

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

**Experimentelle Bestimmung der initialen Kraftsysteme und parodontalen
Spannungsverhältnisse in der Anfangsphase
der orthodontischen Therapie unter Anwendung
von Nickel-Titan-Drähten**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

**Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf**

vorgelegt von

Ebru Mayadali

2010

Als Inauguraldissertation gedruckt
mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez. Dekan: Univ.- Prof. Dr. Joachim Windolf

Referent: Univ.- Prof. Dr. Dieter Drescher

Korreferent: Univ.- Prof. Dr. Ulrich Stüttgen

meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Kap.		Seite
1	Einleitung	1
1.1	Orthodontische Zahnbewegung	2
1.2	Nickel-Titan-Drähte	12
2	Material und Methode	20
2.1	Modellvorbereitung	20
2.2	Bogen.....	21
2.3	Messapparatur	22
2.4	Kraft-Moment-Sensor	24
2.5	Messprotokoll.....	25
2.6	Finite-Elemente-Methode.....	26
2.7	Datenverarbeitung und statistische Auswertung	29
3	Ergebnisse	32
3.1	Initiale Kraftsysteme.....	32
3.2	Ergebnisse der Finite-Elemente-Analysen	43
4	Diskussion	49
4.1	Kritische Anmerkungen zur Studie	53
4.2	Schlussfolgerung und Ausblick.....	54
5	Zusammenfassung	56
6	Literaturverzeichnis	57
7	Danksagung.....	67
8	Lebenslauf	68

Verzeichnis der Abbildungen

Abb.	Seite
Abb. 1: Stadieneinteilung apikaler Wurzelresorptionen [34].....	11
Abb. 2: Schematische Darstellung der spannungsinduzierten martensitischen Umwandlung. Durch eine mechanische Spannung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur und Entstehung des Martensitzustandes in der Hochtemperaturphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch Wärmeeinwirkung oder Entspannung wandelt sich das Martensit in Austenit um [91].....	14
Abb. 3: Schematische Darstellung der thermoelastischen martensitischen Transformation des Einwegeffektes. Durch Abkühlung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur des Austenitzustandes. Somit entsteht die Martensitphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch die Wärmeeinwirkung wandelt sich das Martensit in Austenit um. Das Objekt erinnert sich an seine Ursprungsform und nimmt sie wieder ein (Formgedächtnis- oder Memory-Effekt). Die Form ändert sich nicht durch weitere Abkühlung (Einwegeffekt) [91].	15
Abb. 4: Zweiweg- Effekt durch bevorzugtes Wachstum bestimmter Martensit-Kristalle [45].	17
Abb. 5: Pseudoelastisches Verhalten durch spannungsinduzierte Bildung von entzwillingtem Martensit bei Temperaturen $T > A_r$ [45].....	17
Abb. 6: Orthodontische Apparatur im Mund.....	21
Abb. 7: Accutrac Modelle mit Silikonschienen	21
Abb. 8: Ausrichtung von Sensor und Modell mit Hilfe eines Referenzdrahtwinkels	23
Abb. 9: Erfassen der Kraftsysteme mit einem Präzisionsroboter und einem 3D-Kraft-Moment-Sensor	23

Abb.	Seite
Abb. 10: Positionierung des Sensorbrackets mit Hilfe eines Referenzzeigers.....	25
Abb. 11: Bilineares Verhalten des parodontalen Ligaments [11].....	28
Abb. 12: Beispiel Boxplots	30
Abb. 13: Mesio-distale Kräfte an Schneide- Eck- und Seitenzähnen.....	35
Abb. 14: Oro-vestibuläre Kräfte an Schneide- Eck- und Seitenzähnen	35
Abb. 15: Vertikale Kräfte an Schneide- Eck- und Seitenzähnen	36
Abb. 16: Torquierendes Drehmoment in oro-vestibulärer Richtung an Schneide- Eck- und Seitenzähnen.....	36
Abb. 17: Neigendes Drehmoment in mesio- distaler Richtung an Schneide- Eck- und Seitenzähnen.....	37
Abb. 18: Rotierendes Drehmoment um die Längsachse an Schneide- Eck- und Seitenzähnen.....	37
Abb. 19: Mesio-distale Kräfte als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Vorzeichen.....	38
Abb. 20: Oro-vestibuläre Kräfte als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen.....	39
Abb. 21: Vertikale Kräfte als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen	39
Abb. 22: Torquierendes Drehmoment in oro-vestibulärer Richtung als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen	40
Abb. 23: Neigendes Drehmoment in mesio-distaler Richtung, als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen	40
Abb. 24: Rotierendes Drehmoment um die Längsachse, als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen	41
Abb. 25: Cone-Darstellung der lokalen maximalen Spannungen im PDL am Beispiel des Zahnes 24. Ansicht von lateral auf und in die Alveole.	44

Abb.	Seite
Abb. 26: Lokale maximale Spannung als Box-Whisker-Plots, nach Zähnen kategorisiert, zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse, ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen	45
Abb. 27: Mittels der FEM veranschaulichte lokale maximale Verzerrung (in %) des PDL des Zahnes 24; Ansicht von koronal nach apikal in die Alveole; das Koordinatensystem am Apex entspricht den beschriebenen Richtungsbezeichnungen, daneben die Farbcodierung der Verzerrung in %.....	46
Abb. 28: Lokale maximale Verzerrungen als Box-Whisker-Plots, kategorisiert nach Zähnen, zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse, ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen	47
Abb. 29: Gegenüberstellung der lokalen Spannung im Knochen, im parodontalen Ligament und des kapillären Blutdrucks	48

Verzeichnis der Tabellen

Tab.		Seite
Tab. 1:	Verwendete Materialparameter für Zahn und Alveolarknochen, gemittelt aus Schmelz und Dentin sowie Kortikalis und Spongiosa [11].....	28
Tab. 2:	Mittelwerte Kräfte in Newton(N), verglichen Front-, Eck- und Seitenzähne	33
Tab. 3:	Mittelwerte Drehmomente (M) in Newton Millimeter (Nmm); verglichen Front-, Eck- und Seitenzähne	34
Tab. 4:	Mittelwerte für extrusiv wirkende Kräfte F(Z) in Newton.....	42
Tab. 5:	Mittelwerte für intrusiv wirkende Kräfte F(Z) in Newton.....	42
Tab. 6:	Durchschnittliche Größe der Wurzeloberflächen von Ober- und Unterkieferzähnen gemessen in mm ²	42
Tab. 7:	Deskriptive Statistik der Spannungen (MPa) und Verzerrungen (%) im parodontalen Ligament	47
Tab. 8:	Empfohlene Kraftgrößen in Newton (N) für vertikale Zahnbewegungen im direkten Vergleich mit den tatsächlich ermittelten Werten [86]	49

1 Einleitung

Im Rahmen der orthodontischen Therapie ist die Verwendung festsitzender Multiband-/Multibracket-Apparaturen das übliche Verfahren zur Korrektur von Zahnfehlstellungen. Dabei werden verschiedene Attachments mittels Adhäsivtechnik vorwiegend an den Bukkalflächen der Zähne befestigt. Ein in die Apparatur inserierter Drahtbogen erzeugt Kraftsysteme, die über das Bracket auf den Zahn und den Zahnhalteapparat übertragen werden und somit die kontrollierte Bewegung jedes einzelnen Zahnes oder ganzer Zahngruppen ermöglichen. Auf diese Weise lassen sich kontrolliert und unkontrolliert kippende sowie rotatorische und translatorische Zahnbewegungen durchführen.

Während in frühen Zeiten der orthodontischen Therapie, insbesondere im Zusammenhang mit der Standard Edgewise Technik, die einzelnen Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung in den Draht eingearbeitet wurden, können mit den heutzutage üblichen Straightwire-Systemen, die von *Andrews* 1972 [3] beschrieben und entwickelt wurden, überwiegend gerade Bögen verwendet werden, da die entsprechenden Informationen zur korrekten Ausrichtung der Zähne bereits in die Brackets integriert sind.

Die Vorteile festsitzender Apparaturen sind, neben der überwiegenden Unabhängigkeit von der Patientencompliance, die Möglichkeit der kontrollierten und zügigen Zahnbewegung. Insbesondere translatorische Bewegungen, Rotationen und vertikale Zahnbewegungen lassen sich mithilfe eines festen Ansatzpunktes am Zahn überhaupt erst kontrolliert durchführen.

Ein nicht zu verachtender Nachteil ist die Unkenntnis der bei Verwendung eines vollständig inserierten und ligierten Drahtbogens permanent wirksamen Kraft- und Momentgrößen, die sich aufgrund der komplexen Geometrie der Bracket-Bogen-Beziehung auch mit numerischen Methoden nur schwerlich erfassen lässt.

Die Zahnbewegung selber wird ausgelöst durch einwirkende Kräfte oder Drehmomente, zumeist jedoch durch die Zusammensetzung beider zu einem Kraftsystem. Ein in der kieferorthopädischen Literatur viel diskutiertes Thema ist die optimale Größe des therapeutisch wirksamen Kraftsystems – häufig im Sinne der Größe und Richtung der wirk-

samen Einzelkräfte. Diese Kraftsysteme sind dahingehend von Bedeutung, als dass ungeeignete Kräfte und Drehmomente nicht nur die erwünschten desmodontalen Umbauvorgänge einzuleiten vermögen, sondern darüber hinaus reversible als auch irreversible Schäden im Parodontalligament (PDL), insbesondere an der Wurzeloberfläche verursachen können, wobei die Einwirkzeit der Kraft in gleichem Maße mit dem Risiko und dem Umfang der hier auftretenden Wurzelresorption korreliert.

Die Kenntnis der Größe der Kraftsysteme dient jedoch nicht nur der Prävention von Wurzelresorptionen sondern gewährleistet auch eine größere Kontrolle der Zahnbewegungen im Bezug auf die Verankerung.

Bisher wurden jedoch keine Studien veröffentlicht, bei denen die initial wirksamen Kraftsysteme innerhalb der komplexen Geometrie einer Multiband-Apparatur mit vollständig einligiertem Nivellierungsbogen untersucht wurden.

Lediglich eine Untersuchung beschreibt die Entwicklung eines Messsystems zur *in-vivo*-Erfassung der Kraftsysteme an einzelnen Frontzähnen innerhalb einer Multibracket-Apparatur [25, 80].

Ziel dieser Untersuchung war es daher, die in der Initialphase der orthodontischen Therapie wirksamen Kraftsysteme unter Verwendung eines gängigen Nivellierungsbogens innerhalb der komplexen Geometrie einer vollständigen Multibracket-Apparatur zu vermessen.

1.1 Orthodontische Zahnbewegung

Bei orthodontischen Zahnbewegungen sind aufgrund der zugrunde liegenden biologischen Mechanismen Veränderungen im Alveolarknochen, im PDL und im Wurzelzement zu erwarten. Das PDL wird einerseits Druckspannungen in Kraftrichtung, wie auch der Kraft folgenden Zugspannungen ausgesetzt. Der Alveolarknochen reagiert auf diese Spannungen mit Resorption (Druckseite) und Apposition (Zugseite).

Physiologische Zahnwanderung und therapeutische Zahnbewegung resultieren in einer bleibenden Positionsveränderung der Zähne. Die physiologische Zahnwanderung ver-

läuft zumeist in mesialer, selten in distaler oder okklusaler Richtung, die iatrogene orthodontische Zahnbewegung hingegen entlang aller Richtungen des Raumes. Sie umfasst alle Zahnbewegungen, die durch applizierte Kraftsysteme ausgelöst werden und unterscheidet sich biologisch nicht wesentlich von der physiologischen, wobei die Gewebereaktion bei ersterer ausgeprägter ist.

Physiologische Zahnwanderungen und therapeutische Zahnbewegungen beruhen auf den gleichen biologischen Grundlagen:

- der physiologischen Knochenerneuerung, die von den Osteoprogenitorzellen Osteoklasten, Osteoblasten und Osteozyten unterhalten wird
- dem physiologischen Umsatz des Desmodonts, des Bindegewebes und der Gingiva
- dem appositionellen Dickenwachstum des Wurzelzements, welches von Zementoprogenitorzellen, Zementoblasten und Zementozyten getragen wird.

Drei wesentliche Kriterien charakterisieren dabei die zur Zahnbewegung notwendigen Kraftsysteme: die Größe der Kräfte und Drehmomente, ihr Drehmoment-Kraft-Quotient und deren Einwirkungsdauer.

Die in der Kieferorthopädie zur Anwendung kommenden Kräfte schwanken zwischen 0,1 und 20 Newton. Die Grenze zwischen schwachen (orthodontischen) und starken (orthopädischen) Kräften wird mit ca. 4 Newton angegeben.

Anhaltspunkt für die optimale Kraftgröße bei kontinuierlicher Belastung bietet der kapilläre Blutdruck mit etwa 0,2- 0,26 N/cm² beträgt. Hierauf basierend teilte A.M. Schwarz kieferorthopädisch-orthodontische Kräfte in vier biologische Wirkungsgrade ein [87]:

- Grad I - unterschwellige Kräfte
- Grad II - Kräfte erzeugen Spannungen im Desmodont mit 0,15 – 0,2 N / cm² ; desmodontale Zirkulation bleibt erhalten, Hyalinisierung wird vermieden
- Grad III / IV - Kräfte des dritten und vierten biologischen Wirkungsgrades sind größer als der kapilläre Blutdruck und nur unterbrochen einsetzbar, ohne dass Parodontalschäden auftreten

Dieses Konzept ist für die klinische Anwendung insofern problematisch, weil der lokal entstehende Druck im Desmodont kaum abschätzbar ist. Zwar wird die Größe der Wurzeloberfläche bei aller Unsicherheit über die optimale Kraftgröße allgemein als Kriterium für eine sinnvolle Kraftgröße herangezogen [71], birgt aber ebenfalls die Problematik, dass auch hier nur mit Schätz- oder Erfahrungswerten gearbeitet werden kann. Ist bereits die Bestimmung der Wurzeloberfläche nahezu unmöglich, so darf die Determinierung der tatsächlich belasteten Oberfläche wie auch der Größe der Belastung selber als nicht realisierbar bezeichnet werden.

Die Empfehlungen geeigneter Kraftgrößen für bestimmte Bewegungen [77, 94] stellen den momentanen Kompromiss dar, weil es bislang keine, im klinischen Sinne praktikable, Möglichkeit gibt, die Kraftgrößen im Falle einer vollständigen Bogeninsertion zu bestimmen.

Hier kann auch die Kenntnis des Verhältnisses von applizierter Kraft zu appliziertem Drehmoment, der Drehmoment-Kraft-Quotient (M/F Quotient), der die resultierende Bewegung eines gelagerten Körpers bestimmt, nur wenig Abhilfe schaffen. Zwar wurden verschiedene Geometrieklassen von Burstone und Koenig beschrieben, die eine Prognose über die zu erfolgende Zahnbewegung ermöglichen. Diese beziehen sich aber ausschließlich auf die initial wirksamen Kräfte in einem 2-Zahn-System und sind für die Bestimmung der im PDL wirksamen Kraftsysteme und Spannungen ebenso ungeeignet wie im gesamten Bracket-Bogen-Komplex einer vollständigen Dentition.

Die Dauer der Kraftapplikation hat ebenso eine wesentliche Bedeutung für die biologische Wirkung einer Kraft. Je kürzer bzw. je unterbrochener sie wirkt, umso weniger wird sie zur Verformung des Desmodonts führen. Entsprechend geringer sind auch die Folgeerscheinungen und Umbauvorgänge im Desmodont. Man unterscheidet drei unterschiedliche Einwirkmodi einer Kraft bei orthodontischer Zahnbewegung: kontinuierlich, intermittierend und unterbrochen wirkende Kräfte.

Behandlungsgeräte, die abgenommen werden, wirken prinzipiell unterbrochen bzw. intermittierend. Abnehmbare Plattenapparaturen erzeugen während der Tragedauer

Kräfte, die in Abhängigkeit vom mechanischen Verhalten der aktiven Elemente mehr oder weniger rasch abfallen.

Kontinuierliche Kräfte werden in der Regel mit festsitzenden Apparaturen erzeugt. Empfehlenswert zur Applikation sind besonders langwegige Elemente mit niedriger Last- Verformungsrate, wie hochelastische Bögen, die dazu führen, dass auch über lange Zeit nur ein geringer Kraftabfall auftritt [5]. Derartige Elemente sind, was die Kontinuität der Kraftgröße betrifft sehr günstig, setzen jedoch häufig ein statisch bestimmtes Kraftsystem voraus, das im Rahmen der Nivellierungsphase in der gängigen kieferorthopädischen Praxis (viel) zu selten Anwendung findet, sofern die Möglichkeit hierzu überhaupt gegeben ist. Doch selbst bei einem solchen segmentierten Vorgehen ist, wie auch im Falle eines Vollbogens, eine zu große Kraftapplikation mit überschießenden desmodontalen Umbauvorgängen und Wurzelresorptionen nicht auszuschließen, womit wiederum auf die Notwendigkeit der Kraftkontrolle hinzuweisen ist.

Hirschfelder [39] zeigte in einer Studie, dass unerwünschte apikale Reaktionen bei der Anwendung kontinuierlicher orthodontischer Kräfte deutlich überwiegen. Sie stellte die Forderung, das parodontale Stützgewebe durch vorsichtige, individuell abgestimmte Kraftapplikation zu schonen.

Ein belasteter Zahn erfährt eine durch Dehnungs- bzw. Deformationsvorgänge in Knochen und Parodontium bedingte Auslenkung. Für die Art und das Ausmaß der Bewegung sind die Kraft, die Kraftverteilung im Parodontium und physikalische Faktoren der parodontalen Gewebe verantwortlich. Während nach kurz andauernder Kraftapplikation dieser Vorgang im allgemeinen reversibel ist, treten bei wiederholter und lang andauernder Belastung irreversible parodontale Verformungen auf. Diese führen zu feingeweblichen Reaktionen und Umbauvorgängen, so dass der Zahn in Belastungsrichtung bewegt wird. Im Rahmen dieser Umbauvorgänge können unerwünschte Reaktionen wie Wurzelresorptionen und Verlust von Parodontalgewebe auftreten. Diese bedingen eine Limitation der kieferorthopädisch- orthodontischen Behandlungsmöglichkeiten. Eine verantwortungsbewusste Nutzen- Risiko- Entscheidung für kiefer-

orthopädische Behandlungsmaßnahmen ist nur unter Berücksichtigung u.a. der biologischen Grundlagen zu treffen.

Als Folge der Druck- und Zugkräfte kommt es zu einer Belastung und Verlagerung der Fasern des Desmodonts und einer Deformierung des umgebenden Knochens. Diese biophysikalischen Veränderungen im Zahnhalteapparat leiten durch Signaltransduktionsmechanismen, d.h. über Umwandlung von mechanischer Energie in biologische Signale, die zellulären Reaktionen und damit die morphologischen Umbauprozesse des Zahnhalteapparates ein [79].

Bevor die Belastung eines Zahnes zu zellulären Reaktionen führt, treten komplexe Gewebereaktionen auf. Physiologischerweise erfolgt im Gewebe eine Dämpfung und Verteilung, so dass auf zellulärer Ebene keine einseitige Reaktion auftritt. Im Sinne von *A.M. Schwarz* [87] bleibt die Kraft damit unterschwellig.

Die parodontale Resistenz gegenüber kurzzeitiger Belastung wird durch mehrere Mechanismen zur initialen Dämpfung und Kraftverteilung bedingt:

- Eigenelastizität der Zahnhartsubstanzen („Sprungbretteffekt“)
- Hydrodynamischer Polstereffekt der desmodontalen Gewebsflüssigkeit und des Gefäßnetzes („Wasserbetteffekt“)
- Initiale Streckung der Desmodontalfasern, die ohne Ruptur jedoch nur bis zu 5% der Ausgangslänge möglich ist („Hängematteneffekt“)
- Elastische Deformation der knöchernen Strukturen, an denen das Desmodont befestigt ist; auf diese werden Spannung und Druck übertragen [9, 50, 51, 67].

Vermutlich kommt es zu einem kaskadenartigen Einsatz aller Dämpfungsmechanismen. Bei gesunden parodontalen Verhältnissen bleiben dadurch die desmodontale Zirkulation und das Gleichgewicht auf zellulärer Ebene bei physiologischen Belastungen zunächst erhalten. Dabei ist von Bedeutung, dass diese Belastungen zwar hoch sein können, aber kurz andauernd und richtungsfixiert sind. Es treten reversible Gewebereaktionen auf, die im langen belastungsfreien Intervall eine Rückstellung erfahren. Ist das belastungsfreie

Intervall zu kurz bzw. die Belastungsfrequenz zu hoch, so wird aus einer unterschwelligen eine kieferorthopädisch- orthodontisch wirksame Belastung.

Nach Ausschöpfung der initialen Dämpfungsmechanismen, die eine sofortige, differente große Auslenkung des belasteten Zahnes zur Folge haben, ist die weitere belastungsbedingte Zahnbewegung verlangsamt. Das Desmodont wird in Druckzonen komprimiert und zeitlich verzögert in Druckzonen erweitert (Kriechphänomen). Zu einer ausgeprägten Verformung des Desmodontalraumes kommt es im Tierexperiment mit Kräften bis 30 N erst nach 3-6 Stunden [29].

Kleine richtungsfixierte Kräfte führen innerhalb von 3-6 Tagen zu einer maximal möglichen Kompression in desmodontalen Druckzonen [72, 76].

Nach *Reitan* kann man die unter kontinuierlicher Belastung ablaufende Zahnbewegung in drei Phasen unterscheiden. In der ersten Phase tritt die desmodontale Deformation auf. Es kommt zur maximal möglichen Kompression in desmodontalen Druckzonen. Bei leicht deformierbaren Knochenstrukturen kann diese Phase quantitativ deutlich ins Gewicht fallen und einen hohen Anteil an der Gesamtbewegung bewirken, wobei die Deformation histologisch nicht fassbar ist [31, 86].

In der zweiten Phase, die bis zu zwei Wochen dauern kann, kommt die Zahnbewegung zum Stillstand. Ursächlich dafür ist, dass in maximal komprimierten Bezirken des Desmodonts Zirkulationsstörungen [30] bis hin zur Obliteration und Thrombosierung des Gefäßnetzes auftreten können. Partielle Nekrosen des desmodontalen Gewebe und des direkt angrenzenden Knochen sind die Folge. Resorption und Abtransport von Gewebestandteilen über die desmodontalen Gefäße sind gestört. Die Nekrosezone ist lichtmikroskopisch zu erkennen und wurde aufgrund ihrer charakteristischen histologischen und histochemischen Eigenschaften als hyalinisierte Zone bezeichnet. Für die kieferorthopädische Therapie von besonderer Bedeutung ist, dass in dieser Phase der Resorption auch bei weiterer Kraftsteigerung keine Zahnbewegung erreicht werden kann.

Die weitere Zahnbewegung erfolgt in der dritten Phase, in der durch Resorptionsvorgänge des Alveolarknochens der Zahn ausgelenkt werden kann. Die Vaskularisierung und die Zirkulation sind erheblich gesteigert [44].

Neben der Zirkulationsveränderung lösen auch die direkte Deformation der Zelle und die unter Spannung und Dehnung beobachteten piezoelektrischen Phänomene eine zelluläre Antwort aus. Verbiegungen der extrazellulären Matrix erzeugen bioelektrische Phänomene, die Desmodontal- und Alveolarknochenzellen stimulieren und einen Remodellierungsprozess einleiten [6].

Bassett und *Becker* stellten fest, dass es sich um Potentialdifferenzen handelt, die an deformierten Knochenoberflächen abzuleiten sind und durch Halbleitereigenschaften der beiden Hauptkomponenten Apatit und Kollagen entstehen [104]. In Kompressionsbereichen waren negative Potentiale und in gedehnten Bereichen waren positive Potentiale messbar. Die einwirkende Kraft und die elektrische Laderverschiebung führen eine Veränderung auf zellulärer und biologischer Ebene aus, die eine Zelldifferenzierung bewirkt.

Bourauel et al. [10] konnten mit Hilfe einer Finite-Elemente-Studie 1999 zeigen, dass die Deformation des desmodontalen Faserapparates den entscheidenden auslösenden Stimulus für die Einleitung der Umbauprozesse des Zahnhalteapparates darstellt. Durch die Ausübung therapeutisch wirksamer Kräfte treten im Desmodont und in den Markgeweben Zirkulationsveränderungen sowie Gewebeabbau und –anbau auf. Es kommt zu einer Verschiebung des zellulären Gleichgewichtes [19].

Eine vermehrte Flüssigkeitsansammlung im Gewebe führt im Desmodont zu einer Auflockerung bzw. Auflösung der desmodontalen Fasern. Infolge dessen wird eine Verlagerung des Zahnes möglich, wobei der Parodontalspalt auf der einen Seite erweitert und auf der anderen, in Richtung der erstrebten Zahnbewegung, verengt wird. Im Bereich des verengten Parodontalspalt (Druckzone) erfolgt durch Erhöhung des Gewebedruckes ein Knochenabbau, der über aus der Blutbahn austretenden Osteoklasten erfolgt [62]. Im erweiterten Parodontalspalt (Zugzone) hingegen kommt es zu einer Einwanderung von Osteoblasten und demzufolge zu einem Knochenaufbau. Diese Vorgänge, bestehend aus Resorption und Apposition, führen zu einer Remodellation des Knochens.

Davidovitch et al. [17] stellten 1980 einen Zusammenhang zwischen physikalisch messbaren und chemisch nachweisbaren Veränderungen im parodontalen Gewebe fest. Aus der durch die Kraftapplikation bedingten Flüssigkeitsbewegung im Gewebe resultiert eine Änderung des Membranpotentials. Das geänderte Membranpotential erhöht die Fibro- und Osteoblastenaktivität. Es kommt zu Wechselwirkungen zwischen Zellmembran und ionischen Makromolekülen (u.a. Proteoglykane). Die Proteoglykane verändern ihre räumliche Anordnung und machen eine Unterscheidung hinsichtlich der Zelldifferenzierung möglich. So werden sie durch Druckapplikation aktiviert und rufen ihrerseits Zellaktivierung hervor.

Ein anderer Erklärungsansatz berücksichtigt den chemischen Aspekt der biologischen Vorgänge. Durch Dehnung des Parodontiums kommt es zu einer Reizung von Nervenfasern, wobei in ihnen gespeicherte Neuropeptide freigesetzt werden. Diese Neuropeptide sind auch zum Teil vasoaktiv, wodurch es zur Einwanderung von Leukozyten kommt [64]. Sie setzen Zytokine frei, die undifferenzierte Zellen zur Proliferation anregen und zur Stimulation der Alveolarzellen führen. Die inflammatorischen Zytokine IL-1 β (Interleukin-1 β) und IL-6 spielen eine wichtige Rolle bei der Knochenresorption [1]. Die Differenzierung läuft hauptsächlich über die Fibroblasten im Parodontalspalt ab, die als Vermittler zwischen der mechanischen Kraft und den Zellen, welche die der Wurzeloberfläche gegenüberliegende Alveolarknochenwand bedecken, fungieren.

Auf der Druckseite kommt es durch Induktion der Zytokine zur Osteoklasteneinwanderung. Das Desmodont reagiert mit einer Entzündungsreaktion, die eine Freisetzung von Prostaglandinen und Leukotrienen zur Folge hat. Die Leukozytenaktivität und die lokale Entzündung werden durch diese Induktoren gesteuert [91].

Wurzelresorptionen stehen als kieferorthopädische Nebenwirkung im Mittelpunkt vieler Diskussionen. Seit einer ersten zusammenfassenden Darstellung der Wurzelresorptionen nach Ketcham [49] wurde in vielen Untersuchungen bestätigt, dass Wurzelresorptionen während einer Multiband- Behandlung häufig auftreten [54, 66, 81].

Im Bereich des Wurzelzementes findet im Rahmen der Umbauprozesse durch schichtweise Mineralisation desmodontaler Faserbündel ein appositionelles Dickenwachstum

statt. Resorptionen treten im Vergleich zum Knochengewebe erst bei größeren Drücken auf. Es kommt zu Schäden, die aus übermäßig großen, auf den Zahn einwirkenden Kräften und Drehmomenten resultieren. *Kurol et al. [52]* zeigten 1998, dass Zahnwurzelresorptionen bei 93% der Zähne auftreten, die orthodontischen Kräften ausgesetzt werden.

Zu unterscheiden sind laterale Wurzelresorptionen mit guter Reparationstendenz von apikalen Resorptionen, die einen irreparablen, röntgenologisch eindeutig erkennbaren Substanz- und Befestigungsverlust darstellen [74].

Für die laterale Resorption sind unterschiedlich große Resorptionsvakuolen an den seitlich Wurzeloberflächen charakteristisch. Diese können konfluieren und eine flächenhafte Ausdehnung von mehreren Millimetern annehmen. Nach abgeschlossener kieferorthopädischer Zahnbewegung lagern sich Zementozyten an der Oberfläche der Resorptionslakunen und überdecken die Defekte mit einer intakten Zementschicht. Diese Reparation ist röntgenologisch nicht erfassbar, allenfalls lässt sich histologisch eine in ihrer Stärke reduzierte Dentinschicht erkennen [92].

Im Gegensatz zu dieser reversiblen Form der Wurzelresorption ist die apikale Resorption, die radiologisch zu einer sichtbaren Verkürzung der Wurzellänge führt, irreversibel [59].

Apikale Wurzelresorptionen können in vier Stadien eingeteilt werden. Im ersten Stadium liegt röntgenologisch eine minimale Formveränderung an der Wurzelspitze vor [57, 66]. Im zweiten Stadium werden Verkürzungen bis 2 mm beschrieben. Verluste über 2 mm bis zu einem Drittel der Wurzellänge werden dem dritten Stadium zugeschrieben. Als schwerste apikale Wurzelresorption wird allgemein ein Verlust von mehr als einem Drittel der Wurzellänge aufgefasst [42, 57, 63, 66].

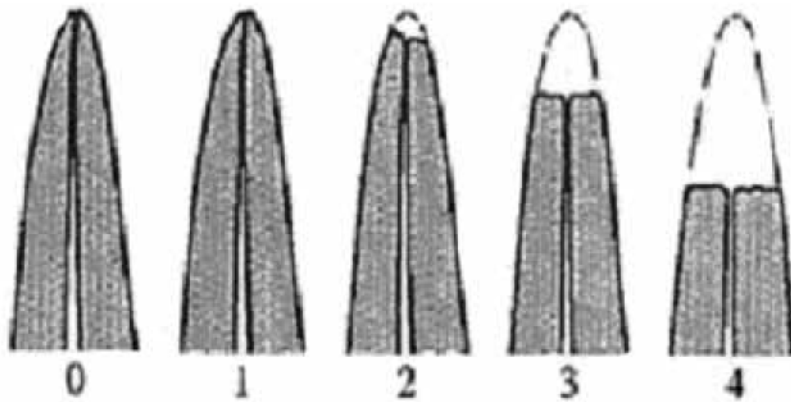


Abb. 1: Stadieneinteilung apikaler Wurzelresorptionen [35]

Im Verlauf einer durchschnittlichen kieferorthopädischen Behandlung mit einer Multi-bandapparatur muss mit Wurzelresorptionen an einzelnen Zähnen gerechnet werden, die dem Stadium eins und zwei entsprechen [54, 55, 90].

Wehrbein und *Diedrich* verdeutlichten in einer retrospektiven histologischen Studie am Menschen, welche eingreifenden parodontalen Gewebereaktionen mit einer routinemäßig durchgeführten orthodontischen Multibandbehandlung einhergehen können [99]. *Wehrbein und seinen Mitarbeitern* [100] gelang es 1995 eine Studie vorzustellen, die den Zusammenhang zwischen der Größe der einwirkenden Kraftsysteme und Wurzelresorptionen belegte.

Mit dem Auftreten von Wurzelresorptionen stehen biologische und mechanische, gerätebedingte Faktoren in ursächlichem Zusammenhang.

Biologische Faktoren führen zu einer unterschiedlichen individuellen Prädisposition [7, 36, 59].

Bei entsprechender Prädisposition kommt es zum Auftreten idiopathischer Wurzelresorptionen und unter Behandlung dazu, dass bestehende Resorptionen durch die Behandlung verstärkt werden [63].

Mit zunehmendem Lebensalter nimmt die Gefahr behandlungsbedingter Wurzelresorptionen zu [36].

Das Auftreten von Wurzelresorptionen wird aber auch durch mechanische, mit den Behandlungsgeräten in Zusammenhang stehenden Faktoren begünstigt. Eine häufige Inzidenz apikaler Wurzelresorptionen wurde bei der Multibandbehandlung festgestellt [18, 54, 55, 90], wobei Kraft, Größe und Behandlungsdauer u.a. für besonders risikoreich gehalten werden [63, 74].

Unphysiologisch hohe Kraft-Moment-Applikation auf einzelne Zähne kann die apikale Gefäß- und Nervenversorgung traumatisieren [28, 73].

Die generelle Zahnlockerung im Rahmen einer orthodontischen Zahnbewegung wird durch kraftinduzierte Umbauprozesse des periradikulären Parodontalgewebes ausgelöst [28, 73, 78].

Die therapeutisch induzierte Zahnlockerung ist physiologisch und liegt im Bereich der Lockerungsgrade I-II. Zu hohe Kraftapplikation kann eine pathologisch erhöhte Zahnbeweglichkeit bis zum Grad III verursachen [4].

Als maßgeblicher Faktor für die Genese therapeutisch bedingter Wurzeldefekte wird u. a. die applizierte Kraftgröße verantwortlich gemacht. Durch die therapeutisch applizierten Kräfte und Drehmomente können auf der Druckseite des Desmodonts Zirkulationsstörungen auftreten, die je nach Größe der auftretenden Komprimierungskraft an den einzelnen Stellen der Zahnwurzeloberfläche zu unterschiedlichen Vitalitätsbeeinträchtigungen der Gewebe führen [65, 82].

1.2 Nickel-Titan-Drähte

Seit Anfang der 70er Jahre werden in der Kieferorthopädie Nickel-Titan-Drähte eingesetzt. Mit der zunehmenden Modifikation dieser Legierungen wurden insbesondere die superelastischen Eigenschaften dieser Materialien in den Vordergrund gestellt. Derzeit dominiert die Annahme, dass für die erwünschte Zahnbewegung eine konstante und vor allem physiologische Kraft appliziert werden kann.

Zur Belastungsreduktion des Parodontiums werden zunehmend resiliente Drähte, wie z.B. Nickel-Titan-Bögen, verwendet, die trotz größerer Auslenkung nur geringe Kräfte

bei der initialen Nivellierung der Zahnposition und -inklination auf die Zähne übertragen. Dies geschah aufgrund der These, dass eine geringere Kraftapplikation auf das Parodontium geringere Gewebeschädigungen verursacht [24, 45].

Konventionelle Drähte unterliegen dem Hookschen Gesetz und zeigen bei zunehmender Deformation eine linear verlaufende Zunahme der Spannung mit einer vergleichbaren Rückstellkurve.

Superelastische Materialien zeigen dem gegenüber eine zur Dehnung nicht proportionale Spannung auf, was sich im Spannungs-Dehnungsdiagramm als so genanntes superelastisches Plateau ablesen lässt. Ferner zeigt sich bei Entlastung dieser Materialien eine ausgeprägte Hysterese, so dass die Rücklaufkurve bei Entlastung einer viel geringeren Spannung entspricht. Da diese Eigenschaften bei geeigneten Drahtdurchmessern die Abgabe kontinuierlicher und geringer Kräfte ermöglichen, werden superelastische Drähte häufig in der Nivellierungsphase einer Multibandbehandlung eingesetzt [32].

Superelastische orthodontische Drähte bestehen aus Nickel-Titan-Legierungen, die sich durch niedrige Kraftabgabe, Formgedächtniseffekt und Superelastizität auszeichnen. Als Formgedächtnis- oder Shapememoryeffekt bezeichnet man die Fähigkeit eines Werkstoffes nach plastischer Verformung und anschließender Erwärmung seine ursprüngliche Form wieder anzunehmen [93].

Die Atome derartiger Materialien liegen in der Niedrigtemperaturphase (Martensit) in der sogenannten hexagonal dichtesten Packung vor. Der Austenit-Zustand beschreibt demgegenüber die Hochtemperaturphase, in der die Kristallstruktur sich durch eine geordnete, kubisch-raumzentrierte Anordnung der Atome auszeichnet, welche der Phase ihre hohe Festigkeit verleiht [93].

Der Austenit wandelt sich bei Abkühlung in eine Struktur von Martensitzwillingen um. Dieser Vorgang erfolgt durch Scherbewegungen wobei keine äußerliche Formveränderung stattfindet. Diese Neuordnung der Atome ist temperaturabhängig. Der Martensit ist durch Verschieben hochbeweglicher Grenzflächen bis zu 8 % (für NiTi) leicht verformbar. Solange das Material auf tiefer Temperatur bleibt (unterhalb der Umwandlungstemperatur), ist diese Verformung bleibend. Wird jedoch bei Wiedererwärmung

die Umwandlungstemperatur überschritten, so nimmt der Martensit die ursprüngliche Kristallanordnung der Hochtemperaturphase und damit auch die kubische raumzentrierte mikroskopische und auch die makroskopische Ursprungsform wieder ein [97].

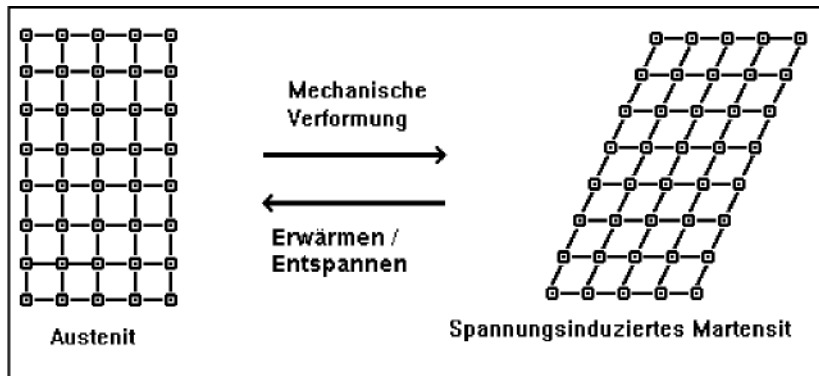


Abb. 2: Schematische Darstellung der spannungsinduzierten martensitischen Umwandlung. Durch eine mechanische Spannung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur und Entstehung des Martensitzustandes in der Hochtemperaturphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch Wärmeeinwirkung oder Entspannung wandelt sich das Martensit in Austenit um [93].

Wird eine Memory-Legierung in der Martensitphase unterhalb eines kritischen Verformungsbereiches verformt, kommt es zu einer reversiblen Verformung durch Verschiebung entlang der Zwillingsgrenzen. Die Verformung bleibt solange stabil bis eine Erwärmung erfolgt. Bei einer Erwärmung der Legierung oberhalb der Umwandlungstemperatur, „erinnert“ sich die Legierung an seine ursprüngliche Form, man beobachtet eine Rückverformung in die ursprüngliche Form. Die Probe nimmt die Kristallstruktur der Hochtemperaturphase (Austenit) ein. Man spricht hier vom sogenannten Einweg-Effekt, weil eine anschließende Abkühlung keine weitere Verformung bewirkt [22, 97].

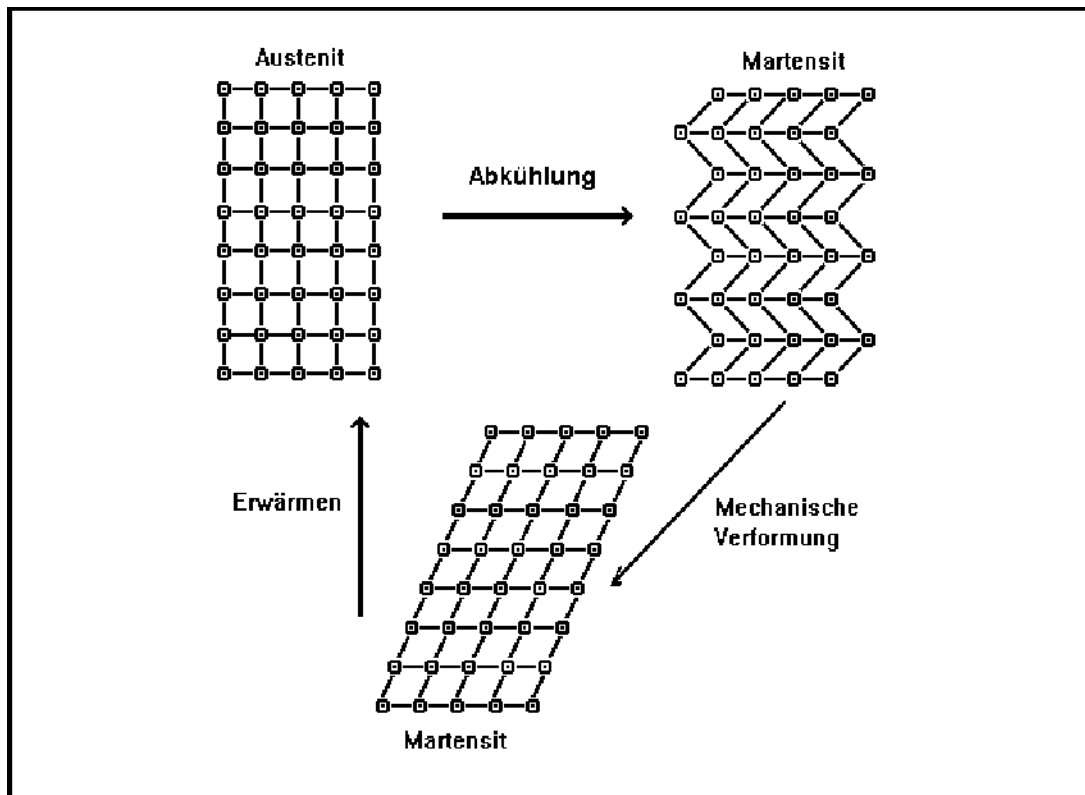


Abb. 3: Schematische Darstellung der thermoelastischen martensitischen Transformation des Einwegeffektes. Durch Abkühlung kommt es zur Verschiebung der Kristallstruktur des Austenitzustandes. Somit entsteht die Martensitphase ohne makroskopische Formänderung. Eine mechanische Einwirkung führt zur weiteren Verschiebung der Kristallstruktur, die eine makroskopische Formveränderung zur Folge hat. Durch die Wärmeeinwirkung wandelt sich das Martensit in Austenit um. Das Objekt erinnert sich an seine Ursprungsform und nimmt sie wieder ein (Formgedächtnis- oder Memory-Effekt). Die Form ändert sich nicht durch weitere Abkühlung (Einwegeffekt) [93].

Für den Zweiweg-Memory-Effekt wird die Legierung in der Martensitphase so stark verformt, dass neben der reversiblen Verformung auch eine irreversible plastische Verformung induziert wird. Bei Erwärmung der Probe erfolgt eine Rückstellung der reversiblen Verformung. Man kann eine Formänderung in Richtung Ursprungsform beobachten, die jedoch nicht vollständig erreicht wird. Bei Abkühlung lagert sich der entstehende Martensit in das Spannungsfeld der bei der starken Martensitverformung

induzierten Versetzungsstruktur ein und ändert seine Form wieder in Richtung der starken Verformung. Dieser Vorgang ist wiederholbar und reversibel [93].

Die Tatsache, dass sich ein Werkstück an zwei temperaturabhängige Zustände „erinnern“ kann, nennt man Zweiweg-Effekt [96].

Auch die Eigenschaft der Superelastizität beruht auf der martensitischen Transformation. Sie tritt in einem für die ausgewählte Legierung charakteristischen Temperaturbereich auf, der knapp über der Umwandlungstemperatur liegt. Die Legierung befindet sich zunächst vollständig im Austenit. Bei Belastung zeigt sich anfänglich eine lineare Abhängigkeit zwischen Spannung und Dehnung. Steigt die Dehnung über den Punkt A hinaus, kommt es zu einer spannungsinduzierten Umwandlung von Austenit in Martensit. Bei zunehmender Dehnung bleibt die im Werkstoff erzeugte Spannung nahezu gleich. Die zugeführte mechanische Energie wird für die Martensitbildung genutzt. Dieser Bereich zwischen den Punkten A und B wird superelastisches Plateau genannt. Wird der Werkstoff über den Punkt B hinaus gedehnt, verhält er sich wieder linear, weil er dann vollständig martensitisch ist. Wird der Werkstoff entlastet, kann man an Punkt C eine starke Abflachung der Kurve beobachten. Der spannungsinduzierte Martensit bildet sich zurück zur austenitischen Kristallstruktur, bis bei der Spannung an Punkt D die Hochtemperaturphase vorliegt. Zwischen Belastung und Entlastung ist eine deutliche Hysterese zu erkennen, die sich dadurch auszeichnet, dass die Rückstellkraft geringer ist als die zur Verformung aufgewendete Kraft. Die von beiden Plateaus eingeschlossene Fläche zeigt den Energieverbrauch bei Martensitbildung und -rückbildung. Anhand eines Formgedächtnisoperator-Modells zur Simulation der Spannungs-Dehnungs-Hysterese von superelastischen Materialien konnte dies 1990 von Lu et al. nachgewiesen werden [56].

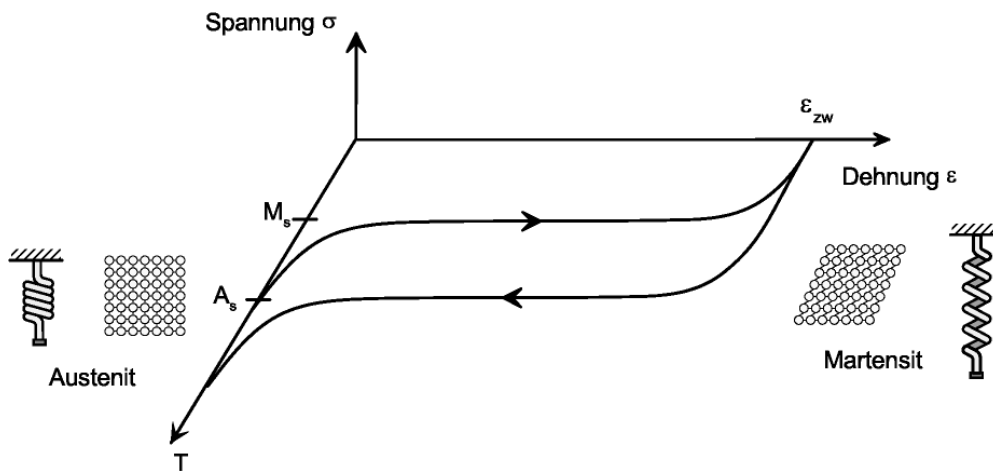


Abb. 4: Zweiweg- Effekt durch bevorzugtes Wachstum bestimmter Martensit-Kristalle [46].

Das o.g. superelastische Verhalten mit Plateaubildung zeigt sich nur im Umwandlungstemperaturbereich einer Legierung. Zur Nutzung der Superelastizität muss eine Legierung gewählt werden, deren Umwandlungstemperatur nahe der am Einsatzort liegt. Die Abbildung 5 zeigt ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm einer Formgedächtnislegierung in Abhängigkeit von der Temperatur. Das Plateau wird nur in einem bestimmten Temperaturbereich, nämlich dem der Umwandlungstemperatur vollständig ausgebildet [83].

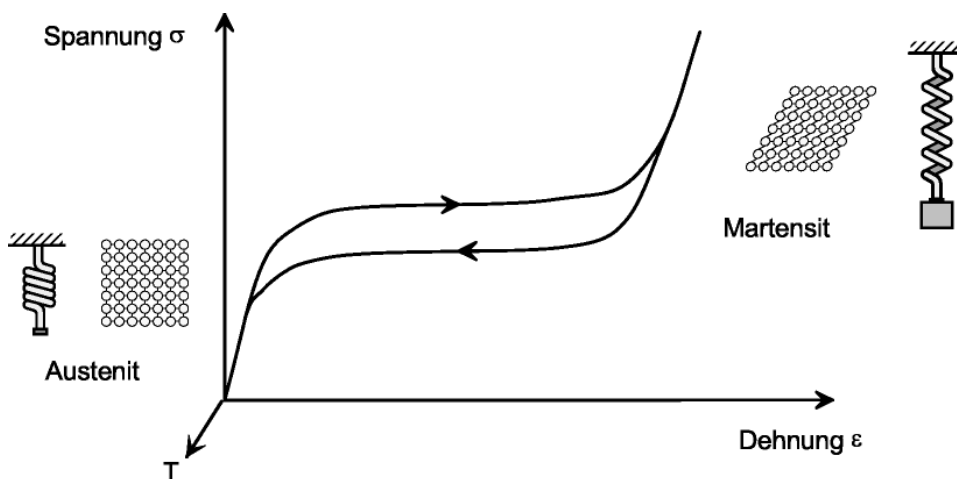


Abb. 5: Pseudoelastisches Verhalten durch spannungsinduzierte Bildung von entzwillingtem Martensit bei Temperaturen $T > A_r$ [46].

Für die Anwendung in der Kieferorthopädie sollte der Umwandlungstemperaturbereich der ausgewählten Legierung knapp unterhalb der Mund- bzw. Körpertemperatur liegen.

Hier liegt die geeignete Gitterstruktur vor, um einen spannungsinduzierten Martensit zu erzeugen und im superelastischen Bereich der Legierung zu arbeiten [53, 84, 85].

Diese Umwandlungstemperatur liegt bei den superelastischen Materialien in der Kieferorthopädie unterhalb der Körpertemperatur (37° C) [21].

Diese Studie befasst sich damit, die Kräfte und Drehmomente, die in der Nivellierungsphase am Zahn entstehen, bei Anwendung von superelastischen Nickel-Titan-Drähten (Sentalloy 0.014“), zu bestimmen. Es handelt sich um eine experimentelle in-vitro-Studie.

Bislang wurden Nickel-Titan-Drähte als Bögen mit außergewöhnlichen Eigenschaften präsentiert, die die Einleitung mechanischer Energie in den dentoalveolären Komplex weniger risikohaft erscheinen lassen.

Die Empfehlung geeigneter Kraftgrößen für bestimmte Bewegungen [71, 75, 77, 94] stellen jedoch insofern einen Kompromiss dar, als es bisher keine Möglichkeit gab, im Einzelfall die optimale Kraftgröße zu bestimmen.

Meyer et al. [61] stellten ein Computersystem vor, mit dem es möglich ist, die erforderlichen Kräfte und Drehmomente für definierte Zahnstellungskorrekturen zu bestimmen und eröffneten die Möglichkeit, vor der Anwendung am Patienten eine Vorhersage über die Wirkung orthodontischer Apparaturen zu treffen.

Es liegen bisher jedoch keine klinischen Studien vor, die eine Aussage über die tatsächlich auf den zu nivellierenden Zahn einwirkende Kraft geben.

Die Entwicklung einer entsprechenden Messapparatur zur direkten Messung der vom Bogen ausgehenden Kräfte oder ein Verfahren zur exakten Berechnung der Spannungsverteilung und Verzerrung im parodontalen Ligament erweist sich als problematisch.

Bereits 1979 wurde eine Studie veröffentlicht, die mittels Holographie dreidimensional die Zahnbewegung bei Belastung mit einer nach vestibulär- oral gerichteten Kraft erfassen konnte [70].

Keilig et al. [48] stellten ein Modell dar, bei dem die Zahnbewegungsrate anhand von Verlaufskontrollen gemessen wurde, indem in zeitlichen Abständen Modellanalysen mittels Surface-Surface-Matching- Methode vorgenommen wurden und danach miteinander verglichen wurden. Die vollzogene Bewegung kann mit der gemessenen Kraft in Beziehung gesetzt werden. Durch zahlreiche andere funktionelle Kräfte kann es jedoch zu Fehlinterpretationen kommen.

Eine Studie der Universität Wien stellte eine in-vitro Messung basierend auf einer 3-D-Messapparatur vor, in der ähnlich wie in der vorliegenden Studie mit einem Kraft-Moment – Sensor gearbeitet wurde, um initiale Kräfte und Drehmomente an Zähnen zu ermitteln [16].

1996 stellten *Rosarius et al.* [25, 80] einen Ansatz vor, bei dem auf ein Modell verzichtet wurde und die Messung in- vivo am Patienten vorgenommen wurde. Die vom Bogen ausgehenden Kräfte wurden mittels eines Spezialbrackets im Munde des Patienten gemessen. Die Praktikabilität ermöglichte jedoch nur Messungen im Bereich der Frontzähne.

In dieser Studie werden in einem in-vitro Modell die Kraftsysteme während der Nivellierungsphase am Patienten simuliert, um eine näherungsweise Annahme der tatsächlichen wirksamen Kraftsysteme zu erhalten.

Vor dem Hintergrund der Wurzelresorptionen, die insbesondere der Kraftgröße zugeordnet werden können, erscheint die Anwendung der vorhergehend erläuterten superelastischen Drähte als sozusagen zwingend notwendig. Dennoch werden trotz überwiegendem Einsatz dieser Drähte weiterhin Resorptionen beobachtet, so dass zu klären bleibt, ob die Eigenschaften dieser Bögen tatsächlich zur Kraftreduktion führen.

2 Material und Methode

Die in dieser Studie verwendeten Kiefermodelle wurden von einer kieferorthopädischen Praxis bereitgestellt. Mit Hilfe dieses Materials wurden zunächst die initial wirksamen Kraftsysteme an einzelnen Zähnen untersucht.

Nach Auswertung der gewonnenen Ergebnisse wurde die Wirkung dieser Kraftsysteme auf das PDL mittels der Finite-Elemente-Methode berechnet und graphisch dargestellt.

2.1 Modellvorbereitung

Für die Ermittlung der initialen Kraftsysteme wurden 18 Splitcast Sägemodelle von 16 ausgewählten Patienten im Alter von 12-16 Jahren bereitgestellt.

Die Modelle wurden zum Zeitpunkt der Bebänderung hergestellt und die eingesetzte Multibracketapparatur mittels reverser indirekter Klebetechnik auf die Modelle übertragen. Bei den verwendeten Brackets handelte es sich um Straightwire-Zwillingsbrackets des .022“ Slotsystems mit Vorjustierung nach Roth. Aus technischen Gründen wurden die Molaren anstelle des üblichen Bandes mit einem adhäsiv befestigten Attachment mit Röhrchen versehen. Die Übertragung erfolgte mit Silikontrays die nach Bebänderung am Patienten angefertigt wurden. Auf diese Weise konnte die Bracketposition exakt auf das Modell übertragen werden. Die Brackets wurden mit Maximum Cure (Reliance, Itasca, IL, USA) adhäsiv auf den Modellen befestigt. Alle Modelle wurden zur Positionierung im Messsystem mit Hartgips Typ III in Accutrac Formen (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, USA) befestigt, mit denen die Herstellung von Splitcast Sägemodellen ohne Verwendung von Pins ermöglicht wird. Die Zähne jedes Modells wurden ausgesägt, so dass jeweils ein Frontzahn, ein Eckzahn und die ersten Prämolaren auf beiden Seiten entnommen und repositioniert werden konnten.



Abb. 6: Orthodontische Apparatur im Mund



Abb. 7: Accutrac Modelle mit Silikonschienen

2.2 Bogen

Bei allen Patienten erfolgte die Nivellierung zunächst mithilfe eines superelastischen Nickel-Titan-Bogens (Sentalloy, GAC, Bohemia, NY, USA) runden Durchmessers der

Stärke .014“. Für die einzelnen Messungen wurde jeweils ein neuer Bogen verwendet und mittels elastischen Ligaturen (Gummiligaturen, Smile, Düsseldorf) fixiert.

2.3 Messapparatur

Die Messung der Kraftsysteme erfolgte mit dem Robotic-Measurement-System der Poliklinik für Kieferorthopädie der HHU Düsseldorf. Kernstück dieses Systems ist der sechssachsige Industrieroboter RX 60 (Fa. Stäubli, Bayreuth, Germany) der mit einem FTS Nano 12-0,12 Kraft-/Momentsensor (Fa. Schunk, Lauffen, Neckar, Germany) bestückt wurde. Der Roboter konnte sowohl manuell in einem auf den Sensor abgestimmten Koordinatensystem als auch rechnergesteuert durch Eingabe von Gradzahlen oder metrischer Werte betätigt werden.

Zur korrekten Ausrichtung der Modelle wurde ein Messgerüst aus Aluminiumprofilen in Form eines Würfels mit den Maßen 500 mm x 400 mm x 400 mm (h x b x t) konstruiert. Als Rück- und rechte Seitenwand wurden Holzplatten in die Profile eingesetzt; den Boden bildete der Stahltisch auf dem der Roboter befestigt war. Auf Wände und Boden wurde ein Messraster aus Millimeterpapier geklebt, um die Ausrichtung von Modellen und Sensor vorzunehmen. Optische Visiere in Form von Halogenleuchtmitteln (Royal Philipps Electronic, Holland; Spannung: 12 Volt; Leistung: 35 Watt) wurden an den gegenüberliegenden Seiten der Rasterflächen installiert. Diese dienten nach Abdunklung des Raumes dazu ein Messkreuz anhand seines abgebildeten Schattens auf dem Millimeterpapier auszurichten.

Auf der Bodenplatte wurde ein in allen Dimensionen stufenlos bewegliches Kugelkopfgelenk (110 mm x 40 mm x 75mm) magnetisch arretiert. Eine Silikonplatte mit eingebettetem Magneten wurde als Gegenstück des Splitcast in eindeutiger Position unbeweglich auf dem Gelenkkopf befestigt. Die Splitcastmodelle konnten somit eindeutig auf dem Gelenk platziert werden.

Ein zusätzlicher dreidimensional einstellbarer Messzeiger erlaubte überdies die eindeutige Positionierung der einzelnen Brackets innerhalb des Messsystems.

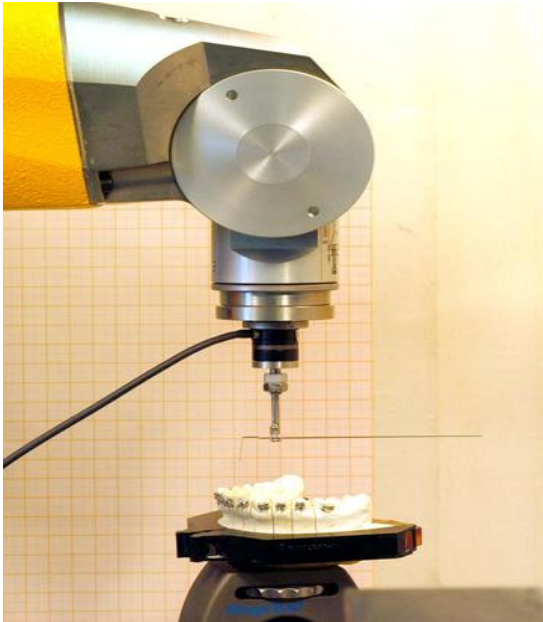


Abb. 8: Ausrichtung von Sensor und Modell mit Hilfe eines Referenzdrahtwinkels

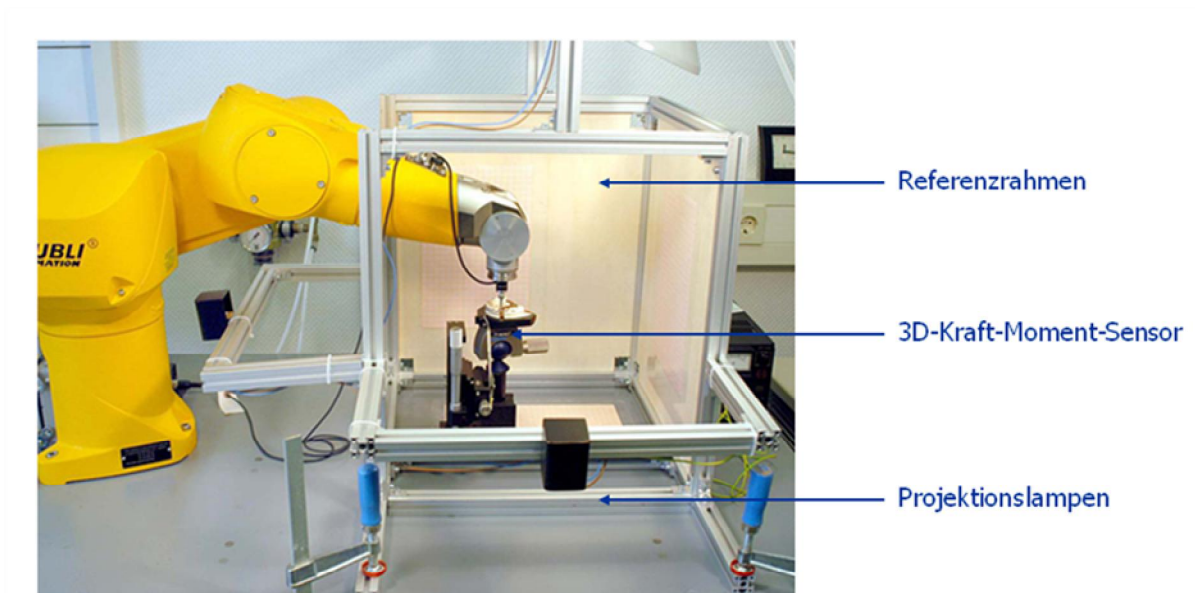


Abb. 9: Erfassen der Kraftsysteme mit einem Präzisionsroboter und einem 3D-Kraft-Moment-Sensor

2.4 Kraft-Moment-Sensor

Der Kraft- und Moment-Sensor konnte Kräfte und Drehmomente erfassen und diese getrennt für alle Ebenen des Raumes aufschlüsseln. Ein monolithischer Messkörper mit drei Messsträngen im Winkel von 120° war das Kernstück des Sensors. Jeder Strang war mit zwei Halbleiter-Dehnungsmessstreifen versehen, welche Verformungen im Mikrometerbereich erfassen konnten. In einer separaten Verstärkerbox, die zwischen Sensor und Verbindungskabel eingebaut war, befanden sich der Signalverstärker und ein Multiplexer für die Signalübertragung zur Auswerteeinheit. In der Auswerteeinheit wurden die Signale über die Kalibrationsmatrix in die Kraftkomponenten $F(x)$, $F(y)$ und $F(z)$ und die drei Momentkomponenten $M(x)$, $M(y)$ und $M(z)$ umgerechnet. Das Koordinatensystem des Sensors war so konfiguriert, dass seine x-Achse mit der mesio-distalen, die y-Achse mit der oro-vestibulären und die z-Achse mit der vertikalen Achse eines orthogonal ausgerichteten Bracketslots übereinstimmte. Somit entsprach ein gemessenes Drehmoment um die x-Achse dem Torque, im Falle der y-Achse einem Angulationsmoment und um die z-Achse einem Rotationsmoment.

Auf einer Montagevorrichtung, die der eindeutigen magnetischen Befestigung am Roboterarm diente, war der Sensor auf einer metallischen Grundplatte angebracht. Der Sensormessplatte lag ein Gewinde gegenüber, an das ein Adapter mit dem entsprechenden Bracket angebracht werden konnte. Die Messungen der Kraftsysteme erfolgten im Sensormittelpunkt, so dass zur Eliminierung zusätzlicher Drehmomente eine exakte Ausrichtung des Bracketmittelpunktes zum Sensormittelpunkt erforderlich war, was durch eine spezielle dafür konstruierte Apparatur ermöglicht wurde. Die z-Achse wurde vertikal durch den Mittelpunkt der Sensormessplatte positioniert und war damit kongruent zur z-Achse des sensoreigenen Koordinatensystems.

Im Hinblick auf die x- und y-Achse waren rechnerische Transformationen nötig, weil für diese beiden Achsen auf Grund des verwendeten Adapters eine Kongruenz der Achsenursprünge des Sensors mit denen des robotereigenen Koordinatensystems nicht möglich war.



Abb. 10: Positionierung des Sensorbrackets mit Hilfe eines Referenzzeigers

Die Software RMS-Biomech ermöglichte die Transformation, Darstellung und Speicherung der vom Sensor erfassten Messwerte.

2.5 Messprotokoll

Zur Ermittlung der Kraftsysteme musste das jeweils zu messende Bracket durch das Sensorbracket ersetzt werden. Hierzu wurde das Modell in der Messapparatur zunächst ohne Bogen so ausgerichtet, dass der Slot des zu messenden Brackets orthogonal justiert war und Torque, Rotation und Angulation gleich Null waren.

Hierzu wurde in das entsprechende Bracket ein Messkreuz aus Stahldraht der .016“ x .022“ hochkant ligiert und das Modell mit dem Kugelgelenk nach Abdunklung des Raumes mithilfe der auf die Rasterflächen projizierten Schatten des Messkreuzes ausgerichtet. Die räumliche Position des Brackets wurde mit der justierbaren Messsonde festgehalten.

Nach abgeschlossener Ausrichtung und Fixierung des Modells wurde der zu messende Zahn samt Bracket aus dem Modell entfernt und durch das Sensorbracket ersetzt. Selbiges wurde mittels Messkreuz und Sonde exakt so platziert, dass es der ursprünglichen Position des Brackets am entfernten Zahn entsprach. Nach Kalibrierung des Sensors wurde der Sentalloy-Bogen eingesetzt und mit Alastics entsprechend der klinischen Situation ligiert, Zusätzlich wurde die Umgebungstemperatur von $37\pm 1^\circ$ mittels erwärmter Druckluft unter einer Klimahaube eingestellt, um die Kraftentfaltung des Bogens unter Arbeitsbedingungen in der Mundhöhle wiederzugeben. Die Temperatur wurde mit einem digitalen Thermometer in unmittelbarer Nähe des Sensorbrackets kontrolliert. Nach einer Wartezeit von einer Minute wurden innerhalb von einer Sekunde zehn Messungen jeweils für die Kraftkomponenten $F(x)$, $F(y)$ und $F(z)$ und die Momentkomponenten $M(x)$, $M(y)$ und $M(z)$ durchgeführt. Der Abstand des Bracketmittelpunktes von der Sensormessplatte wurde ermittelt und die erhaltenen Werte wurden rechnerisch so transformiert, dass sie die am Bracket wirkenden Momente darstellten.

Bei jedem Patienten wurden die mittleren Schneide - und Eckzähne beider Quadranten der linken Gebisshälfte sowie alle ersten Prämolaren vermessen. Der erste Schritt der Datenerfassung war damit abgeschlossen, so dass die ermittelten Werte an COSMOS/MVER.2.0 (Structural research and analysis Corporation, Los Angeles, California) weitergegeben werden konnten.

2.6 Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode hat ihren Ursprung in der Mechanik und wird bereits seit Jahren in vielen diversen Studien angewandt. Bei computergesteuerten Berechnungen stellt sie eines der am meisten verwendeten Hilfsmittel dar.

Auf der Basis der ermittelten Messergebnisse konnten FE- Modelle berechnet werden. Ein wichtiger Punkt bei der Durchführung einer solchen Analyse war das Erstellen eines Finite- Elemente- Netzes zur Darstellung der zu berechnenden Struktur. Das Modell verknüpft das Verhalten aller einzelnen Elemente durch Gleichungssysteme mitein-

ander, die mit einem Computerprogramm gelöst werden konnten. Genauigkeit und Qualität der Ergebnisse wurden hierdurch entscheidend bestimmt. Es wurde ein idealisiertes Modell der Zahnwurzel und des Parodontiums erstellt, indem man einen Rotationskörper in Form eines elliptischen Paraboloids wählte (in Annäherung an die Wurzelgeometrie und den umgebenden Zahnhalteapparat) [11].

In zwei Studien von *Bourauel et al.* wurden drei unterschiedliche Berechnungssätze zu Grunde gelegt. Aus zwei gängigen Bone-Remodeling-Theorien ergaben sich zwei Berechnungsgrundlagen. Das Modell „Alveole“, das auf der Verzerrung im Alveolar-knochen basiert, wurde der mit „Desmodont“ bezeichneten Berechnung, die auf der Theorie der Verzerrung im PDL beruht, gegenübergestellt.

Das dritte Modell war ein mathematisches Modell: das orthodontische Mess- und Simulationssystem (OMSS), das die Zahnbewegung ebenfalls inkrementell berechnete, jedoch im Gegensatz zu den dynamischen Modellen „Desmodont“ und „Alveole“ von einer festen Position des Widerstandszentrums ausging.

Das Modell „Alveole“ sowie das mathematische Modell zeigten häufige, zum Teil ausgeprägte Abweichungen von der klinischen Situation. Das Modell „Desmodont“ hingegen wies weitgehende Übereinstimmungen mit der klinisch beobachteten Situation auf, weshalb in der vorliegenden Studie dieses Modell als Berechnungsgrundlage diente.

Das in dieser Studie verwendete FE-Modell bestand aus insgesamt 2232 Elementen, wobei 960 auf den Zahn selber entfielen, auf den umgebenden Knochen entfielen 912.

Die Veränderungen im parodontalen Ligament, das mit einer gleichmäßigen Dicke von 0,2 mm generiert wurde, konnte mit Hilfe der verbliebenen 360 Elemente berechnet werden. Um die Zahnwurzel herum wurde ein idealisiertes elliptisches Knochensegment erzeugt. Weitere wichtige Eingabegrößen, die zur Berechnung gebraucht wurden, sind die Elastizitätsparameter aller beteiligten Strukturen, da die Biomechanik der Zahnbewegung nicht mit Hebelgesetzen erklärt werden kann. Die Vorgänge im dentoalveolären System benötigen die Mechanik der deformierbaren Körper als Berechnungsgrundlage [58]. Bezogen auf die Zahnbewegung sind dies die Querkontraktionszahl μ von Dentin, Schmelz, Desmodont, kortikalem sowie spongiösem Knochen und das Elastizi-

tätsmodul E . 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, aber zur Vereinfachung des Rechenmodells war diese Vorgehensweise unverzichtbar. Ebenso wurde das parodontale Ligament als homogen vorausgesetzt. Tabelle 1 zeigt die für diese Untersuchung gewählten Materialparameter.

Tab. 1: Verwendete Materialparameter für Zahn und Alveolarknochen, gemittelt aus Schmelz und Dentin sowie Kortikalis und Spongiosa [11]

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

Das parodontale Ligament weist jedoch ein nicht lineares Verhalten auf, bedingt durch die initiale Streckung der Faserbündel und die anschließende Dehnung, was durch eine bilineare Näherung beschrieben werden kann.

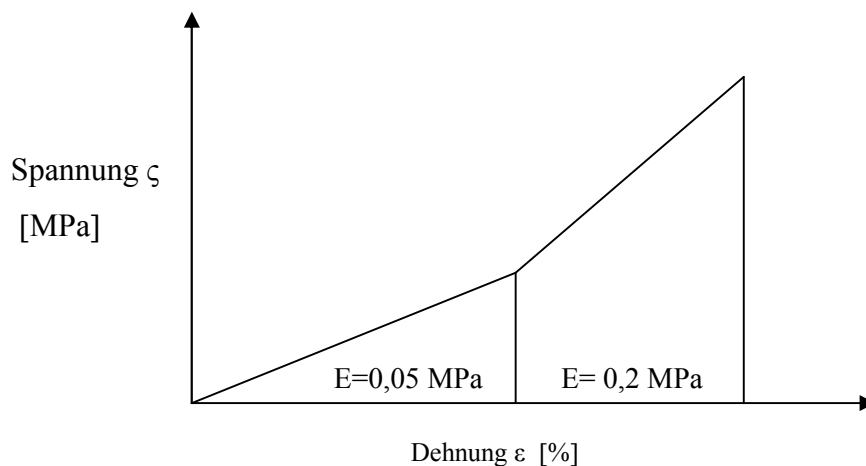


Abb. 11: Bilineares Verhalten des parodontalen Ligaments [11]

Die Zahnlängen, die mesio-distale und oro-vestibuläre Zahngröße konnten mit Hilfe von Orthopantomogrammen und Gipsmodellen bestimmt werden. Diese Daten dienen zur Erstellung des Finite-Elemente-Netzes mit umgebendem parodontalem Ligament und

Knochen. Das Finite- Elemente- Netz wurde gemeinsam mit dem zugehörigen orthodontischen Kraftsystem zur Berechnung an COSMOS/M übergeben. Die mechanischen Spannungen, Verzerrungen und Deformationen der Gesamtstruktur konnten rechnerisch ermittelt werden. Die Verzerrung wurde gemittelt aus der Scherung der Seitenflächen der einzelnen Elemente und aus der Normaldehnung (Längenänderung). Aus den berechneten Verzerrungen wurde der mechanische Schlüsselreiz für die Steuerung des Knochenumbaus ermittelt, der wiederum in Verbindung mit dem Remodelling- Gesetz angab, wie die mechanische Belastung die Knochenstruktur im Finite- Elemente- Netz beeinflusst. Das in dieser Studie zugrunde gelegte Remodellinggesetz geht davon aus, dass für die Initiierung des Kochenumbauprozesses allein die Verzerrung im parodontalen Ligament verantwortlich ist und nicht, wie *Frost et al.* [26] zeigten 1988, die Verzerrung im Alveolarknochen Ursache sei. Verzerrungen im Knochen bewirken erst bei Werten zwischen 0,03 und 0,3% eine Initiierung des Umbauprozesses; unter- und oberhalb dieser Werte kommt es überwiegend zu einem Verlust von Knochensubstanz. Solche Größenordnungen werden jedoch durch orthodontische Kraftsysteme nicht erreicht.

2.7 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Für die Datenerhebung wurde die Software Microsoft Excel 2000 ® verwendet. Mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows (SPSS GmbH Software München) erfolgte die statistische Auswertung. Dieses Programm ermöglichte auch die Formatierung und Exportierung der Daten für die FEM- Berechnung. Die Ergebnisse der FEM- Berechnungen wurden anschließend wieder mit Hilfe von SPSS ausgewertet. Zur graphischen Darstellung von stetigen Merkmalen wurden Boxplots verwendet, die in der folgenden Schemazeichnung erläutert werden:

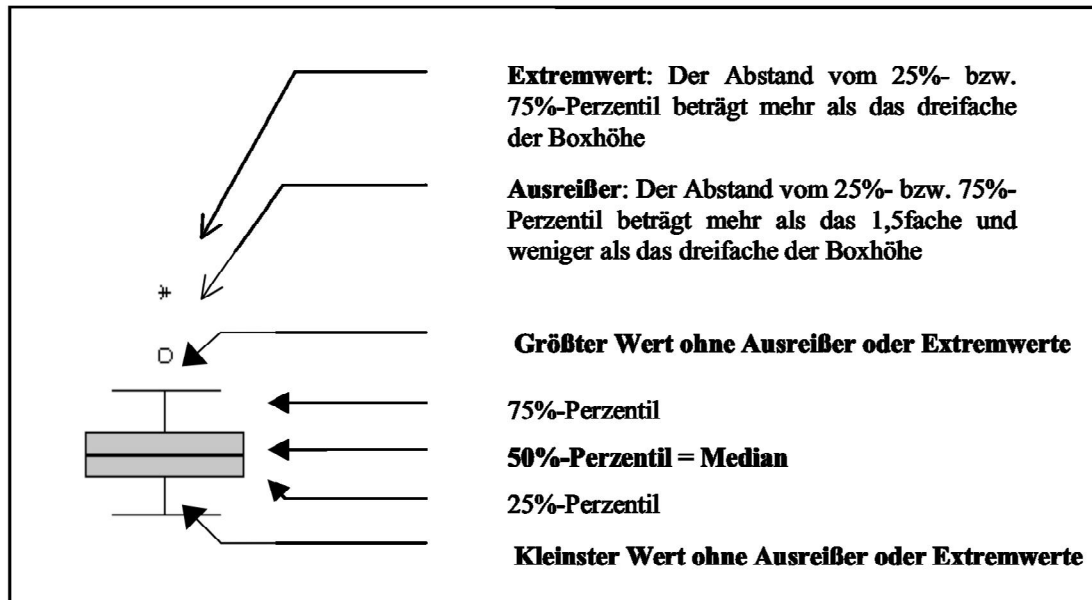


Abb. 12: Beispiel Boxplots

Es wurden die nachstehenden Lage- und Streuungsmaße berechnet:

- Arithmetisches Mittel (MW)
- Standardabweichung (SD)
- Median (Med)
- Minimum (Min)
- Maximum (Max)

Box-Whisker-Diagramme nach Tukey dienen zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse und der Auffindung von Extremwerten und Ausreißern, die eliminiert wurden um den Mittelwert nicht zu beeinflussen.

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 das 50. Perzentil (= Median) dar [34, 38].

Für alle statistischen Tests galt, dass eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ als signifikant und von $p < 0,01$ als hochsignifikant angesehen wurde.

Vor der Anwendung von Verfahren, die eine Normalverteilung der untersuchten Merkmale voraussetzen, wurde diese Hypothese mit dem Kolmogorov- Smirnov- Test überprüft.

Anschließend wurde die tabellarische Gegenüberstellung der Standardabweichungen, Minima und Maxima und Mittelwerte aller erhobenen Kräfte und Drehmomente unter Rücksichtnahme auf unterschiedliche Wirkungsrichtungen vorgenommen. Für die lokale Spannung und Verzerrung wurde entsprechendes durchgeführt. Zur Relativierung der Werte wurde der maximalen Spannung der kapilläre Blutdruck als Säulendiagramm gegenübergestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Initiale Kraftsysteme

Dem Koordinatensystem des Sensors entsprechend, bilden die gemessenen initial wirkenden Einzelkräfte Vektoren entlang einer mesio-distalen, oro-vestibulären und koronal-apikalen Achse des orthogonal ausgerichteten Bracketslots; die initial wirksamen Drehmomente sind den Achsen entsprechend zugeordnet.

Die Bewegungsrichtung entlang dieser Achsen wird durch das Vorzeichen ausgedrückt. Dabei war es für das statistische Prozedere unumgänglich, die Messwerte entsprechend des Vorzeichens zu separieren und Messwerte mit negativem Vorzeichen mit -1 zu multiplizieren, so dass für die statistisch Auswertung alle vorhandenen Werte ein positives Vorzeichen aufwiesen. Im folgenden werden die Kraftsysteme als Betrag dargestellt. Das heißt, dass in allen Diagrammen nicht hinsichtlich der Richtung entlang jeder einzelnen Raumachse unterschieden wird. Lediglich für die vertikalen Kraftkomponenten erfolgt aus später erläuterten Gründen eine Differenzierung in intrusive und extrusive Kräfte.

Für die Generierung der Finite-Element-Modelle wurde auf den an die FEM Software angepassten Rohdatensatz zurückgegriffen, da hier die Richtung aller Kraft- und Momentvektoren benötigt wurde.

Innerhalb des Schneidezahnsegmentes zeigte der 0.014“ Sentalloy™- Bogen im Mittel folgende Einzelkräfte und Drehmomente: $F(x)$: 0,25 +/-0,22 N; $F(y)$: 0,53 +/- 0,42 N; $F(z)$: 0,61 +/- 0,59 N; $M(x)$: 2,50 +/- 2,46 N; $M(y)$: 2,75 +/- 1,95 N; $M(z)$: 3,15 +/- 1,62 N.

Die Maximalkraft liegt bei 2,43 N und das maximale Drehmoment beläuft sich auf 9,29 Nmm.

Die Mittelwerte im Eckzahnbereich gliedern sich in folgende Einzelwerte: $F(x)$: 0,26 +/- 0,24 N; $F(y)$: 0,46 +/- 0,31 N; $F(z)$: 0,51 +/- 0,51 N und $M(x)$: 3,30 +/- 2,56 N; $M(y)$: 2,50 +/- 2,35 N; $M(z)$: 3,76, +/- 2,07 N.

Im Seitenzahnsegment zeigte die Betrachtung der Mittelwerte des SentalloyTM- Bogens folgende Werte: F(x):0,36 +/- 0,29 N; F (y): 0,58 +/-0,36 N; F(z): 0,77 +/- 0,47 N und Drehmomente M(x): 3,66 +/- 2,81 N; M(y): 3,37 +/- 2,96 N; M(z): 3,04 +/- 1,54 N. Die Maximalwerte erreichen bis zu 1,73 N als Kraftauswirkung und 15,6 Nmm als Drehmomentwirkung.

Tab. 2: Mittelwerte Kräfte in Newton(N), verglichen Front-, Eck- und Seitenzähne

Zahnbogensegment		F(x) [N]	F(y) [N]	F(z) [N]
Schneidezähne	Mittelwert	0,25	0,53	0,61
	N	36	36	36
	Standardabweichung	0,22	0,42	0,59
	Minimum	0,01	0,00	0,01
	Maximum	1,02	1,81	2,43
Eckzähne	Mittelwert	0,26	0,46	0,51
	N	34	34	34
	Standardabweichung	0,24	0,31	0,50
	Minimum	0,00	0,02	0,00
	Maximum	0,99	1,14	1,81
Prämolaren	Mittelwert	0,36	0,58	0,77
	N	34	34	34
	Standardabweichung	0,29	0,36	0,47
	Minimum	0,03	0,00	0,09
	Maximum	1,44	1,50	1,73
Gesamt	Mittelwert	0,29	0,52	0,63
	N	104	104	104
	Standardabweichung	0,26	0,37	0,53
	Minimum	0,00	0,00	0,00
	Maximum	1,44	1,81	2,43

Tab. 3: Mittelwerte Drehmomente (M) in Newton Millimeter (Nmm); verglichen Front-, Eck- und Seitenzähne

Zahnbogensegment		Bracket M(x) [Nmm]	Bracket M(y) [Nmm]	Bracket M(z) [Nmm]
Schneidezähne	Mittelwert	2,50	2,75	3,15
	N	36	36	36
	Standardabweichung	2,46	1,95	1,62
	Minimum	0,24	0,22	0,01
	Maximum	9,29	8,14	5,94
Eckzähne	Mittelwert	3,30	2,50	3,76
	N	34	34	34
	Standardabweichung	2,56	2,35	2,07
	Minimum	0,25	0,00	0,21
	Maximum	9,88	8,62	6,99
Prämolaren	Mittelwert	3,66	3,37	3,04
	N	34	34	34
	Standardabweichung	2,81	2,96	1,54
	Minimum	0,05	0,07	0,11
	Maximum	11,07	15,60	6,31
Gesamt	Mittelwert	3,14	2,87	3,32
	N	104	104	104
	Standardabweichung	2,63	2,45	1,77
	Minimum	0,05	0,00	0,01
	Maximum	11,07	15,60	6,99

Auffällig ist die große Standardabweichung und die somit große Verteilung der Werte, die sich auch der grafischen Darstellung der vorangehenden Werten erkennen lässt.

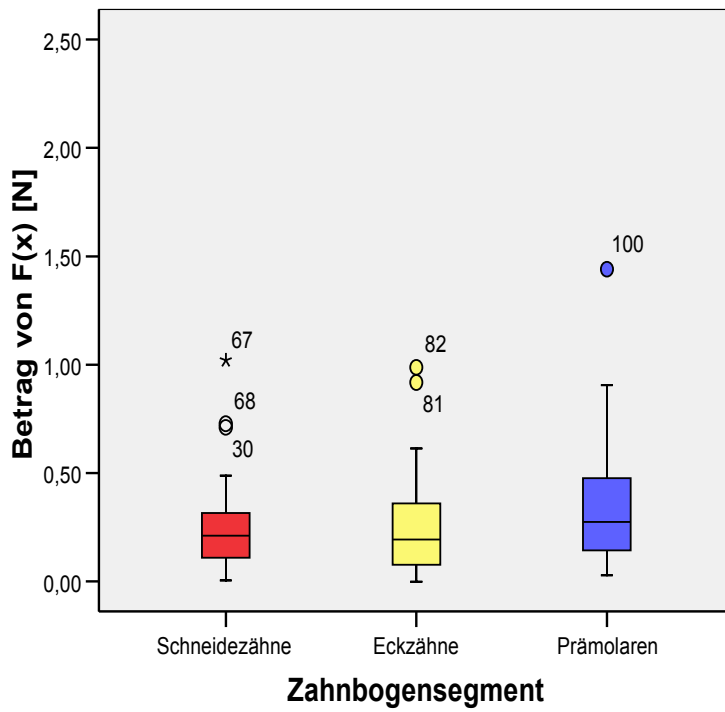


Abb. 13: Mesio-distale Kräfte an Schneide- Eck- und Seitenzähnen

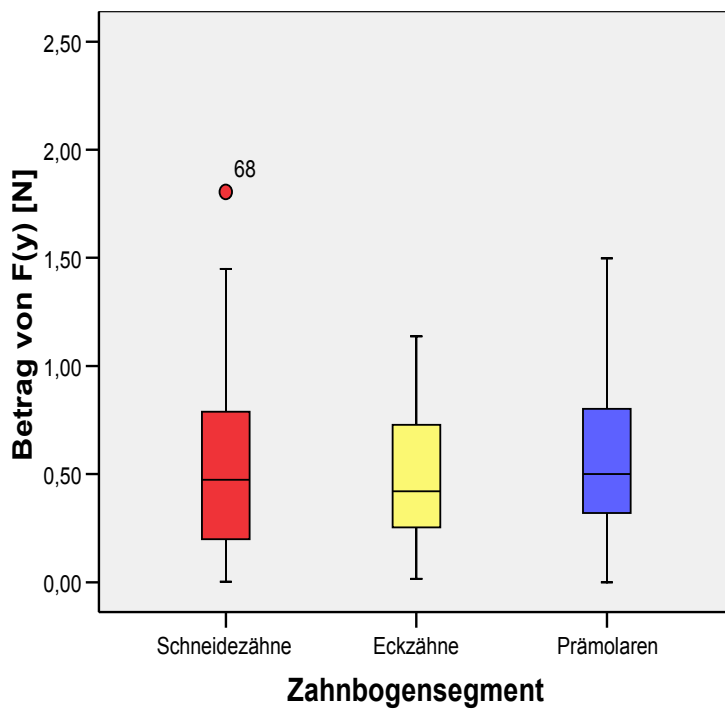


Abb. 14: Oro-vestibuläre Kräfte an Schneide- Eck- und Seitenzähnen

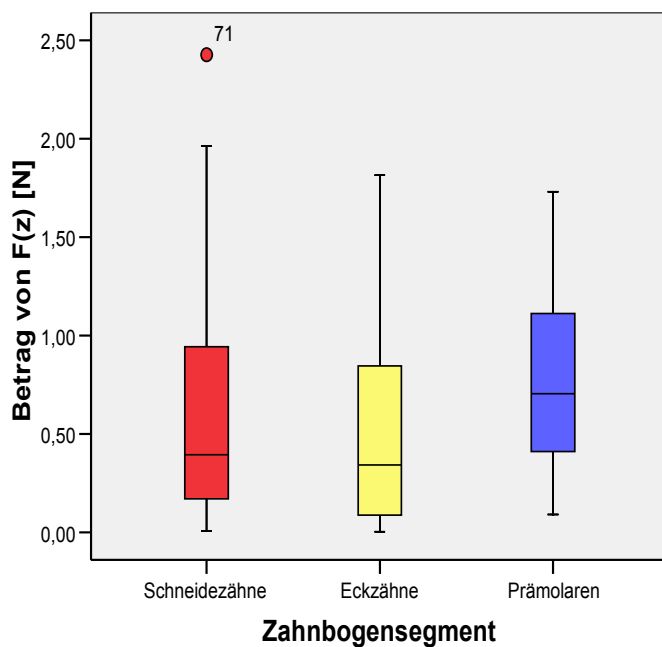


Abb. 15: Vertikale Kräfte an Schneide- Eck- und Seitenzähnen

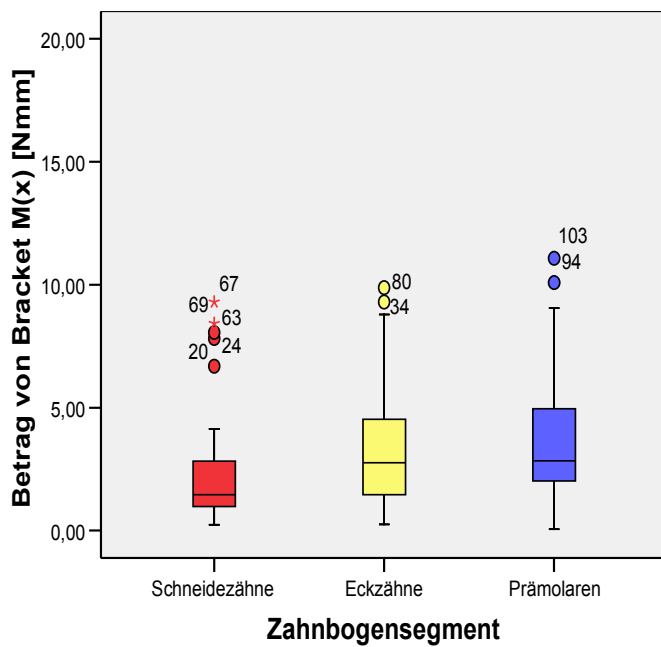


Abb. 16: Torquierendes Drehmoment in oro-vestibulärer Richtung an Schneide- Eck- und Seitenzähnen

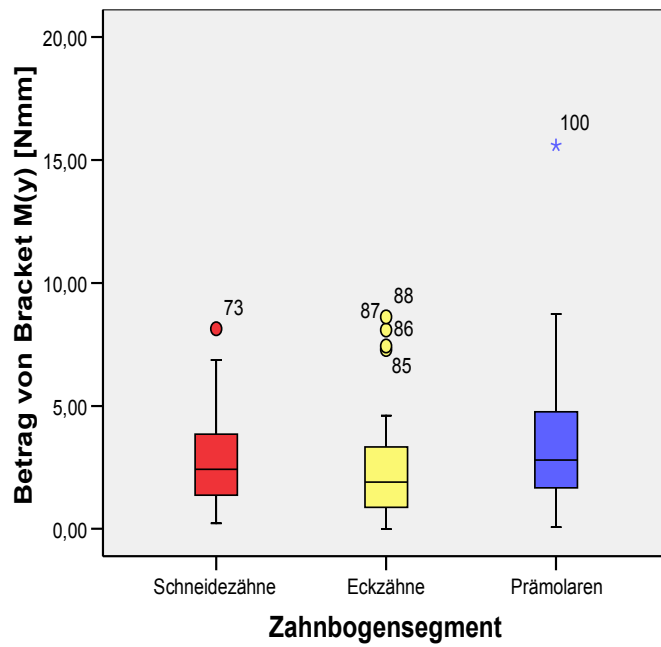


Abb. 17: Neigendes Drehmoment in mesio- distaler Richtung an Schneide- Eck- und Seitenzähnen

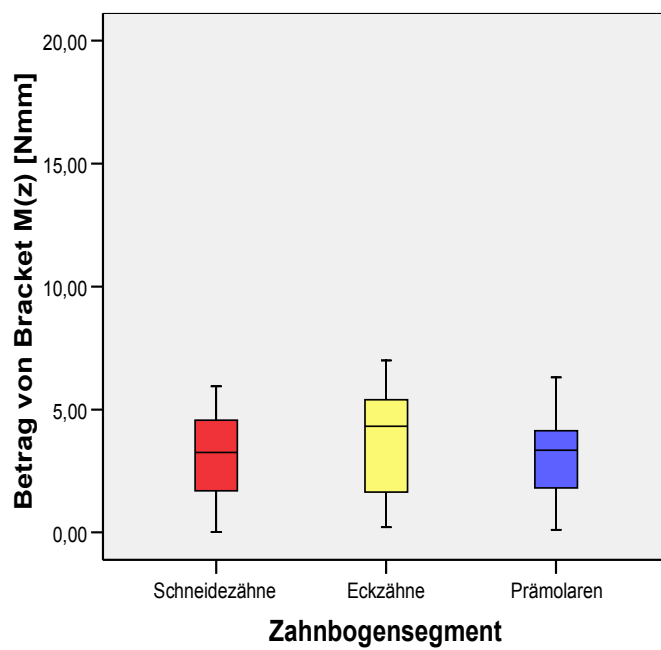


Abb. 18: Rotierendes Drehmoment um die Längsachse an Schneide- Eck- und Seitenzähnen

Die folgenden Box-Whisker-Plots stellen die Verteilung der gemessenen Einzelkräfte und Drehmomente für jeden einzelnen Zahn dar. Ausreißer sind, wie auch in den vorangehenden Diagrammen, mit \circ , Extremwerte mit $*$ gekennzeichnet. Die Errechnung der Boxplots erfolgte gemäß der vorangehenden Erklärung anhand der Beträge der ermittelten Messwerte.

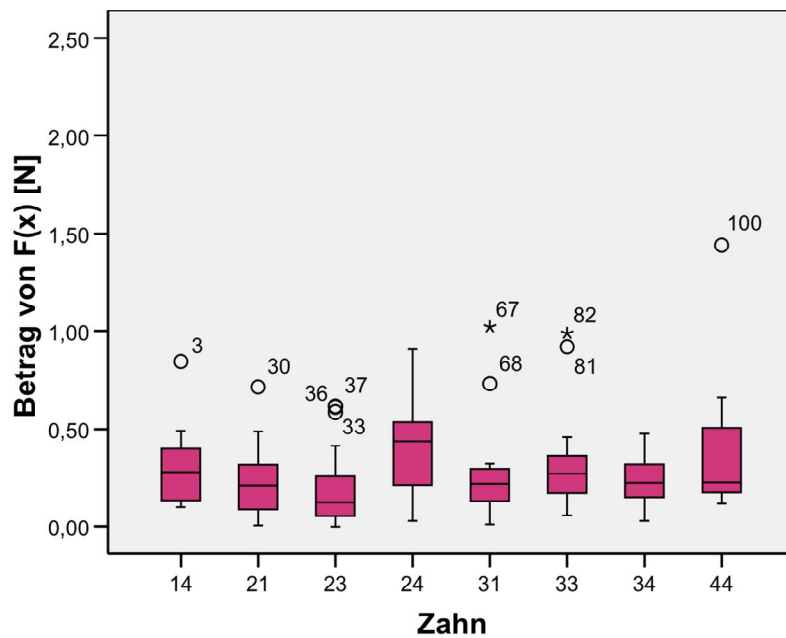


Abb. 19: Mesio-distale Kräfte als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Vorzeichen

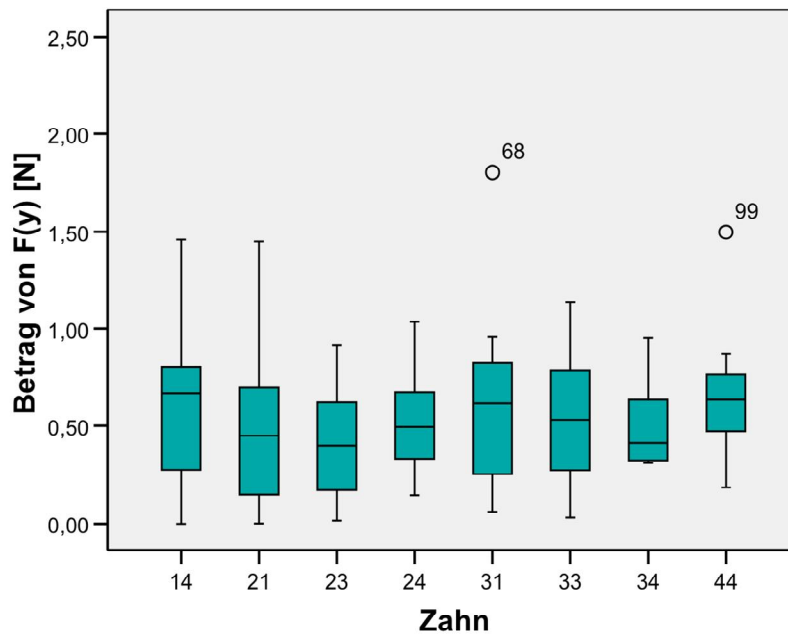


Abb. 20: Oro-vestibuläre Kräfte als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

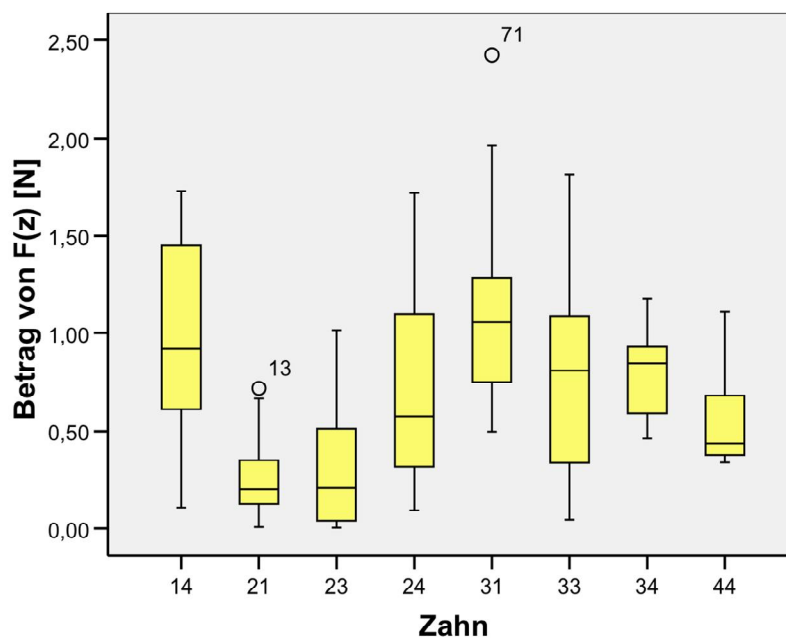


Abb. 21: Vertikale Kräfte als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

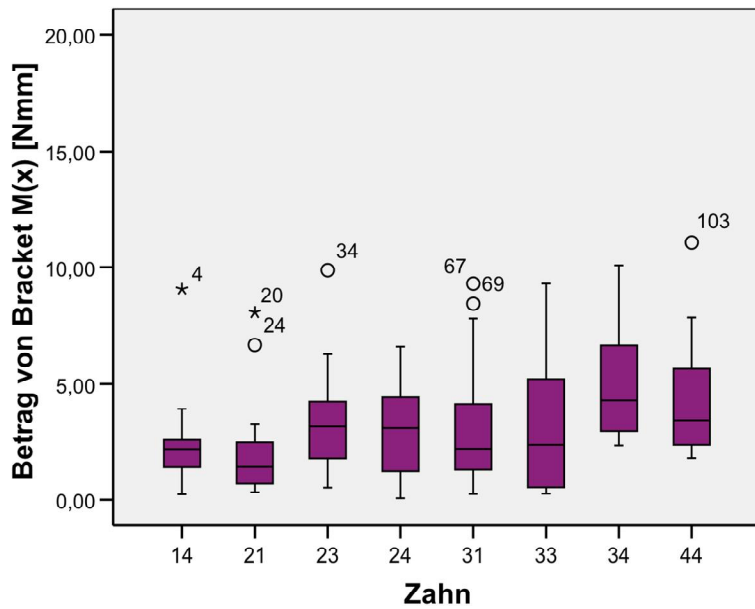


Abb. 22: Torquierendes Drehmoment in oro-vestibulärer Richtung als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

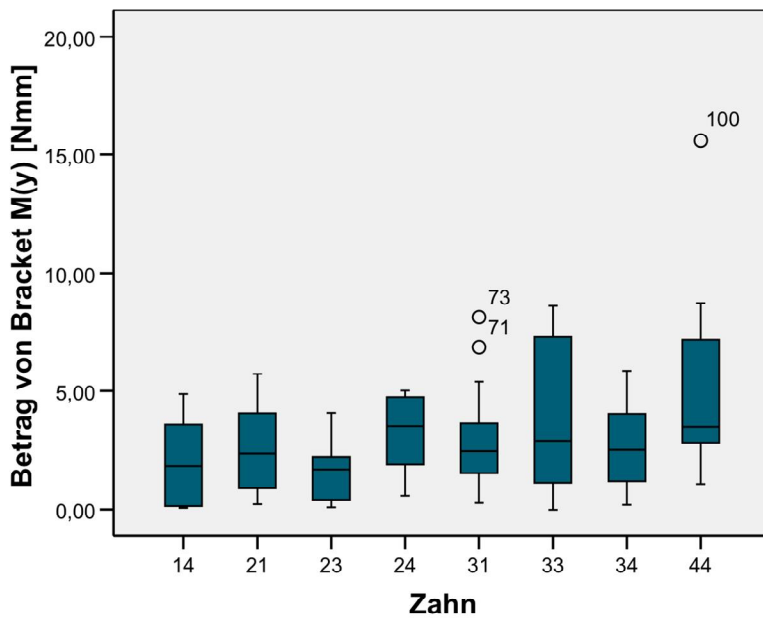


Abb. 23: Neigendes Drehmoment in mesio-distaler Richtung, als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

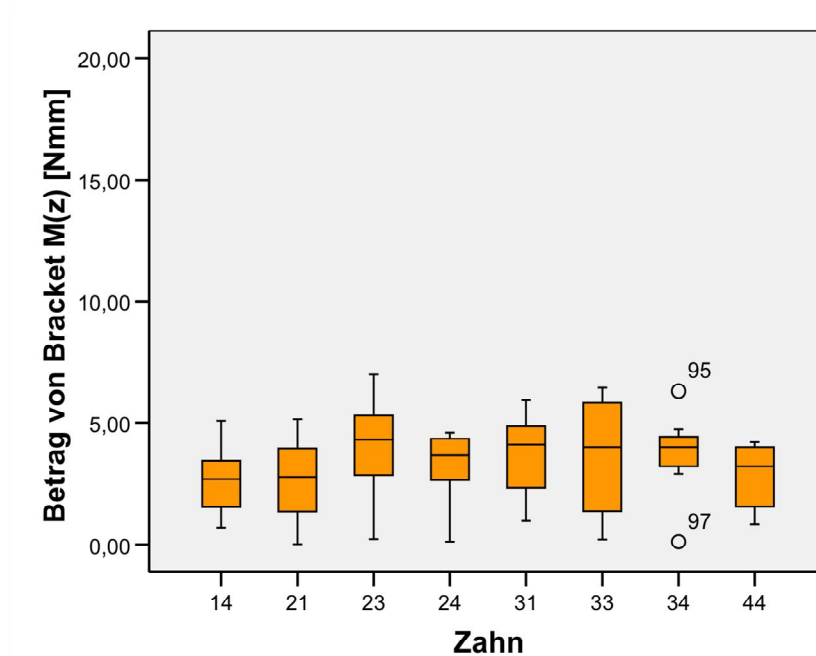


Abb. 24: Rotierendes Drehmoment um die Längsachse, als Boxplots grafisch dargestellt, nach Zähnen kategorisiert ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

Die ermittelten Maximalkräfte überschreiten die in der Literatur empfohlenen Werte mehr als deutlich und müssen insgesamt als zu groß bezeichnet werden.

Auffällig ist die große Standardabweichung der Werte, die auch in den entsprechenden Box-Whisker-Plots beobachtet werden kann.

Generell besteht bei vertikalen Zahnbewegungen ein erhöhtes Risiko für eine irreversible Schädigung des Parodonts. Innerhalb dieser Bewegungsrichtungen reagiert das Parodontium deutlich sensibler auf Intrusion als auf Extrusion [33]. Daher sind hier die Mittelwerte für $F(z)$ in Abhängigkeit ihrer Wirkungsrichtung aufgeführt.

Tab. 4: Mittelwerte für extrusiv wirkende Kräfte F(Z) in Newton

Zahnbogen- segment	Mittelwert	N	Standard- abweichung	Mini- mum	Maxi- mum	Spann- weite
Schneidezähne	0,64	21	0,67	0,10	2,43	2,33
Caninus	0,50	16	0,50	0,00	1,81	1,82
Prämolaren	0,64	10	0,43	0,31	1,73	1,42
Insgesamt	0,59	47	0,56	0,00	2,43	2,43

Tab. 5: Mittelwerte für intrusiv wirkende Kräfte F(Z) in Newton

Zahnbogen- segment	Mittelwert	N	Standard- abweichung	Mini- mum	Maxi- mum	Spann- weite
Schneidezähne	0,57	15	0,46	0,01	1,27	1,26
Caninus	0,53	18	0,51	0,03	1,62	1,58
Prämolaren	0,82	24	0,48	0,09	1,72	1,63
Insgesamt	0,66	57	0,50	0,01	1,72	1,71

In Tabelle Nr. 6 sind die durchschnittlichen Größen der Wurzeloberflächen der vermessenen Zähne aufgelistet, da die Wurzeloberflächen bei der Auswertung der Ergebnisse zusätzlich zu einer weiteren Differenzierung und Aussage beitragen.

Tab. 6: Durchschnittliche Größe der Wurzeloberflächen von Ober- und Unterkieferzähnen gemessen in mm²

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

Das Verhältnis der Wurzeloberflächen vom oberen zum unteren Inzisivus beträgt gerundet 1,4. Verglichen mit dem Verhältnis der mittleren Kräfte, die auf diese Zähne

einwirken (0,47 gerundet), zeigt sich jedoch, dass der grazilere untere Schneidezahn durchschnittlich eine dreifach größere Kraft erfährt. Bei den Drehmomenten ergibt sich ein Verhältnis von 0,74, was einer doppelten Belastung des Zahnes 31 entspricht. Aufgrund des deutlich kleineren Interbracketabstandes im Unterkieferfrontzahnbereich war dies ein zu erwartendes Ergebnis.

Für die Therapie wäre es jedoch vorteilhafter und erstrebenswert, wenn das Kraft – und Drehmomentverhältnis mit dem Verhältnis der Wurzeloberflächen annähernd übereinstimmen würden.

3.2 Ergebnisse der Finite-Elemente-Analysen

Anhand finiter Element Modelle wurde ein Bezug zwischen ermittelten Kraftsystemen und dem PDL des entsprechenden Zahnes hergestellt. Auf diese Weise war es möglich, anhand eines Modells die Spannungen und Verzerrungen im Parodontium zu errechnen und grafisch darzustellen.

Die lokale Spannung im parodontalen Ligament wurde in 49 Fällen für Schneidezähne, Eckzähne und Prämolaren berechnet. Die Spannung wird in der Einheit MegaPascal (MPa) angegeben und beschreibt die auf eine Flächeneinheit wirkende Kraft.

Die errechneten maximalen Spannungen liegen im Mittel bei 0,07 MPa, einzelne Spannungsmaxima erreichen jedoch bis zu 0,25 MPa (siehe Tabelle 7). Innerhalb jeder einzelnen Alveole sind die Spannungen jedoch unterschiedlich verteilt. Die Cone- Darstellung in Abbildung 25 zeigt beispielsweise die Spannungsverteilung an Zahn 24, bei dem die maximalen Spannungen im krestalen Bereich lokalisiert sind. Die Farbcodierung verdeutlicht die Spannungsverteilung innerhalb der Alveole.

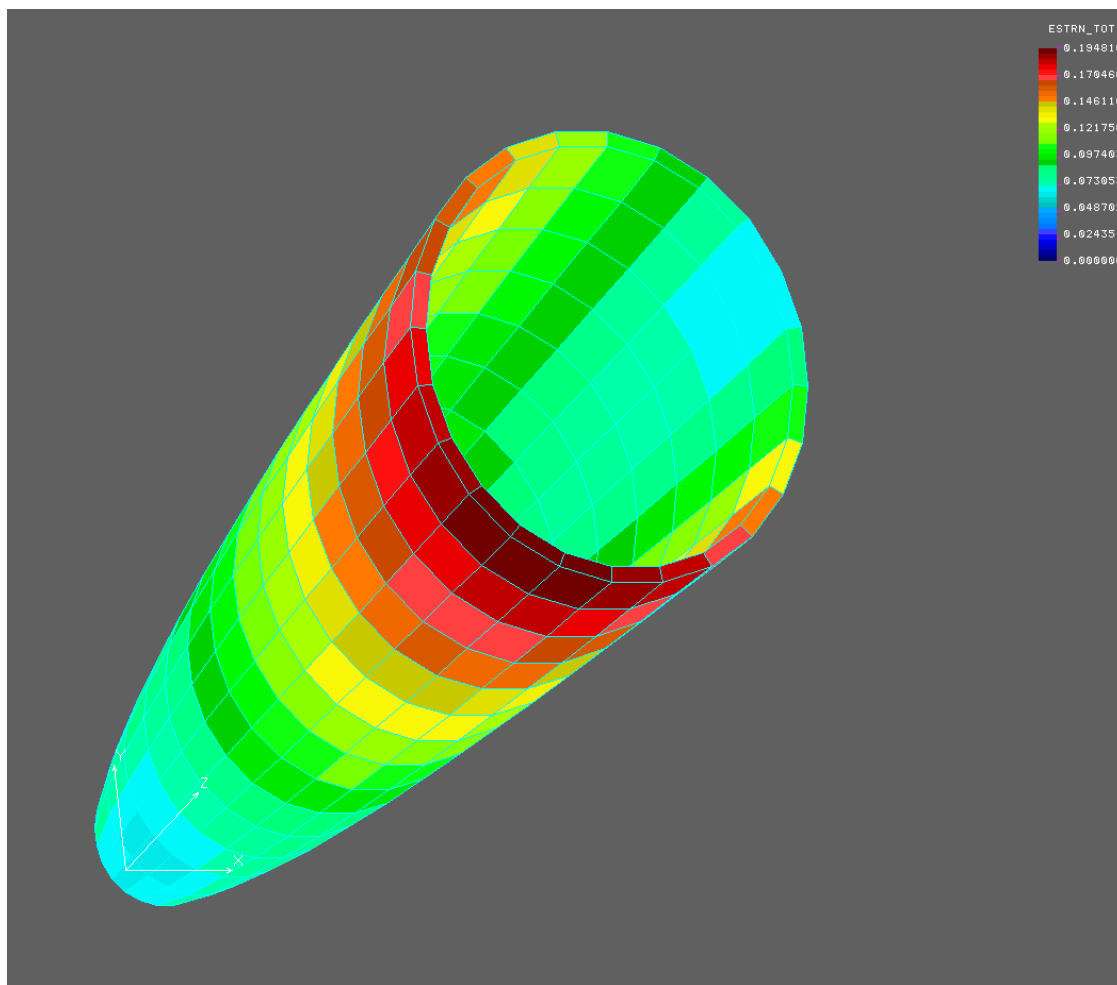


Abb. 25: Cone-Darstellung der lokalen maximalen Spannungen im PDL am Beispiel des Zahnes 24. Ansicht von lateral auf und in die Alveole; das Koordinatensystem am Apex entspricht den beschriebenen Richtungsbezeichnungen, daneben die Farbkodierung der Verzerrung

Die Darstellung der ermittelten Spannungswerte als Box-Whisker-Plots verdeutlicht die Streuung der Werte, wobei für deren Ermittlung die Vorzeichen nicht berücksichtigt worden sind.

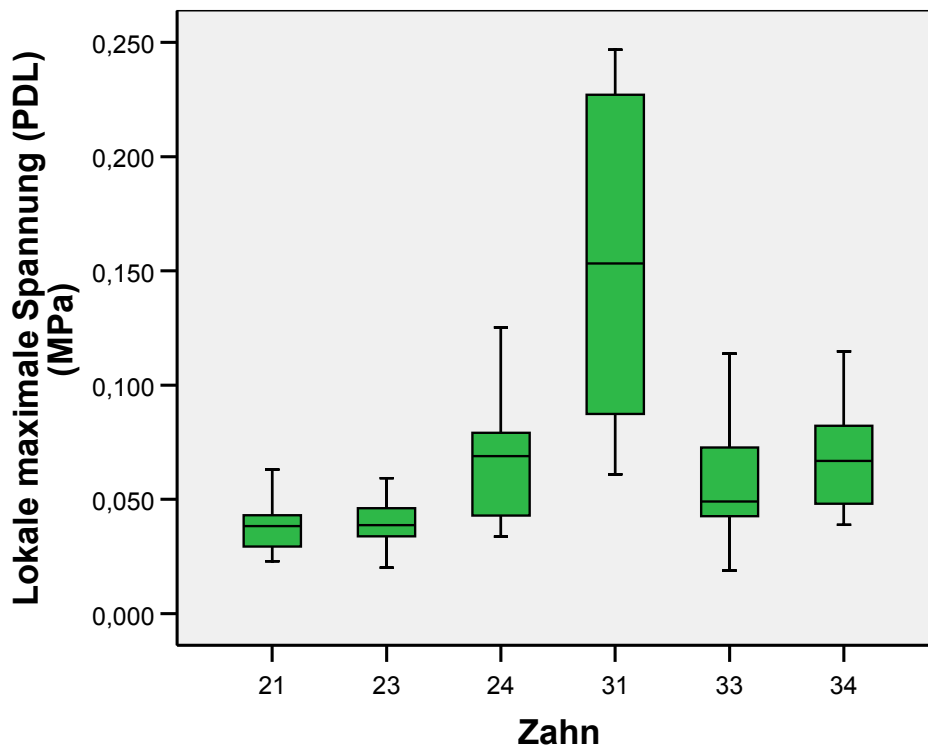


Abb. 26: Lokale maximale Spannung als Box-Whisker-Plots, nach Zähnen kategorisiert, zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse, ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

Zusätzlich wurden die lokalen Verzerrungen des parodontalen Ligaments ausgewertet. Die Angaben über die Größe der parodontalen Verzerrungen sind gemittelte Werte aus der Normaldehnung ($\frac{\Delta L}{L}$) und der Scherspannung (Shear strains). Als Maximum ist eine Verzerrung des Faserapparates um 0,47 zu verzeichnen; der Mittelwert liegt bei 0,21. Abbildung 27 zeigt die „equivalent strains“ an Zahn 24, wobei hier sowohl krestal als auch apikal Verzerrungen zu verzeichnen sind. Auch hier ist die Streuung der ermittelten lokalen Verzerrungen anschließend im Box-Whisker-Diagramm dargestellt.

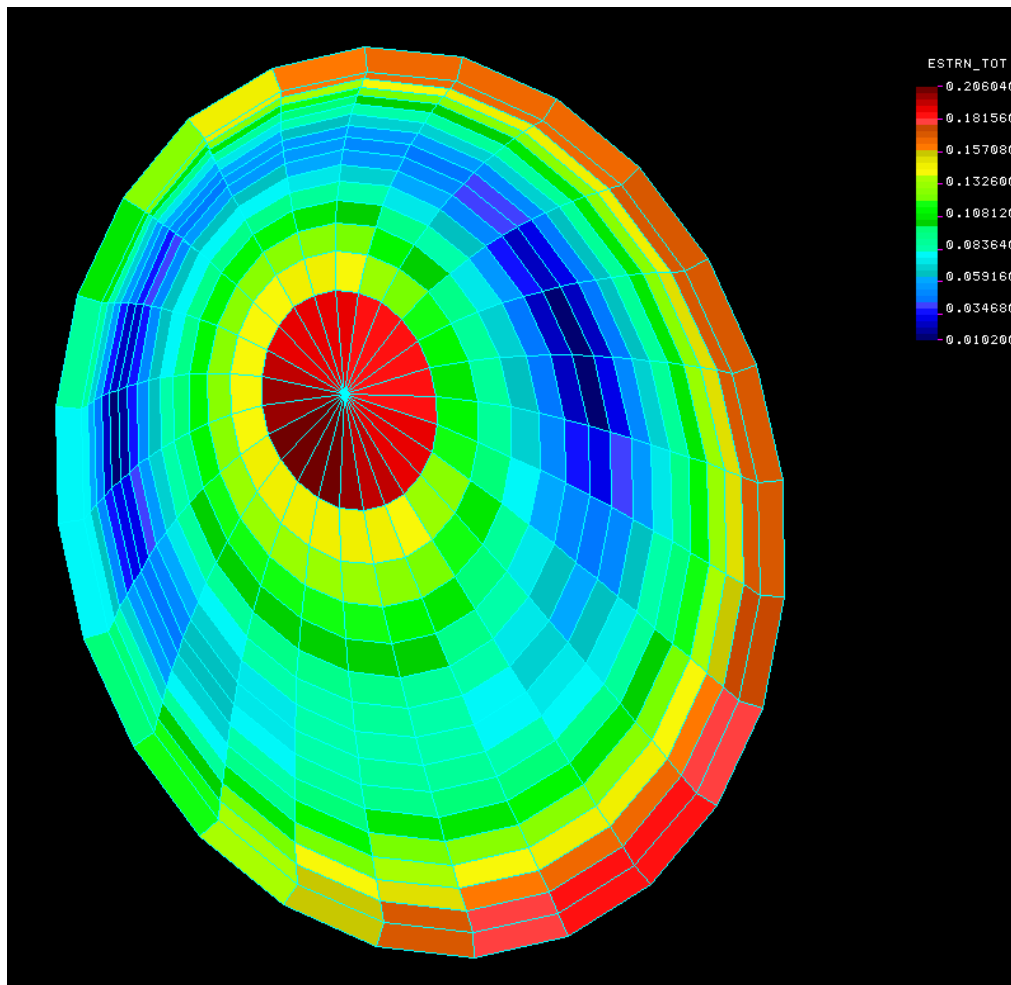


Abb. 27: Mittels der FEM veranschaulichte lokale maximale Verzerrung des PDL des Zahnes 24; Ansicht von koronal nach apikal in die Alveole

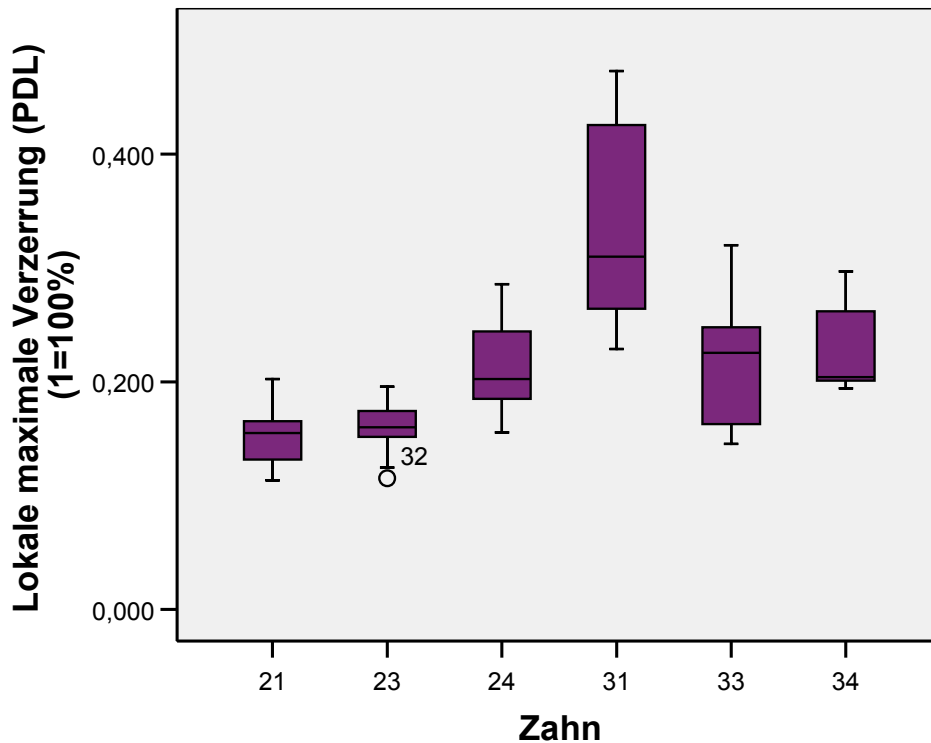


Abb. 28: Lokale maximale Verzerrungen als Box-Whisker-Plots, kategorisiert nach Zähnen, zur Darstellung der Streuung der Messergebnisse, ohne Berücksichtigung der Ergebnisvorzeichen

In der folgenden Tabelle werden jeweils die Mittelwerte der lokalen Spannungen und Verzerrungen, die Standardabweichung, Minimum und Maximum angegeben.

Tab. 7: Deskriptive Statistik der Spannungen (MPa) und Verzerrungen im parodontalen Ligament

	N	Mittelwert	Minimum	Maximum	Standard- abweichung
Lokale Spannung (PDL) [MPa]	49	0,07	0,02	0,25	0,05
Lokale Verzerrung (PDL)	49	0,21	0,11	0,47	0,08

Die Abbildung 29 stellt das Verhältnis vom Mittelwert der ermittelten Spannungen im Bezug zum kapillären Blutdruck und zum Knochen in Form eines Balkendiagramms dar. Der kapilläre Blutdruck beträgt 6-15 mmHg bzw. durchschnittlich 0,0014 MPa. Die Darstellung zeigt, dass der Gefäßdruck nahezu um den Faktor 50 überschritten wird.

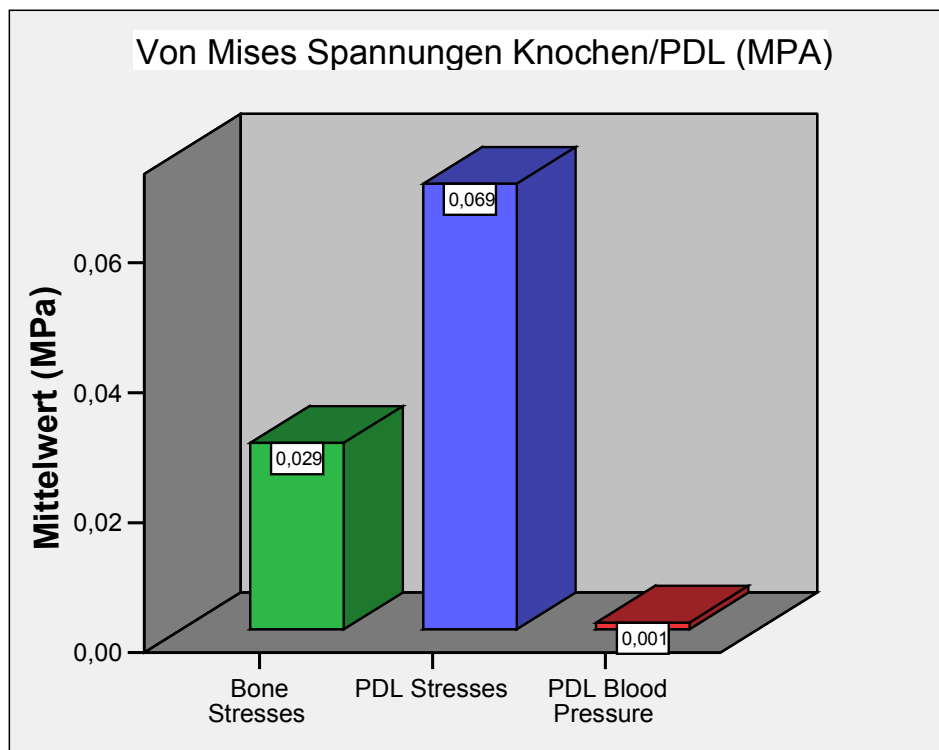


Abb. 29: Gegenüberstellung der lokalen Spannung im Knochen, im parodontalen Ligament und des kapillären Blutdrucks

4 Diskussion

Mit der vorliegenden Studie wurden die von vollständig im Bracketslot ligierten Sentalloy-Bögen erzeugten Kraftsysteme in-vitro untersucht. Die Messapparatur ermöglichte die vollständige dreidimensionale Erfassung der initialen Kraftsysteme an einzelnen Zähnen unter Berücksichtigung der Anwendungstemperatur von 37° C.

Dabei fiel auf, dass die gemessenen Kräfte im Einzelnen die in der Literatur empfohlenen Werte teilweise erheblich überschreiten und insgesamt als zu groß eingestuft werden müssen.

Zur orthodontischen Zahnbewegung werden in der Literatur Kräfte mit einer Größe von 0,1-0,5 N für vertikale Zahnbewegungen und 0,2-1,2 N für translatorische Bewegungen angegeben [69, 75].

Die Beobachtungen von *Kuroi und Owman-Moll* [52], dass Kräfte mit einer Größe von 0,5 N zu Hyalinisierung und Wurzelresorptionen führen können, sind in diesem Zusammenhang erwähnenswert, da insbesondere bei der Anwendung des Sentalloy-Bogens diese Kraftgröße im Mittel für vertikale Kräfte überschritten wird.

Setzt man die in der vorliegenden Untersuchung gewonnenen Werte in Bezug zu diesen Empfehlungen so ergibt sich folgendes:

Tab. 8: Empfohlene Kraftgrößen in Newton (N) für vertikale Zahnbewegungen im direkten Vergleich mit den tatsächlich ermittelten Werten [88]

Bewegung	Zahntyp	Empfohlene Kraftgröße (N)	Gemessene Kraftgröße (N)
Intrusion	Frontz./Prämolaren	0,15-0,3	0,65
	Eckzahn	0,5	0,53
Extrusion	Frontz./Prämolaren	0,15-0,3	0,60
	Eckzahn	0,5	0,50

Der Einfachheit halber wird ausschließlich die Kraftgröße berücksichtigt, da sie aus den Messwerten direkt ablesbar war. Die Tabelle verzichtet auf eine Bezugnahme auf kippende und körperliche Bewegungen, weil die daraus resultierenden Werte nur durch umfangreiche Berechnungen zu ermitteln sind.

Bei der Initiation der Zahnbewegung treten also deutlich größere Kräfte auf als bislang vermutet. In der Literatur wird empfohlen, die maximale Kraft eines Frontzahn-Intrusionsbogens so einzustellen, dass ein mandibulärer Inzisivus eine Belastung von etwa 0,1 N, ein maxillärer von etwa 0,2 N erfährt. Die Studie zeigt in ihren Messergebnissen, dass die Kräfte bezüglich der Intrusion deutlich höher lagen. Welche schädigende Auswirkung die Ergebnisse auf das Parodontium, besonders im Hinblick auf Anzahl und Grad der Wurzelresorptionen haben, kann anhand der vorangehend zitierten Studie, sowie diversen Untersuchungen zum Zusammenhang von applizierten Kräften und Wurzelresorptionen [23] sowie der Beeinflussung der parodontalen und pulpalen Mikrozirkulation [12, 27, 37] gemutmaßt werden, bleibt durch diese Arbeit jedoch unbeantwortet.

Die errechneten numerischen Modelle der Spannungsverteilungen im PDL bedeuten eine Überschreitung des Kapillargefäßdrucks bis um den Faktor 50, was folgern lässt, dass es durch die Gefäßkomprimierung zu einem vollständigen Verschluss des Gefäßlumens kommt, so dass die Strömung in den Gefäßen erliegt. Daraus resultieren Stase und Thrombosierung, was in den nachfolgenden Versorgungsgebieten eine Ischämie bewirkt. Lokale Nekrosen im parodontalen Gewebe sind die Folge. Der vollständige Gefäßverschluss bei einer applizierten Kraft von 30 mN wurde bereits 1983 in von Gaengler et al. [27] bewiesen.

Der Prävention von irreversiblen Schäden steht die Steigerung der Zahnbewegungsrate entgegen. Initial bewirkt die Steigerung der Kraftapplikation eine Maximierung der Umbauvorgänge in Abhängigkeit der metabolischen Gegebenheiten [40, 68]. Die Kombination der Forderung nach Prävention von Zahnschäden und Steigerung der Zahnbewegungsrate gelingt durch Anwendung von „optimalen Kräften“ [13, 14]. Es gilt

ein geeignetes Bogenmaterial mit einem idealen Durchmesser auszuwählen, wobei den verseilten Drähten gegenüber soliden Drähten eine Überlegenheit zugeschrieben wird [101]. Die Nickel-Titan-Legierung weist nach Aussage von West und Jones aufgrund ihrer besseren elastischen Eigenschaften eine Überlegenheit im Unterkieferfrontzahnbereich bei geringerem Interbracketabstand gegenüber dem TwistFlexbogen auf [47, 101].

Dies wurde jedoch im Rahmen dieser Studie, auch mit Hinblick auf die Ergebnisse von Meyendriesch, die eine Vermessung von Twistflexbögen unter ähnlichen Untersuchungsbedingungen vorgenommen hatte, widerlegt [60].

Die Größe der wirksamen Kraftsysteme ist jedoch nur ein Parameter, um mögliche Schädigungen des Zahnhalteapparates während der orthodontischen Therapie zu erklären.

Die Studie zeigt, dass der 0.014 Sentalloy Bogen nicht nur sehr große Kräfte und Drehmomente erzeugt, sondern auch im Parodontalspalt unphysiologische lokale Spannungen und Verzerrungen erzeugt.

Die Auswertung anhand der Finite-Elemente-Methode ist eine häufig angewandte Methode zur Berechnung von Bewegungssimulationen. Mittels farblicher Kennzeichnung können die Spannungsverteilung innerhalb des Zahnfaches dargestellt und Belastungsspitzen lokalisiert werden. Die generierte Spannungsverteilung hängt nach einer Studie von Jeon et al. von der Morphologie des Zahnes und von der Belastungsart ab. Jede Änderung des M/F-Quotienten führt zu einer Spannungsvariation im Parodontium. So konnte gezeigt werden, dass translatorische Bewegungen eine gleichmäßigere Spannungsverteilung im Alveolarfach erzeugten als kippende [43].

Die FE-Methode wurde allerdings in einer Untersuchung von *Yoshida et al.* [103] kritisiert, indem sie angaben, dass initiale Zahnbewegungen nicht mit einem linearen Rechenmodell simuliert werden können. Ursächlich dafür sei das zugrunde liegende Analysemodell, das qualitativ und quantitativ falsche Ergebnisse liefere, da es von der Isotropie des parodontalen Ligaments ausgehe.

Als Annäherung an dieses Defizit ist in dieser Studie das bilineare Verhalten des parodontalen Ligaments bei den Berechnungen berücksichtigt worden.

Die Spannungswerte während der Zahnkipfung können um das vierfache höher sein als bei der Translation, wobei in okkluso-apikaler Richtung betrachtet die Spannungsniveaus bei der Translation annähernd konstant sind und bei der Kippung starken Schwankungen unterliegen [95].

In der Mehrheit der Untersuchungen zeigt sich, dass sowohl Spannungs- und Verzerungsmaxima im krestalen Bereich lokalisiert sind, jedoch Wurzelresorptionen vorwiegend apikal beobachtet werden. Man nimmt an, dass bei vertikalen Kräften von einem Newton ein zervikal lokalisiertes Spannungsmaximum von $0,0046 \text{ N/mm}^2$ und apikal ein Maximum von $0,00205 \text{ N/mm}^2$ zu erwarten ist, was ein klinisches Optimum darstellt [102].

Aufgrund der erarbeiteten Ergebnisse dieser Studie zeigt sich jedoch, dass die oben genannte Empfehlung um ein Fünzfaches überschreiten. Die gemessene maximale Verzerrung im Alveolarknochen ist für die Initiierung von Umbauvorgängen nicht von Bedeutung, wobei die 21%ige Verzerrung des PDL ursächlich zelluläre Reaktionen auszulösen vermag.

In der vorliegenden Studie blieben die Kaukräfte unbeachtet, da ihre Einflussnahme auf das orthodontische Kraftsystem eher fraglich ist. *Andersen et al.* [2] vertreten jedoch die Meinung, dass die Kaukräfte sich zu den bestehenden Kraftsystemen hinzu addieren. Dieser Summationseffekt bewirke zum einen eine Änderung der Spannungsverteilung, zum anderen eine Zunahme der Verzerrung im Parodontalspalt.

Andere Studien lehnen eine Einflussnahme auf die bestehenden Spannungen und Verzerrungen im PDL durch Kaukräfte ab und unterstützen die Aussagefähigkeit dieser Studie [98]. So haben *Terespolksy et al.* [98] tierexperimentell die Beeinflussung der Zahnbewegung durch Okklusalkräfte untersucht, wobei keine signifikante Beeinflussung nachgewiesen werden konnte, da Mahlbewegungen in allen Richtungen gleich sind

und sich somit aufheben. Bei der Untersuchung des Zahnhalteapparates von antagonistisch belasteten und unbelasteten Zähnen zeigte sich, dass vertikale Kräfte aufgrund ihrer kurzen Einwirkungsdauer ebenfalls keinen Einfluss auf die Zahnbewegung ausüben. Auswirkungen auf die Pulpa werden jedoch nicht ausgeschlossen. Die Zahnbewegungsrate war sowohl mit als auch ohne antagonistischem Kontakt identisch. Die Zähne ohne Antagonistenkontakt besitzen wohl einen ungeordneten Faserapparat und weisen nach einer dreimonatigen Retentionsphase einen verbreiterten PA-Spalt auf, welcher in der Vergleichsgruppe der okklusal belasteten Zähne nur kurzzeitig in der Bewegungsphase zu verzeichnen ist.

4.1 Kritische Anmerkungen zur Studie

Das Silikon, das als Übertragungsschlüssel der Bracketposition vom Patienten auf das Modell diente, stellt eine erste potenzielle Fehlerquelle dar. Zwar kann mithilfe von Silikon eine präzise Abformung dentaler Strukturen erreicht werden, jedoch muss mit kleineren Verzerrungen, gerade beim Repositionieren der Brackets gerechnet werden, was aber für die Berechnung der Kraftsysteme an sich keine große Rolle spielt.

Des Weiteren waren die Zähne im Gegensatz zur klinischen Situation im Modell in einem Accutrac fixiert und nicht in einem Faserapparat aufgehängt.

Die Ergebnisse der Messungen sind nur Momentaufnahmen, da die reaktive Bewegung der zu vermessenden Zähne im Rahmen der *in vivo* vorliegenden initialen Auslenkung nicht berücksichtigt wurde. Obwohl das Sägemodell kleinere Zahnbewegungen erlaubte, ist zu vermuten, dass *in vivo* das initiale Kraftsystem schnell an Größe verliert.

Die verwendeten Alastics waren alle aus der gleichen Charge, jedoch trat zwangsläufig während des Ligierens eine Vordehnung des Moduls ein, was, wie in zahlreichen Probemessungen festgestellt wurde, Einfluss auf die Messergebnisse nahm. Die Vordehnung des Moduls tritt allerdings auch beim Einligieren *in vivo* ein, aus den Messwerten wurde jeweils der Mittelwert gebildet.

Während der Ausrichtung des Modells und des Sensor sind Parallaxefehler durch die Verwendung der optischen Visiere nicht auszuschließen.

Bei der Interpretation der Messergebnisse muss erwähnt werden, dass sich alle Messwerte auf den orthogonal ausgerichteten Slot eines Straightwire-Brackets beziehen. Die aus den beschriebenen Drehmomenten und Einzelkräften resultierenden Bewegungsrichtungen können nicht bedingungslos auf die Zahnachse oder das Widerstandszentrum der vermessenen Zähne übertragen werden.

Zudem ließ die Verwendung eines idealisierten Modells auch bei der Auswertung der Messergebnisse Individualitäten in der Morphologie der Zähne unberücksichtigt. Der Parodontalspalt wurde idealisiert mit einer gleichmäßigen Stärke von 200 μm angenommen. Ebenso wurden Einflüsse, wie Weichteilfunktion, Mastikation und Interkuspidation im Zuge der Idealisierung nicht berücksichtigt.

4.2 Schlussfolgerung und Ausblick

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden in der Nivellierungsphase auftretende Kräfte und Drehmomente unter Verwendung eines 14er Sentalloy-Bogen ermittelt. Zusätzlich wurden mittels FEM die Auswirkungen auf das PDL dargestellt.

Festzuhalten bleibt, dass die initialen Kraftsysteme die in der Literatur empfohlenen Werte deutlich überschreiten.

Die gewonnenen Aspekte können der Prävention parodontaler Schäden dienen und sollen die Auswahl des Bogens beeinflussen.

Anhand dieser Messapparatur sollten andere Drähte ebenfalls untersucht werden und können in weiteren Studien miteinander verglichen werden. Dies würde die Aussage über die Wahl einer geeigneten Legierung erlauben, die die Initiation der Zahnbewegung mit dem geringsten parodontalen Schaden auslöst.

Aufgrund der Ergebnisse erscheint eine Reduktion der Kraftsysteme in der Initialphase der orthodontischen Therapie im Rahmen einer Risikominimierung wünschenswert.

Untersuchungen zeigten, dass eine Vielzahl von Patienten 24 Stunden nach dem Einsetzen einer Multiband-Apparatur teilweise unter erheblichen Schmerzen litten. Hier scheint ein Zusammenhang mit der Anwendung inadäquater Kräfte und Momente bei applizierten orthodontischen Kraftsystemen vorzuliegen, den es mit Hilfe bekannter Kraftsysteme näher zu erforschen gilt [8, 20, 45, 89].

5 Zusammenfassung

Im Rahmen der Nivellierungsphase stellt sich grundsätzlich die Frage, wie sich die von den eingesetzten Drahtbögen erzeugten Kraftsysteme auf das mechanische Verhalten eines Zahnes in Form von Zahnauslenkung und Spannungs- und Verzerrungsverteilung im parodontalen Ligament auswirken. Ziel dieser Studie war es, die von superelastischen Nickel-Titan-(NiTi-) Bogen erzeugten initialen Kraftsysteme innerhalb einer Multibracket-Apparatur zu vermessen.

Bei 16 Patienten wurden nach dem Einsetzen einer Multibracket-Apparatur die zu Beginn der Nivellierungsphase mit 14er Sentalloy-Bögen wirksamen Kraftsysteme mithilfe des Robotic Measurement System (RMS) am Modell erfasst. Die Spannungen und Verzerrungen im Parodontalspalt wurden mit FE-Modellen berechnet.

Bei Einsatz des superelastischen Sentalloy-Bogens zeigten sich in den FE-Simulationen Maximalspannungen von ca. 50 kPa bis 75 kPa sowie Verzerrungen zwischen 0,17 und 0,20. Die ermittelten Maximalspannungen übertrafen in der Regel den kapillären Blutdruck. Sowohl die wirksamen Kraftsysteme als auch die resultierenden Spannungen und Verzerrungen im PDL können im Allgemeinen als unphysiologisch bezeichnet werden. Es fiel auf, dass die maximal erzeugten Kräfte die in der Literatur empfohlenen Werte teilweise erheblich überschritten und insgesamt als zu groß bezeichnet werden müssen.

Weitere Untersuchungen hinsichtlich der Optimierung der Bogenmaterialien zur Zahnbewegung, die durch geringe, permanente Kraftabgabe das Schadensrisiko für Parodont und alveolären Knochen minimieren und zur klinischen Erforschung der Gewebereaktion, sind notwendig.

6 Literaturverzeichnis

1. Alhashimi N, Frithiof L, Brudvik P, Bakhiet M: Orthodontic tooth movement and de novo synthesis of proinflammatory cytokines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 307-312
2. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B: Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 99: 427-439
3. Andrews LF: The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 1972; 62: 296-309
4. Atack NE, Sandy JR, Addy M: Periodontal and microbiological changes associated with the placement of orthodontic appliances. A review. *J Periodontol* 1996; 67: 78-85
5. Bantleon HP, Droschl H: Kraftabgabe von Loops bei Verwendung unterschiedlicher Loophöhen und Drahtqualitäten. *Fortschr Kieferorthop* 1985; 46: 471-484
6. Bassett CAL, Becker RO: Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. *Science* 1962; 137: 1063-1064
7. Becks H, Cowden RC: Root resorptions and their relation to pathologic bone formation Part II. Classification, degrees, prognosis and frequency. *Am J Orthodont* 1942; 28: 513-526
8. Bergius M, Kiliardis S, Berggren U: Schmerz in der Kieferorthopädie. *Fortschr Kieferorthop* 2000; 61: 125-137
9. Bien SM: Hydrodynamic damping of tooth movement. *J Dent Res* 1966; 45: 907-914
10. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A: Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. *J Orofac Orthop* 1999; 60: 136-151

11. Bourauel C, Vollmer D, Jäger A: Anwendung von Bone-Remodeling-Theorien zur Simulation orthodontischer Zahnbewegungen. *Fortschr Kieferorthop* 2000; 61: 266-279
12. Brodin P, Linge L, Aars H: Messung der aktuellen Pulpadurchblutung nach orthodontischer Kraftapplikation. *Fortschr Kieferorthop* 1996; 5: 306-309
13. Burstone CJ: Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1981; 80: 1-16
14. Choy K, Pae EK, Park Y, Kim K-H, Burstone CJ: Effects of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 117: 98-104
15. Christiansen RL, Burstone CJ: Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 1969; 55: 353-369
16. Crismani AG, Freudenthaler JW, Bernhart T, Hofschneider UB, Köle EG: Rectangular loops in inconsistent force systems: A laboratory investigation *Fortschr Kieferorthop* 2002; 2: 105-107
17. Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman 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* 1980; 77: 33-47
18. De Schields RW: A study of root resorption in treated class II. Division 1 malocclusions. *Angle Orthodont* 1969; 39: 231-245
19. Diedrich P, Rudzki-Janson I, Wehrbein H, Fritz U: Effects of orthodontic bands on marginal periodontal tissues. A histologic study on two human specimens. *J Orofac Orthop* 2001; 62: 146-156
20. Doll GM, Zentner A, Klages U, Sergl HG: Zusammenhänge zwischen Patientenbeschwerden Geräteakzeptanz und Mitarbeit in der kieferorthopädischen Therapie. *Fortschr Kieferorthop* 2000; 61: 398-413

21. Drescher D: Pseudoelastische Ni-Ti-Legierungen in der Kieferorthopädie. Habilitationsschrift Bonn 1991
22. Drescher D, Borurauel Ch, Thier M: Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer NiTi-Drähte. Fortschr Kieferorthop 1990; 51: 320-326
23. Faltin RM, Arena-Chavez VE, Faltin K, Sander FG, Wichelhaus A: Root resorptions in upper first premolars after application of continuous intrusive Forces. Fortschr Kieferorthop 1998; 59: 208-219
24. Fernandes LM, Ogaard B, Skoglund L: Pain and discomfort experienced after placement of a conventional or a superelastic niti aligning archwire. J Orofacial Orthop 1998; 59: 331-339
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 1998; 59: 82-89
26. Frost HM: Vital biomechanics: Proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. Calcif Tiss Int 1988; 42: 145-156
27. Gaengler P, Merte K: Effects of force application on periodontal blood circulation. J Periodontal Res 1983; 18: 86-92
28. Göz G: Zelluläre Reaktionen auf kieferorthopädische Kraftapplikation. Sonderheft Fortschr Kieferorthop 1986; 50: 56
29. Göz G: Die kieferorthopädische Zahnbewegung. Untersuchung zur Biologie und Mechanik. Hanser: München, Wien 1987
30. Göz G, Rakosi Th, Rahn B: Die Bedeutung der parodontalen Zirkulationsstörung für Umbau und mögliche parodontale Schädigung im Laufe einer kieferorthopädischen Behandlung. Fortschr Kieferorthop 1987; 48: 34-40
31. Grimm FM: Bone bending a feature of orthodontic tooth movement. Am J Orthodont 1972; 62: 384-393

32. Groß A: Superelastische Drahtlegierungen und ihre Einsatzmöglichkeiten in der Kieferorthopädie. *Kieferorthop Mitteil* 1990; 2: 47-65
33. Han G, Huang S, Von den Hoff JW, Zeng X, Kuijpers-Jagtman AM: Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: an intraindividual study. *Angle Orthod.* 2005; 75: 912-918
34. Harms V: *Biomathematik – Statistik und Dokumentation.* Harms-Verlag Kiel 7. Auflage 1998, S. 126ff
35. Harris EF, Boggan BW, Wheeler DA: Apikal root resorption in patients treated with comprehensive orthodontics. *J Tenn Dent Assoc* 2001; 81: 30-33
36. Henry JL, Weinmann JP: The pattern of root resorption and repair of human cementum. *J Am Dent Assoc* 1951; 42: 270-290
37. Hertrich K, Raab WH: Reaktive Änderung der parodontalen Mikrozirkulation bei kieferorthopädischen Kräften. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 253-258
38. Hilgers R-D, Bauer P, Schreiber V: *Einführung in die medizinische Statistik.* Springer: Berlin 2003, S. 16ff
39. Hirschfelder U: Nachuntersuchung zur Reaktion des marginalen und apikalen Parodontiums unter kontinuierlicher Kraftapplikation. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 82-89
40. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tracy RJ: Optimal force differential force and anchorage. *Am J Orthod* 1969; 55: 437-457
41. Hocevar RA: Understanding planning and managing tooth movement: Orthodontic force system theory. *Am J Orthod* 1981; 80: 457-477
42. Hollender L, Rönnermann A, Thilander B: Root resorption marginal bone support and clinical crown length in orthodontically treated patients. *Eur J Orthodont* 1980; 2: 197-205

43. 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* 1999; 115: 267-274
44. Jonas I: Histomorphologische Untersuchungen über das destruktive und restitutive Verhalten des Ligamentum parodontale unter kieferorthopädischen Zahnbewegungen. *Fortschr Kieferorthop* 1978; 39: 398-409
45. Jones ML, Richmond S: Initial tooth movement: force application and pain – a relationship? *Am J Orthodont* 1985; 88: 111-116
46. Kaack M: Elastische Eigenschaften von NiTi-Formgedächtnis-Legierungen 2002, 9-10
47. Kapila S, Sachdeva R: Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 100-109
48. 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* 2003; 6: 353-359
49. Ketcham AH: A preliminary report of an investigation of apical root resorption of permanent teeth. *Int J Orthodont* 1927; 12: 97-127
50. Körber KH: Elastische Deformation menschlicher Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 1962; 17: 691
51. Körber KH: Impulsform des Zahnkontaktes – dynamische Beanspruchung des Parodontiums. *Dtsch Zahnärztl Z* 1969; 24: 629-633
52. Kuroi J, Owmann-Moll P: Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod* 1998; 68: 161-165
53. Kusy R: A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1977; 67: 197-207

54. Linge BO, Linge L: Apikale Wurzelresorptionen der oberen Frontzähne. *Fortschr Kieferorthop* 1980; 41: 276-288
55. Linge BO, Linge L: Wurzellängen der oberen Schneidezähne und kieferorthopädische Therapie. *Fortschr Kieferorthop* 1982; 44: 392-407
56. Lu L, Aernourdt E, Wollants P, Humbeek JV, Delaey L: Simulation of transformation hysteresis. *Z Metallkunde* 1990; 81: 613-622
57. Malgrem O, Goldson L, Hill C, Orwin A, Petrini L, Lundberg M: Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth. *Am J Orthodont* 1982; 82: 487-491
58. Martinko V: Die Bewegung des Zahnes – Das dentoalveoläre System aus mechanischer Sicht. *Fortschr. Kieferorthop* 1984; 45: 1-8
59. Massler M, Malone AJ: Root resorption in human permanent teeth a roentgenographic study. *Am J Orthodont* 1954; 40: 619-633
60. Meyendriesch T: Kräftesysteme und parodontale Spannungsverteilung in der Initialphase der orthodontischen Therapie. Dissertation, Universität Düsseldorf 2007
61. Meyer RS, Bachmann K, Harmsen B: Computersimulation orthodontischer Zahnbewegungen. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 238-242
62. Murrell EF, Yen EH, Johnson RB: Vascular changes in the periodontal ligament after removal of orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110: 280-286
63. Newman WG: Possible etiologic factors in external root resorption. *Am J Orthodont* 1975; 67: 522-539
64. Nicolay OF, Davidovitch Z, Shanfield JL, Alley K: Substance P immunoreactivity in periodontal tissue during orthodontic tooth movement. *Bone Miner* 1990; 11: 19-29

65. Owman-Moll P, Kurol J: The early reparative process of orthodontically induced root resorption in adolescents – location and type of tissue. *Eur J Orthodont* 1998; 20: 727-732
66. Phillips JR: Apical root resorption under orthodontic therapy. *Angle Orthodont* 1995; 25: 1-22
67. Picton DC: On the part played by the socket in tooth support *Arch Oral Biol* 1965; 10: 945-955
68. Pilon J, Kuijpersmann A, Maltha JC: Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 110: 16-23
69. Profitt WR Fields HW: The biological basis of orthodontic therapy. In: Profitt WR Fields HW eds. *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed., Mosby Inc: St. Louis, Baltimore, Boston, Carlsbad, Chicago, Naples, New York, Philadelphia, Portland, London, Madrid, Mexico City, Singapore, Sydney, Tokio, Toronto, Wiesbaden 2000, 304ff
70. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ: The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 1979; 58: 1754-1764
71. Rahn B, Jonas I: Knochenumbaumechanismen und Kraftapplikation. *Fortschr Kieferorthop* 1980; 41: 186-195
72. Reitan K: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthodont* 1957; 43: 32-45
73. Reitan K: Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthodont* 1967; 53: 721-745
74. Reitan K: Initial tissue behaviour during apical root resorption. *Angle Orthodont* 1974; 44: 68-82

75. Reitan K: Biochemical principles and reactions. In: Graber TM, Swain BF: Orthodontics – current principles and techniques. Mosby: St. Louis, Toronto, Princeton 1985
76. Reitan K, Kvam E: Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. Angle Orthodont 1971; 41: 1-14
77. Ricketts RM, Bench R, Gugino C: Bioprogressive therapy. Rocky mountain Orthodontics. Denver 1977
78. Roberts WE, Arbuckle GR, Katona TR: Bone physiology of orthodontics: Metabolic and mechanical control mechanisms. Sonderheft Fortschr Kieferorthop 1989; 50: 33
79. Roberts WE, Goodwin WC Jr, Heiner SR: Cellular response to orthodontic force. Dent Clin North Am 1981; 25: 3-17
80. Rosarius N, Friedrich D, Fuhrmann R, Rau G, Diedrich P: Konzept und Entwicklung eines Messsystems zur in-vivo-Erfassung orthodontisch wirksamer Kräfte und Momente bei Multibandtechnik. Fortschr Kieferorthop 1996; 57: 298-305
81. Rosenberg HN: An evaluation of the incidence and amount of apical root resorption and dilaceration occurring in orthodontically treated teeth having incompletely formed roots at the beginning of Begg treatment. Am J Orthodont 1974; 61: 524-525
82. Rygh P: Orthodontic tooth resorption studied by electron microscopy. Angle Orthodont 1977; 47: 1-16
83. Saburi T, Tarsumi T, Nenno S: Effects of heat treatment on mechanical behavior of NiTi-Alloys. J Physique 1982; 43: 261-266
84. Santoro M, Beshers D: Nickel-Titanium-Alloys: Stress-related temperature transitional range. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000; 118: 685-692

85. Santoro M, Nicolay O, Cangialosi T: Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium-alloys: A clinical oriented preview. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119: 587-593
86. Schmitt W, Rahn B, Rakosi T: Knochendeformation bei axialer und transversaler Krafteinwirkung auf die Zähne. *Fortschr Kieferorthop* 1984; 45: 9-14
87. Schwarz AM: *Lehrgang der Gebissregelung*. 3. Auflage, Urban & Schwarzenberg: Wien 1961
88. Schwindling FP: *Theorie und Praxis der Segmentbogentechnik nach Burstone*. Eigenverlag Schwindling: Merzig 1991: S. 184
89. Sergl HG, Klages U, Zentner A: Pain and discomfort during orthodontic treatment: Causative factors and effects on compliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998; 114: 684-691
90. Sjölien T, Zacharison BU: Periodontal bone support and tooth length in orthodontically treated and untreated persons. *Am J Orthodont* 1973; 64: 28-37
91. 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* 1986; 90: 139-148
92. Stenvik A, Mjör IA: Pulp and dentine reactions to experimental tooth intrusion. *Am J Orthod* 1970; 57: 370-385
93. Stöckel D: *Legierungen mit Formgedächtnis*. Expert-Verlag: Böblingen 1988
94. Storey E, Smith R: Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust Dent J* 1952; 56: 11-18
95. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987; 92: 499-505

96. Tautzenberger P: Shape-Memory-Stellelemente. In: Stöckel D: Legierungen mit Formgedächtniseffekt. Expert-Verlag: Böblingen 1988
97. Tautzenberger P, Stöckel D: Anwendung von Formgedächtnis-Legierungen in der Technik. *ZwF* 1986; 81: 703-708
98. Terespolsky MS, Brin I, Harari D, Steigmann S: The effect of functional occlusal forces on orthodontic tooth movement and tissue recovery in rats. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 121: 620-629
99. Wehrbein H, Diedrich P: Parodontale Veränderungen nach orthodontischer Zahnbewegung – eine retrospektive histologische Studie am Menschen. *Fortschr Kieferorthop* 1992; 53: 167-178
100. Wehrbein H, Fuhrmann, RA, Diedrich PR: Human histologic tissue response after long-term orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 107: 360-371
101. 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* 1995; 108: 464-471
102. 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* 1994; 21: 161-167
103. 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 Zahnbewegung. *Kieferorthop* 2001; 15: 177-182
104. Zengo AN, Bassett CA, Pawluk RJ, Proutzos G: In vivo bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *Am J Orthodont* 1974; 66, 130-139

7 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. D. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, für die Überlassung des Themas, für die freundliche Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit und die Bereitstellung der Gerätschaften zu dieser Arbeit.

Des Weiteren gilt ein besonderer Dank Herrn Dr. L. Fuck, ehemals Oberarzt der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, für die stete Betreuung und fachliche Beratung, insbesondere auch nach seiner Klinik­tätigkeit.

Ein herzliches Dankeschön geht an Herrn Prof. Dr. C. Bourauel, wissenschaftlich tätig an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, der bei der Auswertung der Finiten-Elemente-Methode hilfreich zur Seite stand.

Herrn B. Kump, Mitarbeiter des Instituts für physiologische Chemie, danke ich für die tatkräftige Hilfe bei der Anfertigung der Messapparatur.

Mein persönlicher Dank gilt meinen Eltern und meiner Schwester für ihre Aufmunterungen und ihr unerschöpfliches Vertrauen in mich sowie allen meinen Freunden für ihre Motivation und Geduld.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Ebru Mayadali
Anschrift	Adam-Riese- Str.5 47441 Moers
Geburtsdatum	05.01.1978
Geburtsort	Moers

Ausbildung

Aug.1984 – Juni 1988	Gemeinschaftsgrundschule Annastraße, Moers
Aug.1988 – Juni 1997	Altsprachliches Gymnasium Adolfinum, Moers
Juni 1997	Erlangung der Allgemeinen Hochschulreife
Okt. 1997	Beginn des Studium der Zahnmedizin an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Okt. 1998	Naturwissenschaftliche Vorprüfung an der HHU
März 2000	Zahnärztliche Vorprüfung an der HHU
Aug. - Okt. 2001	klinische Famulatur in Thailand
Juni 2003	Staatsexamen der Zahnmedizin an der HHU
Okt.- Dez. 2005	ehrenamtliche zahnärztliche Tätigkeit in Ecuador
Sept.2003- Mai 2008	Assistenz Zahnärztin in einer allgemein zahnärztlichen Praxis in Düsseldorf
Seit Juli 2008	Niederlassung in Gemeinschaftspraxis in Rumeln-Kaldenhäusen
Seit Nov.2009	angestellte Zahnärztin