Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf Direktor: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher

KRÄFTESYSTEME UND PARODONTALE Spannungsverteilung in der Initialphase der orthodontischen Therapie

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Tina Meyendriesch

2004

Als Inaugural dissertation gedruckt mit Genehmigung

der Medizinischen Fakultät der

Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:	UnivProf. Dr. Wolfgang H. M. Raab
Dekan	
Referent:	UnivProf. Dr. D. Drescher
Korreferent:	UnivProf. Dr. U. Stüttgen

für meine Mühler

Gliederung & Inhaltsverzeichnis

1	Ei	nleitung	5
	1.1	Orthodontische Zahnbewegung und Gewebereaktion	6
	1.2	Messung orthodontischer Kräftesysteme	18
	1.3	Problemstellung	20
2	Ma	aterial und Methode	21
	2.1	Patienten	21
	2.2	Modelle und Brackets	21
	2.3	Bogen	22
	2.4	Messbox	23
	2.5	Messsystem	23
	2.5	.1 Roboter	23
	2.5	2.2 Sensor	24
	2.6	Vermessung	25
	2.7	Finite-Elemente-Methode	28
	2.8	Statistische Analyse	31
3	Er	gebnisse	33
	3.1	Ermittelte initiale Kräftesysteme	33
	3.2	Ergebnisse der Finite-Elemente-Analysen	39
4	Di	skussion	47
	4.1	Kritische Anmerkungen zur Studie	53
	4.2	Schlussfolgerung und Ausblick	54
5	Zu	sammenfassung	56
6	Lit	teraturverzeichnis	58
7	Da	anksagung	67
8	Lebenslauf		

1 Einleitung

In Deutschland befinden sich statistisch betrachtet knapp 50% aller Kinder zwischen 10 und 15 Jahren in kieferorthopädischer Behandlung.⁴³ Die Mehrzahl der Behandlungen wird mit festsitzenden kieferorthopädischen Geräten, sogenannten Multibracketapparaturen durchgeführt, bei denen Brackets mittels Adhäsivtechnik an den Zähnen befestigt werden. Ein eingesetzter Drahtbogen erzeugt die zur Zahnbewegung notwendigen Kräftesysteme, die über das Bracket auf den Zahn und den Zahnhalteapparat übertragen werden. Die Dauer dieser aktiven Behandlungsphase wird durchschnittlich mit 16 bis 18 Monaten angegeben. Nach Eingliederung der Apparatur setzt zunächst die Nivellierungsphase ein, in der vor allem Fehlstellungen in der vertikalen und horizontalen Ebene beseitigt werden und Derotationen der Zähne vorgenommen werden. Daran schließt sich die Führungsphase an, in der bei Bedarf Distalführung der Seitenzähne und gegebenenfalls Lückenschluss erfolgen. Die Feineinstellung der Okklusion wird in der Justierungsphase vorgenommen. Die unterschiedlichen Aufgaben dieser drei Phasen stellen verschiedene Anforderungen an die einligierten Bögen. Die zur Wirkung kommenden Kräftesysteme sollen so gewählt werden, dass sie möglichst effektiv sind, um somit die Therapiedauer gering zu halten. Es wird jedoch diskutiert, dass die dabei angewandten Kräfte und Momente ursächlich sind für reversible und zum Teil auch irreversible Abbauprozesse an den Wurzeloberflächen der Zähne. Dabei ist nicht nur die Größe der Kräftesysteme von Relevanz, sondern es korreliert in gleichem Maße auch die Einwirkzeit mit dem Risiko und dem Umfang der Wurzelresorption. Jedoch nicht nur zur Prävention von Wurzelresorptionen ist die Kenntnis der Größe der wirkenden Kräftesysteme notwendig, sondern auch im Hinblick auf die Verankerung. Auf diesem Wege soll eine größere Kontrolle der Zahnbewegung gewährleistet werden.

Einleitung

1.1 Orthodontische Zahnbewegung und Gewebereaktion

Während die physiologische Zahnbewegung Eruption und Drift beinhaltet, umfasst die kieferorthopädische Zahnbewegung alle Bewegungen, die durch applizierte Kräftesysteme herbeigeführt werden und unterscheidet sich histologisch betrachtet unwesentlich von der physiologischen. Die Gewebereaktionen sind lediglich ausgeprägter. Beide müssen von der pathologischen Zahnwanderung abgegrenzt werden, die auf eine entzündliche Degeneration des parodontalen Gewebes zurückzuführen ist.

Grundsätzlich unterscheidet man bei der orthodontischen Zahnbewegung zwischen Translation und Rotation. Der Oberbegriff Translation umfasst das seitlich parallele Versetzen der Zahnlängsachse sowie Bewegungen entlang der Längsachse. Dabei beschreibt die Extrusion die Bewegung des Zahnes aus seinem Zahnfach heraus, während die Intrusion die Bewegung in die Alveole hinein beschreibt. Die Translation bezeichnet somit eine körperliche Bewegung, bei der jeder beliebige Punkt des Zahnes um den gleichen Betrag bewegt wird und folglich das Rotationszentrum im Unendlichen liegt. Das Rotationszentrum ist der Punkt, um den ein starrer Körper rotiert, wenn auf ihn ein einzelnes Drehmoment einwirkt. Die Lage des Rotationszentrums variiert in Abhängigkeit vom applizierten Drehmoment-Kraft-Verhältnis. Rotation beschreibt im Gegensatz zur Translation die Drehung des Zahnes um seine Längsachse und die Drehung der Längsachse um ein Rotationszentrum; die resultierende Bewegung daraus ist die Kippung. Sie lässt sich wiederum differenzieren in:

- 1. unkontrollierte Kippung
- 2. kontrollierte Kippung = Kronentorque
- 3. Wurzeltorque

Die unkontrollierte Kippung beschreibt die Bewegung, bei der sowohl der apikalste als auch der koronalste Punkt eines Zahnes bewegt werden. Bei dem unter Punkt 2 erwähnten Kronentorque wird die Bewegung verstanden, bei der lediglich der koronalste Punkt seine räumliche Position verändert; der Apex des Zahnes bleibt weitestgehend unbewegt. Der Zahn rotiert um seinen Apex. Entgegen dem Kronentorque gilt für den Wurzeltorque genau die umgekehrte Bewegungsweise: der koronale Anteil des Zahnes bleibt annähernd räumlich unverändert, wohingegen der Apex des Zahnes bewegt wird. In diesem Fall rotiert der Zahn um seine Schneidekante. Im Rahmen einer orthodontischen Therapie sind in der Regel Kombinationen aus beiden, Translation und Rotation, für die resultierende Zahnbewegung verantwortlich.

Damit Zähne bewegt werden können, muss das auf sie einwirkende Kräftegleichgewicht - hervorgerufen durch Wangen und Zunge sowie statische und dynamische Okklusion gestört werden. Diese Störung erfährt das balancierte Verhältnis durch Applikation zusätzlicher Kräftesysteme. Die zur Zahnbewegung notwendigen Kräftesysteme werden in der Hauptsache durch zwei wesentliche Kriterien charakterisiert:

- Größe der Kräfte und Drehmomente sowie durch den Drehmoment-Kraft-Quotienten
- 2. Dauer

Zu 1.) Die Größe der in der Kieferorthopädie zur Anwendung kommenden Kräfte schwankt zwischen 0,1 und 20 Newton. Die Einheit Newton (N) gehört als Einheit zum SI (Système International d'Unités); sie errechnet sich als Produkt aus Masse und Beschleunigung (1 N = 1 kg * m/s^2). Die Grenze zwischen schwachen (orthodontischen) und starken (orthopädischen) Kräften wird mit ca. 4 Newton angegeben. Heute nur noch von historischem Interesse sind die von *A. M. Schwarz*⁶¹ *1932* eingeführten

biologischen Wirkungsgrade, die als Anhaltspunkt zur Bemessung orthodontischer Kräfte dienten. Da sie wichtige Kriterien wie unter anderem die Einwirkzeit und die Drehmomente unberücksichtigt lassen, seien sie im Folgenden nur der Vollständigkeit halber kurz erwähnt. Sie sind für jegliche Rückschlüsse auf Vorgänge im Parodontalen Ligament (PDL) auf Grund der mangelnden Differenzierung ungeeignet:

I. biologischer Wirkungsgrad

Kräfte des ersten biologischen Wirkungsgrades sind unterschwellig und führen nicht zu Zahnstellungsveränderungen.

II. biologischer Wirkungsgrad Keine Unterbindung des Blutstroms der Kapillaren (0,15 - 0,2 N/cm²).

III. biologischer Wirkungsgrad Überschreitung des kapillären Blutdrucks (0,2 - 0,5 N/cm²).

IV. biologischer Wirkungsgrad

Zerquetschung des parodontalen Gewebes (über 0,5 N/cm²).

Ähnlich wie *Schwarz* versuchte viele Jahre später auch *Storey*⁶⁷ eine Einteilung der orthodontischen Kräfte vorzunehmen; er definierte bioelastische, bioplastische und schließlich die zu Gewebsdestruktion führenden biodisruptiven Kräfte. Auch diese Einteilung besitzt heute nur noch historischen Charakter.

Der Drehmoment-Kraft-Quotient ist das Verhältnis von applizierter Kraft zu appliziertem Drehmoment. Dieser Quotient bestimmt die resultierende Bewegung eines gelagerten Körpers. Zur Berechnung dieser Bewegung muss die Distanz d zwischen Kraftangriffspunkt und Widerstandszentrum bekannt sein. Jeder freie Körper besitzt einen Punkt, in dem er perfekt balanciert werden kann; ein Punkt, von dem der Eindruck gewonnen wird, dass das gesamte Gewicht dieses Körpers sich in diesem

einen Punkt befindet und der Rest des Objekts nicht existiert. Dieser Punkt ist bekannt als der Massenschwerpunkt. Wird diese Definition auf einen gelagerten Körper übertragen, so spricht man nicht länger von einem Massenschwerpunkt, sondern von einem Widerstandszentrum.^{34,64} Das Widerstandszentrum ist demnach definiert als der Massenschwerpunkt eines gelagerten Körpers. Die Lage des Widerstandszentrums hängt von der Wurzelanatomie - Wurzellänge, Wurzelanzahl und -form - sowie der Höhe des Alveolarkammes ab. Darüber hinaus sind Form und Dicke des umgebenden Parodontalligaments ebenfalls für die Lage des Widerstandszentrums maßgebend. In der Literatur wird bei einem einwurzligen Zahn im jugendlichen Gebiss das Widerstandszentrum am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel angegeben bzw. 2/5 der Wurzellänge vom Zahnhals entfernt. Bei einem mehrwurzligen Zahn liegt es 1-2 mm apikal der Furkation bzw. 0,3 - 0,4 mm apikal des Abstandes Alveolarkamm-Apex.¹⁶ Voraussetzung für diese Angaben ist ein physiologisch intaktes Parodontium; hat auf Grund einer marginalen Parodontopathie bereits ein Attachmentverlust stattgefunden oder sind Zähne wegen fehlendem Antagonisten elongiert, sind die oben genannten Werte bezüglich der Lage der Widerstandszentren nicht übertragbar und müssen neu bestimmt werden.¹⁷

Eine Einteilung der Größe dieses Verhältnisses ermöglicht die Differenzierung der resultierenden Zahnbewegung: liegt ein Drehmoment-Kraft-Verhältnis von Null vor, resultiert eine unkontrollierte Kippung des Zahnes; ist das Verhältnis kleiner als die Distanz d, weist der Zahn eine kontrollierte Kippung auf. Wurzeltorque ist die resultierende Bewegung, wenn der Moment-Kraft-Quotient größer als die Distanz d ist. Nur wenn das Drehmoment-Kraft-Verhältnis gleich der Distanz d ist, kann ein Zahn translatorisch bewegt werden.

Zu 2.) Orthodontische Zahnbewegung kann durch drei unterschiedliche Einwirkmodi einer Kraft herbeigeführt werden:



Während sich konstante und intermittierende Einwirkmodi vorwiegend im Rahmen der Multibracket-Behandlung finden, beschränken sich unterbrochene Kräfte auf den Bereich der herausnehmbaren Apparaturen. Der konstante Einwirkmodus beschreibt ein zwischen den einzelnen Behandlungssitzungen annähernd gleich großes Kräftesystem. Der Körper reagiert darauf mit indirekter Resorption. Dieser Studie liegt der intermittierende Einwirkmodus zugrunde. Der Aktivierungszustand des verwendeten verseilten Drahtes ist ausschlaggebend für die Größe der wirkenden Kräfte und Drehmomente. Dieser Zustand des Bogens verändert sich, wobei die Intensität der Kräftesysteme nach der Applikation in einem nicht linearen Verhältnis zur Zeit abnimmt. Auch hier reagiert der Körper mit indirekter oder unterminierender Resorption.

Nachdem die Arten der Zahnbewegung und die dazu nötigen Kräftesysteme im Zusammenhang mit ihrer Applikationsdauer besprochen worden sind, folgt im Anschluss die Betrachtung der histologischen und zellulären Vorgänge. Ein mechanischer Reiz ist in Abhängigkeit von seiner Größe und Applikationsdauer in der Lage, einen Gewebeumbau zu induzieren. Dies konnte bereits histologisch Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts von *Sandstedt*⁵⁹ und *Oppenheim*⁵⁰ nachgewiesen werden. Jedoch ist die Art und Weise der Wirkung der Signaltransduktion noch nicht vollständig bekannt. Es existieren diverse Theorien, die zunächst grob eingeteilt werden können in physikalisch und chemisch induzierte Umbauvorgänge. Diese Umbauvorgänge werden mit dem im Parodontium entstehenden Druck in Zusammenhang gebracht. Jede einwirkende Kraft verursacht primär eine Beeinflussung des Parodontalgewebes. Erst sekundär folgt die Auswirkung auf den Knochen. Auf der Zugseite findet eine Expansion des Parodontalspaltes statt; die Druckseite erfährt eine Kompression. Demzufolge finden sich Auswirkungen auf die Hämodynamik, wie in Experimenten mit Tuscheinfusionen, fotoelastischer Visualisierung oder mittels der Laser-Doppler-Messung gezeigt werden konnte (hämodynamische Theorie).^{13, 28, 31}

Die mechanische Verbiegung des Desmodonts hat eine Flüssigkeitsbewegung zur Folge, die sich bis in die umgebenden Gewebestrukturen auswirkt.⁷ Diese Flüssigkeitsbewegung erfolgt allmählich und bewirkt Verbiegungen der Zellen und der Matrix. Die dabei entstehenden Verspannungen können Ionenkanäle in der Plasmamembran öffnen und erlauben Calcium-, Magnesium- und Kalium-Ionen einzufließen.⁴⁷ Bereits mechanische Belastungen von kurzer Dauer können eine zelluläre Reaktion im Knochen hervorrufen. Als Begründung dafür werden die Proteoglykane als Hauptbestandteile der Knochenmatrix angeführt, die auch nach Entfernung des applizierten Reizes verändert bleiben und damit nur allmählich ihre Originalkonfiguration wiedererlangen. Auf diese Weise kann Proteoglykan als "Druckgedächtnis" im gedehnten Bindegewebe dienen. Die Zellen in der Druckzone können sowohl mit den Proteoglykanmolekülen als auch mit anderen von den Nachbarzellen produzierten Molekülen, die als Autokrine oder Parakrine dienen, reagieren.⁶³

Die kraftinduzierte Bewegung der extrazellulären Flüssigkeit kann eine Wechselwirkung zwischen ionischen Makromolekülen und der Plasmamembran hervorrufen, was zu Wechselwirkungen mit den Rezeptorteilen und zu Veränderungen des Membranpotentials führen kann.⁵² Verbiegungen der extrazellulären Matrix erzeugen bioelektrische Phänomene (Piezoelektrizität), die Desmodontal- und Alveolarknochenzellen stimulieren und einen Remodelierungsprozess initiieren³. Bei Untersuchungen der Piezoelektrizität des Knochens stellten *Basset* und *Becker* fest, dass in Kompressionsbereichen negative Potentiale und in gedehnten Gewebeabschnitten positive Potentiale messbar waren. Die einwirkende Kraft führt neben der elektrischen Ladungsverschiebung auch zu einer Veränderung auf zellulärer und molekularbiologischer Ebene, die schließlich eine Zelldifferenzierung auslöst.

Der Erklärungsansatz, der den chemischen Aspekt der biologischen Vorgänge berücksichtigt, führt zu den parodontalen Nervenfasern; sie werden durch die Einwirkung orthodontischer Kräftesysteme gedehnt und die in ihnen gespeicherten Neuropeptide werden freigesetzt. Diese Neurotransmitter dienen nicht ausschließlich der Vermittlung von Schmerzreaktionen, sondern sind auch zum Teil vasoaktiv (Substanz P). Sie können aus dem gedehnten Desmodont entweichen, schnell die benachbarten Blutgefäße erreichen und nach Reaktion mit dem Gefäßendothel eine Vasodilatation hervorrufen. die Plasmaextravasation und zur zur Leukozyteneinwanderung in die extravaskulären Räume führt.⁴⁹ Da diese Vorgänge einem ablaufenden Entzündungsprozess weitgehend entsprechen, wird diese Theorie auch als inflammatorische Theorie bezeichnet.⁵⁸ Die sich in den Interzellularspalten befindlichen Leukozyten werden zusammen mit dem ausgetretenen Plasma als Rundzellinfiltrat bezeichnet. Im Einzelnen setzt es sich zusammen aus Lymphozyten, Monozyten und Makrophagen. Diese setzen Zytokine frei, die die Differenzierung von Progenitorzellen bewirken. Diese Differenzierung läuft in der Hauptsache über die Fibroblasten im Parodontalspalt ab, die als Vermittler zwischen der mechanischen Kraft und den Zellen. welche die der Wurzeloberfläche gegenüberliegende Alveolarknochenwand bedecken, fungieren. Bei gingivalen Fibroblasten war in-vitro keine Induktion der Mineralisation nachweisbar. Die oben bereits erwähnten Zytokine bewirken zum einen rezeptorvermittelt und zum anderen über Öffnung von Kalziumkanälen die intrazelluläre Produktion von "Second-messenger-Molekülen", die

Enzymgruppen und Proteinkinasen aktivieren. Diese lösen wiederum Phosphorylierungsreaktionen aus und initiieren schließlich die Produktion von Arachidonsäuremetaboliten, die über diverse Zwischenstufen zur Synthese von Kollagen und Proteoglykan führen. Sie haben darüber hinaus eine chemotaktische Funktion, um die Osteoklastenprogenitorzellen entweder aus lokalen Kapillaren oder aus den Knochenmarksräumen auf die Seite des komprimierten Parodontalspaltes zu ziehen. Schwankungen bezogen auf den Prostaglandinspiegel und den Gehalt von zyklischem Adenosinmonophosphat konnten im Vergleich mit einer nicht behandelten Kontrollgruppe immunhistochemisch nicht nachgewiesen werden.⁶⁵

Seit kurzem richtet sich die Aufmerksamkeit auch auf die Beteiligung des Zytoskeletts nach mechanischer Beeinflussung der Zellen. Es wird davon ausgegangen, dass die Gestaltänderung der deformierten Zelle zusammen mit der Konfigurationsänderung der extrazellulären Matrix die Zytoskelettelemente nachhaltig beeinflusst. Trotz intensiver Forschung sind die exakten zellulären, molekularen und genetischen Mechanismen, die als Reaktion auf strukturelle und funktionelle Veränderungen in der Zelle ablaufen, weitgehend ungeklärt. Experimentell bewiesen ist bisher die Aktivität spezifischer Serin-/Threonin-Proteinkinasen in gedehnten PDL-Fibroblasten. Diese Proteinkinasen sind verantwortlich für die Phosphorylierung von den Transkriptionsfaktoren c-Jun und c-Fos, die für die Knochenbildung unabdingbar sind. Festzuhalten bleibt die Existenz einer Mechanotransduktionskaskade, die Auswirkungen auf das Zytoskelett und auf den Zellkern, im Speziellen auf die Replikation, hat.²

Davidovitch et al.¹⁹ gelang es 1980 einen Zusammenhang zwischen den physikalisch messbaren und den chemisch nachweisbaren Veränderungen im parodontalen Gewebe herzustellen. Dabei stellten sie heraus, dass der einwirkende Druck ein anderes Konfigurationsmuster hervorruft als einwirkende Zugkräfte; die daraus resultierende veränderte räumliche Anordnung der Proteoglykane macht eine Unterscheidung hinsichtlich der Zelldifferenzierung möglich. Einerseits könnten die Unterschiede im elektrischen Potential gegensätzliche Zellaktivitäten auslösen. Andererseits kann die bei

Kraftangriff charakteristische Konfigurationsänderung der extrazellulären Matrix den Desmodontalzellen eine Differenzierung zwischen Druck und Zug ermöglichen.

1999 und *2000* durchgeführte Studien von *Bourauel et al.*^{8,9} bewiesen, dass nicht die Spannung, sondern die Verzerrung im parodontalen Ligament das ausschlaggebende mechanische Signal darstellt, das die Umbauvorgänge induziert. In der allgemeinen Orthopädie werden Dehnungen im Knochen von 2% vorausgesetzt, um Knochenumbauprozesse selbst zu induzieren.⁸ Diese Prozentzahl wird aber im Alveolarfortsatz durch orthodontische Kräfte nie erreicht. Im Knochen sind lediglich Verzerrungen von 0,0002% nachweisbar wohingegen im PDL die Werte auf bis zu 18% steigen.⁹ Folglich stellen die Deformationen im parodontalen Ligament das auslösende Signal für den Beginn von Knochenumbauprozessen dar.

Die orthodontische Zahnbewegung als Konsequenz der zellulären Reaktion auf einen mechanischen Stimulus, läuft histologisch in drei aufeinander folgenden Phasen ab.⁵⁶ Dabei ist die Zahnbewegungsrate, d.h. die zurückgelegte Strecke pro Zeiteinheit, nicht in jeder Phase gleich groß, wie die folgende grafische Darstellung deutlich macht.



Abbildung 1

Die Zahnbewegungsrate als Funktion der Wirkungsdauer einer kontinuierlichen Kraft in Tagen

Die Veränderungen der drei Umbauphasen im umgebenden Gewebe können wie folgt beschrieben werden:

1. Initialphase

Die erste Phase ist gekennzeichnet durch die Verlagerung des belasteten Zahnes innerhalb der Alveole. Diese initiale Zahnbewegung setzt sofort ein; die Größe dieser Auslenkung ist abhängig von der Belastungsgeschwindigkeit. Steigt die Belastung kontinuierlich an, so ist eine größere initiale Auslenkung des Zahnes zu erwarten als bei einem plötzlich einwirkenden Kräftesystem der gleichen Größe.²¹ Diese Phase ist auf wenige Tage beschränkt.

2. Latenzphase

Hier findet kaum oder überhaupt keine Zahnbewegung statt. Ursächlich dafür können zum einen die Hyalinisation, definiert als Zelldegeneration in Zusammenhang mit Veränderungen der Interzellularsubstanz, in maximal belasteten Parodontalbereichen sein. Die verlangsamte Bewegung bzw. der Stillstand sind zurückzuführen auf Abbau des Hyalinisationgewebes. Zum anderen ist die Verzögerungsphase der Zeitraum, der zur Resorption der kompakten Alveolarkortikalis erforderlich ist. Ihre Dauer unterliegt starken individuellen Schwankungen und liegt im Mittel bei 7-10 Tagen.

3. Konstanzphase

In der letzten histologisch abgrenzbaren Phase nimmt die Bewegungsrate allmählich zu. Noch Tage nach Entfernung der Belastung ist eine anhaltende Bewegung der Zähne entlang der Kraftwirkungslinie nachweisbar (Matrixverbiegung, "Druckgedächtnis").⁶³

Klinischen Untersuchungen zur Folge bewegt sich ein Zahn nicht mit konstanter Geschwindigkeit durch den Alveolarfortsatz, auch wenn er mit einer konstanten Kraft belastet wird.^{35,41} Die Bewegungsrate kann nicht beliebig durch Steigerung der einwirkenden Kräfte erhöht werden. Eine annähernd lineare Relation besteht nur zu Beginn der Zahnbewegung.

Der parodontale Umbau beschreibt primär die Resorption von Alveolarknochen auf der Druckseite. Bei diesem obligaten Umbauvorgang ist die Gefahr der Erzeugung von Schäden am Zahnhalteapparat sehr groß, da die ossäre Resorptionsaktivität auf die Wurzeloberflächen der Zähne übergreifen kann.³⁸ Es kommt zu Schäden, die aus übermäßig großen, auf den Zahn einwirkenden Einzelkräften und Drehmomenten resultieren. Im Wesentlichen ist die Initiation der Zahnbewegung die Phase, in der das umgebende Weichgewebe sehr sensibel auf die einwirkenden Kräfte und Drehmomente reagiert, da vom periradikulären Gewebe noch keine Umbauprozesse eingeleitet worden Bei der Zahnwurzelresorption, dem Abbauprozess der sind. radikulären Zahnhartsubstanz, handelt es sich um ein Phänomen, das bei 93% der Zähne auftritt, die einem orthodontischen Kräftesystem ausgesetzt werden.⁴² In etwa 90 bis 95% der behandelten Zähne kommt es jedoch lediglich zu begrenzten Resorptionsaktivitäten, meist in Form schmaler resorptiver Krater in den dem komprimierten Parodontalspalt gegenüberliegenden Arealen. Bei etwa 5 bis 10% der Patienten können Wurzelresorptionen röntgenologisch erkannt werden. Histologisch lassen sich die auftretenden Schäden weiter differenzieren in pathologische Veränderungen an der Zahnhartsubstanz und am gesamten Parodontium. Sie treten unabhängig von der Art des verwendeten festsitzenden Gerätes auf. Ein Faktor, dem eine positive Korrelation mit den Wurzelresorptionen nachgewiesen wurde, ist die Dauer der orthodontischen Behandlung mit festsitzenden Geräten. Je länger die Therapie anhält, desto größer ist demnach das Risiko und der Umfang der Wurzelresorptionen. Es wird ferner unterschieden zwischen reversiblen Veränderungen, die nach Abschluss des Zahnbewegungsprozesses vollständig ausheilen und irreversiblen, die bleibende Schäden unterschiedlicher Ausprägungsgrade bezeichnen. Aus diesem Grund können

den Behandler und den Patienten durchaus unentdeckt bleiben. sie für Wurzelresorptionen nehmen meist ihren Ausgang am Foramen apikale sowie an den zahlreichen Seitenkanälchen. Oberflächliche, auf das Wurzelzement begrenzte Abbauprozesse sind reparabel und somit reversibel. Darüber hinaus existieren aber auch Abbauprozesse, die bis in das Wurzeldentin reichen, jedoch grundsätzlich das Prädentin unberührt lassen. Diese Resorptionslakunen heilen insofern aus, als dass auch in diesem Fall Zementozyten von unversehrten Randbereichen aus allmählich diese Defekte mit einer intakten Zementschicht überdecken. Histologisch ist jedoch in diesen Bereichen die leicht in ihrer Stärke reduzierte Dentinschicht zu erkennen. Letztlich bleibt allenfalls ein kleines Grübchen von der Resorption zu erkennen.⁶⁶ Des Weiteren konnten auch Auswirkungen auf die Weilsche Zone und die Odontoblastenschicht der Pulpa, insbesondere durch intrusive Kräfte, in einer Studie von Stenvik und Mjör nachgewiesen werden. Diese Auswirkungen sind als Gewebeveränderungen zu betrachten; Vakuolisierungen, die im koronalen Bereich deutlich stärker ausgeprägt sind als im apikalen. Die beobachtete Vakuolisierung ist histologisch als degenerative Veränderung zu deuten. Somit erlaubt die Studie einen tendenziellen Zusammenhang zwischen der Zunahme des Schweregrads der Schädigung und der Steigerung der applizierten Kraft und deren Dauer herzustellen. Ein 1993 an Affen durchgeführter Versuch bestätigte das Vorkommen pulpaler Veränderungen in Form von Dentikeln und wies zusätzlich das Auftreten von apikalen Hyperzementosen nach.⁷¹ Wehrbein und seinen Mitarbeitern gelang es 1995 eine Untersuchung vorzustellen, die den Zusammenhang zwischen Resorptionsvorgängen an den Wurzeloberflächen und der Größe der einwirkenden Kräftesysteme belegte. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass eine Rekonstruktion atrophierter Knochenareale bei translatorischer Zahnbewegung in Richtung dieser Bereiche eingeleitet wird.⁶⁷ Die genannte Studie stütze die von *Reitan*⁵¹ bereits 1947 getroffene Aussage, dass eine anhaltende kippende Bewegung zu Wurzelresorptionen führt, auch wenn diese Kraft sehr klein ist. Das Ausmaß der Wurzelschäden korreliert demnach mit der Dauer Krafteinwirkung.

1.2 Messung orthodontischer Kräftesysteme

Die Größe der tatsächlich wirkenden Kräftesysteme beim Einligieren des Bogens in die Multibracketapparatur ist bis dato nicht bestimmbar, wobei sie jedoch näherungsweise berechnet werden kann. Zur Berechnung dieser Kraft ist die Kenntnis der Position des Widerstandszentrums notwendig. Dem Behandler ist die Position des Brackets zwar ersichtlich; die Lage des Widerstandszentrums kann klinisch und mittels radiologischer Hilfsmittel hingegen lediglich vermutet werden. Dieses Defizit bezüglich der Position des Widerstandszentrums muss folglich durch die Erfahrung und das räumliche Vorstellungsvermögen des Behandlers ausgeglichen werden.⁶⁰

Die Entwicklung einer entsprechenden Messapparatur, die es ermöglicht, die vom Bogen ausgehenden Kräfte direkt zu messen oder eines Verfahrens, das eine exakte Berechnung der Verzerrung und Spannungsverteilung im parodontalen Ligament erlaubt, erweist sich als äußerst problematisch. Im Folgenden werden diverse Lösungsmöglichkeiten mit unterschiedlichen Ansätzen vorgestellt:

1979 wurde eine Studie veröffentlicht, die dreidimensional die Zahnbewegung bei Belastung mit einer nach vestibulär-oral gerichteten Kraft mittels der Holografie erfassen konnte.⁵³

Die Zahnbewegungsrate kann anhand von Verlaufskontrollen gemessen werden, indem in zeitlichen Abständen Modellanalysen mittels der Surface-Surface-Matching-Methode vorgenommen werden und anschließend untereinander verglichen werden. Wichtige Grundlage für die Aussagekraft der Untersuchung, ist die Messung der applizierten Kräfte. Die vollzogene Bewegung kann mit der gemessenen Kraft in Beziehung gesetzt werden. Jedoch wirken zahlreiche andere funktionelle Kräfte ebenfalls auf den Zahn, die zu Fehlinterpretationen führen können.⁴⁰

Einleitung

Zur Verdeutlichung der Spannungsverteilung über das parodontale Ligament bedienten sich *1989 Chaconas et al.*¹⁴ der photoelastischen Visualisierung. Die Verwendung numerischer Modelle ist eine Möglichkeit zur Berechnung von Zahnbewegung. Voraussetzung dafür ist die Kenntnis über die Größe der applizierten Kräftesysteme. Aber auch bei diesem iterativen Verfahren bleiben die begleitenden Kräfte der umgebenden Weichgewebe unberücksichtigt. Für diese Berechnung ist es erforderlich, eine Aufteilung des Zahnes sowie des umgebenden Parodontiums in endlich viele (finite) Elemente (FE-Methode) vorzunehmen. Anschließend wird die gesamte Zahnbewegung in eine Vielzahl kleiner Bewegungsschritte unterteilt. Am Ende der Berechnungen findet eine Addition der gesamten errechneten Einzelschritte statt, die als Summe betrachtet die vollzogene Zahnbewegung und die Veränderungen im Parodontium darstellen.

Eine Studie der Universität Wien stellte eine in-vitro-Messung beruhend auf einer 3-D-Messapparatur vor; hier wurde ähnlich wie in der vorliegenden Studie ein Kraft-Moment-Sensor eingesetzt, um die initiale Kraftabgabe und das initiale Drehmoment an den beteiligten Zähnen zu ermitteln.¹⁸

Im Gegensatz dazu existiert jedoch auch der Ansatz, auf ein Modell zu verzichten und die Messung in-vivo am Patienten vorzunehmen. *1996* stellten *Rosarius et al.*^{25,57} eine Möglichkeit vor, vom Bogen ausgehende Kräfte mit Hilfe eines teilbaren Spezialbrackets im Munde des Patienten zu messen. Zwar konnte der Messfehler dabei in einem Bereich gehalten werden, der durchaus Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen erlaubt; die Praktikabilität erlaubte jedoch ausschließlich Messungen im Frontzahnbereich.

Einen ähnlichen Ansatz zur Bestimmung initialer Kräfte und Drehmomente bietet das sogenannte Kräftemodul des Bending-art-Systems (BAS); es erlaubt eine Berechnung der am Zahn zu erwartenden Kräfte nach Bogenwechsel. Aus den Werten des Kräftemoduls wurde der Druck im Parodontium approximativ ermittelt und statistisch ausgewertet. Das Kräftemodul ist ein erster Schritt zur reproduzierbaren Einschätzung der am Zahn auftretenden Kräfte.²³

1.3 Problemstellung

In der Literatur finden sich zahlreiche Veröffentlichungen, die die Bestimmung der applizierten Kräfte am Zahn behandeln. Sie geben diverse Empfehlungen bezüglich der Größe der zu verwendenden Kräfte zur Vermeidung von biologischen Schäden. Trotz Kenntnis darüber, dass eine wirkende Einzelkraft an einem gelagerten Körper in Abhängigkeit von ihrem Angriffspunkt auch immer ein Drehmoment erzeugt, blieben diese mehrheitlich in den Untersuchungen unberücksichtigt. Grund dafür ist die hohe Anforderung an die Messapparatur, die im Zusammenhang mit der Erfassung dieser komplexen Kräftesysteme auftritt und damit die Konstruktion einer solchen Apparatur erschwert. Zusätzlich zu der diffizilen Messapparatur muss ein Verfahren entwickelt werden, dass die Differenzierung von Einzelkräften und Drehmomenten ermöglicht und jeweils die erhaltenen reinen Kräfte und Momente dreidimensional wiedergibt. Eine sich diesem Prozess anschließende Auswertung relativiert die gewonnenen Ergebnisse und verdeutlicht die Auswirkungen auf das PDL.

Aus den eingangs aufgeführten Gründen und den Defiziten der bisher veröffentlichten Studien definieren sich die Ziele dieser Arbeit wie folgt:

- Entwicklung eines Versuchsaufbaus, der die Messung der tatsächlich am Zahn wirkenden Kräfte und Drehmomente ermöglicht
- 2. Durchführung der Messung und Wiedergabe differenzierter Ergebnisse
- Berechnung der ermittelten Spannungen und Verzerrungen f
 ür das PDL und ihre Bedeutungen
- 4. Visualisierung der Verteilung der Spannung und Verzerrung über das PDL.

2 Material und Methode

In der vorliegenden Studie wurden die am Zahn initial wirkenden Kräftesysteme nach Eingliederung einer Multibandapparatur untersucht. Dabei handelte es sich um statisch unbestimmte Kräftesysteme bestehend aus Einzelkräften und Drehmomenten. Der im Folgenden beschriebene Versuchsaufbau ermöglichte eine in-vitro Untersuchung dieser Komplexität. Nach einer computergestützten Auswertung der gewonnen Ergebnisse wurde die Bedeutung dieser Kräftesysteme für das PDL mittels der Finite-Elemente-Methode berechnet und grafisch veranschaulicht.

2.1 Patienten

Die für diese Studie ausgewählten Modelle stammten von 27 Patienten im Alter von 12 bis 16 Jahren. Entscheidend für die Teilnahme an dieser Studie waren eine unauffällige allgemeine Anamnese sowie keine Zeichen einer parodontalen Erkrankung. Keiner der 14 weiblichen und 13 männlichen Patienten war mit herausnehmbaren kieferorthopädischen Geräten vorbehandelt worden. Insgesamt standen für diese Untersuchung 16 Unterkiefermodelle und 15 Oberkiefermodelle zur Verfügung. Nach vollständiger Bebänderung wurde intraoral ein Silikonschlüssel hergestellt, mit dem die Position jedes Brackets eindeutig festgehalten werden konnte und somit die Reproduzierbarkeit der klinischen Situation gewährleistet wurde.

2.2 Modelle und Brackets

Die benötigten Modelle wurden anhand von Alginatabformungen, die einen Tag vor der Bebänderung genommen worden sind, aus Hartgips Typ III hergestellt. Mit Hilfe des Silikonschlüssels wurden mittels indirekter Klebetechnik die Brackets der Straightwire-Technik mit einer Slot-Höhe von 0,022 Inch aufgebracht. Mit dieser Methode wurde die Bracketposition des Patienten exakt auf das zugehörige Modell übertragen. Aus Gründen der Praktikabilität wurden lediglich anstelle der Bänder an den Sechsjahrmolaren Klebeattachments verwendet. Die Modelle wurden bis auf die Zahnkränze reduziert und in Accu-Tracs¹ montiert. Dabei handelte es sich um Kunststoffsockel versehen mit magnetischer Montagehilfe zur exakten Positionierung des Modells im Artikulator im Sinne der Splitcastmethode. Diese Kunststoffsockel gewährleisteten durch eine ausgeprägte Verzahnung zwischen Modell und Sockel gleichzeitig auch die eindeutige Replazierung des Modells in den Kunststoffsockel. Jedes Modell wurde insgesamt acht mal durchgesägt, so dass jeweils ein Frontzahn, ein Eckzahn und der rechte und linke zweite Prämolar auf beiden Seiten aus dem Accu-Trac entnommen und wieder repositioniert werden konnten. Der zur Messung vorgesehene Zahn konnte somit nach Ausrichtung in einem dreidimensionalen kartesischen Koordinatensystem aus dem Accu-Trac entnommen werden und gegen einen Sensor ausgetauscht werden. Zur Befestigung des Bogens an den Brackets dienten Alastic-Ligaturen².

2.3 Bogen

Der in dieser Studie zum Einsatz gekommene TwistFlex-Draht³ mit einem Durchmesser von 0,0155 Inch ist ein in der Nivellierungsphase häufig verwendeter Bogen bestehend aus sechs einzelnen mit einander verseilten Stahldrähten. Für den Ober- und Unterkiefer lagen jeweils idealisierte Bogenformen vor.

¹ Coltène/Whaledent, New Jersey

² smile dental, Düsseldorf

³ smile dental, Düsseldorf

2.4 Messbox

Die Messbox wurde aus profilierten Aluminiumschienen zu einem etwa 40 cm x 45 cm großen Quader montiert. Der Boden, sowie die Rückwand und die rechte Seitenwand waren durch eine Holzplatte verschlossen. Diese drei Flächen spiegelten die drei Dimensionen des Raumes wieder. In Übereinstimmung mit dem Koordinatensystem des verwendeten Sensors und Roboters wurde auf diese Flächen Millimeterpapier aufgebracht. An die den Holzwänden gegenüberliegenden Seiten waren Haltevorrichtungen zur Aufnahme von Halogenbirnen⁴ (Spannung: 12 Volt; Leistung 35 Watt) angebracht, die mit kleinen Blendschutzen versehen waren.

2.5 Messsystem

2.5.1 Roboter

Mit Hilfe eines Roboters der Baureihe Rx 60⁵ war eine exakte Positionierung eines daran befestigten Sensors möglich - Wiederholungsgenauigkeit von +/-0,02 mm. Der Roboterarm besaß insgesamt sechs Gelenke mit folglich insgesamt sechs Freiheitsgraden. Er konnte zum einen manuell in dem auf den Sensor abgestimmten dreidimensionalen Weltkoordinatensystem gesteuert werden. Zum anderen bestand jedoch auch die Möglichkeit, eine rechnergesteuerte Positionierung des Armes vorzunehmen und die gewünschte Position durch Eingabe von Gradzahlen oder metrischer Werte anzusteuern.

⁴ Royal Philipps Electronic, Holland

⁵ Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth

2.5.2 Sensor

Der Kraft- und Moment-Sensor⁶ war in der Lage, Kräfte und Drehmomente zu erfassen und diese getrennt für alle Ebenen des Raumes aufzuschlüsseln. Kernstück des Sensors war ein monolithischer Messkörper mit drei Messsträngen im Winkel von 120°. Jeder Strang war mit zwei Halbleiter-Dehnungsmessstreifen bestückt, welche Verformungen im Mikrometerbereich erfassen konnten. Der Signalverstärker und ein Multiplexer für die Signalübertragung zur Auswerteeinheit befanden sich in einer separaten Verstärkerbox, die zwischen Sensor und Verbindungskabel eingebaut war. In der Auswerteeinheit wurden die Signale über die Kalibrationsmatrix in die drei Kraftkomponenten F(x), F(y) und F(z) und die drei Momentenkomponenten M(x), M(y) und M(z) umgerechnet. Die Messgenauigkeit lag unter 1% vom Messbereichendwert bei 22°C.

Auf einer Montagevorrichtung, die der eindeutigen magnetischen Befestigung am Roboterarm diente, war der Kraft-/Moment-Sensor auf einer metallischen Grundplatte angebracht. Dieser Sensormessplatte lag ein Gewinde gegenüber, das es erlaubte, einen Adapter mit dem entsprechenden Bracket anzubringen. Zur Eliminierung zusätzlicher Drehmomente war eine exakte Ausrichtung des Bracketmittelpunktes zum Sensormittelpunkt erforderlich, da die Messungen der Kräftesysteme im Sensormittelpunkt vorgenommen wurden. Eine speziell dafür konstruierte Apparatur ermöglichte die exakte Ausrichtung des am Sensor befestigten Brackets zum Mittelpunkt des Kraft-Moment-Sensors. Dabei wurde die z-Achse vertikal durch den Mittelpunkt der Sensormessplatte positioniert und war damit kongruent zur z-Achse des sensoreigenen Koordinatensystems und gleichzeitig mit dem des Roboters. Sowohl für die x- als auch für die y-Achse war es auf Grund des verwendeten Adapters nicht möglich, eine Kongruenz der Achsenursprünge des robotereigenen Koordinatensystems mit dem des Sensors zu erhalten. Im Hinblick auf die x- und y-Achse wurden damit rechnerische Transformationen der Messergebnisse notwendig.

⁶ Schunk GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar



Abbildung 2

Am Sensor befestigtes Bracket mit einligiertem Nivellierungsbogen; der Sensor wiederum magnetisch am Roboterarm befestigt; das Splitcastmodell im Accu-Trac auf einem Stativ montiert, links unten im Bild zu sehen die Sonde zur Positionierung des Sensors

Die erforderliche Software für die tabellarische Darstellung der Messwerte lieferte das Programm RMSBiomech (<u>Robotic Measurement System</u>), das darüber hinaus auch in der Lage war, die gemessenen Werte in Form eines Balkendiagramms grafisch zu veranschaulichen.

2.6 Vermessung

Das Modell wurde zunächst ohne Bogen in der dafür konstruierten Messbox in allen drei Dimensionen reproduzierbar ausgerichtet. Im Einzelnen wurde, wie im Folgenden beispielhaft für den unteren ersten kleinen Backenzahn aufgeführt, vorgegangen:

In das Bracket des zur Messung vorgesehenen Zahnes wurde ein rechtwinkliger Stahldraht [im weiteren Verlauf als "Messkreuz" betitelt] mit einem Querschnitt von 0,016 x 0,022 Inch hochkant einligiert, der auf Grund der Slot-Höhe des Brackets eindeutig reponiert werden konnte. Der Accu-Trac wurde magnetisch auf einem Stativ befestigt, das üblicherweise in der Fotografie Anwendung findet. Das Stativ selber war ebenfalls mittels eines Magneten auf dem Labortisch fixiert. Der Aufsatz zur Aufnahme des Accu-Tracs war auf einer Kugel gelagert und feststellbar. Das im Bracket des zu messenden Zahnes befestigte Messkreuz diente der Ausrichtung des Sensors und des Roboters im Koordinatensystem.

Auf das an den drei Holzwänden befestigte Millimeterpapier wurden die etwa zehn Zentimeter langen Schatten des Messkreuzes projiziert. Das kugelgelagerte Stativ gewährleistete eine exakte Ausrichtung des darauf befestigten Modells. Ziel war es, Torque und Angulation des Brackets zu eliminieren und den Slot des Brackets in Übereinstimmung mit den Achsen des Koordinatensystems zu bringen. Damit definierten die Achsen des gemeinsamen Koordinatensystems die Kraft- und Drehmomentrichtungen. Zur Veranschaulichung ist diese Vorgehensweise in Abbildung 3 und 4 am Beispiel des Zahnes 34 dargestellt. Für den II. und IV. Quadranten kehren sich die Richtungsbezeichnungen "mesial" und "distal" entsprechend um.





Abbildung 3

Darstellung der Kraftwirkungslinien am Beispiel des Zahnes 34 in Bezug auf das dreidimensionale Koordinatensystem; eine in Richtung x-Achse gerichtete Kraft bedeutet für diesen Zahn eine nach distal gerichtete Kraft; die positive y-Achse entspricht einer nach oral weisenden Kraftwirkungslinie; eine in Richtung positiver z-Achse wirkende Kraft entspricht einer nach koronal gerichteten Kraft

Abbildung 4

Darstellung der Drehmomentrichtungen am Beispiel des Zahnes 34 in Bezug auf das dreidimensionale Koordinatensystem; eine Rotation um die x-Achse in positiver Richtung entspricht einem bukkalen Kronentorque; eine Rotation in positiver Richtung um die y-Achse entspricht einer Distalangulation; die Drehung um die z-Achse in positiver Richtung entspricht demzufolge einer Distalrotation des Zahnes.

Die eigentliche räumliche Position des Brackets in der Messbox wurde mit Hilfe einer Sonde festgehalten, die sowohl in x-, y- als auch in z-Richtung justierbar war. Nachdem die Ausrichtung des Modells abgeschlossen und fixiert war, konnte der zu vermessende Zahn aus dem Accu-Trac entfernt werden. Das am Sensor befestigte Bracket wurde mittels Messkreuz und Sonde in der Form platziert, dass es exakt die ursprüngliche Position des Brackets am entfernten Zahn einnahm. Nach Kalibrierung des Sensors wurde der Nivellierungsbogen eingesetzt und entsprechend der klinischen Situation mit Alasticmodulen einligiert. Dabei wurde grundsätzlich bei dem Bracket, das auf dem Adapter des Sensors adhäsiv befestigt war, begonnen. Nach einer Wartezeit von einer Minute wurden innerhalb von einer Sekunde zehn Messungen jeweils für F(x), F(y), F(z), und M(x), M(y), M(z) ausgeführt. Daraus wurden die arithmetischen Mittelwerte aller Einzelkräfte und Drehmomente errechnet. Da die Werte jedoch die am Sensor wirkenden Momente wiedergaben, wurden sie in einem weiteren Rechenschritt alle in einer Weise transformiert, dass sie die am Bracket wirkenden Momente repräsentierten.²⁹ Dazu war die Kenntnis über den Abstand des Bracketmittelpunktes von der Sensormessplatte erforderlich. Der erste Schritt der Datenerfassung und -aufbereitung war damit abgeschlossen, so dass die erhaltenen Werte an COSMOS/M VER.2.0⁷ weitergegeben werden konnten.

2.7 Finite-Elemente-Methode

Auf der Basis der gewonnenen Messergebnisse war es möglich, die FE-Modelle zu berechnen. Die Methode zur Verwendung von finiten Elementen hat ihren Ursprung in der Mechanik und findet seit Jahren bereits in diversen anderen Studien ihre Anwendung. Heute stellt sie eines der meist verwendeten Hilfsmittel bei computergesteuerten Berechnungen dar. Ein wesentlicher Schritt bei der Durchführung einer solchen Analyse war die Erstellung des Finite-Elemente-Netzes, das die zu berechnende Struktur darstellt. Das Modell verknüpfte das Verhalten aller einzelnen Elemente durch Gleichungssysteme miteinander, die mit einem Computerprogramm gelöst werden konnten. Hierdurch wurden die Qualität und die Genauigkeit der Ergebnisse in entscheidendem Maße bestimmt. Als eine geeignete Annäherung an die Wurzelgeometrie und den umgebenden Zahnhalteapparat hatte sich dabei ein Rotationskörper in Form eines elliptischen Paraboloids erwiesen. Es wurde demnach ein idealisiertes Modell der Zahnwurzel und des Parodontiums erstellt.⁹

⁷ Structural Research and Analyses Corporation, Los Angeles, California

In zwei Studien von *Bourauel et al.*^{8,9} wurden drei unterschiedliche Berechnungsansätze zu Grunde gelegt. Zwei Berechnungsgrundlagen ergaben sich aus zwei gängigen Bone-Remodeling-Theorien. Die mit "Desmodont" bezeichnete Berechnung basiert auf der Theorie der Verzerrungen im PDL und wurde dem Modell "Alveole", das sich der Verzerrung im Alveolarknochen als Berechnungsgrundlage bediente, gegenübergestellt. Das dritte Modell war ein mathematisches Modell: das orthodontische Mess- und Simulationssystems (OMSS), das die Zahnbewegung ebenfalls inkrementell berechnete, jedoch im Gegensatz zu den dynamischen Modellen "Alveole" und "Desmodont" von einer festen Position des Widerstandszentrums ausging. Es zeigten sich weitgehende Übereinstimmungen bei dem Modell "Alveole" ebenso wie das mathematische Modell häufige, zum Teil auch sehr ausgeprägte Abweichungen von der klinischen Situation aufwiesen. Auf Grund dieser Ergebnisse diente in der vorliegenden Studie als Berechnungsgrundlage ebenfalls das Modell "Desmodont".

Das in dieser Studie verwendete FE-Modell bestand aus insgesamt 2232 Elementen, wobei 960 auf den Zahn selber entfielen, wiederum 912 entfielen auf den umgebenden Knochen. Die verbleibenden 360 Elemente dienten der Berechnung der Veränderungen im parodontalen Ligament, das mit einer gleichmäßigen Dicke von 0,2 mm generiert wurde. Um die Zahnwurzel herum wurde ein idealisiertes elliptisches Knochensegment erzeugt. Weitere wichtige Eingabegrößen, die zur Berechnung benötigt wurden, sind die Elastizitätsparameter aller beteiligten Strukturen, denn die Biomechanik der Zahnbewegung kann nicht mit Hebelgesetzen erklärt werden; die Vorgänge im dentoalveolären System benötigen als Berechnungsgrundlage die Mechanik der und die Querkontraktionszahl μ von Dentin, Schmelz, Desmodont, kortikalem sowie spongiösem Knochen. Der Zahn und auch der Knochen wurden als homogene und isotrope Strukturen mit einem einheitlichen Elastizitätsmodul dargestellt, obwohl dies nicht exakt den tatsächlichen Verhältnissen entsprach. Im Rahmen der Idealisierung des Rechenmodells war jedoch diese vereinfachende Vorgehensweise unverzichtbar. Das

parodontale Ligament wurde ebenfalls als homogen angenommen. Die für diese Untersuchung gewählten Materialparameter sind in Tabelle 1 zusammengestellt.

Material	Elastizitätsmodul E	Querkontraktionszahl µ
Zahn	20	0,30
Knochen	2	0,30

<u>Tabelle 1</u>

Verwendete Materialparameter für Zahn und Alveolarknochen, gemittelt aus Schmelz und Dentin sowie Spongiosa und Kortikalis⁹

Es wurde jedoch ein nicht lineares Materialverhalten des parodontalen Ligaments bestimmt, was auf die initiale Streckung der Faserbündel und die anschließende Dehnung zurückzuführen ist, das durch eine bilineare Näherung beschrieben werden kann.²¹



Abbildung 5

Bilineares Verhalten des parodontalen Ligaments⁹

Mit Hilfe von Orthopantomogrammen und Gipsmodellen konnten die Zahnlängen, die mesio-distale und oro-vestibuläre Zahngröße bestimmt werden. Diese Daten dienten zur Erstellung des Finite-Elemente-Netzes mit umgebendem parodontalen Ligament und Knochen. Dieses wurde gemeinsam mit dem zugehörigen orthodontischen Kräftesystem zur Berechnung an COSMOS/M übergeben. Durch rechnerisches Belasten des Systems mit orthodontischen Kräftesystemen war es möglich, sowohl die mechanischen Spannungen als auch die Verzerrungen und Deformationen der Gesamtstruktur zu ermitteln. Die Verzerrung wurde gemittelt aus der Normaldehnung (Längenänderung) und aus der Scherung der Seitenflächen der einzelnen Elemente. Aus den berechneten Verzerrungen wurde der mechanische Schlüsselreiz für die Steuerung des Knochenumbaus ermittelt, der wiederum in Verbindung mit einem Remodeling-Gesetz angab, wie die Knochenstruktur im Finite-Elemente-Netz durch die mechanische Belastung beeinflusst wurde. Das in dieser Studie zu Grunde gelegte Remodeling-Gesetz ging davon aus, dass allein die Verzerrung im parodontalen Ligament für die Initialisierung des Knochenumbauprozesses verantwortlich ist und nicht, wie Frost et al.²⁶ 1988 zeigten, die Verzerrung im Alveolarknochen ursächlich sei. Verzerrungen im Knochen bewirken erst bei Werten zwischen 0,03 und 0,3% eine Initiation des Umbauprozesses; ober- und unterhalb dieser Werte kommt es überwiegend zu Verlust von Knochensubstanz. Orthodontische Kräftesysteme erreichen jedoch niemals solche Größenordnungen.

2.8 Statistische Analyse

Die Messergebnisse wurden im Tabellenkalkulationsprogramm Excel⁸ tabellarisch erfasst, um in einem weiteren Schritt in das Statistikprogramm SPSS⁹ importiert zu werden, das die Formatierung und Exportierung der Daten für die FEM-Berechnung ermöglichte. Die Ergebnisse der FEM-Berechnungen wurden anschließend wiederum

⁸ Office-Paket, Version 2000, Microsoft Corporation, Deutschland

⁹ SPSS GmbH Software, München

mit Hilfe von SPSS ausgewertet. Einleitend dienten Box-Whiskers-Diagramme von Tukey zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse und der Auffindung von Ausreißern und Extremwerten, die auf Grund der Einflussnahme auf die Mittelwerte eliminiert wurden. In diesem Diagramm wurde im Bereich vom ersten bis zum dritten Quartil, d. h. zwischen dem 25. und 75. Perzentil ein Kasten gezeichnet. Die horizontale Linie im Plot stellte den Median oder das 50. Perzentil dar.^{30,32} Im Anschluss daran Gegenüberstellung wurde deskriptiv die tabellarische der Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima aller ermittelten Kräfte und Drehmomente unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Wirkungsrichtungen vorgenommen. Entsprechendes wurde für die lokale Spannung und Verzerrung durchgeführt. Zur Relativierung der ermittelten Werte wurde der maximalen Spannung der kapilläre Blutdruck in Form eines Säulendiagramms gegenübergestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Ermittelte initiale Kräftesysteme

Zu Beginn der Ergebnispräsentation werden zunächst sechs Diagramme vorgestellt, die mittels Box-Whiskers-Plots die Streuung der gemessenen Einzelkräfte und Drehmomente darstellen. In diesen Diagrammen werden alle Kräfte nach Zähnen kategorisiert in mesio-distaler (Abb.6), oro-vestibulärer (Abb.7) und koronal-apikaler (Abb.8) Richtung dargestellt. Entsprechendes ist ebenfalls für die Drehmomente durchgeführt worden: es ist jeweils eine Abbildung für den Torque (Abb.9), die Angulation (Abb.10) und für die Rotation (Abb.11) um die Längsachse aufgeführt. In diesen Diagrammen sind alle Extremwerte als * und alle Ausreißer als ^O gekennzeichnet. Diese Darstellung mittels der Box-Whiskers-Plots ist zunächst anhand der Beträge der ermittelten Ergebnisse aus dem im Folgenden erklärten Grund vorgenommen worden: das Vorzeichen gibt im vorliegenden Fall die Wirkungsrichtung der Kraft oder des Drehmoments an. Damit sich beispielsweise bei der Berechnung des arithmetischen Mittelwertes die in negativer Achsenrichtung weisenden Kräfte und Drehmomente nicht von denen in positiver Richtung weisenden subtrahieren, bleiben die Vorzeichen zunächst unberücksichtigt. Für die in horizontaler Richtung wirkenden Kräfte und auch Drehmomente ist die Unterscheidung der Kraftrichtung zweitrangig; für die vertikalen Zahnbewegungen, Intrusion und Extrusion, ist die Unterscheidung der Wirkungslinie von entscheidender Bedeutung, da das Parodontium wesentlich sensibler auf inrusive Kräfte reagiert als auf extrusive. Das hat zur Konsequenz, dass die intrusiven Kräfte geringer sein müssen als die extrusiv wirkenden, um keine Schäden an der Zahnwurzel hervorzurufen.



<u>Abbildung 6</u>

Mesio-distale Kräfte als Box-Whiskers-Plots dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen



Abbildung 7

Oro-vestibuläre Kräfte als Box-Whiskers-Plots dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

Ergebnisse



<u>Abbildung 8</u>

Vertikale Kräfte als Box-Whiskers-Plots dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen



Abbildung 9

Torquierendes Drehmoment in oro-vestibulärer Richtung, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

Ergebnisse



Abbildung 10

Neigendes Drehmoment in mesio-distaler Richtung, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen



<u>Abbildung 11</u>

Rotierendes Drehmoment um die Längsachse, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

Zur Verdeutlichung der eigentlichen Größe der Messergebnisse werden im Folgenden wiederum vier Tabellen vorgestellt, die jeweils Einzelkräfte und Drehmomente in den drei Raumrichtungen wiedergeben. In jeder Tabelle ist separat nach der Wirkungslinie der Kraft bzw. des Drehmoments rein deskriptiv jeweils der Mittelwert, die Standardabweichung, Minimum und Maximum angegeben, wobei Minima, Maxima und Mittelwerte für Kräfte in der Einheit Newton (N) angegeben sind; für die Drehmomente in Newton Millimeter (Nmm). Im Gegensatz zu den obigen Box-Whiskers-Plots sind in den Tabellen nicht die Beträge der Ergebnisse aufgelistet; die Vorzeichendiskriminierung verweist in diesem Fall auf die tatsächliche Achsenrichtung der Wirkungslinie.

	n	Mittelwert (N)	Standardab- weichung	Minimum (N)	Maximum (N)
F(x)	51	0,28	0,21	0,02	0,90
F(y)	40	0,43	0,36	0,03	1,45
F(z)	46	0,36	0,32	0,01	1,88

Tabelle 2

Kräfte (F) in positiver Richtung in der Einheit Newton (N)

	n	Mittelwert (Nmm)	Standardab- weichung	Minimum (Nmm)	Maximum (Nmm)
Bracket M(x)	43	0,72	0,54	0,02	1,93
Bracket M(y)	40	1,18	0,99	0,06	4,43
Bracket M(z)	49	2,27	1,55	0,01	5,58

Tabelle 3

Drehmomente (M) in positiver Richtung in der Einheit Newton Millimeter (Nmm)

Ergebnisse

	n	Mittelwert (N)	Standardab- weichung	Minimum (N)	Maximum (N)
-F(x)	33	0,22	0,23	0,01	0,90
-F(y)	43	0,26	0,22	0,01	0,76
-F(z)	38	0,39	0,30	0,02	1,12

Tabelle 4

Kräfte (F) in negativer Richtung in Newton (N)

	n	Mittelwert (Nmm)	Standardab- weichung	Minimum (Nmm)	Maximum (Nmm)
-Bracket M(x)	41	0,71	0,54	0,02	2,01
-Bracket M(y)	44	2,00	1,69	0,17	7,74
-Bracket M(z)	35	2,28	1,53	0,01	5,47

Tabelle 5

Drehmomente (M) in negativer Richtung in Newton Millimeter (Nmm)

Die Mittelwerte aller Kräfte bewegen sich in einem Bereich von 0,19 N bis 0,7 N, die der Drehmomente von 0,69 Nmm bis 2,46 Nmm. Die Maximalwerte, die für die Kräfte gemessen wurden, belaufen sich auf 1,88 N; für die Drehmomente auf 7,74 Nmm.

Auf Grund der Auswahl der zu untersuchenden Zahngruppen, ist es zusätzlich möglich, die unterschiedlichen Wurzeloberflächen in der Auswertung zu berücksichtigen und somit aussagekräftige und differenzierte Ergebnisse zu erlangen. In Tabelle 6 sind daher die durchschnittlichen Größen der Wurzeloberflächen der vermessenen Zähne zusammengestellt:

Ergebnisse

	Mittlerer Inzisivus (mm ²)	Caninus (mm ²)	Erster Prämolar (mm ²)
OK	230	280	310
UK	170	270	230

<u>Tabelle 6</u>

Durchschnittliche Größe der Wurzeloberfläche von Oberkieferzähnen und Unterkieferzähnen in Quadratmillimeter (mm²)

Das Verhältnis der Wurzeloberflächen von oberem zu unterem Schneidezahn (gerundet 1,4), verglichen mit dem Verhältnis der mittleren Kräfte der gleichen Zähne (0,34), verdeutlicht, dass der wesentlich grazilere untere Inzisivus durchschnittlich mit der vierfachen Kraft belastet wird, als ein oberer mittlerer Schneidezahn. Bei den Drehmomenten ergibt sich ein ähnliches Ergebnis: hier liegt ein Verhältnis von 0,59 vor, was bedeutet, dass das auf den Zahn 31 wirkende Drehmoment ungefähr doppelt so groß ist, wie das entsprechende Drehmoment des Zahnes 21. Betrachtet man die im Vergleich zum oberen Frontzahnbereich deutlich kleineren Interbracketabstände des Unterkieferfrontzahnbereichs, so war dieses Ergebnis zu erwarten. Wünschenswert wäre hier jedoch gewesen, dass das Kraft- bzw. Drehmomentverhältnis dem Verhältnis der beiden Wurzeloberflächen gleicht.

3.2 Ergebnisse der Finite-Elemente-Analysen

Die Analyse mittels der Finite-Elemente-Methode stellt anschaulich den direkten Bezug von Kräftesystemen zum belasteten Zahn samt seinem umgebenden Halteapparat dar. Sie ermöglicht es, die resultierende Spannungsverteilung auf der Wurzeloberfläche zu berechnen. Die lokale Spannung im parodontalen Ligament ist in 60 Fällen berechnet worden. Darin sind alle oben genannten Zahngruppen vertreten. Unter Spannung (o) wird in der Physik die auf die Flächeneinheit (A) wirkende Kraft (F) verstanden. Sie wird demzufolge in der Einheit Newton pro Quadratmillimeter (N/mm²) bzw. in MegaPascal (MPa) angegeben. Wie in Tabelle 7 gezeigt wird, liegen maximale Spannungen von gerundet 0,15 MPa vor; im Mittel jedoch von 0,04 MPa. Die lokalen Maximalspannungen werden im Unterkieferfrontzahnbereich beobachtet. Innerhalb jeder einzelnen Alveole existieren jedoch auch unterschiedliche Spannungen, deren Maxima meist im apikalen und krestalen Bereich lokalisiert sind. Eine farbliche Kodierung, wie es in Abbildung 12 vorgenommen wurde, verdeutlicht die Spannungsverteilung über der Alveole.



Abbildung 12

Mittels der FEM veranschaulichte lokale maximale Spannung des PDL; Ansicht von lateral auf Alveole; das Koordinatensystem am Apex entspricht den bereits beschriebenen Richtungsbezeichnungen; rechts nebenstehend die Farbcodierung der Spannung Zur Verdeutlichung der Streuung der ermittelten Spannungswerte wurde im Anschluss wiederum das Box-Whiskers-Plot gewählt; auch in diesem Fall wurde keine Vorzeichendiskriminierung vorgenommen.



Abbildung 13

Lokale maximale Spannungen als Box-Whiskers-Plots, nach Zähnen kategorisiert, zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse

Bei der Auswertung der lokalen Verzerrungen des parodontalen Ligaments resultierten ähnliche Ergebnisse. Die im amerikanischen Sprachraum mit "equivalent strains" bezeichneten, hier verwendeten Angaben über die Größe der parodontalen Verzerrung sind gemittelte Werte aus der Normaldehnung ($^{\text{DeltaL}}/_{\text{L}}$) und der Scherspannung (shear strains). Eine 90%ige Verzerrung des Faserapparates ist als Höchstwert zu verzeichnen; der Mittelwert liegt bei etwa 16%. In der Häufigkeitsverteilung, dargestellt durch das Schnurrhaardiagramm von Tukey (Boxplot) im Anschluss an die FEM-Darstellung, wird deutlich, dass dieser Verzerrungsprozentsatz eindeutig als Extremwert definiert ist,

Ergebnisse

da er mehr als drei Boxlängen über dem 75. Perzentil liegt. Wird er aus der Grundgesamtheit eliminiert, so ergibt sich als neuer Mittelwert 14,6%; der Median bleibt, wie erwartet, unbeeinflusst bei 13,0%.



Abbildung 14

Mittels der FEM veranschaulichte lokale maximale Verzerrung (in %) des PDL; Ansicht von koronal nach apikal in die Alveole; das Koordinatensystem am Apex entspricht den bereits beschriebenen Richtungsbezeichnungen; rechts nebenstehend die Farbcodierung der Verzerrung in %

Ergebnisse



Abbildung 15

Lokale maximale Verzerrungen als Box-Whiskers-Plots, kategorisiert nach Zähnen, zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse

Die folgende tabellarische Aufstellung beinhaltet die deskriptive Statistik der lokalen Spannungen und Verzerrungen. Dabei sind die Anzahl der Messungen, die Standardabweichungen, Mittelwerte sowie Minima und Maxima berücksichtigt worden:

	N	Standardab- weichung	Mittelwert	Minimum	Maximum
Lokale Spannung (PDL) [MPa]	60	0,03	0,04	0,00	0,15
Lokale Verzerrung (PDL) [%]	60	0,12	0,16	0,06	0,90

Tabellen 7

Deskriptive Statistik der Spannungen (MPa) und Verzerrungen (%) im parodontalen Ligament

Um den gewonnenen Mittelwert für die Spannungen zu relativieren, wurde er in Bezug zum kapillären Blutdruck von 6 bis 15 mmHg bzw. durchschnittlich 0,0014 MPa gesetzt. Dabei wird die Überschreitung des Gefäßdrucks um den Faktor 28 verdeutlicht. Die Abbildung 16 stellt dieses Missverhältnis in Form des Säulendiagramms sehr eindrucksvoll dar.



Abbildung 16

Gegenüberstellung der lokalen maximalen Spannung im parodontalen Ligament und des kapillären Blutdrucks im Wedlschen Gefäßplexus

Mittels FEM ist es auch möglich, die Translation des Zahnes in seiner Alveole zu berechnen. Als Grundlage dienen auch hier die ermittelten Einzelkräfte und die Kräftesysteme. Das Ergebnis eines umfangreichen Rechenvorganges ist letztendlich die größte Auslenkung des Zahnes bezogen auf seine Längsachse in Mikrometer (µm).

Ergebnisse

Die richtungsabhängigen Auslenkungen $\{T(x)-T(z)\}$ und Rotationen $\{R(x)-R(z)\}$ in Mikrometer (µm) sind in den folgenden tabellarischen Zusammenstellungen ersichtlich:

	Translation in x- Richtung	Translation in y- Richtung	Translation in z- Richtung	Rotation um die x-Achse	Rotation um die y-Achse	Rotation um die z-Achse
Zahn 23	23,02	0,95	6,82	46,62	38,23	127,84
UK- Front	7,34	7,59	4,85	44,84	20,07	87,50
Zahn 33	16,32	16,46	10,21	78,05	73,75	66,38
UK 4er	14,80	5,50	3,50	26,70	38,00	133,80

Tabelle 8

Gemittelte richtungsabhängige Translationen und Rotationen der verschiedenen Zahngruppen in Mikrometer (µm)

Den vorgenannten Ergebnissen steht eine Parodontalspaltbreite von 200 µm gegenüber.

Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind in den Tabellen 9 und 10 horizontale und vertikale Auslenkungen getrennt voneinander zusammengestellt.

Zahngruppe	Auslenkung in µm
Inzisivi	7,46
Canini	16,69
Untere Prämolaren	10,15

Tabelle 9

Gemittelte horizontale Auslenkungen in Mikrometer (µm), berechnet mit Unterstützung der FE-Methode

Zahngruppe	Auslenkung in µm
Incisivi	4,85
Canini	8,52
Untere Prämolaren	3,50

Tabelle 10

Gemittelte vertikale Auslenkungen in Mikrometer (µm), berechnet mit Unterstützung der FE-Methode

4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden die von einem Nivellierungsbogen produzierten Kräftesysteme in-vitro untersucht und die entstehenden Spannungen und Verzerrungen im PDL in einem FE-Modell berechnet. Die überaus beeindruckenden Ergebnisse stehen häufig mit diversen Literaturangaben im Widerspruch. Im weiteren Verlauf werden einige dieser Unstimmigkeiten aufgezeigt und diskutiert:

Als Referenz zur Bewertung der angewendeten Kräftesysteme werden in der Literatur häufig die Enface-Wurzeloberflächen in Bewegungsrichtung angegeben.⁴⁸ Diese betragen bei Bewegungen in sagittaler und transversaler Richtung etwa ein Drittel bis zu einem Fünftel und bei vertikalen Zahnbewegungen etwa ein Siebtel bis zu einem Zehntel der gesamten Wurzeloberfläche. Ein bis zwei N/cm² Wurzeloberfläche in Bewegungsrichtung werden von Vertretern festsitzender Behandlungstechniken für vertretbar gehalten, um in überschaubarer Zeit eine schonende Zahnbewegung zu erzielen. Für kippende Zahnbewegungen werden etwas geringere Kräfte empfohlen als für körperliche, da sich der Druck bei körperlichen Bewegungen gleichmäßiger auf die Wurzeloberfläche verteilt. In konkreten Zahlen ausgedrückt wird für die horizontale Bewegung eines Schneidezahnes eine Kraftgröße von 0.2 - 0.5 N empfohlen, wobei kippende Bewegungen in der unteren Hälfte der Intervallangabe angesiedelt sind; Kräfte für körperliche Bewegungen eher in der oberen Intervallhälfte. Für Bewegungen in vertikaler Richtung sollten maximal 0,3 N nicht überschritten werden. Werden die in der vorliegenden Untersuchung gewonnenen Werte in Bezug zu diesen Empfehlungen gesetzt, so ergibt sich folgendes:

Auf die horizontale Bewegungsrichtung bezogen finden sich in 196 untersuchten Fällen etwa 17,8% Überschreitungen; auf die Ex- und Intrusion bezogen finden sich 42,2%. Bemerkenswert ist, dass die Unterkieferfrontzähne mit der kleinsten Wurzeloberfläche den größten Anteil an horizontalen und vertikalen Überschreitungen darstellen. 25% der gemessenen Werte, bezogen auf die horizontale Bewegungsrichtung, liegen oberhalb des zulässigen Literaturwertes; bezogen auf die vertikale Bewegungsrichtung liegen hingegen 62,5% oberhalb des Akzeptanzbereichs. Das bedeutet, dass etwa die Hälfte der in der Unterkieferfront angewendeten horizontalen und vertikalen Kräfte zu groß waren.

Da in der durchgeführten Studie nicht der Schwerpunkt auf der Ermittlung der resultierenden Bewegung aus den einwirkenden Kräftesystemen lag, wird in der sich anschließenden Tabelle lediglich die vertikale Kraftrichtung berücksichtigt, da sie aus den ermittelten Messwerten direkt ablesbar war. Aus den in horizontaler Ebene gemessenen Kräften und Momenten ist die resultierende Bewegung nur durch umfangreiche Berechnungen zu erschließen. Daher wird in dieser Tabelle auf eine Bezugnahme auf kippende und körperliche Zahnbewegung verzichtet.

Bewegung	Zahntyp	Empfohlene	Gemessene
		Kraftgröße (N)	Kraftgröße (N)
Intrusion	Frontz. / Prämolaren	0,15-0,3	0,60
	Eckz. / Molaren	0,15-0,3	0,85
Extrusion	Frontz. / Prämolaren	0,15-0,3	0,66
	Eckz. / Molaren	0,15-0,3	0,76

Tabelle 9

Empfohlene Kraftgrößen in Newton (N) für vertikale Zahnbewegungen im direkten Vergleich mit den tatsächlich ermittelten Werten

Dem Obengenannten entsprechend wird in der Literatur empfohlen, die maximale Kraft eines Frontzahn-Intrusionsbogens so einzustellen, dass ein Unterkieferfrontzahn in Abhängigkeit von seinem Attachmentniveau eine Belastung von etwa 0,1 N und ein Oberkieferfrontzahn mit 0,2 N erfährt. Die vorliegenden Messergebnisse bezüglich der Intrusion lagen in 100% der Fälle weitaus höher. Rechnerisch betrachtet schlussfolgert man, dass wesentlich größere Kräftesysteme bei der Initiation der Zahnbewegung auftreten als bisher vermutet. Ob dies konsekutiv auch Schäden im Parodontium, insbesondere hinsichtlich Anzahl und Grad der Resorptionen beeinflusst, bleibt durch diese Studie unbeantwortet. Jedoch wiesen bereits diverse Studien die Abhängigkeit der applizierten Kräftesysteme von der Beeinflussung der parodontalen und pulpalen Mikrozirkulation^{10,27,28,31} sowie den Wurzelresorptionen nach.²²

Die Tatsache, dass die ermittelte Spannung den Gefäßdruck in den Kapillaren um den Faktor 28 überschreitet, führt zwangsläufig zu der Schlussfolgerung, dass die Gefäße so weit komprimiert werden, dass es zu einem vollständigen Verschluss des Lumens kommt. Die Strömung in den Gefäßen erliegt. Es resultieren Stase und Thrombosierung, was in den nachfolgenden Versorgungsgebieten eine allmählich zunehmende Ischämie hervorruft. Die Folge sind lokalisiert auftretende Nekrosen im parodontalen Gewebe. Jedoch nicht nur in Bereichen der Parodontalspaltkompression, sondern auch in Zugzonen finden sich durchaus histologisch vergleichbare Veränderungen. Die Komprimierung der Gefäße erfolgt in diesem Fall indirekt. Bei der Streckung der Faserbündel kommt es zu Quetschung und Unterbindung der Blutzufuhr. Eine Studie aus dem Jahr *1982* bestätigt diese Schlussfolgerung, in dem sie den vollständigen Gefäßverschluss bereits bei einer einwirkenden Kraft von 30 mN nachwies.²⁷

Der Prävention von irreversiblen Schäden steht die Steigerung der Zahnbewegungsrate entgegen. Lediglich initial folgt der Steigerung der Kraftapplikation eine Maximierung der Umbauvorgänge in Abhängigkeit der individuellen metabolischen Gegebenheiten.^{33,51,54} Die Kombination der Forderungen nach Zahnschädenprävention und höchst möglicher Zahnbewegungsrate gelingt durch Applikation von "optimalen Kräften".^{11,12,15} Zur Annäherung an die Realisierung dieser Forderungen wird ein geeignetes Bogenmaterial mit idealem Durchmesser gewählt. Ergebnisse von Vergleichsstudien über unterschiedliche Drähte zeigen eine Überlegenheit von verseilten Drähten gegenüber den soliden Stahldrähten. Die häufig zum Einsatz kommende Nickel-Titan-Legierung weist lediglich auf Grund ihrer besseren elastischen Eigenschaften eine Überlegenheit im Unterkieferfrontzahnbereich bei geringem Interbracketabstand gegenüber dem TwistFlexbogen auf.^{39,73}

Doch es existieren auch Untersuchungen, die belegen, dass kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Therapiedauer und dem Grad der Wuzelresorptionen besteht.⁵ Gleichzeitig werden geschlechtsspezifische Zusammenhänge zu apikalen Wurzelresorptionen ausgeschlossen. Die Ursache wird demzufolge alleine in der Bewegungsrichtung (Intrusion) und in dem gesamten Umfang der erforderlichen Zahnstellungskorrektur gesehen.

Die Auswertung mittels FEM ist eine häufig verwendete Möglichkeit um Berechnungen und Bewegungssimulationen dieser Art durchführen zu können.^{24,36,46} Anhand farblicher Kennzeichnung besteht die Möglichkeit, die Spannungsverteilung innerhalb des Zahnfachs darzustellen und Belastungsspitzen zu lokalisieren. *Jeon et al.*³⁶ wiesen *1999* in einer Studie nach, dass die generierte Spannungsverteilung von der Morphologie des Zahnes und der Belastungsart abhängt. Jede Änderung des M/F-Quotienten bedingt eine Variation des Spannungsmusters im Parodontium. So konnte gezeigt werden, dass translatorische Bewegung eine gleichmäßigere Spannungsverteilung im Alveolarfach erzeugte als eine kippende.

Während der Zahnkippung kann es zu viermal größeren Spannungswerten kommen als bei der Translation und in okkluso-apikaler Richtung betrachtet sind die Spannungsniveaus bei der Translation annähernd konstant, während sie bei der Kippung starken Schwankungen unterliegen.⁶⁸ Sowohl die Verzerrungs- als auch die Spannungsmaxima sind in der Mehrheit der Untersuchungen im krestalen Bereich lokalisiert, wohingegen Wurzelresorptionen vorwiegend im apexnahen Bereich beobachtet werden. Es wird angenommen, dass bei vertikalen Kräften von einem Newton ein zervikal lokalisiertes Spannungsmaximum von 0,0046 N/mm² und im apikalen Bereich ein Maximum von 0,00205 N/mm² zu erwarten ist und dass diese Werte das klinische Optimum darstellen.⁷⁴

In der vorliegenden Studie wurden Ergebnisse bezüglich der lokalen Spannung präsentiert, die diese Empfehlung um etwa das Zehnfache übersteigen. Die gemessene maximale Verzerrung im Alveolarknochen liegt bei 0,001% und ist somit für die Auslösung initialer Umbauvorgänge irrelevant, wohingegen die 20% ige Verzerrung des PDL ursächlich für die Initiation der zellulären Reaktionen ist.⁷⁰ Diese angegebene Größenordnung der Verzerrung findet sich auch im Rahmen der erarbeiteten Resultaten dieser Untersuchung wieder.

*Yoshida et al.*⁷⁵ kritisierten mit ihrer im Jahr *2001* veröffentlichten Untersuchung die FE-Methode und gaben an, dass initiale Zahnbewegungen mit einem linearen Rechenmodell nicht simuliert werden können. Als Ursache nannten sie das zu Grunde liegende lineare Analysemodell, das sowohl qualitativ als auch quantitativ falsche Ergebnisse liefert, da es von der Isotropie des PDL ausgeht. Als Annäherung an dieses Defizit ist in den Berechnungen dieser Studie bereits das bilineare Verhalten des PDL berücksichtigt worden.

Bislang unerwähnt blieben in dieser Studie die Kaukräfte, da ihre Einflussnahme auf das orthodontische Kräftesystem eher umstritten ist. In einer Veröffentlichung von *Andersen et al.*¹ aus dem Jahre *1991* wird der Standpunkt vertreten, dass Kaukräfte sich zu den vorherrschenden Kräftesystemen hinzu addieren. Dieser Summationseffekt bedingt

- 1. eine Zunahme der Verzerrung im Parodontalspalt und
- 2. eine Änderung der Spannungsverteilung.¹

Jedoch existieren auch Studien, die eine nachhaltige Einflussnahme auf die bereits bestehenden Spannungen und Verzerrungen des Zahnhalteapparates durch die bei der Mastikation auftretenden Kräfte ablehnen und somit die Aussagefähigkeit der vorliegenden Studie unterstreichen.⁶⁹ Dazu wurde tierexperimentell unter anderem die Beeinflussung der Zahnbewegung durch Okklusalkräfte untersucht und wie sich der Parodontalspalt, insbesondere der Faserapparat, von antagonistisch belasteten und unbelasteten Zähnen unterscheiden. Eine statistisch signifikante Beeinflussung der Zahnbewegung durch okklusale Kräfte konnte nicht nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis wird damit erklärt, dass Mahlbewegungen in allen Richtungen gleich sind und sich somit untereinander aufheben. Die Dauer der vertikal einwirkenden Kräfte ist so extrem kurz, dass sie keinen Einfluss auf die Zahnbewegung ausüben. Auswirkungen auf die Pulpa werden jedoch nicht ausgeschlossen. Zähne ohne antagonistischen Kontakt besitzen im Vergleich zu kaubelasteten Zähnen einen ungeordneten Faserapparat und weisen nach einer Retentionsphase von drei Monaten einen verbreiterten Parodontalspalt auf. Diese Verbreiterung war in der Vergleichsgruppe der okklusal durch Kaukräfte belasteten Zähne nur kurzzeitig während der Bewegungsphase zu verzeichnen. Die Zahnbewegungsrate war jedoch sowohl mit als auch ohne antagonistischem Kontakt identisch.⁶⁹

Im Ergebnisteil wurde als letzter Punkt die initiale Translation und Rotation der vermessenen Zähne aufgeführt. Bei der in Tabelle 10 zusammengestellten gemittelten translatorischen und rotatorischen Auslenkung der Zähne wurde deutlich, dass die initiale Auslenkung wesentlich geringer war als die Parodontalspaltbreite von 0,2 mm (200 µm). Die Angaben zur Rotation um die z-Achse bleiben bei dieser Aussage unberücksichtigt, da sie die Drehung des Zahnes um seine Längsachse beschreiben. Diese Feststellung widerspricht einer Untersuchung von *Baumrind*⁴ aus dem Jahr *1969*, der durch Messungen von kraftinduzierten Zahnbewegungen an Nagetieren zeigen konnte, dass die initiale Bewegung die Parodontalspaltbreite überschreitet. Sein Ergebnis legt den Rückschluss nahe, dass orthodontische Kräfte den Alveolarfortsatz

verbiegen können. Eine Aussage, die für die in der vorliegenden Studie zur Anwendung gekommenen Kräftesysteme keine Gültigkeit hat.⁴

4.1 Kritische Anmerkungen zur Studie

Zunächst sei der Versuchsaufbau kritisch betrachtet: das verwendete Silikon, das als Übertragungsschlüssel der Bracketposition vom Patienten auf das Modell diente, stellte die erste potentielle Fehlerquelle dar, obwohl es mit einer Genauigkeit von 0,1mm eines der präzisesten Silikone war. Des Weiteren war die Verwendung des Accu-Tracs kritisch zu bewerten. Im Gegensatz zur klinischen Situation waren die Zähne im Modell nicht in einem Faserapparat aufgehängt, sondern waren in einem Accu-Trac fixiert. Als Konsequenz daraus ergaben sich Auswirkungen auf die gemessenen Werte, die nicht durch rechnerische Korrekturen eliminiert werden konnten. Ebenfalls entgegen der klinischen Situation waren in dieser Studie auf den ersten Molaren anstelle von Bändern Klebeattachments verwendet worden. Das Aufbringen von Bändern auf das Gipsmodell bzw. das Reponieren der Molarenbänder in die Alginatabformung vor dem Ausgießen hätte zu weitaus größeren Differenzen zur klinischen Situation geführt. Zur verwendeten elastischen Ligatur ist anzumerken, dass darauf geachtet wurde, dass ausschließlich Alastics der gleichen Charge verwendet wurden. Die jeweilige Vordehnung des Moduls, die zwangsläufig während des Einligierens auftrat, nahm ebenfalls Einfluss auf die Messergebnisse, wie in zahlreichen Probemessungen festgestellt werden konnte. Es ist ebenfalls nicht auszuschließen, dass es während der Ausrichtung des Modells oder des Sensors zu Paralaxefehlern gekommen ist.

Neben den kritischen Reflektionen, bezogen auf den Versuchsaufbau, lassen sich ähnliche Anmerkungen zur Auswertung der Messergebnisse machen. Die Verwendung eines idealisierten Modells (Paraboloid) ließ Individualitäten in der Morphologie der Zähne und im Aufbau des umgebenden Halteapparates völlig unberücksichtigt. Die Parodontalspaltbreite wurde mit einer gleichmäßigen Stärke von 200 µm angenommen.

Des Weiteren ging das Modell von einer Isotropie und Homogenität des gesamten Parodontiums aus; eine wissentliche Abweichung zur Realität, die - in gewisser Hinsicht - eine Verfälschung der Ergebnisse nach sich zog. Diese Abweichung wurde im Rahmen der Idealisierung des Rechenmodells bewusst vorgenommen, da sie die zurzeit bestmögliche Näherung an die tatsächlichen Vorgänge im Parodontium beschrieb. Ebenso konnten Einflüsse, wie Mastikation, Interkuspidation und Weichteilfunktion, im Zuge der Idealisierung keine Berücksichtigung finden.

4.2 Schlussfolgerung und Ausblick

Die gewonnenen Ergebnisse stellen die in-vivo wirkenden Kräfte und Drehmomente dar und zeigen mittels FEM die Auswirkungen auf das PDL. Ob die topografische Übereinstimmung von Belastungsspitzen und Resorptionslakunen zufällig ist, obliegt weiteren, auf diesen Ergebnissen aufbauenden Studien. Festzuhalten bleibt jedoch, dass die initialen Kräftesysteme, generiert durch vereilte Drähte, die in der Literatur empfohlenen Werte übersteigen; insbesondere im Hinblick auf die vertikalen Kräfte. Ebenso können die Ergebnisse einer Gegenüberstellung mit Resultaten einer entsprechenden Studie mit Nickel-Titan Drähten dienen. Dies würde eine Aussage über die Wahl einer geeigneten Legierung erlauben, die die Initiation der Zahnbewegung mit dem geringsten Schaden am Parodontium auslöst.

Interessant wäre ebenfalls einen Zusammenhang herzustellen zwischen der Größe der zu erwartenden auftretenden Kräftesysteme bei der Eingliederung einer Multibracketapparatur und der initialen Zahnfehlstellung, sowie es *Little*⁴⁴ im Ansatz bereits *1975* versuchte. Die gewonnen Aspekte könnten ebenfalls der Prävention von parodontalen Schäden dienen und könnten mit Einfluss nehmen auf die Auswahl eines geeigneten Bogens.

In diversen Studien ist bereits nach einem bestehenden Zusammenhang zwischen Größe der applizierten Kräftesysteme oder Kraftrichtungen und empfundenem Unbehagen bzw. Schmerzen geforscht worden.^{6,20,37,62} Die vorgestellte Methodik könnte zur Untersuchung einer statistisch signifikanten Korrelation beitragen.

5 Zusammenfassung

Das Interesse der Wissenschaft an der Biologie der Zahnbewegung lässt sich lückenlos bis an den Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts verfolgen. Es wurde damit begonnen, vollzogene Zahnbewegungen histologisch nachzuweisen und biologische Erklärungen für die Umbauprozesse im umgebenden Gewebe zu finden. Mit Hilfe der Histologie konnten ebenfalls auch unerwünschte pathologische Veränderungen an Zähnen und Parodontium nachgewiesen werden. Die Forschung nach den Ursachen für diese Schäden ergab eine Korrelation zwischen der Größe der applizierten Kräfte sowie der Therapiedauer. Infolgedessen wurde die Frage aufgeworfen, ob es möglich wäre, einen speziellen Drahtbogen zur Prävention solcher Wurzelresorptionen zu entwickeln. Die Anforderungen an diesen Bogen waren sehr hoch; in ihm sollten allen positiven Eigenschaften aller bisher bekannten Drähte vereint sein und zusätzlich dürfte er nur Kräftesysteme erzeugen, die nicht zu Wurzelresorptionen führten. Somit wurde er als "ideal arch" in der Literatur bezeichnet. Jedoch war es bisher nicht gelungen, die komplexen Kräftesysteme, die jeder einligierte Bogen am Zahn hervorruft, zu bestimmen. Es existierten lediglich Vorstellungen über die Größe wirkender Einzelkräfte.

Mit Hilfe eines diffizilen und umfangreichen Versuchsaufbaus ist es mit dieser Studie gelungen, die Komplexität der generierten Kräftesysteme zu entschlüsseln und in ihre Bestandteile, Einzelkräfte und Drehmomente, zu differenzieren indem 31 klinische Situationen nachempfunden wurden. Folglich war es möglich, die Größen beider Komponenten zu messen. Die Kräfte und Drehmomente wurden nach ihrer Wirkungsrichtung mit Hilfe eines dreidimensionalen Koordinatensystems eingeteilt, so dass stets eine Zuordnung der gemessenen Werte zur Horizontalen und Vertikalen möglich war. Dies war besonders im Hinblick auf die Extrusion und Intrusion von zentraler Bedeutung. Diese Messergebnisse sagten jedoch nichts über die mechanischen Veränderungen im Parodontium aus. Um eine Vorstellung davon zu bekommen, wurden Finite-Elemente-Modelle der vermessenen Zähne und ihres umgebenden PDL erstellt. Mit deren Hilfe wurden die mechanischen Veränderungen - Spannungen und Verzerrungen - auf der Grundlage der bereits ermittelten Messergebnisse errechnet. Durch die grafische Darstellung konnten die Verteilungen der Spannungen und Verzerrungen über die Alveole visualisiert werden. Damit wurde die Lokalisation von Spannungsspitzen und Verzerrungsmaxima deutlich gemacht. Auch rechnerisch konnten mit Hilfe eines speziellen Statistikprogramms die jeweiligen Maxima bestimmt werden und unter Zuhilfenahme der Literatur auf ihre biologische Verträglichkeit geprüft werden. Auffallend dabei war, dass jegliche in der Literatur angegebene Empfehlung bezüglich der anzuwendenden Kraftgröße überschritten wurde. Die Kräftesysteme zu Beginn der Nivellierungsphase waren unerwartet groß. Eine Gegenüberstellung mittels Säulendiagramm zwischen dem in den Kapillaren vorherrschenden Gefäßdruck und den ermittelten Spannungswerten machte deutlich, wie ausgeprägt die parodontale Belastung in der Initialphase der Zahnbewegung war. Im Ansatz wurde abschließend die resultierende Bewegung des belasteten Zahnes berechnet. Dabei zeigte sich, dass die initiale Auslenkung des Zahnes die Parodontalspaltbreite deutlich unterschreitet.

6 Literaturverzeichnis

- 1. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B: Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 99 (1991), 427-439
- Basdra EK: Biologische Auswirkungen der kieferorthopädischen Zahnbewegung, Fortschritte Kieferorthopädie 58 (1997), 2-15
- Bassett CA, Becker RO: Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. Science 137 (1962), 1063-1064
- 4. Baumrind S: A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. Am J Orhtod 55 (1969), 12-22
- Beck BW, Harris EF: Apical root resorption in orthodonically treated subjects: Ananlysis of edgewise and light wire mechanics. Am J Orthod Dentofac Orthop 105 (1994), 350-61
- Bergius M, Kiliaridis S, Berggren U: Schmerz in der Kieferorthopädie. Fortschr Kieferorthop 61 (2000), 125-137
- Bien SM: Fluid dynamic mechanisms which regulate tooth movement. Advanc Oral Biol 2 (1966), 173-201
- 8. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A: Simulation orthodontischer Zahnbewegungen. Fortschr Kieferorthop 60 (1999), 136-51

- Bourauel C, Vollmer D, Jäger A: Anwendung von Bone-Remodeling-Theorien zur Simulation orthodontischer Zahnbewegungen. Fortschr Kieferorthop 61 (2000), 266-79
- 10. Brodin P, Linge L, Aars H: Messung der aktuellen Pulpadurchblutung nach orthodontischer Kraftapplikation. Fortschr Kieferorthop 57 (1996), 306-309
- 11. Burstone CJ: Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod 80 (1981), 1-16
- Burstone CJ, Koenig HA: Force systems from an ideal arch. Am J Orthod 3 (1974), 270-289
- Caputo A, Chaconas SJ, Hayashi RK: Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 65 (1974), 250-259
- 14. Chaconas SJ, Caputo AA, Myashita K: Force distribution comparisons of various retraction archwires. The Angle Orthodontist 1 (1989), 25-30
- 15. Choy K, Pae E-K, Park Y, Kim K-H, Burstone CJ: Effect of root and bone morphology on the stess distribution in the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 117 (2000), 98-104
- Christiansen RL, Burstone CJ: Centers of rotation within the periodontal space. Am J Orthod 55 (1969), 353-69
- Cobo J, Argüelles J, Puente M, Vijande M: Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. Am J Orthod Dentofac Orthop 110 (1996), 256-262

- Crismani AG, Freudenthaler JW, Bernhart T, Hofschneider UB, Köle EG: Rectangular Loops in Inconsistent Force Systems: A Laboratory Investigation, Fortschr Kieferorthop 2 (2002), 105-112
- Davidovitch Z, Finkelson MD Steigmann S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E: Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. Am J Orthod 77 (1980), 33-47
- Doll GM, Zentner A, Klages U, Sergl HG: Zusammenhänge zwischen Patientenbeschwerden, Geräteakzeptanz und Mitarbeit in der kieferorthopädischen Therapie. Fortschr Kieferorthop 61 (2000), 398-413
- Dorow C, Krstin N, Sander F-G: Bestimmung der mechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments im einachsigen Zugversuch. Fortschr Kieferorthop 64 (2003), 100-107
- 22. Faltin RM, Arena-Chavez VE, Faltin K, Sander F-G, Wichelhaus A: Root Resorptions in Upper First Premolars after Application of Continuous Intrusive Forces. Fortschr Kieferorthop 59 (1998), 208-219
- Fischer-Brandies H, Orthuber W, Ermert M, Hussmanns A: Das Kräftemodul des Bending-art-Systems. Forschr Kieferorthop 59 (1998), 301-311
- 24. Fotos PG, Spyrakos CC, Bernard DO: Orthodontic forces generated by a simulated archwire appliance evaluated by the Finite Element Method. The Angle Orthodondist 4 (1990), 277-282

- 25. Friedrich D, Rosarius N, Schwindke P, Rau G, Diedrich P: In-vitro-Erprobung eines Meßsystems zur In-vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. Fortschr Kieferorthop 59 (1998), 82-89
- 26. Frost HM: Vital biomechanics: Proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. Calcif Tiss Int 42 (1988), 145-56
- Gaengler P, Merte K: Effects of force application on periodontal blood circulation. Journal of Periodontal Research 18 (1983), 86-92
- Gianelly AA: Force-induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. Am J Orthod 55 (1969), 5-11
- 29. Halazonetis DJ: Ideal arch force systems: A center-of-resistance perspective. Am J Orthod Dentofac Orthop 114 (1998), 256-264
- Harms V: Biomathematik Statistik und Dokumentation, Harms-Verlag Kiel, 7. Auflage, (1998), 126f
- Hertrich K, Raab WH-M: Reaktive Änderung der parodontalen Mikrozirkulation bei kieferorthopädischen Kräften. Fortschr Kieferorthop 51 (1990), 253-258
- 32. Hilgers R-D, Bauer P, Scheiber V: Einführung in die Medizinische Statistik. Springer-Verlag, (2003), 16f
- 33. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ: Optimal force, differential force, and anchorage. Am J Orthod 55 (1969), 437-457
- Hocevar RA: Understanding, planning, and managing tooth movement: Orthodontic force system theory. Am J Orthod 80 (1981), 457-477

- Iwasaki LR, Haack JE Nickel JC, Morton J: Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod Dentofac Orthop 117 (2000), 175-183
- 36. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K: Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. Am J Orthod Dentofac Orthop 115 (1999), 267-274
- Jones ML, Richmond S: Initial tooth movement: Force application and pain A relationship? Am J Orthod 88 (1985), 111-116
- 38. Kaley J, Phillips C: Factors related to root resorption in edgewise practice. The Angle Orthodontist 2 (1991), 125-132
- 39. Kapila S, Sachdeva R: Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 96 (1989), 100-109
- 40. Keilig L, Piesche K, Jäger A, Bourauel C: Application of surface-surface matching algorithms for determination for orthodontic tooth movements. Comput Methods Biomech Biomed Engin 6 (2003), 353-359
- 41. Kohno T, Matsumoto Y, Kano Z, Warita H, Soma K: Experimental tooth movement under light orthodontic forces: rates of tooth movement and changes of the periodontium. J Orthod 29 (2002), 129-135
- 42. Kurol J, Owman-Moll P: Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. Angle Orthod 2 (1998), 161-166
- 43. KZBV Jahrbuch 2003, 76,160,164

- 44. Little RM: The Irregularity Index: A quantative score of mandibular anterior alignment. Am J Orthod 68 (1975), 554-563
- 45. Martinko V: Die Bewegungen des Zahnes Das dentoalveoläre System aus biomechanischer Sicht. Fortschr Kieferorthop 45 (1984), 1-8
- 46. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middelton J, Robertson NR: Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament. A finite element study. The Angle Orthodontist 1 (1992), 15-22
- 47. Morris CE: Mechanosensitive ion channels. J Membr Biol 113 (1990), 93-107
- Nicholls JI, Daly CH, Kydd WL: Root surface mesurement using a digital computer. J Dent Res 53 (1974),1338-1341
- Nicolay OF, Davidovitch Z, Shanfield JL, Alley K: Substance P immunoreactivity in periodotal tissue during orthodontic tooth movement. Bone Miner 11 (1990), 19-29
- Oppenheim A: Tissue changes particularly of the bone, incident to tooth movement. Am J Orthod 57 (1911), 113-132
- Pilon J, Kuijpers-Jagtmann A, Maltha JC: Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study 1996. Am J Orthod Dentofac Orthop 110 (1996), 16-23
- 52. Pollak SR, Salzstein R, Pienkowsky D: The electric double layer in bone and its influence on stress-generated potentials. Calcif Tiss Int 36 (1984), 77-81

- 53. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ: The Effect of Time and Force Magnitude on Orthodontic Tooth Movement. J Dent Res 58 (1979), 1754-1764
- Quinn RS, Yoshikawa DK: A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 88 (1986), 252-260
- 55. Reitan K:Continuous bodily tooth movement and its histological significance. Acta Odont Scand 7 (1947), 114-144
- Reitan K: Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics. Am J Orthod 43 (1957), 32-46
- 57. Rosarius N, Friedrich D, Fuhrmann R, Rau G, Diedrich P: Konzept und Entwicklung eines Meßsystems zur In-vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. Fortschr Kieferorthop 57 (1996), 298-305
- 58. Rygh P, Bowling K, Hovlandsdal L, Williams S: Activation of the vascular system: A main mediator of periodontal fiber remodeling in orthodontic tooth movement. Am J Orthod 89 (1986), 453-468
- 59. Sandstedt C: Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. Nord Tandlaeg Tidskr 5 (1904), 236-256
- Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: Bogengeführte Zahnbewegung -Dynamik, Effektivität und Nebenwirkungen. Fortschr Kieferorthop 52 (1991), 141-152
- Schwarz AM: Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orhtodontia 18 (1932), 331-352

- 62. Sergl HG, Klages U, Zentner A: Pain and discomfort during orthodontic treatment: Causative factors and effects on compliance. Am J Orthod Dentofac Orthop 114 (1998), 684-691
- 63. Skerry TM, Bitensky L, Chayen J, Lanyon LE: Loading-related orientation of bone proteoglycan in vivo. Strain memory in bone tissue? J Orthop Res 6 (1988), 547-551
- 64. Smith RJ, Burstone CJ: Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 85 (1984), 294-307
- 65. Stanfeld J, Jones J, Laster L, Davidovitch Z: Biomechanical aspects of orthodontic tooth movement. I. Cyclic nucleotide and prostaglandin concentrations in tissues surrounding orthodontically treated teeth in vivo. Am J Orthod Dentofac Orthop 90 (1986), 139-148
- Stenvik A, Mjör IA: Pulp and dentine reactions to experimental tooth intrusion. Am J Orthod 57 (1970), 370-385
- 67. Storey E: The nature of orthodontic tooth movement. Am J Orthod 63 (1973), 292-314
- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orhtod Dentofac Orthop 92 (1987), 499-504
- 69. Terespolsky MS, Brin I, Harari D, Steigman S: The effect of functional occlusal forces on orthodontic tooth movement and tissue recovery in rats. Am J Orthod Dentofac Orthop 121 (2002), 620-629

- Turner CH, Anne V, Pidaparti RMV: A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum level strain gradients drive adaptation? J Biomech 30 (1997), 549-554
- Vardimon AD, Graber TM, Pitaru S: Repair process of external root resorption subsequent to palatal expansion treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop 103 (1993), 120-130
- Wehrbein H, Furhmann RAW, Diedrich PR: Human histologic tissue response after long-term orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofac Orthop 107 (1995), 360-371
- 73. West AE, Jones ML, Newcombe RG: Multiflex versus superelastic: A randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 108 (1995), 464-471
- 74. Wilson AN, Middleton J, Jones ML, McGuinness NJ: The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. Br J Orthod 21 (1994), 161-167
- 75. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, Tanaka E, Tanne K, Koga Y, Kobayashi K: Vergleich zwischen in vivo gemessener und mit Finite-Elemente-Analyse errechneter initialer Zahnbewegung. Kieferorthop 15 (2001), 177-182

7 Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, bedanken für die freundliche Überlassung des Themas und die stets hilfreiche Betreuung.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn Dr. Fuck, Oberarzt der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, dessen unermüdlichem Interesse ich das Fortschreiten der Studie verdanke.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Priv.-Doz. Dr. C. Bourauel, wissenschaftlich tätig an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, der keine Frage bezüglich der Finiten-Elemente-Methode offen ließ.

Ein herzliches Dankeschön geht auch in das Institut für physiologische Chemie an Herrn B. Kump und seine Mitarbeiter, die sich für den Versuchsaufbau immer Zeit nahmen.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Schwester Marion, die mich während der ganzen Studie mit sehr viel Geduld begleitete und auf diesem Wege zu dem Gelingen der Arbeit beitrug. Ebenso möchte ich mich bei meinem Freund Achim bedanken, der mir vor allem in der Endphase der Arbeit stets hilfreich beistand.

8 Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name:	Tina Meyendriesch
Anschrift:	Felderseite 12 41366 Schwalmtal
Geburtsdatum:	05.11.1974
Geburtsort:	Viersen

Bildungsweg

08.1981 - 07.1985	Besuch der Gemeinschaftsgrundschule Amern	
08.1985 - 05.1994	Besuch des St. Wolfhelm Gymnasiums Waldniel	
06.1994	Erlangung der Allgemeinen Hochschulreife	
08.1994 - 09.1997	Ausbildung zur Zahnarzthelferin	
10.1997	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der HHU Düsseldorf	
08.10.1998	Ablegung der naturwissenschaftlichen Vorprüfung	
03.2000	Abschluss des vorklinischen Studienabschnittes mit Absolvierung des Physikums	
04.2000 - 02.2003	Beginn des klinischen Studienabschnittes	
02.2003 - 06.2003	Staatsexamen	
10.2003 – dato	Assistenzzahnärztin in einer allgemeinzahnärztlichen Praxis in Viersen	

Kräftesysteme und parodontale Spannungsverteilung in der Initialphase der orthodontischen Therapie

Tina Meyendriesch

Das Interesse der Wissenschaft an der Biologie der Zahnbewegung lässt sich lückenlos bis an den Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts verfolgen. Es wurde damit begonnen, vollzogene Zahnbewegungen histologisch nachzuweisen und biologische Erklärungen für die Umbauprozesse im umgebenden Gewebe zu finden. Mit Hilfe der Histologie konnten ebenfalls auch unerwünschte pathologische Veränderungen an Zähnen und Parodontien nachgewiesen werden. Die Forschung nach den Ursachen für diese Schäden ergab eine Korrelation zwischen der Größe der applizierten Kräfte sowie der Therapiedauer.

Ziel dieser Studie war es, die in der Initialphase auf einzelne Zähne einwirkenden orthodontischen Kräftesysteme vollständig dreidimensional zu bestimmen. Bei 31 kieferorthopädischen Patienten wurde die intraorale Situation in Form von Messmodellen repliziert. Mit Hilfe eines biomechanischen Messsystems, das aus einem computergesteuerten Präzisionsroboter und einem 3D-Kraft-Momenten-Sensor bestand, wurden die durch einen Nivellierungsbogen erzeugten Kräfte und Drehmomente messtechnisch erfasst. Um eine Aussage über die zu erwartenden biologischen Effekte zu ermöglichen, wurde ausgehend von den erfassten Kräftesystemen die Spannungsverteilung im Parodontalspalt errechnet. Hierbei kam ein nicht-lineares Finite-Elemente-Modell zur Anwendung. Auf diese Weise war es möglich, die resultierenden Spannungsmaxima im Parodontalspalt zu bestimmen.

Es konnte festgestellt werden, dass in der Literatur angegebenen Empfehlungen bezüglich der anzuwendenden Kraftgrößen deutlich überschritten wurden. Als Ergebnis der vorliegenden Arbeit muss festgehalten werden, dass die parodontale Belastung in der Initialphase der orthodontischen Zahnbewegung durch geeignete Maßnahmen reduziert werden sollte.

Ausons, 12.04.00