Effects of wire size, loop configuration, and gauging on canine retraction springs. Am J Orthod 1974; 65: 58-66

Corrente G, Abundo R, Re S, Cardaropoli D, Cardaropoli G. Orthodontic movement into infrabony defects in patients with advanced periodontal disease: A clinical and radiological study. J Periodontol 2003; 74: 1104-1109

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

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

Diedrich P. Segmentbogentechnik. In: Diedrich P, Hrsg. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000: 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 tissue in patients with reduced periodontal support. Eur J Orthod 1982; 4: 1-9

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

Ericsson I, Thilander B, Lindhe J. Periodontal conditions after orthodontic tooth movements in the dog. Angle Orthod 1978; 48: 210-218

Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. Angle Orthod 2004; 74: 381-390

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

Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force moment systems produced by T-loop retraction systems. J Biomech 1989; 22: 637-647

Fröhlich P. FEM-Leitfaden: Einführung und praktischer Einsatz von Finite-Element-Programmen. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1995

Fuhrmann RAW. Nebenwirkungen und Risiken der kieferorthopädischen Therapie. In: Diedrich P, Hrsg. Kieferorthopädie II. München: Urban & Fischer, 2000: 67-83

Fukunaga T, Kuroda S, Kurosaka H, Takano-Yamamoto T. Skeletal anchorage for orthodontic correction of maxillary protrusion with adult periodontitis. Angle Orthod 2006; 76: 148-155

Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2005

Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117: 399-405

Geramy A, Sodagar A, Hassanpour M. Three-dimensional analysis using finite element method of anterior teeth inclination and center of resistance location. *Chin J Dent Res* 2014; 17: 37-42

Göz G. Zahnbewegung. In: Diedrich P, Hrsg. *Kieferorthopädie II*. München: Urban & Fischer, 2000: 27-45

Gyawali R, Bhattarai B. Orthodontic management in aggressive periodontitis. *International scholarly research notices* 2017; 16: 1-8.

Haanaes HR, Stenvik A, Beyer-Olsen ES, Tryti T, Faehn O. The efficacy of two-stage titanium implants as orthodontic anchorage in the preprosthodontic correction of third molars in adults: a report of three cases. *Eur J Orthod* 1991; 13: 287–292

Haase A, Bourauel C, Kobe D, Drescher D, Nellen B. Finite-Elemente-Berechnungen zur Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit und experimentelle Verifizierung. *Biomed Eng* 1996; 41s1: 36-37

Haskell BS, Spencer WA, Day M. Auxiliary springs in continuous arch treatment: Part 1. An analytical study employing the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 387-97

Heidemann D. *Praxis der Zahnheilkunde. Band 4. Parodontologie*. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2005

Inocencio F, Sandhu HS. Interdental papilla reconstruction combining periodontal and orthodontic therapy in adult periodontal patients: A case report. *J Can Dent Assoc* 2008; 74: 531-535

Issler L, Ruoß H, Häfele P. *Festigkeitslehre, Grundlagen*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2003

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 2010

Kaufman H, Carranza FAJr, Endres B, Newman MG, Murphy N. The influence of trauma from occlusion on the bacterial repopulation of periodontal pockets in dogs. *J Periodontol* 1984; 55: 86-92

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

Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Götz W, Jäger A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 140-147

Kayser D, Bourauel C, Braumann B, Jäger A. Vergleich Mechanischer Eigenschaften orthodontischer Nickel-Titan-Drähte. *Biomed Tech* 2002; 47: 334-342

Kettenbeil AKD. Numerische Simulation und biomechanische Analyse einer kieferorthopädischen Behandlung im parodontal geschädigten Gebiss. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Bonn, 2012

Kettenbeil A, Reimann S, Reichert C, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation and biomechanical analysis of an orthodontically treated periodontally damaged dentition. *J Orofac Orthop* 2013; 74: 480-93

Kondo T, Hotokezaka H, Hamanaka R, Hashimoto M, Nakano-Tajima T, Arita K, Kurohama T, Ino A, Tominaga J, Yoshida N. Types of tooth movement, bodily or tipping, do not affect the displacement of the tooth's center of resistance but do affect the alveolar bone resorption. *Angle Orthod* 2017; 87: 563-569

Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 469.e1-32

Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. *Angle Orthod* 2004; 74: 558-567

Maeda S, Maeda Y, Ono Y, Nakamura K, Sasaki T. Interdisciplinary treatment of a patient with severe pathologic tooth migration caused by localized aggressive periodontitis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 374-84

Martinez-Canut P, Carrasquer A, Magan R, Lorca A. A study on factors associated with pathologic tooth migration. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 492-497

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

Melsen B. Tissue reaction following application of extrusive and intrusive forces to teeth in adult monkeys. *Am J Orthod* 1986; 89: 469-475

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

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

Melsen B, Agerbæk N. Orthodontics as an adjunct to rehabilitation. *Periodontol* 2000 1994; 4: 148-159

Müller HP. *Checklisten der Zahnmedizin: Parodontologie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2012

Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Bourauel C, Ziegler A, Keilig L. Experimental-numerical analysis of minipig's multi-rooted teeth. *J Biomech* 2007; 40: 1701-1708

Ödman J, Lekholm U, Jemt T, Brånemark P-I, Thilander B. Osseointegrated titanium implants – a new approach in orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1988; 10:98–105

Ogino T, Nakamura Y, Gomi K, Hirashita A. Orthodontic contribution to the periodontal management of a patient with localized aggressive periodontitis (post-juvenile periodontitis). *Orthod waves* 2006; 65: 81–87

Oh SL. An interdisciplinary treatment to manage pathologic tooth migration: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 153-158

Ong MMA, Wang HL. Periodontic and orthodontic treatment in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 420-428

Papapanou PN, Sanz M, Buduneli N, Dietrich T, Feres M, Fine DH, Flemmig TF, Garcia R, Giannobile WV, Graziani F, Greenwell H, Herrera D, Kao RT, Kebschull M, Kinane DF, Kirkwood KL, Kocher T, Kornman KS, Kumar PS, Loos BG, Machtei E, Meng H, Mombelli A, Needleman I, Offenbacher S, Seymour GJ, Teles R, Tonetti MS. Periodontitis: Consensus report of workgroup 2 of the 2017 World Workshop on the Classification of periodontal and peri-implant diseases and conditions. *J Clin Periodontol* 2018; 45: 162-170

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001; 35: 417–422

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 material properties of the human periodontal ligament and the position of the centers of resistance in single-rooted teeth. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 358-370

Proffit WR. *Contemporary Orthodontics*. 2nd edn., Mosby, St. Louis, 1993

Prosterman B, Prosterman L, Fisher R, Gornitsky M. The use of implants for orthodontic correction of an open bite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107: 245–250

Re S, Corrente G, Abundo R, Cardaropoli D. Orthodontic treatment in periodontally compromised patients: 12-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20: 31-39

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

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod* 2007; 29: 219–224

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Shpinko Y, Vardimon AD, Bourauel C. Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance. *Med Eng Phys* 2009; 31: 539-546

Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990; 60: 135-152

Romano R, Landsberg C. Reconstruction of function and aesthetics of the maxillary anterior region: A combined periodontal/orthodontic therapy. *Pract Periodontics Aesthetic Dent* 2002; 8: 353-361, quiz 362

Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Kieferorthopädie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2011

Sherwood KH, Burch JG, Thompson WJ. Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 593-600

Suzuki M, Sueishi K, Katada H, Togo S. Finite element analysis of stress in maxillary dentition during en-masse retraction with implant anchorage. *J-STAGE* 2019; https://www.jstage.jst.go.jp/article/tdcpublication/advpub/0/advpub_2017-0055/_pdf/-char/en (Zugriffsdatum 17.02.2019)

Towfighi PP, Brunsvold MA, Storey AT, Arnold RM, Willmann DE, McMahan CA. Pathologic migration of anterior teeth in patients with moderate to severe periodontitis. *J Periodontol* 1997; 68: 967-972

Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 116-174

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

Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod* 1999; 21: 633-648

Wagner M. *Lineare und nichtlineare FEM: Eine Einführung mit Anwendungen in der Umformsimulation mit LS-DYNA®*. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2019

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

Williams S, Melsen B, Agerbæk N, Asboe V. The orthodontic treatment of malocclusion in patients with previous periodontal disease. *Br J Orthod* 1982; 9: 178-184

Williams JK, Cook PA, Isaacson KG, Thom AR. *Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen: Grundlagen und klinische Anwendung*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2000

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

9. Danksagung

An erster Stelle danke ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel, Stiftungsprofessor für Oralmedizinische Technologie am Universitätsklinikum Bonn, besonders herzlich für die freundliche Überlassung des Themas, des Arbeitsplatzes und die umfangreiche wissenschaftliche Betreuung.

Herrn Prof. Dr. Andreas Jäger, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn, möchte ich ebenso für inspirierende Ideen danken.

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Susanne Reimann für die ausgezeichnete Betreuung, die Einarbeitung in das FE-Programm MSC.Marc/Mentat und die stete Diskussionsbereitschaft während des gesamten Zeitraumes der Entstehung dieser Arbeit.

Bedanken möchte ich mich ebenfalls sehr herzlich bei Herrn Dr. Christoph Reichert für die grenzenlose Bereitschaft und wissenschaftliche Unterstützung während der Bearbeitung des Themas sowie für das Überlassen der schönen Patientenbilder.

Frau Privatdozentin Dr. Dr. Istabrak Dörsam danke ich ganz herzlich für die besondere und geduldige Unterstützung bei der Arbeit mit dem FE-Programm MSC.Marc/Mentat.

Bei Herrn Dr. Ludger Keilig möchte ich mich für die Unterstützung bei der Arbeit mit der verwendeten Computersoftware ebenso bedanken.

Dem gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie danke ich für die stete Hilfsbereitschaft und das sehr angenehme Arbeitsklima.

Mein Dank gilt auch meinen Mitpromovenden für das freundliche Miteinander, besonders Herrn Thomas Eßer für die Hilfe bei der Arbeit mit der verwendeten Computersoftware und Herrn Dr. Spyridon Papageorgiou für die Unterstützung bei der Literatursuche.

Ganz besonders herzlich bedanke ich mich bei Frau Dr. Ketajun Krengel und Herrn Dr. Marco Krengel, MSc., für Ihre grenzenlose Bereitschaft zur wissenschaftlichen und fachlichen Diskussion während der Entstehung dieser Arbeit.

Ein großes Dankeschön an alle meine lieben Freunde aus Hürth, die mich auf vielfältige Weise vor allem bei der Betreuung meines Sohnes unterstützt haben, um die Erstellung

dieser Arbeit zu erleichtern. An dieser Stelle möchte ich meiner lieben Freundin Anja Ilyaie einen besonderen Dank aussprechen.

Zu guter Letzt danke ich von ganzem Herzen meiner lieben Mutter Silvia Cortez Uzeda, die mir zu jeder Zeit mit Rat und Tat zur Seite steht, für ihre uneingeschränkte Unterstützung in jeglicher Hinsicht. Diese Arbeit widme ich ihr. Meinem lieben Sohn Alexander Salz Frias danke ich für die Geduld und die Entbehrungen während der Erstellung dieser Arbeit.