

Knochenverlust und Engstand im Unterkiefer

eine kieferorthopädisch-biomechanische Untersuchung

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

Dorna Baghdadi

aus Bonn

2019

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Anna-Christin Konermann

Tag der Mündlichen Prüfung: 29.03.2019

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

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

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie –
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung und Literaturübersicht	8
1.1 Biomechanik der Zahnbewegung	9
1.2 Parodontitis.....	10
1.3 Frontengstand im Unterkiefer und seine kieferorthopädische Behandlung	10
1.4 Die kieferorthopädische Behandlung bei Parodontitis	12
1.5 Die Finite-Elemente-Methode und ihre Anwendung in der Kieferorthopädie	13
2. Fragestellung und Ziele	16
3. Material und Methode	17
3.1 Materialeigenschaften odontogener Gewebe	17
3.2 3D-Geometrierekonstruktion.....	18
3.3 Finite-Elemente-Modellerstellung	19
3.3.1 Generierung des parodontal gesunden Finite-Elemente- Unterkiefermodells	19
3.3.2 Generierung des Frontengstands	21
3.3.3 Generierung des parodontalen Defekts.....	22
3.3.4 Kieferorthopädische Mechanik zur Therapie des Frontengstandes..... in der Simulation	23
3.4 Übersicht über die durchgeführten Simulationen	26
4. Ergebnisse	31
4.1 Widerstandszentren bei reduziertem und gesundem Knochenniveau	32
4.2 Simulation mit superelastischem Nickel-Titan-Bogen.....	33
4.2.1 Zahnauslenkungen	33
4.2.2 Dehnungen des parodontalen Ligaments.....	38
4.2.3 Verteilung der Kräfte	39
4.2.4 Zusammenfassung der Ergebnisse	43

4.3	Vereinfachte Simulationen zur Bestimmung der initialen Kräfte im Vergleich	44
4.3.1	Initiale Kraft beim Einsetzen eines Stahlbogens.....	45
4.3.2	Initiale Kraft beim Einsetzen eines nicht superelastischen Nickel-Titan-Bogens .	47
4.3.3	Initiale Kraft beim Einsetzen eines superelastischen Nickel-Titan-Bogens	48
4.3.4	Vergleich der drei Bogenlegierungen	50
5.	Diskussion	52
5.1	Diskussion der Ergebnisse	52
5.2	Diskussion von Material und Methode	54
5.3	Ausblick und Wertung.....	56
6.	Zusammenfassung	58
7.	Literaturverzeichnis	60
8.	Danksagung	67

Abkürzungsverzeichnis

CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Dentale Volumetomographie
E-Modul	Elastizitätsmodul
FEM	Finite-Elemente-Methode
MIMICS	Materialise Interactive Medical Image Control System
NiTi	Nickel-Titan
PDL	Parodontales Ligament

1. Einleitung und Literaturübersicht

Sowohl der Frontengstand als auch parodontaler Knochenabbau sind Erscheinungen, die bei Erwachsenen sehr häufig zu beobachten sind. Laut der Ergebnisse der deutschen Mundgesundheitsstudie von 2016 sind 43,4% aller Deutschen zwischen 35 und 44 Jahren von einer moderaten Parodontitis betroffen (Jordan et al., 2016). Der Frontengstand im Unterkiefer gilt als häufigste Zahnstellungsanomalie. In Abbildung 1 ist exemplarisch ein klinischer Befund dargestellt.



Abb. 1: Klinisches Bild einer moderaten Parodontitis mit Frontengstand der unteren Schneidezähne.

Wechselwirkungen zwischen einem Engstand der Unterkieferfront und pathologischen Veränderungen des Parodonts sind in der wissenschaftlichen Literatur vielfach diskutiert worden. Ursächlich dafür ist eine erschwerte Reinigung der Zahnzwischenräume (El Mangoury et al., 1987), welche zu einer erhöhten Plaqueretention und einem damit einhergehenden erhöhten Parodontitisrisiko führt. Erschwerend kommt, je nach Ausprägung, eine ungünstige interradikuläre Knochenstruktur im Bereich der Inzisivi hinzu (Diedrich, 2000). Diese kann eine abgeschwächte, lokale Immunantwort verursachen. Durch die parodontalen Umbauprozesse im Alter verstärken sich Zahnstellungsanomalien zusätzlich. Diese wechselseitige Beeinflussung begründet die Indikation für eine kieferorthopädische Therapie bei behandelter Parodontitis, um weiteren Folgeschäden

vorzubeugen. Für eine adäquate Behandlung dieser Zahnfehlstellung bei bestehendem Knochenverlust müssen die abweichenden biomechanischen Gegebenheiten erkannt und berücksichtigt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden diese biomechanischen Gegebenheiten durch numerische Methoden untersucht. Dabei wurde die Finite-Element-Methode (FEM) angewandt, um die Zahnbewegung bei Parodontitis und frontalem Engstand zu analysieren. Die Finite-Elemente-Methode bietet eine gute Möglichkeit, biomechanische Bewegungen unter Einbeziehung der ermittelten Materialparameter zu simulieren (Middleton et al., 1996). Orthodontische Kraftsysteme können so in Bezug auf ihre Wirkung auf die odontogenen Strukturen vor der eigentlichen In-vivo-Anwendung eruiert werden. Es wurde ein horizontaler Knochenverlust von 4 mm in der Unterkieferfront generiert, was einer moderaten Parodontitis entspricht. Der Platzmangel wurde auf 4 mm festgelegt, gemessen von distal 33 nach distal 43, da ab diesem Wert ein erhöhtes Plaque-Retentions-Risiko besteht und somit eine kieferorthopädische Therapie indiziert ist (Staufer und Landmesser, 2004).

Im folgenden Kapitel wird eine Übersicht über bisherige wissenschaftliche Erkenntnisse zu den thematischen Aspekten dieser Dissertation geschaffen. Dazu gehören die Grundlagen der kieferorthopädischen Biomechanik, Parodontitis und der frontale Engstand im Unterkiefer. Zuletzt wird das der Arbeit zugrunde liegende numerische Verfahren, die Finite-Elemente-Methode, beleuchtet.

1.1 Biomechanik der Zahnbewegung

Die Tatsache, dass die desmodontalen Kollagenfasern die höchste Umsatzrate aller Bindegewebe haben, ermöglicht es, durch länger anhaltende Kraftanwendung von außen, eine Zahnbewegung zu erzielen (Reitan und Kvam, 1971). Dieses Prinzip wird in der Kieferorthopädie genutzt, um Zahnfehlstellungen zu korrigieren. Dabei wird in der kieferorthopädischen Biomechanik untersucht, welche Kraft, Kraftdauer und Drehmomente sich für die zu erreichende Zahnbewegung eignen (Roberts, 2012).

Da es sich bei Zähnen im Parodont um biologische Strukturen handelt, bezieht die Biomechanik die zellulären Reaktionen des Zahnhalteapparates bei der Untersuchung adäquater Kraftsysteme mit ein (Roberts et al., 1992). Bei den Zahnbewegungen gibt es drei Möglichkeiten: Rotation, Translation und eine Zusammensetzung beider Bewegungen. Ferner können die Bewegungen in kontrollierte und unkontrollierte Kippungen sowie in Bewegungen des ganzen Zahnes (Translation) oder der Zahnwurzel (Torque) unterteilt werden. Zu welcher es kommt, hängt zum einen vom Drehmoment/Kraft-Verhältnis ab, zum anderen von der Lokalisation des Widerstandszentrums. Das Widerstandszentrum ist in jedem Zahn ein konstanter Punkt, der von der Anatomie des Zahnes und des Zahnhalteapparates abhängt. Bei einwurzeligen, parodontal gesunden Zähnen befindet es sich beim Übergang vom ersten zum zweiten Drittel der Zahnwurzel von koronal ausgehend (Petersen et al., 1990).

1.2 Parodontitis

Als Parodontitis wird eine entzündliche Erkrankung des Zahnhalteapparates verstanden, welche in erster Linie durch Bakterien in der Plaque verursacht wird. Dabei werden verschiedene Plaque-induzierte Parodontopathien unterschieden (Caton et al., 2018). Laut der Klassifizierung des „International Workshop for a Classification of Periodontal Diseases and Conditions“ von 1999 ist die chronische Parodontitis die häufigste Form. Sie verursacht einen progressiven Attachmentverlust und einen Verlust des Alveolarknochens. Symptome sind Taschenbildung und / oder parodontale Rezessionen. Die Erkrankung wird in drei Schweregrade eingeteilt, die sich in der Höhe des Attachmentverlustes unterscheiden. Der Knochenabbau verringert den Halt der Zähne im Knochen und führt oftmals zu einer Extrusion der oberen Inzisivi und zu Kippungen und Wanderungen der Zähne (Eliasson et al., 1982). Gleichsam ist eine bestehende Zahnfehlstellung mit daraus resultierenden Plaquebildungen ebenfalls ein Cofaktor für eine sich entwickelnde Parodontitis. Um diesen Kreislauf zu durchbrechen, wird die Kieferorthopädie als Behandlungsmaßnahme bei parodontalen Erkrankungen interdisziplinär angewandt.

1.3 Frontengstand im Unterkiefer und seine kieferorthopädische Behandlung

Bei einem Frontengstand im Unterkiefer handelt es sich um eine Zahnfehlstellung, die durch einen Platzmangel bedingt ist. Hierbei wird zwischen primärem, sekundärem und tertiärem Engstand unterschieden. Der primäre Engstand entsteht durch ein Missverhältnis zwischen Zahn- und Kiefergröße und führt beim Durchbruch der bleibenden Zähne zu Platzproblemen im zu kleinen Kiefer (Howe et al., 1983). Der sekundäre Engstand ist bedingt durch einen frühzeitigen Verlust der Stützzonen, also durch Verlust oder Zerstörung der Milchzähne, welche unter anderem als Platzhalter bis zum Durchbruch der bleibenden Zähne dienen (Northway et al., 1984). Der tertiäre Engstand kommt häufig bei Erwachsenen vor und hat verschiedene Ursachen. Zum einen kommt es nach kieferorthopädischen Behandlungen zu Rezidiven, wenn über das anatomische Maß hinaus Zahnbogenerweiterungen vorgenommen worden sind.

Oftmals stören sich betroffene Patienten an der unästhetischen Erscheinung des Frontengstandes. Bei anderen Patienten kommt es durch die erschwerte Reinigung zu Karies und zu parodontalen Problematiken im Bereich der Inzisiven. In einer umfangreichen Studie der Universität Witten/Herdecke wurden Auswirkungen des Frontengstandes im Unterkiefer in Abhängigkeit von ihrer Ausprägung untersucht. Die Untersuchung ergab, dass ein Engstand bis zu einem Schwellenwert von 3 mm keine parodontalen Risiken und demnach lediglich aufgrund der störenden Ästhetik behandlungsbedürftig ist. Ab 3,5 mm wurde eine negative Auswirkung auf das Parodont festgestellt (Staufer und Landmesser, 2004).

Das Einstufungsschema der kieferorthopädischen Indikationsgruppen „KIG“ berücksichtigt die negativen Auswirkungen auf die Zahngesundheit. Das vom Bundesausschuss der Zahnärzte und Krankenkassen im Jahre 2003 eingeführte Schema, bewertet einen Engstand größer als 3 mm als ausgeprägte Zahnfehlstellung mit medizinischer Behandlungsnotwendigkeit (Genzel, 2003). Für die Behandlungsplanung des Engstands wird, neben der klinischen Untersuchung des Patienten, eine Platzanalyse am Gipsmodell durchgeführt. Hierbei gibt es verschiedene Möglichkeiten. Eine gängige ist, den Zahnbogen in Segmente aufzuteilen und die Bogenlänge pro Segment zu vermessen. Des-

weiteren werden die Zahnkronen am breitesten Punkt ausgemessen. Die Differenz zwischen der Summe der Bogenlängen und der Summe der Zahnkronenbreiten ergibt den Platzmangel (Lundström, 1955).

Eine Analyse der Verzahnung wird ebenfalls vorgenommen. Bei einer regelrechten Verzahnung, der sogenannten Angle-Klasse I, ist eine Einordnung der Frontzähne ohne Veränderung der Molarenposition anzustreben. Je nach Ausprägung sind verschiedene Behandlungsvarianten zur Platzbeschaffung möglich. Es kann eine Protrusion der Front bewirkt oder der Schmelz im Bereich des Approximalkontaktes gezielt reduziert werden. Die invasivste Möglichkeit der Platzbeschaffung ist die Extraktion. Sie ist indiziert, wenn andere Therapieoptionen nicht zum gewünschten Platzbedarf führen würden und das Wachstum des Kiefers abgeschlossen ist.

Typische Kraftsysteme zur Auflösung eines Engstands sind zum einen festsitzende Apparaturen mit konventionellen oder selbstligierenden Brackets, denkbar als vestibulär appliziertes Kraftsystem oder in Lingualtechnik. Zum anderen sind herausnehmbare Schienen, sogenannte Aligner, zur Fehlstellungskorrektur möglich.

1.4 Die kieferorthopädische Behandlung bei Parodontitis

Wie bereits in Kapitel 1.4 erwähnt, besteht bei Parodontitis-Patienten oftmals kieferorthopädischer Behandlungsbedarf. Grundsätzlich gilt, dass die kausale Phase der Parodontitis-Behandlung, bei der eine chemische und mechanische Wurzelreinigung vorgenommen wird, abgeschlossen sein muss und somit keine aktive parodontale Entzündung durch Bakterien vorliegt (Sander et al., 2011). Der Grund dafür ist, dass durch kieferorthopädische Apparaturen eine erhöhte Retentionsfläche für Bakterien entsteht. Bei einer ohnehin schon vorhandenen Besiedlung durch Mikroorganismen in der Mundhöhle ist die Wahrscheinlichkeit einer Wanderung der Bakterien nach subgingival erhöht (Boyd et al., 1989). Ferner sollten die kieferorthopädischen Kräfte klein gewählt werden, da unabhängig vom Parodontalzustand bei zu hohen Kräften Wurzelresorptionen und parodontale Destruktionen resultieren können. Die Therapie nach abgeschlossener Paro-

Parodontitisbehandlung setzt die Kenntnis über die biomechanischen Abweichungen durch die veränderte makroskopische und mikroskopische Anatomie des Zahnhalteapparats voraus. Durch den teils irreversiblen Knochenverlust verringert sich die Widerstandskraft des Zahnes im Knochenfach und das Widerstandszentrum in den Zahnwurzeln verschiebt sich nach apikal (Diedrich, 1989). Das führt zu einer stärkeren Auslenkung der Zähne bei Krafteinwirkung. Daraus resultiert die klinische Konsequenz, dass die Kräfte niedriger gewählt werden müssen und nach Möglichkeit eine Apparatur eingesetzt wird, die gut durch den Patienten gepflegt werden kann.

1.5 Die Finite-Elemente-Methode und ihre Anwendung in der Kieferorthopädie

Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Verfahren, das eine realitäts-angenäherte Simulation von physikalischen Körpern erlaubt (Bathe, 2002). Sie ermöglicht es dem Anwender am Computer Verformungen, Temperaturen und Spannungen zu berechnen und Mechaniken in ihrer Struktur zu testen, bevor diese produziert werden. Zielführend bei der Methode ist, dass problembeschreibende Differentialgleichungen in ein lineares Gleichungssystem gewandelt werden (Klein, 2014). Die Methode basiert auf der Diskretisierung, also der Aufgliederung des zu berechnenden Körpers in finite Elemente, denen verschiedene mechanische Parameter zugeordnet sind und die unterschiedliche geometrischen Formen haben können. Diese Elemente werden netzartig, über endlich viele Knoten miteinander zu einem geschlossenen Körper verknüpft und ermöglichen, dass man durch simulierte Krafteinwirkungen auf die Körper die erzeugten Spannungen und Formveränderungen berechnen kann. Um annähernd realistische Ergebnisse zu erhalten, müssen die generierten Modelle in ihrer Anordnung und den zugeordneten Parametern dem zu simulierenden Körper gleichen. Dabei ist dies umso genauer, je feinmaschiger die Elemente verknüpft sind und je genauer die Randbedingungen definiert, die mechanischen Parameter bekannt und zugeordnet worden sind (Haase, 1996).

Im ersten Schritt wird das zu untersuchende Objekt mithilfe finiter Elemente modelliert. Danach werden dem Modell Randbedingungen zugeordnet. Diese Randbedingungen beinhalten geometrische und physikalische Informationen (Steinke, 2015).

Die Methode wird seit 60 Jahren in den Ingenieurwissenschaften sowie seit mehr als vierzig Jahren in der Zahnmedizin angewandt (Farah et al., 1973). Hierbei dient sie unter anderem der Materialanalyse zahnmedizinischer Werkstoffe bei intraoraler Belastung durch Kaukräfte (Bourauel et al., 1997), sowie der Belastungsanalyse des Zahnhalteapparates bei Krafteinwirkung durch kieferorthopädische Mechaniken (Burstone, 1962). Durch die rasche Entwicklung der FEM war es schnell möglich, auch nicht-lineares Material- und Geometrieverhalten zu simulieren (Klein, 2014), was zu zahlreichen neuen Untersuchungen in der Zahnmedizin und Kieferorthopädie geführt hat.

Es gibt viele Publikationen, bei denen es um die Lage des Widerstandszentrums und um die Kraftverteilung geht (A-Ra et al., 2017; Bourauel et al., 1999 und 2007; Poppe et al., 2002). Weitere Arbeiten beschäftigten sich mit dem Materialverhalten des Parodontalen Ligaments und der Herausforderung, diese in der FEM so realistisch wie möglich zu generieren. (Bourauel et al., 1999; Haase et al., 1996; Qian et al., 2009; Tuna et al. 2014) So konnten zum Beispiel Cattaneo et al. 2008 anhand der Finite-Elemente Methode darstellen, dass trotz konstantem Kraft/Drehmoment-Verhältnis, aufgrund des nicht linearen Verhaltens des PDLs verschiedene Zahnbewegungen erreicht werden können. Für die numerischen Analysen werden wissenschaftlich ermittelte Daten zu Größenverhältnissen und Materialeigenschaften anatomischer Strukturen verwendet oder die Modelle individuell auf Grundlage von Digitaler Volumentomographie (DVT) und Computertomographie (CT) erstellt.

Aktuell findet man viele FEM-Arbeiten zu kieferorthopädischen Fragestellungen, allerdings sehr wenige, bei denen eine Parodontitis vorliegt. Da Parodontitis eine Volkskrankheit ist und immer mehr Patienten auch im Erwachsenenalter eine kieferorthopädische Behandlung wünschen, ist es von großem Interesse in diesem Bereich relevante Fragestellungen zu erarbeiten, die neue Erkenntnisse für die klinische Anwendung liefern. So können am Computer gezielte Kraftangriffe ausgeübt und die Auslenkung der Zähne bei reduziertem Parodont untersucht werden. Die Methode vereinfacht es Klini-

kern, bei betroffenen Patienten eine geeignete kieferorthopädische Therapie durchzuführen, die auf das verminderte Knochenangebot und das reduzierte PDL abgestimmt ist.

2. Fragestellung und Ziele

Im Rahmen dieser Dissertation wurden durch numerische Verfahren die kieferorthopädischen Zahnbewegungen der unteren Frontzähne bei Frontengstand und Knochenverlust im Unterkiefer simuliert. Ziel war es, die biomechanischen Reaktionen auf orthodontische Kräfte bei moderatem Knochenverlust und Engstand zu untersuchen. Es sollte geprüft werden, wie Zähne bei reduziertem Parodont im Vergleich zu Zähnen mit physiologischen Voraussetzungen reagieren. Folgende Fragestellungen wurden dafür definiert:

- Wie werden die Unterkieferfrontzähne bei Knochenverlust im Vergleich zu denen ohne Knochenverlust durch die Kräfte ausgelenkt?
- Welche Kräfte wirken in den Zähnen bei reduziertem Parodont?
- Wie hoch ist die Dehnung des reduzierten PDLs im Vergleich zum gesunden?
- Welche Spannungsverteilungen ergeben sich im reduzierten PDL?
- Welche Rückschlüsse lassen sich für die klinische Therapie ziehen?

3. Material und Methode

3.1 Materialeigenschaften odontogener Gewebe

Um ein annähernd realitätsgetreues Unterkiefermodell zu erzeugen, müssen die physikalischen Materialparameter und der anatomische Aufbau des Kieferknochens, der Zähne und des parodontalen Ligaments übertragen werden. Zu den physikalischen Materialparametern gehören der Elastizitätsmodul und die Poissonzahl. Der Elastizitätsmodul, kurz E-Modul (englisch: Young's Modulus) ist eine werkstoffspezifische Größe, die den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten beschreibt. Ablesbar ist der Wert im Spannungs-Dehnungs-Diagramm als die Steigung der Geraden im elastischen Bereich (Issler, 2003). Der Wert ist dabei umso größer, je mehr Widerstand das Material der Verformung entgegensetzt. Die Einheit des Elastizitätsmoduls ist N/m^2 , was einem Pascal entspricht. Die Poissonzahl ist eine dimensionslose Proportionalitätskonstante, die den Zusammenhang zwischen Längs- und Querdehnung bei einachsigen Spannungszustand wiedergibt (Issler, 2003). Dabei hat der Wert bei allen in der Simulation genutzten Materialien die gleiche Größe, da es sich um Materialien handelt, die isotrop elastisch sind (Issler, 2003; Abé et al., 1996).

Es wurde für die Zähne ein einheitlicher Materialparameter gewählt, trotz der verschiedenen Strukturen, aus denen ein Zahn besteht. Auch der Knochen erhielt der Einfachheit halber einen physikalischen Materialparameter, obwohl dieser aus Kortikalis und Spongiosa besteht. Wenn man beim Knochen und Zahn vereinfacht von isotropen und homogenen Körpern ausgeht, führt dies zu einer minimalen Abweichung von 0,1% (Haase et al., 1996). Das hängt mit der im Vergleich zu Knochen und Zahn erheblich weicheren und elastischeren Strukturen des parodontalen Ligaments zusammen, durch die eine initiale Zahnbewegung ermöglicht wird.

Der Zahn besteht aus den drei Materialien Schmelz, Dentin und Wurzelzement. Der Elastizitätsmodul von Schmelz beträgt laut Literatur 80.000 MPa (Spears et al., 1993). Dentin hat mit seinem höheren organischen Anteil und einer damit einhergehenden er-

höhten Elastizität einen E-Modul von 20.000 MPa (Kinney et al., 2003). Das von der Struktur dem Knochen ähnliche Wurzelzement hat einen E-Modul von 2.500 MPa (Delin et al., 1999). Durch die geringe Abweichung bei Annahme eines homogenen und isotropen Körpers kann einen E-Modul von 20.000 MPa für den Zahn vertreten werden (Haase et al., 1996).

Der Kieferknochen lässt sich in zwei Komponenten unterteilen: Kortikalis und Spongiosa. Diese Strukturen unterscheiden sich in ihren physikalischen Eigenschaften deutlich. Die härtere Kortikalis weist je nach Literatur einen E-Modul von 20.000 MPa auf und liegt dabei um den Faktor 10 über der schwammartigen Spongiosa mit 2.000 MPa (Schwenzer und Ehrenfeld, 2000). In der FEM geht man beim Knochen von einer homogenen, isotropen Substanz aus, bei der sich als E-Modul ein Wert von 2.000 MPa bewährt hat (Spears et al., 1993).

Die Gestaltung des PDLs im numerischen Verfahren stellt sich, bedingt durch seine Anatomie und seine zellulären Eigenschaften, als besonders kompliziert heraus. Es schwankt in seiner Breite zwischen 0,12 und 0,26 mm, da es im Bereich der Wurzelmitte am schmalsten ist, Richtung Krone und Wurzelspitze wieder breiter wird (Müller, 2012). In der Literatur ergeben sich unterschiedliche Werte hinsichtlich seines Elastizitätsmoduls. Dies hängt damit zusammen, dass das PDL sehr weich und elastisch ist und in Abhängigkeit von der Dauer einer auf sie wirkenden Kraft seine Eigenschaften verändert. Es weist ein nicht-linear zeitabhängiges Verhalten auf. Folglich wurden zwei Elastizitätsmoduln ermittelt, 0,05 MPa und 0,22 MPa (Bourauel et al., 1999; Haase et al., 1996). Die Querkontraktionszahl wurde für alle beteiligten Materialien auf μ gleich 0,3 festgelegt (Abé et al., 1996).

3.2 3D-Geometrierekonstruktion

Zur Generierung des parodontalen Defekts des Finite-Elemente-Modells wurde das Programm Mimics der Firma Materialise (Leuven, Belgien) verwendet. Es handelt sich dabei um eine Software zur computergestützten 3D-Visualisierung für anatomische Körper.

Mimics steht für „Materialise Interactive Medical Image Control System“ und ist ein Programm, mit dem 3D-Modelle aus DICOM-, Röntgen-, Computertomographie- und Magnetresonanztomographie-Daten durch Bildsegmentierung erstellt werden können (Materialise, 2018). Es ist aber auch möglich, Finite-Elemente-Modelle aus einer STL-Datei einzufügen und zu bearbeiten. Hierfür stehen verschiedene Werkzeuge zu Verfügung, die zum Teil eine vereinfachte Bearbeitung zulassen.

3.3 Finite-Elemente-Modellerstellung

In den folgenden Unterkapiteln werden die Arbeitsschritte zur Generierung der Unterkiefermodelle erläutert. Für diese Arbeit wurde das Programm MSC.Marc/Mentat der MSC Software Corporation (Santa Ana, Kalifornien, USA) in der Version 2010.2 genutzt. Die Modellgenerierung erfolgte dabei an einem Arbeitsplatzrechner der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie und das Modell wurde zur Berechnung an den haus-eigenen Cluster übermittelt, der mit 36 Prozessoren mit je 8 Gigabyte RAM ausgestattet ist.

Voraussetzung für die Modellerstellungen war es, ein gesundes Ausgangsmodell zu haben, welches als Referenz für das parodontal geschädigte Modell dient. Alle relevanten Modelle wurden in die für einen Unterkiefer wichtigen anatomischen Strukturen segmentiert und mit gleichen Materialparametern ausgestattet. Das erste Modell weist physiologische parodontale Verhältnisse und einen regelgerecht geformten Zahnbogen auf. Im zweiten Modell wurde ein Engstand von 4 mm durch eine Verschachtelung der Frontzähne generiert. Das dritte Modell baut auf dem zweiten Modell auf und wurde um einen moderaten Knochendefekt im Bereich der Frontzähne ergänzt.

3.3.1 Generierung des parodontal gesunden Finite-Elemente Unterkiefermodells

Der erste Schritt bestand darin, ein parodontal gesundes Modell zu generieren. Dieses diente bei den Berechnungen als Vergleichsmodell und wurde gleichzeitig als Ausgangsmodell für das parodontal reduzierte Modell mit Frontengstand genutzt.

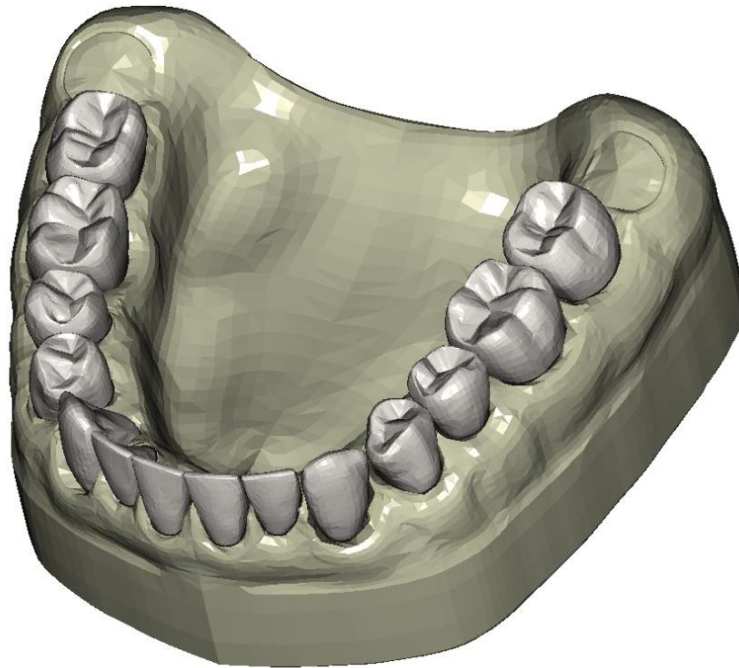


Abb. 2: Volumenmodell bestehend aus Knochen, Zähnen und PDL mit physiologischem Knocheniveau ohne Engstand.

Die Grundlage war ein aus Datensätzen von Kaukasiern entwickeltes Durchschnittsmodell eines Unterkiefers der Firma Digimation Corp. („teeth with roots and gums“, St. Rose, Louisiana, USA). Das Modell erfüllte dabei die Kriterien, die für das physiologische Kauorgan von Bedeutung sind. Da es in Bezug auf die Zahndimensionen nicht den Mittelwerten aus der deutschen Literatur entsprach (Hellwig et al., 2013), wurde das Modell um den Faktor 1,5 vergrößert. Durch die Vergrößerung jedes einzelnen Elements kam es im Modell zu Fehlern bei der Gesamtvernetzung. Die entstandenen Spalten an den Kontaktflächen angrenzender Elemente konnten nicht mit einem Befehl korrigiert, sondern mussten einzeln wieder aneinandergesetzt werden. Zusätzlich musste das PDL, welches den Raum zwischen Alveolarfach und Zahnwurzel ausfüllt, mithilfe von Mimics marginal verschlossen werden, da es im Ursprungsmodell kein geschlossenes System war. Das Modell wurde zunächst halbiert und nach der Anpassung gespiegelt, sodass es nun als vollständiges Unterkiefermodell vorlag. Damit jeder anatomischen Struktur unterschiedliche Materialparameter zugeordnet werden konnten, wurden die Zähne, der Knochen und das parodontale Ligament einzelnen Untergruppen, sogenannten Sets,

zugeordnet. Nach der Fertigstellung wurde aus dem Modell ein Volumenkörper erstellt und die einzelnen Sets miteinander verknüpft, sodass ein geschlossenes System entstand. In Abbildung 2 ist das fertige Modell zu sehen.

3.3.2 Generierung des Frontengstands

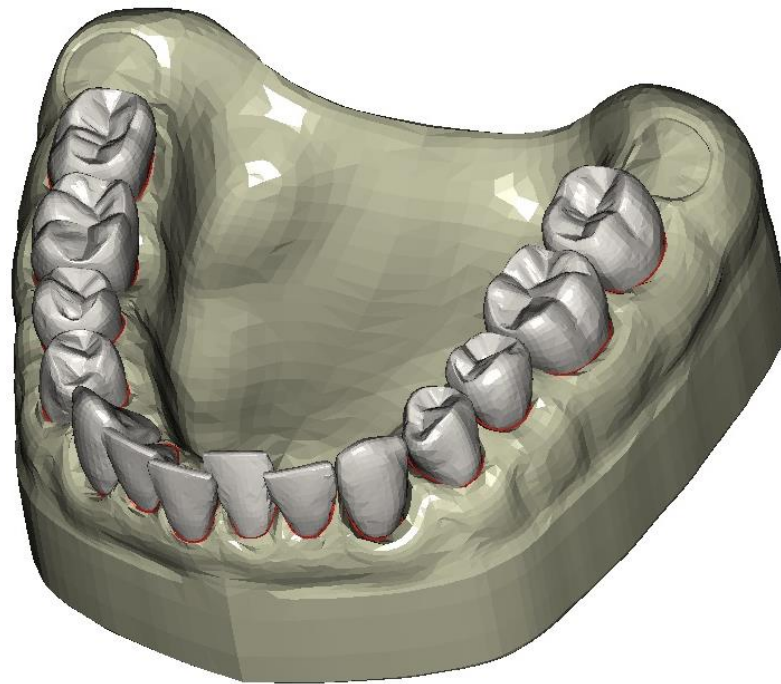


Abb. 3: Volumenmodell mit physiologischem Knochenniveau und generiertem Engstand.

Um den Platzmangel zu generieren, war es erforderlich, die Zähne 41, 42, 43, 31, 32, 33 verschachtelt zu positionieren. Dabei wurden die Kronen der Zähne 42 bis 32 an der breitesten Stelle in mesiodistaler Richtung um je 0,5 mm verbreitert. Bei der Verschachtelung wurden die Zähne mithilfe von Koordinateneingaben in vestibulär-orale sowie in mesio-distale Richtung gekippt. Dazu wurde ein Rotationspunkt in der Mitte der einzelnen Zahnwurzeln festgelegt, um die die Zähne dann, durch Eingabe der Koordinaten in x-, y- und z-Richtung, rotiert wurden. Durch die Veränderung der Zahnposition wurde eine zusätzliche Verengung der Zahnreihe erzielt. Durch die Bewegung kam es zur Durchdringung von Zahnwurzel, PDL und Alveolarknochen. Der Alveolarknochen muss-

te also morphologisch an die Stellungsänderung angepasst und teilweise neu erstellt werden. Die Interdentalsepten wurden ebenfalls bewegt und verschmälert, da sich durch den Engstand weniger Platz im Interdentalbereich ergab.

Durch die veränderte Positionierung und die Verbreiterung der Frontzähne wurde insgesamt ein Frontengstand von 4 mm generiert, wie in Abbildung 3 zu sehen ist. Der Platzmangel konnte durch eine Einteilung der Frontzähne in Segmenten gemessen werden. Hierbei stellten jeweils 42 und 41, sowie 31 und 32 ein Segment dar (Lundström, 1955).

3.3.3 Generierung des parodontalen Defekts

Im letzten Schritt wurde ein parodontaler Defekt im Frontsegment generiert. Dieser moderate, vertikale Knochenverlust sollte von den Eckzähnen begrenzt sein und an den ersten Inzisiven seine tiefste Stelle haben. Der Defekt sollte so modelliert werden, dass er an den Eckzähnen mesial ausläuft. Wie in Abbildung 4 zu erkennen ist, ist der Attachmentverlust moderat und beträgt 3 bis 4 mm.

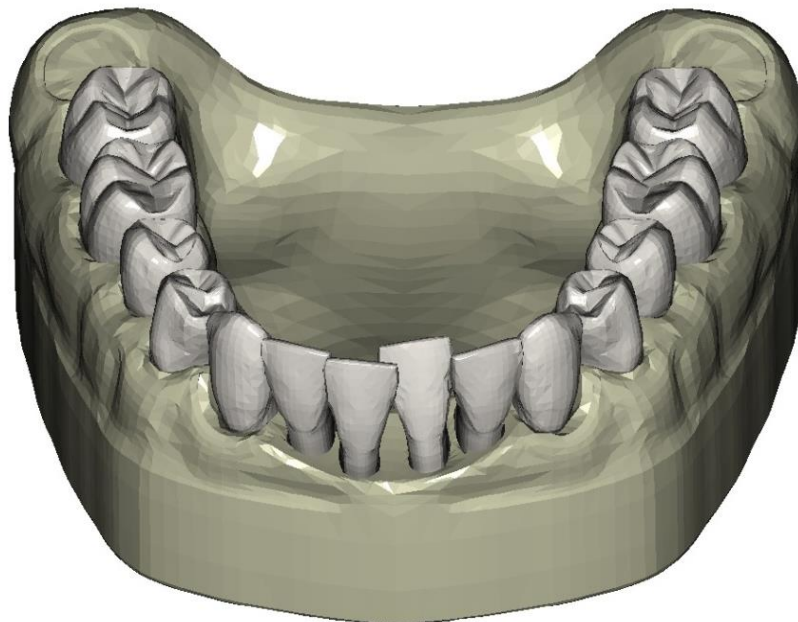


Abb. 4: Volumenmodell mit moderatem Knochenverlust in der Front und generiertem Engstand.

Zur Generierung des Defekts wurde das Programm Mimics verwendet. Hierzu wurde eine Datei erstellt, in der nur der Unterkieferknochen ohne PDL und Zähne sichtbar war. Dieses Modell wurde in eine STL-Datei umgewandelt und konnte dann in der Software bearbeitet werden. Im Programm Mimics wurde ein Körper in Form einer Kugel in die Datei eingefügt, welche vom Radius so bestimmt wurde, dass die Größe dem gewünschten Defektumfang entsprach. Die Kugel, welche im Programm frei bewegt werden konnte, wurde so positioniert, dass sie den Alveolarknochen im gewählten Bereich durchdrang. Durch boolesche Subtraktion konnte der durchdrungene Bereich des Knochens vom Rest des Unterkieferknochens abgezogen werden. Hierzu findet sich bei Mimics ein eigener Befehl. Dadurch entstand ein vertikaler Defekt, der seinen tiefsten Punkt im Bereich der ersten Frontzähne hatte und im Bereich der Eckzähne auslief. Scharfe Kanten, die durch die Subtraktion entstanden, wurden mithilfe des Programmes geglättet. Anschließend wurde mit dem Finite-Elemente-Programm Marc/Mentat das PDL auf das Niveau des Defekts reduziert. Die Zähne 43 bis 33 wurden so in ein reduziertes Alveolarfach mit entsprechend reduziertem PDL eingebettet.

3.3.4 Kieferorthopädische Mechanik zur Therapie des Frontengstandes in der Simulation

Um eine realitätsnahe Simulation einer kieferorthopädischen Behandlungssituation zu generieren, musste in das FE-Modell eine entsprechende kieferorthopädische Behandlungsmechanik integriert werden. Es wurde eine festsitzende Apparatur zur Nivellierung des Engstandes gewählt, wie sie in Abbildung 5 zu sehen ist. Zunächst wurden Brackets an den Zähnen angebracht. Diese wurden als dreidimensionale STL-Datei der Firma Dentaforum aus der Produktlinie discovery[®] zur Verfügung gestellt. Die Stahlbrackets werden für jeden Zahn individuell gefertigt und konnten einzeln als Datei abgerufen werden. Sie enthielten die Informationen zur Kipp-, Translations- und Torquebewegung des Zahnes, sodass individuelle Biegungen in den Draht nicht notwendig waren (Sander et al., 2011). Die Brackets hatten einen 0.018“ Slot, also einen Schlitz der Breite 0,457 mm, in dem der Draht eingesetzt wurde.

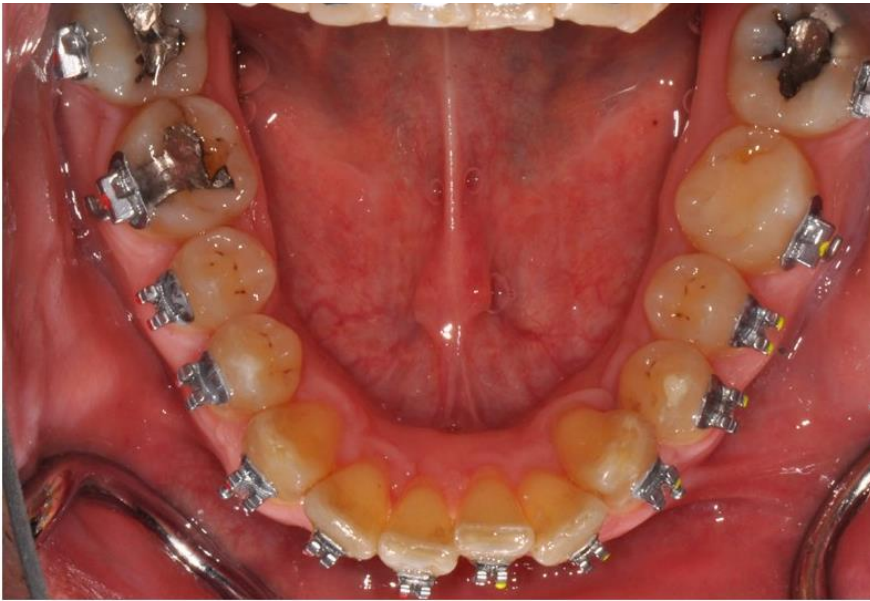


Abb. 5: Festsitzende kieferorthopädische Apparatur zur Behandlung eines Frontengstandes bei Parodontitis (mit freundlicher Genehmigung von Priv.-Doz. Dr. med. dent. C. Reichert).



Abb. 6: Volumenmodell mit aufgebracht discovery®-Brackets an den Zähnen 44 bis 34.

Da das FE-Modell von seiner Größenordnung her Mittelwerten aus der Literatur entsprach, passten die Brackets nahezu exakt auf die Zahnkronen. Wie in Abbildung 6 erkennbar, wurden sie auf einer Höhe im Bereich der Zahnkronenmitte und parallel zur Inzisalkante ausgerichtet. Hierbei diente neben der Krümmung der Zahnkronen eine klinisch bewährte Positionierungstabelle als Orientierung (McLaughlin et al., 2004). Für einen komplikationslosen Ablauf der Simulation war es nötig, dass die Bracketslots in

vertikaler und horizontaler Richtung möglichst parallel zueinander ausgerichtet wurden. So konnten starke Interferenzen mit dem Bogen vermieden werden. Diese hätten sonst zu Komplikationen in den Rechnungen geführt. Die sehr feinnetzige Struktur der Brackets verursachte ein großes Datenvolumen des Gesamtmodells. Folglich wurden die Elementzahlen reduziert, um die Rechenzeiten nicht zusätzlich zu verlängern

Bei der Wahl des Drahtbogens wurde ein Material gewählt, das in der Kieferorthopädie sehr häufig zur Nivellierung genutzt wird. Hierbei handelt es sich um eine superelastische Nickel-Titan-Legierung, die auch als Formgedächtnislegierung bezeichnet wird. Sie überträgt gleichmäßig geringe Kräfte auf die Zähne und ist daher besonders gut für die initiale Nivellierung geeignet. Die Besonderheit besteht in ihrer hohen Elastizität und der Fähigkeit, nach starker Verbiegung wieder in ihre ursprüngliche Form zurückzukehren.

Dem Vergleich dienend wurden in vereinfachten Simulationen zusätzlich noch eine nicht superelastische Nickel-Titan(NiTi)-Legierung, die dem Verhalten des klassischen Nitinol entspricht (Andreasen und Hilleman, 1971), und Edelstahl eingesetzt. Der Vergleich zwischen den klinisch relevanten Bogenmaterialien sollte zeigen, welche Kraftdimensionen auf die Zähne wirken und konnte so Rückschlüsse für die klinische Empfehlung geben.

Nickel-Titan-Legierungen können in zwei Kristallstrukturen vorliegen: Martensit und Austenit. Diese können in Abhängigkeit von Spannung und Temperatur ineinander übergehen und damit auch ihre äußere Form verändern. Die Legierungen weisen einen sehr großen Aktivierungsbereich auf und bieten eine nahezu konstante Kraftabgabe über einen sehr großen Spannungs/Dehnungs-Bereich (Schwindling, 2017). Diese Eigenschaften ermöglichen bei gleichzeitig hoher Elastizität eine schonende Zahnbewegung, die ohne häufige Nachaktivierungen und Bogenwechsel auskommt.

Die als „idealer Nivellierungsdraht“ (Pseiner et al. 2010) beschriebenen martensitischen NiTi-Legierungen zeichnen sich durch eine temperaturbedingte Phasentransformation und hohe Elastizität aus. Der Formgedächtnis- oder „Shape Memory“-Effekt entsteht durch die Umwandlung von Martensit in Austenit bei Überschreiten einer bestimmten

Transformationstemperatur. Unter Superelastizität versteht man dagegen die Eigenschaft zur Rückstellung des Materials in seinen ursprünglichen Zustand nach extremer mechanischer Verformung um bis zu 8% (Stoeckel, 1993). Diese ist bis zu 10 Mal so hoch wie bei Edelstahl (Schwindling, 2017). Außerdem weist das Material eine ausgeprägte mechanische Hysterese mit zwei Plateaus und nahezu konstanten Kräften bei Be- und Entlastung auf.

Edelstahl hat sich seit langer Zeit in der Kieferorthopädie behauptet. Die gute Formbarkeit und die geringe Reibung von Stahl eignen sich ebenfalls gut zur Nivellierung. Insbesondere seine hohe Elastizitätsgrenze und sein kleines Elastizitätsmodul sind vorteilhaft, um eine konstante Kraftabgabe über einen längeren Zeitraum sicherzustellen (Schwindling, 2017). Wichtig ist hierbei, dass die Kraft durch eine entsprechende Bogendimension kontrolliert wird, um zu starke Spannungen im parodontalen Gewebe zu vermeiden. Da die Kraftabgabe proportional zur vierten Potenz des Drahtdurchmessers ist, musste als initialer Draht ein relativ kleiner Durchmesser gewählt werden, um das reduzierte PDL nicht übermäßig zu belasten. Je kleiner der Durchmesser, desto erschwerter ist allerdings auch die Kontrolle über die Zahnbewegung, da ein größerer Spielraum im Bracketslot entsteht (Harzer, 2011). Als guter Kompromiss und üblich für die initiale Phase der kieferorthopädischen Behandlung gilt ein Rundbogen der Größe 0,012“, also mit einem Durchmesser von 0,305 mm. Diese Drahtbogengröße wurde als Runddraht generiert, um Verkantungen und Kraftverlust durch Reibung in der Simulation zu vermeiden.

Zunächst wurde der Draht am Idealzahnbogen vorgeformt. Dafür wurden die äußeren Kanten der Bracketslots am physiologischen Zahnbogen im FE-Programm mit Punkten markiert und eine Verbindungslinie erstellt. Anschließend wurde die Linie auf den gewünschten Durchmesser von 0,305 mm expandiert. Sowohl dem Draht, als auch den Brackets, wurden die entsprechenden Materialparameter in den Simulationen zugeordnet. Durch die Wölbung des Drahtes am idealen Zahnbogen war bereits die Richtung der Zahnbewegung am verschachtelten Modell vorgegeben.

Am Engstandsmodell wurde dann im nächsten Schritt der idealisierte Drahtbogen angebracht. In der Simulation musste der Draht in die Bracketslots der verengt stehenden Zähne rechnerisch eingeschoben und an den Molaren fixiert werden. Die vom Draht ausgehende Kraft bewirkte die Auslenkung der Zähne 42 bis 32. In Abbildung 7 ist das fertige Modell mit dem Draht und reduziertem parodontalen Ligament dargestellt.

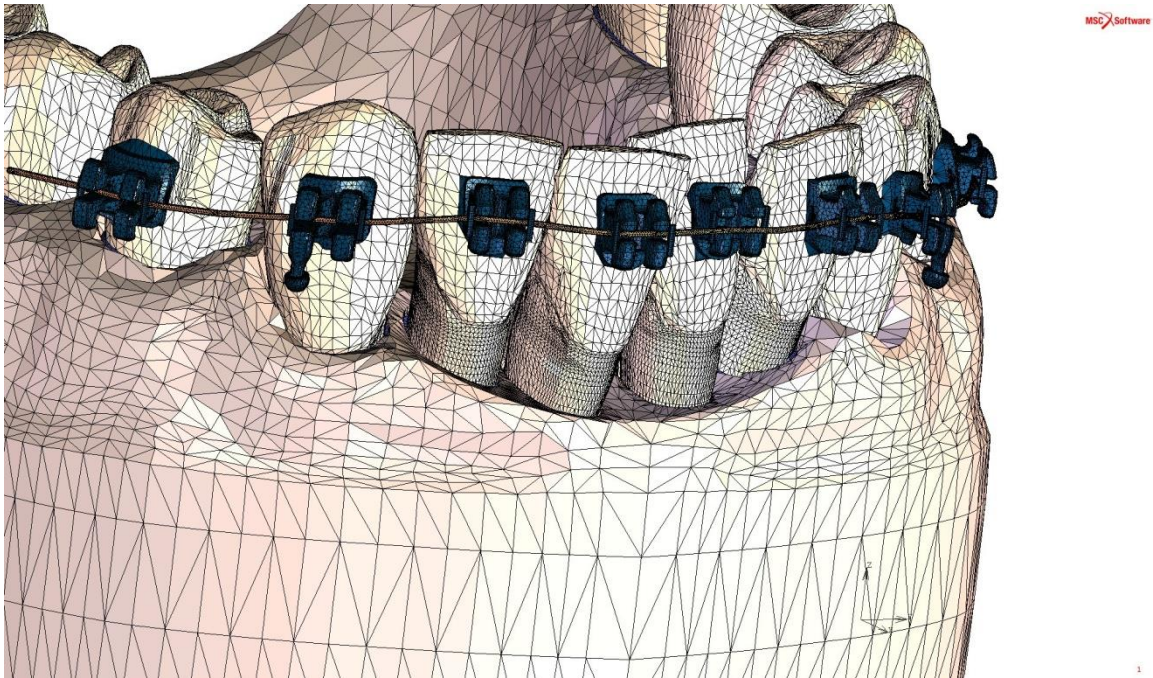


Abb. 7: Fertiges Volumenmodell mit Zähnen, reduziertem Knochen, Brackets und Nivellierungsbogen

3.4 Übersicht über die durchgeführten Simulationen

Für den ersten Teil der Simulationen wurden zwei Modelle genutzt:

- das Frontengstandsmodell mit physiologischem Parodont, Stahlbrackets und Stahlligaturen an den Zähnen 34 bis 44 und ein runder Nivellierungsbogen aus superelastischem Nickel-Titan mit einem Durchmesser von 0,305 mm und
- das Frontengstandsmodell mit einem Attachmentverlust von 4 mm, Stahlbrackets und Stahlligaturen an den Zähnen 34 bis 44 und ein runder Nivellierungsbogen aus superelastischem Nickel-Titan mit einem Durchmesser von 0,305 mm.

Zunächst wurde für die Zähne 32 bis 42 die Lage der Widerstandszentren ermittelt. Es wurde je ein Kräftepaar, bestehend aus entgegen gerichteten Kraftvektoren in oroves-tibulärer Richtung an die Zahnkronen angelegt, sodass die Zähne hierdurch um ihr ei-genes Widerstandszentrum ausgelenkt wurden. Die Zahnwurzel wurde transparent vi-sualisiert und die Widerstandszentren jeweils im gesunden und im parodontal geschä-digten Kiefer in den Zahnwurzeln lokalisiert und die Lage ausgemessen. Die Positionen der Widerstandszentren wurden notiert und verglichen.

Im Anschluss konnten die Simulationen durchgeführt werden. Der Ablauf der Simulation war für beide Modelle identisch:

In die Bracketslots der Zähne 44 bis 34 wurde jeweils ein runder superelastischer Ni-ckel-Titan-Bogen der Größe 0,012“, also einem Durchmesser von 0,305 mm eingesetzt. Da der ideale Bogen am Ausgangsmodell des Zahnbogens ohne Fehlstellungen erstellt wurde, lag er bereits in den Bracketslots der Brackets der unbewegten Zähne 33, 34, 43 und 44. Im ersten Abschnitt der Simulation musste der Draht in die Slots der Frontzahn-brackets auf Zahn 32 bis 42 eingesetzt werden. Dazu wurde der Abstand zwischen den Bracketslots und den jeweils dazugehörigen Drahtsegmenten ausgemessen und diese Bewegung in der Simulation ausgeführt. Da sich vor der Positionierung des Drahtes die Frontzahnbrackets und der Draht teilweise durchdrungen haben, wurde in dieser Phase der Kontakt zwischen Frontzahnbrackets, Ligaturen und Draht ignoriert. Der Kontakt zwischen dem Draht und den Brackets auf den hinteren Zähnen (3er und 4er) und den dazugehörigen Ligaturen wurde dagegen vollständig berücksichtigt. Um ein unkontrol-liertes Herausrutschen des Drahtes aus den Brackets zu verhindern, wurde zusätzlich das Drahtende auf Höhe des Zahnes 44 in allen drei Raumachsen festgehalten. Das andere Drahtende auf Höhe des Zahnes 34 war dagegen frei beweglich, um ausrei-chenden Spielraum für eine Längsbewegung des Drahtes während des Einsetzens zu gewährleisten. Nachdem der Draht erfolgreich in den Slots der Frontzahn-brackets ein-gesetzt war, konnte die zweite Phase der Simulation gestartet werden. Dazu wurde zu-erst der Kontakt dieser Brackets und der dazugehörigen Ligaturen mit dem Draht akti-viert. Dann wurde die Fixierung des Drahtes in den Slots der Frontzahnbrackets gelöst, so dass der Draht die durch die elastische Deformation gespeicherte Energie an die

umgebenden Brackets und Ligaturen und damit auf die Zähne und den Zahnhalteapparat übertragen konnte.

Hierbei wurden folgende Parameter an den Zähnen 42, 41, 31 und 32 untersucht:

- Zahnauslenkungen und –rotationen,
- Dehnungen des parodontalen Ligaments und
- Kräfte an den Zähnen.

Im zweiten Abschnitt der Arbeit wurden zusätzlich Simulationen durchgeführt, bei denen die Materialparameter des Nivellierungsbogens variiert wurden. Ziel war es, die Eigenschaften von drei verschiedenen, klinisch relevanten Drahtlegierungen zu untersuchen.

Das Modell bestand aus folgenden Komponenten:

- Stahlbrackets 44 bis 34,
- Stahlligaturen an den Brackets 44 bis 34 und
- ein Rundbogen mit einem Durchmesser 0,305 mm.

Die Variation der Materialparameter des Bogens erlaubte die Untersuchung von folgenden Legierungen:

- Edelstahl,
- superelastisches Nickel-Titan und
- nicht superelastisches Nickel-Titan.

Der Ablauf der Simulation war bei den drei Legierungen identisch. Die Volumenelemente von Zähnen und Parodont wurden entfernt, sodass eine kürzere Rechenzeit möglich war. Die Brackets und die Bögen wurden in allen drei Raumebenen fixiert, eine zu starke Bewegung des Bogens war hierdurch ausgeschlossen und eine realitätsangenehme Durchführung konnte ermöglicht werden.

Untersucht wurden folgende Parameter:

- Kraftübertragung an den Brackets 31 und 41 und
- Spannungsverteilung im jeweiligen Nivellierungsbogen.

Zusätzlich zu den Materialparametern wurden für alle numerischen Untersuchungen Kontaktparameter und Randbedingungen bestimmt:

Die Kontaktparameter wurden auf Grundlage der coulombschen Reibungstheorie definiert. Das bedeutet, dass die Reibungskraft proportional zur Normalkraft und unabhängig von der Geschwindigkeit ist. Durch diese Parameterwahl fand Reibung und keine Durchdringung bei Bewegungen zwischen den Strukturen statt. Dies galt für die Zähne, das Parodont, die Brackets, die Stahlligaturen und die eingesetzten Bögen. Als Randbedingungen werden alle Bedingungen zusammengefasst, die dafür sorgen, dass für das Modell die gleichen physikalischen Grundlagen gelten, wie für unseren Unterkiefer im Raum. Die Basis jedes Modells wurde in der Simulation fixiert („fixed displacement“), um die Kräfte auf die Brackets wirken lassen zu können, ohne dass das Modell rotiert oder ausgelenkt wird.

Die Materialparameter odontogener Strukturen wurden bereits im Kapitel 3.1 beschrieben. In Kapitel 3.4.4 wurden die Materialparameter von Brackets und Bögen erläutert. Sie wurden in diesen Simulationen analog eingesetzt.

4. Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der numerischen Simulationen dargelegt. Zunächst wird beschrieben, wie sich die Lage der Widerstandszentren der Unterkiefer-schneidezähne durch den parodontalen Defekt verändert. Danach folgt die Auswertung der Simulationen zur initialen Nivellierung mit superelastischem NiTi-Bogen im morphologischen und parodontal geschädigten Unterkiefermodell:

Die Auswirkungen des initialen kieferorthopädischen Kraftangriffs auf die Zähne 42 bis 32 und die umliegenden Gewebe werden dargelegt. Ergebnisse der Zahnauslenkungen, Dehnungen des parodontalen Ligaments und Kraftdimensionen werden isoliert beschrieben. Unterschiede zwischen den biomechanischen Reaktionen im physiologischen und im parodontal reduzierten Unterkiefermodell werden differenziert dargestellt.

Die Anordnung der Simulationsabläufe gestaltete sich wie folgt:

Sowohl im Modell mit reduziertem Knochenniveau, als auch im Modell mit gesundem Parodont wurden in die Bracketslots der Zähne 44 bis 34 jeweils ein runder superelastischer Nickel-Titan-Bogen der Größe 0,012“, also mit einem Durchmesser von 0,305 mm eingesetzt. Wie bereits oben beschrieben wurde die Simulation in zwei Phasen durchgeführt, zuerst die Aktivierung des Drahtes durch Einsetzen in den Bracketslot der Frontzahnbrackets, danach das „Loslassen“ des Drahtes, mit dem die gespeicherte Arbeit in Form der elastischen Deformation vom Draht freigesetzt wird und dadurch der Zahn ausgelenkt wird. Ab dem Punkt des Loslassens, in den Kurvendiagrammen als Wert 1 in der x-Achse gekennzeichnet, setzten die initialen Reaktionen in den beteiligten Geweben ein. Der zeitliche Rahmen der Simulation war dadurch auf den Moment eingegrenzt, in dem der Behandler in der Klinik den ersten Nivellierungsbogen einsetzt und an den Brackets fixiert.

Im letzten Teil des Kapitels werden die Ergebnisse der Simulationen zur Untersuchung von drei verschiedenen Nivellierungsdrähten vorgestellt. Bei den vereinfachten Simulationen mit klinisch relevanten Bogenlegierungen werden die Auswertungen der Messungen der initialen Kräfte in den Brackets 41 und 31 durch das Einlagieren der Bögen so-

wie die Spannungsverteilung in den Bögen vorgestellt. Diese geben Auskunft darüber, wie stark oder schwach die Kraftdimensionen und Spannungsverteilungen bei gleicher Bogengröße aber unterschiedlichen Legierungen sind.

Zur Veranschaulichung wurden, neben Säulen- und Kurvendiagrammen, Graphiken erstellt, die das Ausmaß der einzelnen Reaktionen farblich darstellen sollen. Die Skalierungen werden jeweils im Text erläutert. Die farblichen Abstufungen sind einheitlich. Graue Farbe bedeutet keine Reaktion, dunkelblau bedeutet die schwächste Reaktion und Gelb die stärkste. Weiße Flächen liegen oberhalb der Skala und sind daher mit einer starken Reaktion gleichzusetzen.

4.1 Widerstandszentren bei reduziertem und gesundem Knochenniveau

Wie aus Kapitel 1.1 bereits zu entnehmen ist, hängt die Lage des Widerstandszentrums von der Wurzelanatomie und dem Parodont ab. Da aus der Literatur hervorgeht, dass eine Parodontitis zu einer apikalen Verschiebung des Widerstandszentrums führt, musste sich dies auch in der numerischen Simulation bestätigen, da sonst von Fehlern in den Rechnungen auszugehen wäre. Aus diesem Grund wurden zunächst die Widerstandszentren untersucht. Hierzu wurde je ein Kräftepaar, bestehend aus entgegen gerichteten Kraftvektoren in orovestibulärer Richtung an die Zahnkronen 31, 32, 41 und 42 angelegt, sodass die Zähne hierdurch um ihr eigenes Widerstandszentrum ausgelenkt wurden. Im gesunden Modell lagen die Widerstandszentren erwartungsgemäß im Bereich des Übergangs von mittlerem zu apikalem Drittel der Zahnwurzel. Wie aus Abbildung 8 zu entnehmen ist, verschoben sich diese bei einer parodontalen Reduktion von 4 mm um 2 mm nach apikal. In Abbildung 8 sind die Widerstandszentren kreisförmig auf den ausgegrauten Zähnen dargestellt. Die farbig markierten Kreise markieren den Punkt, an dem im Zahn die geringste Auslenkung stattgefunden hat, also wo das Widerlager am stärksten war. Die hier ermittelte Lage des Widerstandszentrums kann nicht auf andere Unterkieferfrontzähne übertragen werden, sondern bezieht sich auf die Gestaltung des Alveolarknochens und die Zahnform in dieser Simulation.

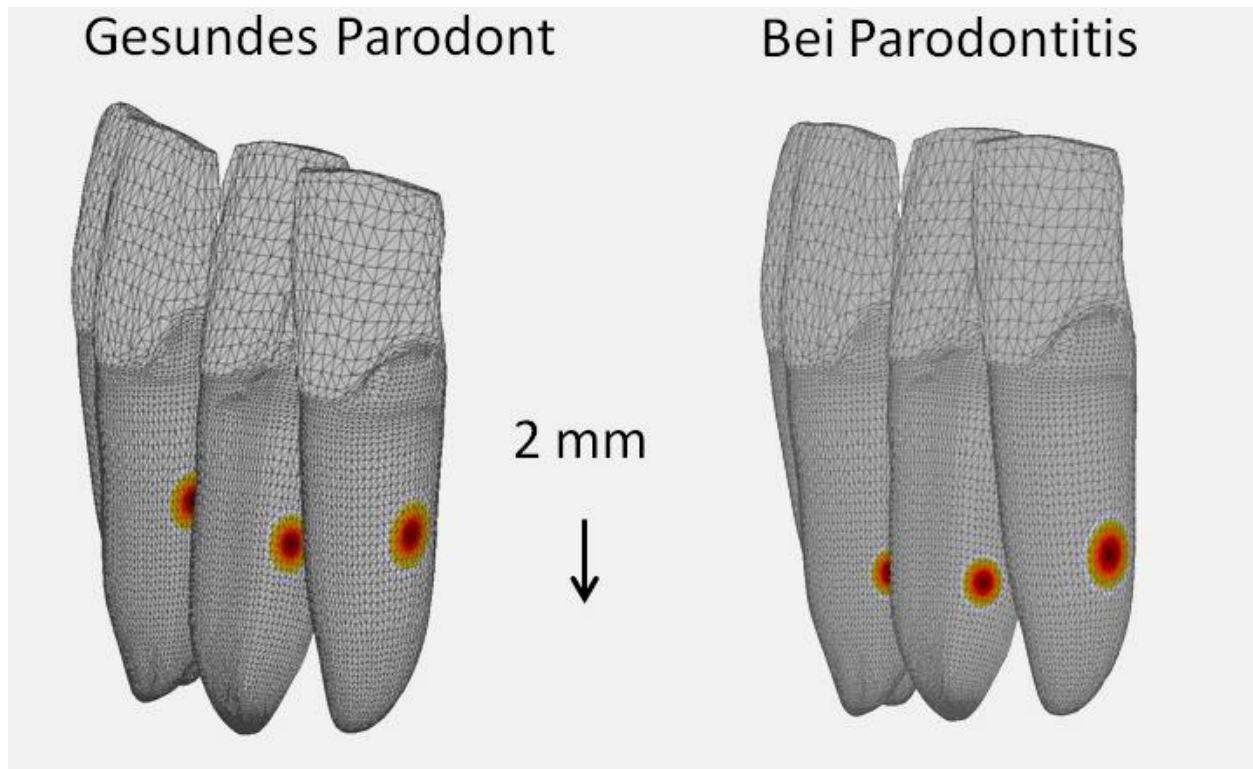


Abb. 8: Bei Vorliegen eines Attachmentverlusts von 4 mm verschieben sich die Widerstandszentren an den Zähnen 42, 32, 31 und 41 um 2 mm nach apikal.

4.2 Simulation mit superelastischem Nickel-Titan-Bogen

Nachfolgend werden die Wirkungen des superelastischen Nickel-Titan-Bogens auf das morphologische und auf das parodontal reduzierte Modell vergleichend dargestellt und erläutert. Die Wirkungen wurden im Verlauf vom Einsetzen beziehungsweise Einligieren des Bogens in die Brackets bis zur initialen Kraftübertragung und Krafteinwirkung des Bogens auf die Zähne und die peripheren Gewebe untersucht.

4.2.1 Zahnauslenkungen

In diesem Kapitel werden die initialen Zahnauslenkungen in den numerischen Simulationen dargestellt. In der Simulation des initialen kieferorthopädischen Kraftangriffs reagierten die Zähne in Abhängigkeit vom Knochenniveau mit verschiedenen starken Auslenkungen. Es kann eindeutig festgestellt werden, dass die Auslenkungen generell stärker waren, wenn der parodontale Stützapparat reduziert war.

In den Abbildungen 9 und 10 sind die Auslenkungen in farbiger Skalierung zu sehen. Die Skala ist hierbei zum besseren Vergleich einheitlich gewählt worden und stellt alle Auslenkungen von 0,01 mm bis 0,1 mm dar. Für die Zähne 31 und 41 kann das Ausmaß der Auslenkungen im parodontal geschwächten Modell in der Skalierung bis 0,1 mm nicht vollständig dargestellt werden, da sie größer waren. In Abbildung 11 werden daher die genauen Werte in einem Säulendiagramm für die Zähne 42, 41, 31 und 32 aufgelistet.

Initiale Auslenkungen im gesunden Knochen

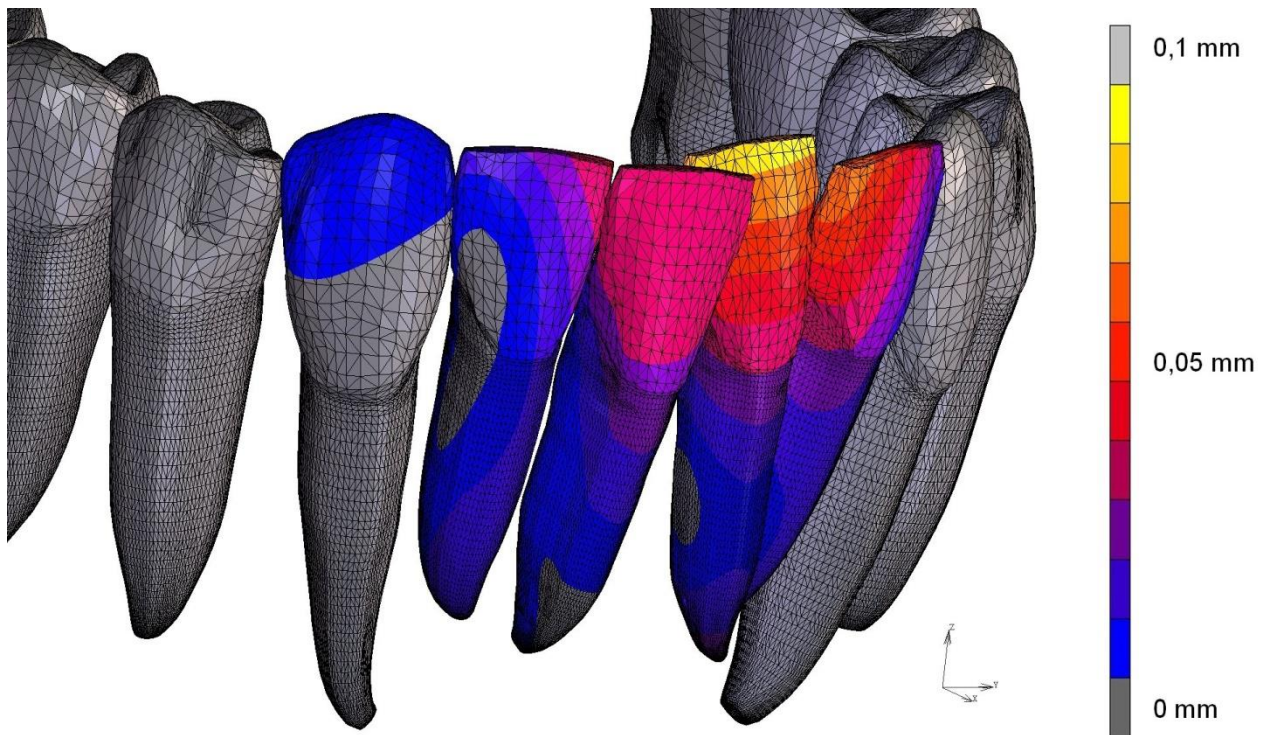


Abb. 9: Auslenkung der Zähne im parodontal gesunden Modell in einer Skala von 0,01 mm bis 0,1 mm.

In der numerischen Simulation mit gesundem Knochenniveau lag die maximale initiale Auslenkung bei 0,075 mm an den Zähnen 31, 32 und 42. Zahn 41 wurde geringfügig schwächer ausgelenkt, mit einem Wert von 0,05 mm. In Abbildung 9 sieht man die Areale stärkerer Auslenkung von 0,05 mm bis 0,075 mm orange markiert. Areale geringerer Bewegung sind lila markiert und liegen im Bereich von 0,01 mm bis 0,03 mm. Blaue Flächen markieren den Bereich geringfügigster Auslenkung im Bereich von 0,001 mm

bis 0,01 mm. Es ist gut zu erkennen, dass Zahn 31 vom Gesamtbetrag her am stärksten in der initialen Phase ausgelenkt wurde. Die Nachbarzähne 32 und 41 haben an ihren mesialen Inzisalkanten zwar eine deutliche Auslenkung erfahren, betrachtet man aber den Gesamtbetrag dieser Zähne, so sind die Zähne nicht stark bewegt worden, sondern weitestgehend im Bereich von 0,001 mm bis 0,04 mm.

Initiale Auslenkungen im parodontal reduzierten Knochen

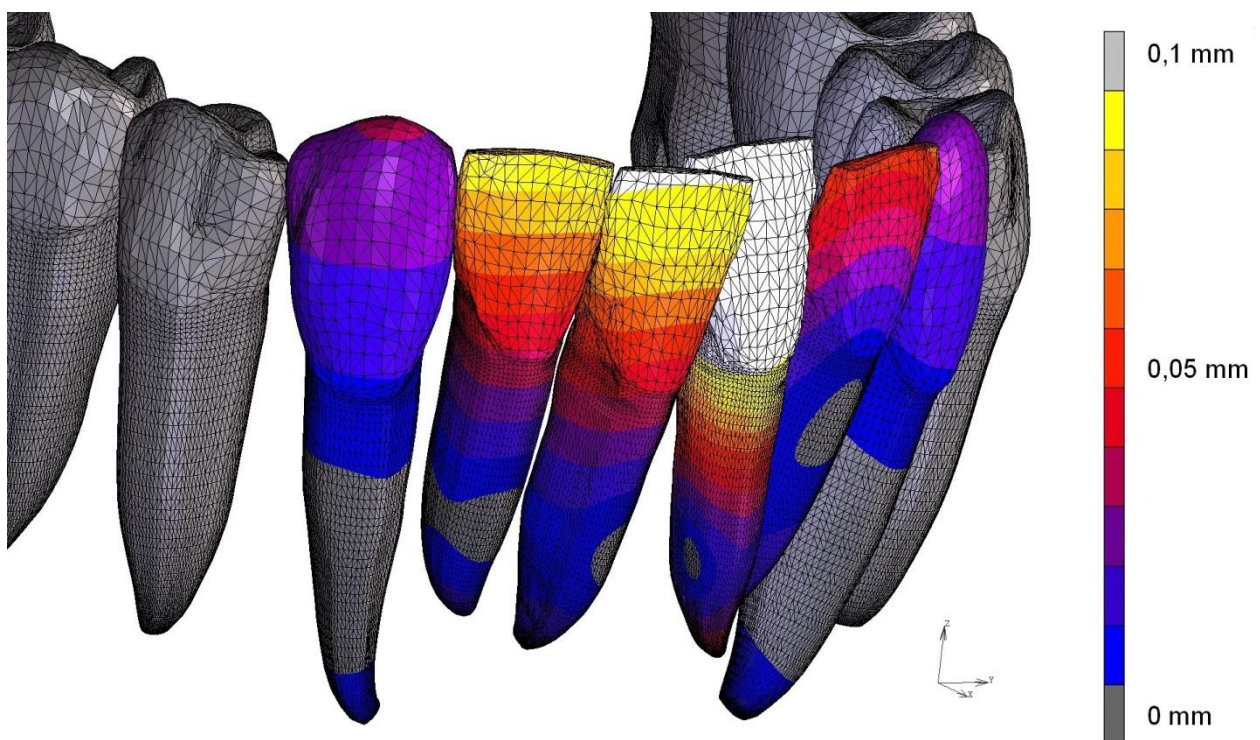


Abb. 10: Auslenkung der Zähne im parodontal reduzierten Modell in einer Skala von 0,01 mm bis 0,1 mm.

Die höchste initiale Auslenkung in der Simulation mit reduziertem Knochenniveau betrug 0,19 mm an der Inzisalkante von Zahn 31 (siehe Darstellung in Abbildung 10). Dabei ist neben dem Auslenkungsmaximum im Bereich der Inzisalkante ein großes Areal des oberen Wurzeldrittels zwischen 0,05 mm bis 0,1 mm bewegt worden. Zahn 41 wurde mit einem Wert von 0,106 mm, im Bereich der Inzisalkante, ebenfalls stark ausgelenkt. Zahn 42 zeigte eine Auslenkung von 0,085 mm. Die Zähne 41 und 42 wurden überwiegend im Bereich von 0,06 mm bis 0,08 mm bewegt. Die ausgelenkten Anteile der Zähne

erstrecken sich von der Zahnkante bis zum Übergang vom oberen zu mittleren Wurzel-drittel. Zahn 32 hatte das niedrigste Auslenkungsmaximum in der Simulation. An der Inzisalkante wurde er um 0,063 mm bewegt. Nach apikal gehend, bewegte er sich nur geringfügig im Bereich von 0,01 mm bis 0,02 mm.

Vergleich der Zahnauslenkungen im gesunden und parodontal reduzierten Knochen

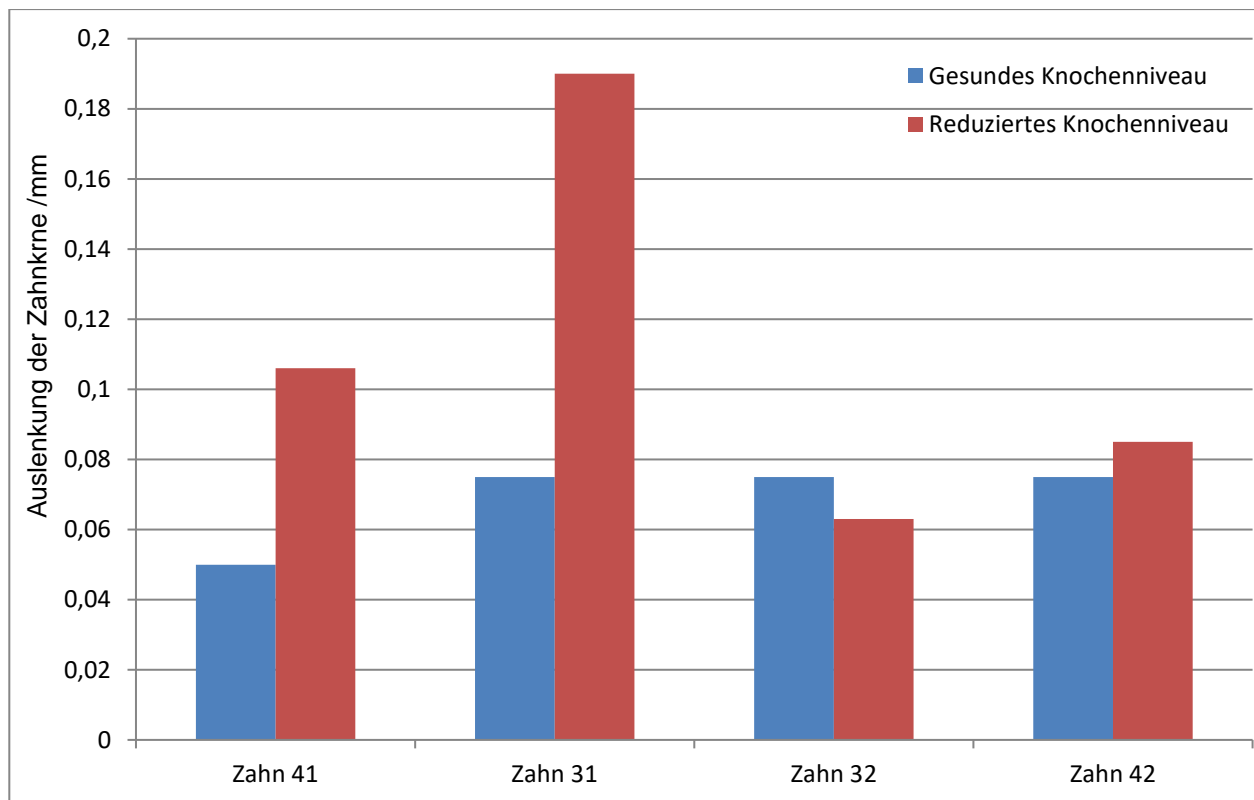
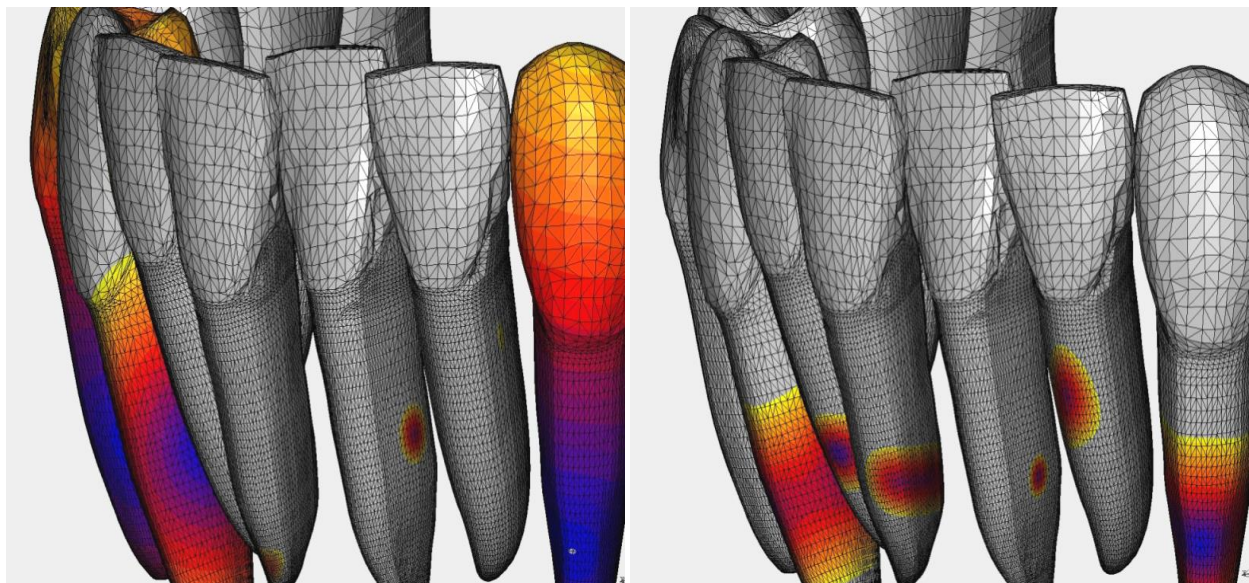


Abb. 11: Initiale Zahnauslenkungen der Zähne 41, 31, 32 und 42 in Milimeter. Die blauen Balken zeigen die Auslenkungen im gesunden Kiefer, die roten Balken zeigen die Auslenkung bei reduziertem Parodont.

Das Säulendiagramm (Abbildung 11) veranschaulicht, die Unterschiede zwischen den initialen Zahnauslenkungen im gesunden und im parodontal reduzierten Knochen. Am markantesten ist der Unterschied bei Zahn 31, der etwas mehr als 2,5 Mal so stark ausgelenkt wurde, wenn der parodontale Stützapparat um 4 mm reduziert war. Auch bei Zahn 41 löste der moderate Attachmentverlust eine um 1,12 Mal höhere Auslenkung

aus. Nicht ganz so deutlich war der Unterschied bei Zahn 42. Dieser wurde im parodontal reduzierten Modell 0,01 mm stärker ausgelenkt, was einen Unterschied von 13,3 % ergibt. Zahn 32 wurde im gesunden Modell sogar minimal stärker ausgelenkt. Im gesunden Modell betrug die Auslenkung 0,063 mm und im parodontal geschwächten Modell 0,075 mm, was einen Unterschied von 0,012 mm bedeutet.

Rotationen der Zähne



Rotationsachsen bei physiologischem Knochenniveau

Rotationsachsen bei reduziertem Knochenniveau

Abb. 12: Rotationszentren der Unterkieferfrontzähne in Abhängigkeit vom Knochenniveau in gleicher farblicher Skalierung für beide Modelle.

Die Auslenkungen der Zähne waren nicht einheitlich, sondern variierten in ihrer Richtung in Abhängigkeit von der Ausgangsposition, wie auch Ihrer Stellung zueinander. Zahn 31 rotierte in beiden Simulationen ausschließlich in orovestibuläre Richtung, was durch eine Analyse der Rotationszentren festgestellt werden konnte (vergleiche Abbildung 12). Die Zähne 32, 42 und 41 rotierten zusätzlich zur orovestibulären Richtung auch um ihre Längsachse in mesiodistale Richtung.

4.2.2 Dehnungen des parodontalen Ligaments

Im Folgenden Abschnitt werden die initialen Dehnungen des parodontalen Ligaments durch die kieferorthopädische Behandlungsapparatur besprochen. Die Dehnungen des PDLs werden in Prozent angegeben und sind dem Säulendiagramm in Abbildung 13 zu entnehmen.

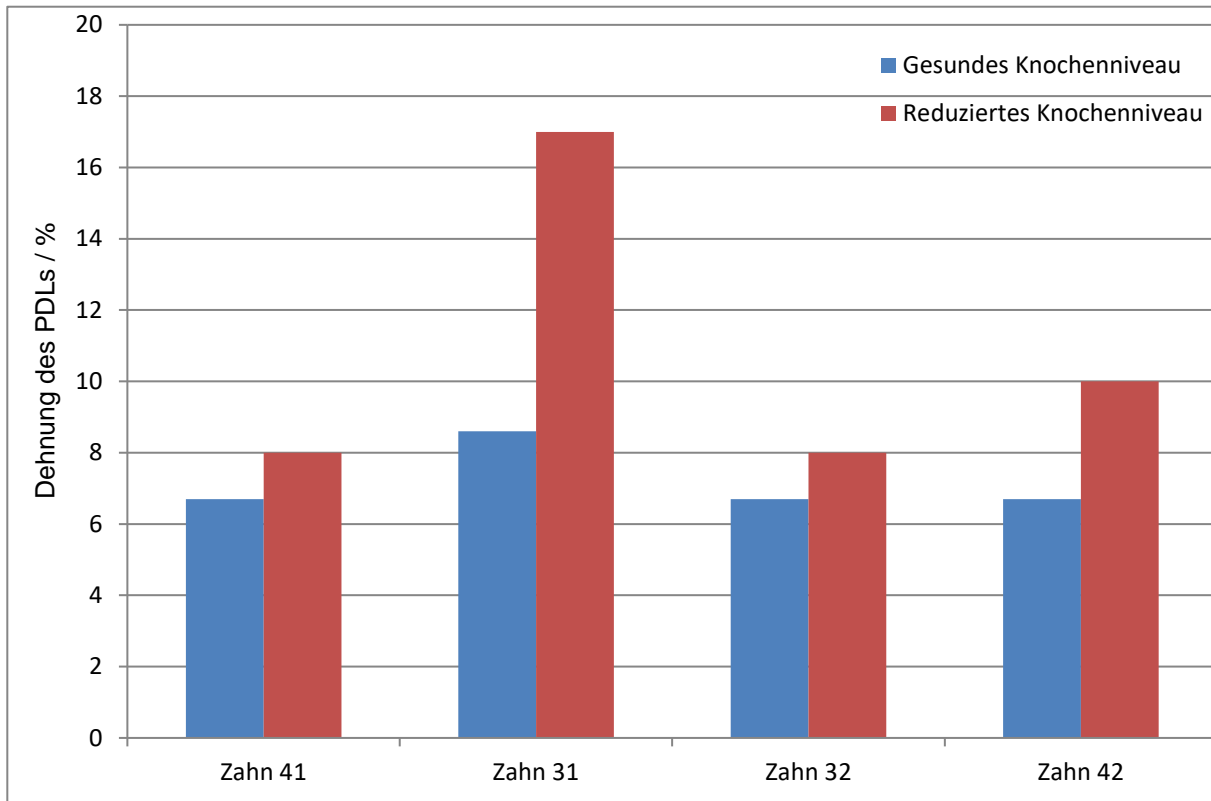


Abb. 13: Dehnungen des PDLs der Zähne 42 bis 32 im Vergleich: Angegeben in Prozent zeigen die blauen Balken die Dehnungen des parodontalen Ligaments im physiologischen Modell, die roten Balken stellen die Dehnungen des reduzierten PDLs dar.

Das Diagramm in Abbildung 13 veranschaulicht die Unterschiede zwischen den Dehnungen des reduzierten und gesunden PDLs für die Zähne 32 bis 42. Unschwer erkennbar ist, dass die initialen Dehnungen im reduzierten parodontalen Ligament (Rote Balken) über denen des gesunden PDLs liegen.

Besonders auffallend ist der Unterschied am PDL des Zahnes 31, da dieser, wie in Kapitel 4.2.1 besprochen, durch die Apparatur am stärksten ausgelenkt wurde. An dem Zahn dehnte sich das reduzierte parodontale Ligament in der initialen Phase, im Vergleich

zum nicht reduzierten PDL, doppelt so stark. Während die maximale Dehnung des marginalen parodontalen Ligaments im gesunden Modell punktuell bei 8,6 % lag, konnten im parodontal reduzierten Modell punktuelle Dehnungen von 17 % gemessen werden (Vergleiche Abbildungen 14 und 15).

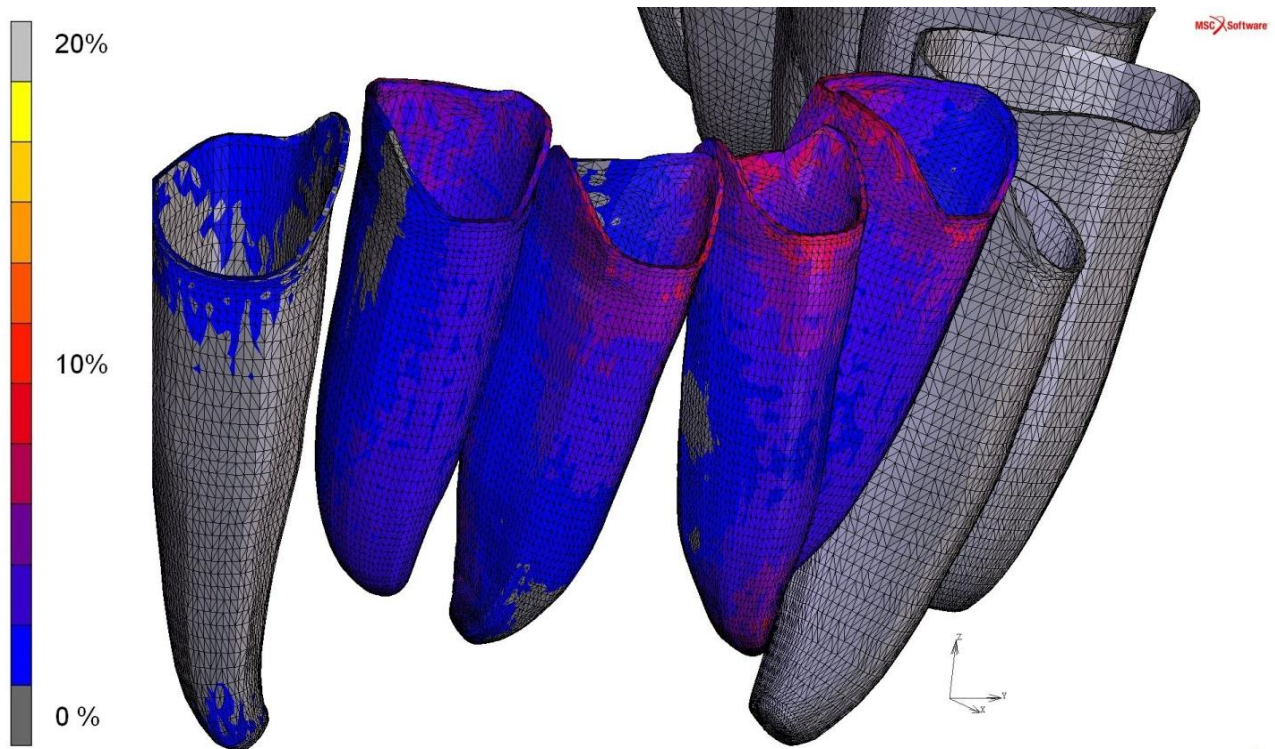


Abb. 14: Dehnungen des parodontalen Ligaments bei physiologischem Parodont der Zähne 43 bis 33 in einer Skalierung von 0 % bis 20 %.

Auffällig waren neben den stärkeren Ausprägungen der Dehnungen im parodontal reduzierten Knochen auch, dass die Dehnungen des PDLs insgesamt im gesunden Unterkiefer eher marginal im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze lokalisiert waren. Durch den parodontalen Abbau vergrößerten sich die Flächen mit höheren Dehnungen in apikale Richtung. In beiden Simulationen waren neben den Dehnungsmaxima im marginalen PDL auch höhere Dehnungen zirkulär um die Wurzelspitze herum festzustellen. Dies weist darauf hin, dass durch die orthodontischen Kraftübertragungen vor allen Dingen Kippungen erzeugt wurden, die zu höheren Dehnungen in den oberen und unteren Arealen der Wurzeloberfläche führten. Die Mitte der Zahnwurzeln war in den Simulationen nahezu gar nicht betroffen.

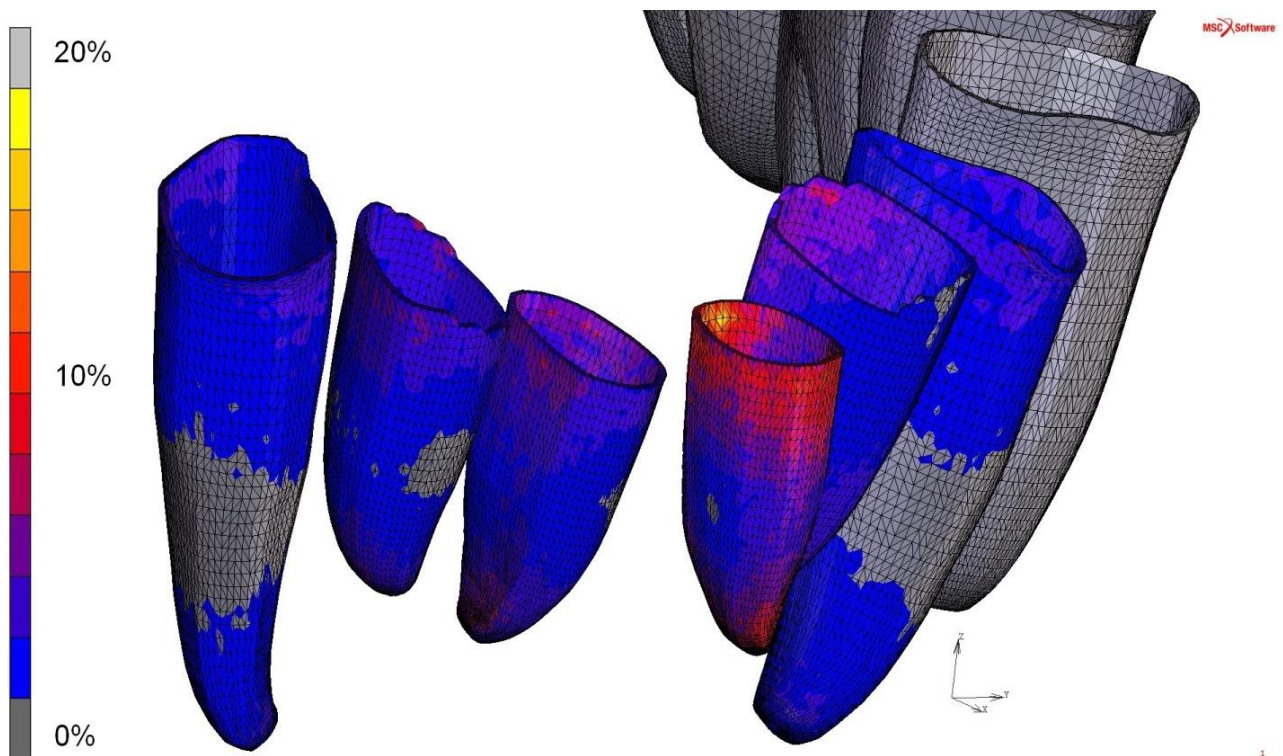


Abb. 15: Dehnungen des reduzierten parodontalen Ligaments der Zähne 43 bis 33 in einer Skalierung von 0 % bis 20%.

4.2.3 Verteilung der Kräfte

In diesem Kapitel werden die Kräfte beschrieben, die während der numerischen Simulationen in den Brackets 42, 41, 31 und 32 gemessen wurden. Gemäß dem dritten Newtonschen Axiom wird durch jeden Kraftangriff eine Gegenkraft ausgelöst. In diesem Fall geht die Kraft von dem Nivellierungsbogen aus und wirkt durch das jeweilige Bracket auf den Zahn. Die Gegenkraft ist von der Verankerung des Zahnes und der Reaktion des Desmodonts abhängig.

Die Kräfte wurden jeweils vom gleichen Rundbogen ausgelöst, einem superelastischen NiTi-Bogen mit einem Durchmesser von 0,305 mm. Die Simulation wurde einmal mit parodontal reduziertem und einmal mit gesundem Modell durchgeführt.

In den Abbildungen 16 und 17 sind die Kurvendiagramme für die zwei Simulationen dargestellt. Die Einheit für die Werte der y-Achse ist Newton, die x-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf. Die Schritte 0 bis 1 beschreiben den zeitlichen Verlauf des Eingliederns

des Bogens in die Brackets. Die dunkelgrau gestrichelte Linie markiert den Punkt ab dem der Bogen fest einligiert wurde. Ab da wurde der Bogen von außen „losgelassen“ und nur noch durch die Ligaturen in den Bracketslots gehalten. Erst ab da konnte der Bogen seine Kraft vollständig auf die Brackets übertragen.

Kraftauswirkungen im parodontal gesunden Modell

In Abbildung 16 sind die Kräfte beim initialen Nivellieren im parodontal gesunden Modell dargestellt. Die Kurven sind farblich voneinander zu unterscheiden und stehen für die Brackets 42 bis 32.

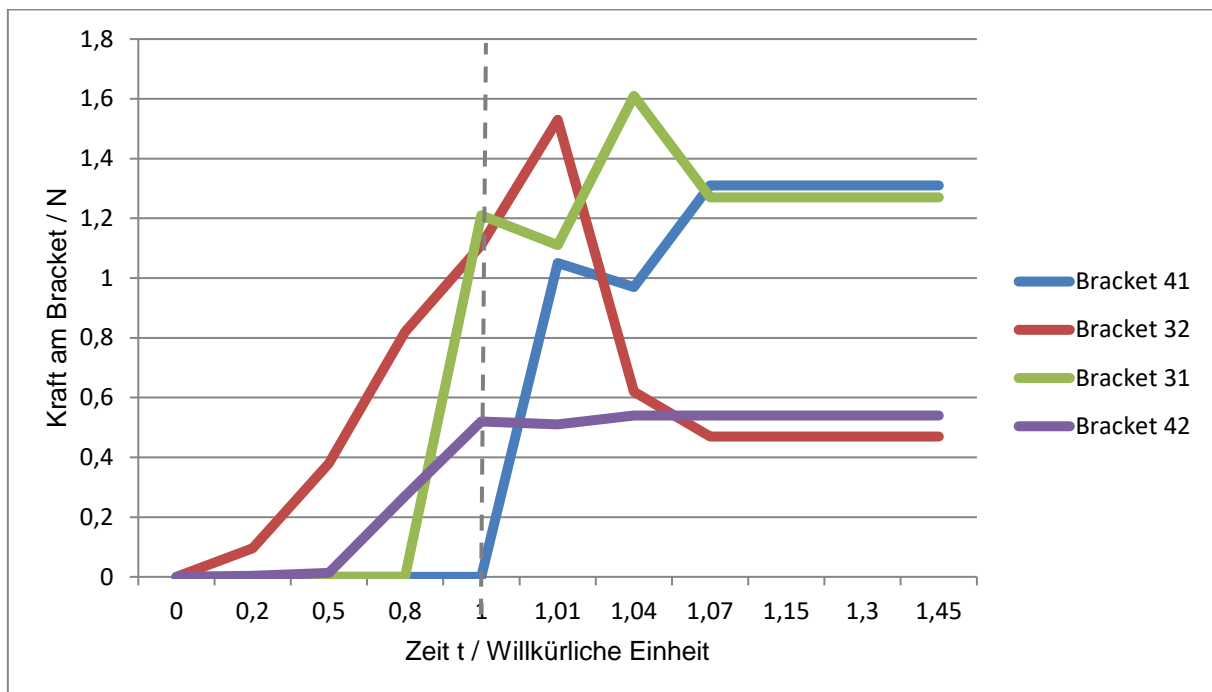


Abb. 16: In diesem Kurvendiagramm sind die Kraftauswirkungen im parodontal gesunden Modell in Newton (N) an den Brackets 41, 31, 32 und 42 dargestellt. Die grau gestrichelte Linie markiert den Zeitpunkt, an dem der Bogen „losgelassen“ wurde.

Im Bracket 31 wirkte eine Kraft von 1,61 N. Sie lag damit im Bereich der größten Kräfteinwirkung in der Simulation. Das Maximum entstand kurz nach dem festen Einligieren des Bogens und fiel dann auf 1,27 N ab. Bereits vor dem festen Einligieren fand ein steiler Anstieg der Kräfteinwirkung statt. Die Kräfteinwirkung in Bracket 41 zeigte einen deutlich anderen Verlauf. Vor dem festen Einligieren lag der Wert bei etwa 0 N. Danach stieg die Kraft rapide, mit einem kurzen Einbruch, auf 1,31 N an und hielt diesen

Wert konstant. Bracket 32 verhielt sich, ähnlich wie 31, mit einem schnellen Anstieg der Kraft, bereits vor dem festen Einlagieren und dem Loslassen des Bogens. Die maximale Kraft wurde hier bei 1,53 N gemessen. Nach dem Loslassen des Bogens fiel der Wert auf 0,62 N ab und sank dann weiter auf 0,47 N. Bracket 42 wies die geringste Krafteinwirkung auf. Der Wert stieg bis zum Punkt des Loslassens auf 0,52 N stetig an und pendelte sich danach auf 0,54 N ein.

Kraftauswirkung im parodontal reduzierten Modell

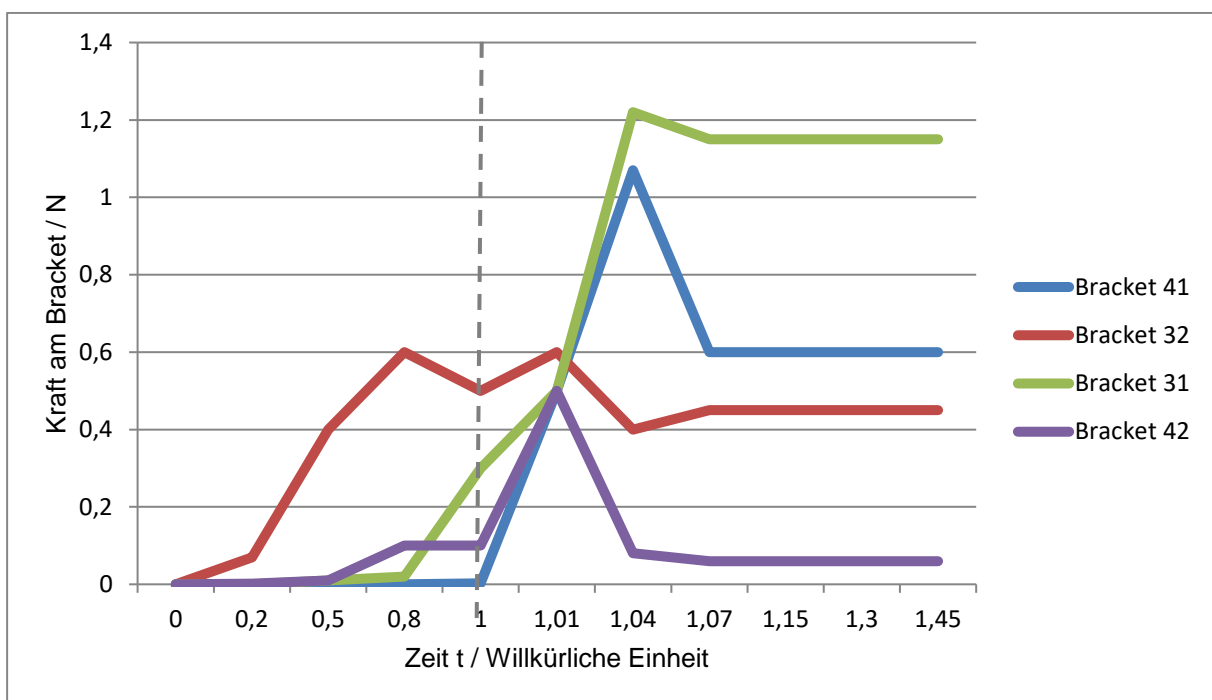


Abb. 17: In diesem Kurvendiagramm sind die Kraftauswirkungen im parodontal reduzierten Modell in (N) an den Brackets 41, 31, 32 und 42 dargestellt. Die grau gestrichelte Linie markiert den Zeitpunkt, an dem der Bogen „losgelassen“ wurde.

Im parodontal reduzierten Modell wirkte der Bogen auf die Brackets 42 bis 32 mit deutlich geringeren Kräften. In Bracket 31 wurde ein Maximalwert von 1,22 N gemessen. Das Maximum wurde unmittelbar nach dem Fixieren des Bogens in den Bracketslot erreicht und fiel sogleich auf 1,15 N ab. Der Wert blieb bis zum Ende der Simulation konstant. Das Kraftmaximum in Bracket 41 betrug 1,07 N. Der Wert stieg von

nahezu 0 auf 1,07 N an sobald der Bogen losgelassen beziehungsweise fest einligiert wurde. Anschließend sank er auf 0,6 N ab.

Die Kraft im Bracket 32 stieg bereits vor dem Fixieren des Bogens auf ein Maximum von 0,6 N. Danach fiel die Kurve allmählich auf 0,45 N ab. Der Kraftverlauf in Bracket 42 zeigte einen plötzlichen Anstieg der Kraft nach dem Loslassen und ein ebenso schnelles Abfallen. Die Werte betragen hier zunächst 0,1 N, dann 0,5 Newton am höchsten Punkt und unmittelbar danach 0,08 N.

4.2.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Vergleicht man die Auswirkungen, der an den Brackets angreifenden Kräfte im parodontal gesunden mit denen im parodontal reduzierten Knochen, so fällt auf, dass die Kräfte im parodontal geschädigten Kieferknochen deutlich kleiner waren. Auffällig sind neben den niedrigen Kräften die gleichzeitig hohen Zahnauslenkungen. Das bedeutet, dass der Zahn im parodontal geschädigten Unterkiefermodell eine wesentlich höhere Beweglichkeit und viel weniger Stabilität aufweist. Diese Korrelation wird durch die Verschiebung des Widerstandszentrums nach apikal bewirkt, da sich dadurch die Kippmomente erhöhen.

Zahn 31 wies in den Untersuchungen die stärksten Auslenkungen und die stärksten Dehnungen des PDLs auf. Das liegt insbesondere an der Lingualkippung des Zahnes. Hierdurch hatte er den weitesten Abstand zum Nivellierungsbogen und wurde durch das Einligieren entgegen seiner Position am stärksten nach vestibulär ausgelenkt. Unter physiologischen Bedingungen waren hierbei schon deutliche Auslenkungen und Dehnungen des parodontalen Ligaments messbar. Bei Parodontitis aber war durch die reduzierte Abstützung eine 15-fach stärkere Auslenkung messbar. Die gemessene Kraft war mangels Widerlager um 0,12 N geringer. Die Bewegung war eine Kippung nach vestibulär mit massiver Belastung des parodontalen Ligaments. Dieses wurde im Vergleich doppelt so stark und flächendeckend gedehnt. Trotz hoher Elastizität des Nivellierungsbogens konnte eine deutliche Dehnung nicht verhindert werden.

Betrachtet man die Unterkieferinzisiven 41, 42 und 32, so werden die biomechanischen Veränderungen durch reduzierten Stützapparat ebenfalls bestätigt. Zwar waren die Ergebnisse hier nicht so eindeutig wie bei Zahn 31, aber auch hier wurden Unterschiede in den Kraftdimensionen, den Auslenkungen und der Dehnung des PDLs gemessen. Betrachtet man zum Beispiel Zahn 41, so war hier die initiale Zahnauslenkung, mit einem Auslenkungsmaximum von 0,106 mm, bei Parodontitis mehr als doppelt so hoch. Die Gegenkraft beim Einligieren des Bogens fiel bei reduziertem Knochenniveau von 1,31 N auf 0,6 N ab. Die punktuelle Belastung des parodontalen Ligaments war ebenfalls höher, mit einem Wert von 8 % im Vergleich zu 6,7 % im gesunden Kiefermodell.

Die Zähne 42 und 32 wurden in der Simulation aufgrund ihrer minimalen Fehlstellung nur geringfügig ausgelenkt. Dennoch war auch hier ein Unterschied zwischen den Simulationen unterschiedlicher Knochenmorphologien feststellbar. So war bei Zahn 42 die Dehnung des PDLs durch die Parodontitis um 49% erhöht. Bei Zahn 32 war die Auslenkung durch den Attachmentverlust 0,012 mm höher und das parodontale Ligament wurde mit 1,3 % geringfügig mehr gedehnt.

4.3 Vereinfachte Simulationen zur Bestimmung der initialen Kräfte im Vergleich

Im folgenden Kapitel werden nun die Ergebnisse der numerischen Simulationen zur Bestimmung initialer Kräfte für drei verschiedene, klinisch relevante Bogenmaterialien vorgestellt. Hierbei handelt es sich um vereinfachte Simulationen bestehend aus Brackets, Ligaturen und Bogen. Die Unterkiefermodelle wurden aus den Simulationen extrahiert, da die Datenvolumina zu zeitaufwändig für den Durchlauf der Rechnungen waren. Die Brackets blieben so positioniert, wie sie im Engstandmodell angebracht wurden. So konnte die durch die Fehlstellungen der Zähne hervorgerufene Verformung des Bogens beim Einligieren nachempfunden werden.

Die Auswertung der Ergebnisse beschränkt sich auf die Kraftübertragung in den Brackets der Zähne 41 und 31, da bei diesen die markantesten Ergebnisse abzulesen waren. Zudem wurden die mit der Verformung einhergehenden Spannungen analysiert. Die

Materialparameter für Brackets und Ligaturen, beide aus Stahl, wurden einheitlich gewählt und nicht verändert. Die Materialparameter für den Bogen wurden variiert, die Bogen dimension und Bogenform dagegen blieb gleich. Es handelte sich um einen Rundbogen mit einem Durchmesser von 0,305 mm.

Der Ablauf der numerischen Simulationen war einheitlich: Der jeweilige Bogen wurde in den Bracket slots positioniert und mit Ligaturen fixiert. Ab dem Fixieren des Drahtes konnte der Kraftübertrag in die Brackets bestimmt und ausgewertet werden. Im folgenden Text werden die Ergebnisse für Edelstahl, superelastisches und nicht superelastisches Nickel-Titan vorgestellt.

4.3.1 Initiale Kraft beim Einsetzen eines Stahlbogens

In diesem Abschnitt werden die Kräfte beim Einsetzen des Stahlbogens in die Brackets 31 und 41 beschrieben. Wie der Abbildung 18 zu entnehmen ist, lag die Kraft im Bracket 31 beim festen Einligieren initial bei 6,23 N, wobei sie rapide auf 1,13 N abfiel. Im Verlauf sank sie weiter ab, bis sie am Ende der Simulation bei 0,93 N lag. Nahezu parallel dazu verhielt sich die Krafteinwirkung im Bracket 41. Dort lag der Wert beim Einligieren bei 2,64 N, fiel auf 1,17 N ab und lag am Ende bei 0,73 N. Wie in Abbildung 19 zu sehen ist, bildeten sich beim Einligieren des Bogens Spannungen im Bereich der Bracket slots 31 und 41. Die Areale zwischen den Brackets waren hiervon nicht betroffen. Der fließende Übergang zwischen gespannten (gelb und orange) und ungespannten (blau) Bogenabschnitten ist in der Abbildung 19 farblich dargestellt. Im Bereich des Einsetzens des Bogens die Slots waren die Werte am höchsten. Hier konnten punktuell Werte bis 5000 N/mm² gemessen werden.

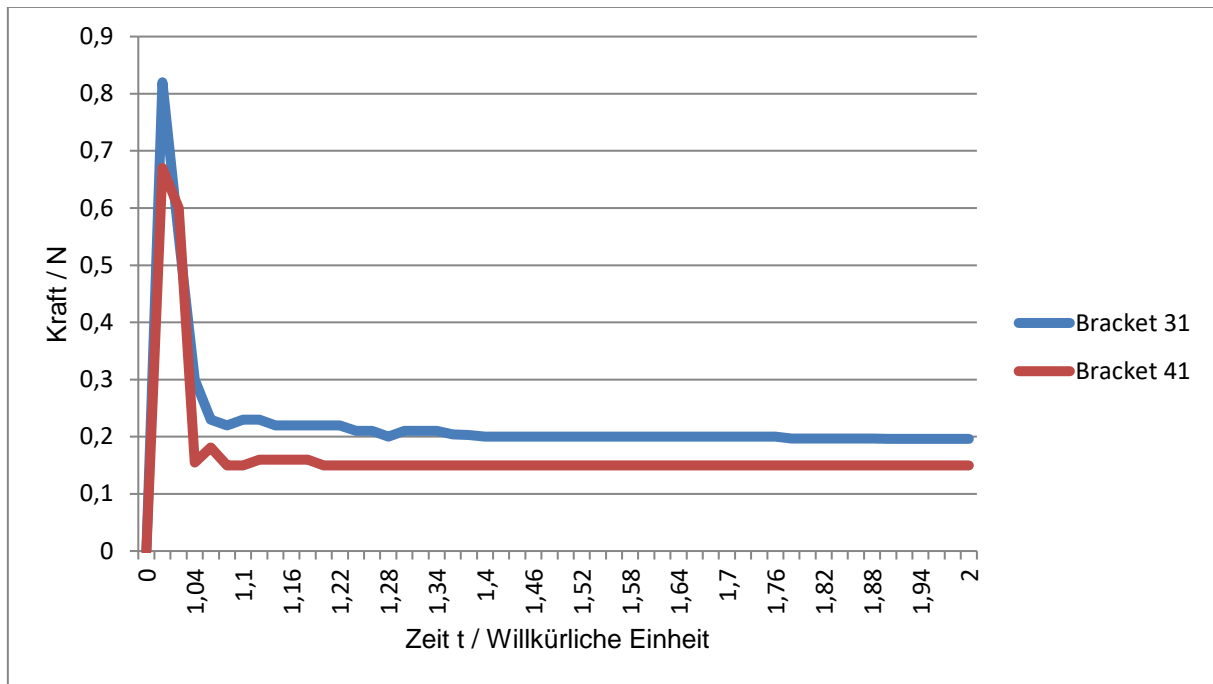


Abb. 18: Verlauf der Kraftübertragung beim Einsetzen des Stahlbogens in die Brackets 31 (blau) und 41 (rot). Die x-Achse markiert den zeitlichen Verlauf des Einligierens. Die y-Achse beschreibt die Kraft in der Einheit Newton.

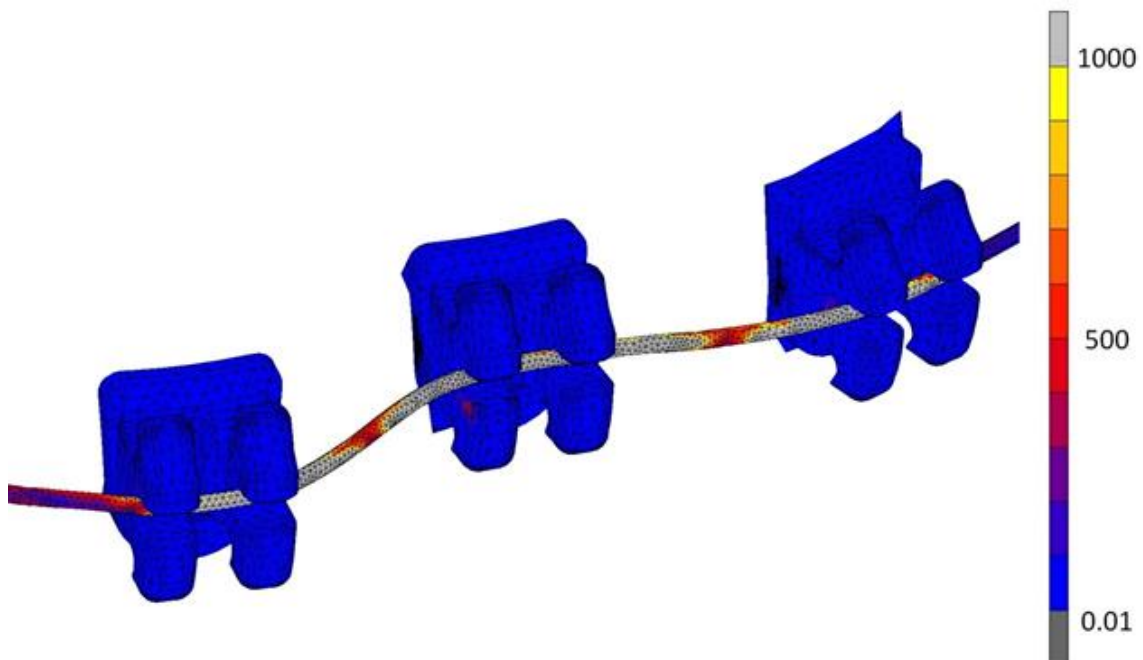


Abb. 19: Spannungsverteilung des Edelstahlbogens in einer Skalierung von 0,01 bis 1000 N/mm². Von links nach rechts: Brackets 42, 41 und 31. Die hellgelben Areale mar-

kieren die Bereiche der stärksten Spannung, dunkelblaue Bereiche bedeuten sehr geringe Spannungswerte im Bereich von $0,01\text{N/mm}^2$.

4.3.2 Initiale Kraft beim Einsetzen eines nicht superelastischen Nickel-Titan-Bogens

Beim Nickel-Titan-Bogen ohne Superelastizität konnte beim initialen Einligieren des Bogens im Bracket 41 eine Kraft von $1,48\text{ N}$ gemessen werden. Wie im Kurvenverlauf in Abbildung 20 erkennbar, fiel die Kraft nach dem Fixieren schlagartig auf $0,23\text{ N}$ ab. Im weiteren Verlauf sank sie stetig ab und betrug am Ende der Simulation $0,15\text{ N}$. Bracket 31 zeigt einen deutlich anderen Verlauf. Im Moment des festen Einligierens ergab sich kein deutlicher Anstieg der Kraft, sondern eine geringfügige Steigung von 0 auf $0,033\text{ N}$. Im Verlauf fiel er, bis auf einen kurzen Moment der Steigung auf $0,099\text{ N}$, weiter ab und erhöhte sich auf einen Wert von $0,075\text{ N}$. Die maximale Kraft lag bei $0,099\text{ N}$ für Bracket 31 und $1,48\text{ N}$ für Bracket 41.

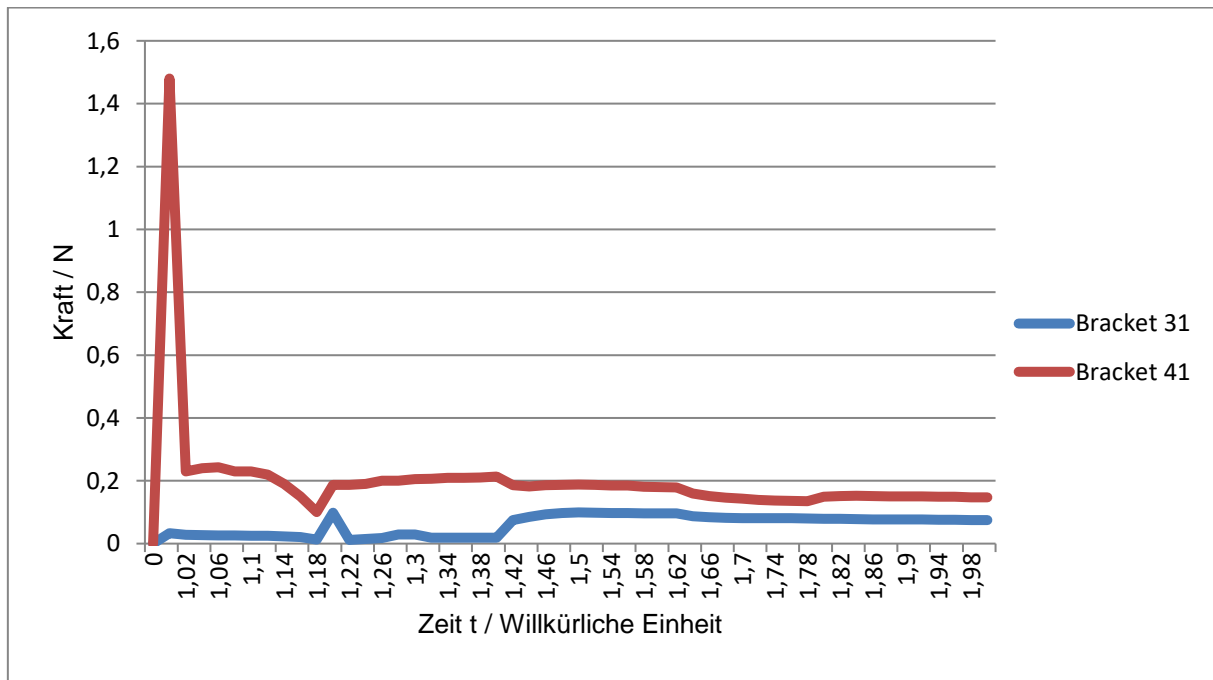


Abb. 20: Kurvendiagramm mit dem Verlauf der Kraft beim Einsetzen des nicht superelastischen Nickel-Titan-Bogens in die Brackets 31 (blau) und 41 (rot). Die x-Achse markiert den zeitlichen Verlauf, wobei 1 der Punkt ist, an dem der Bogen losgelassen wurde. Die y-Achse gibt die Kraft in der Einheit Newton an.

In Abbildung 21 ist die Spannungsverteilung im Nickel-Titan-Bogen beim Einligieren erkennbar. Die farbliche Skalierung markiert die Bereiche zwischen 0,01 und 2000 N/mm². Im Bereich der Bracketslots, in denen der Bogen einligiert wurde, sind rot bis orange markierte Areale sichtbar. Diese verdeutlichen die Stellen der Spannungsmaxima in einer Größenordnung von 1000 N/mm². Die Areale zwischen den Bracketslots sind dunkelblau gefärbt und wiesen Spannungen im Bereich von 0,01 N/mm² auf.

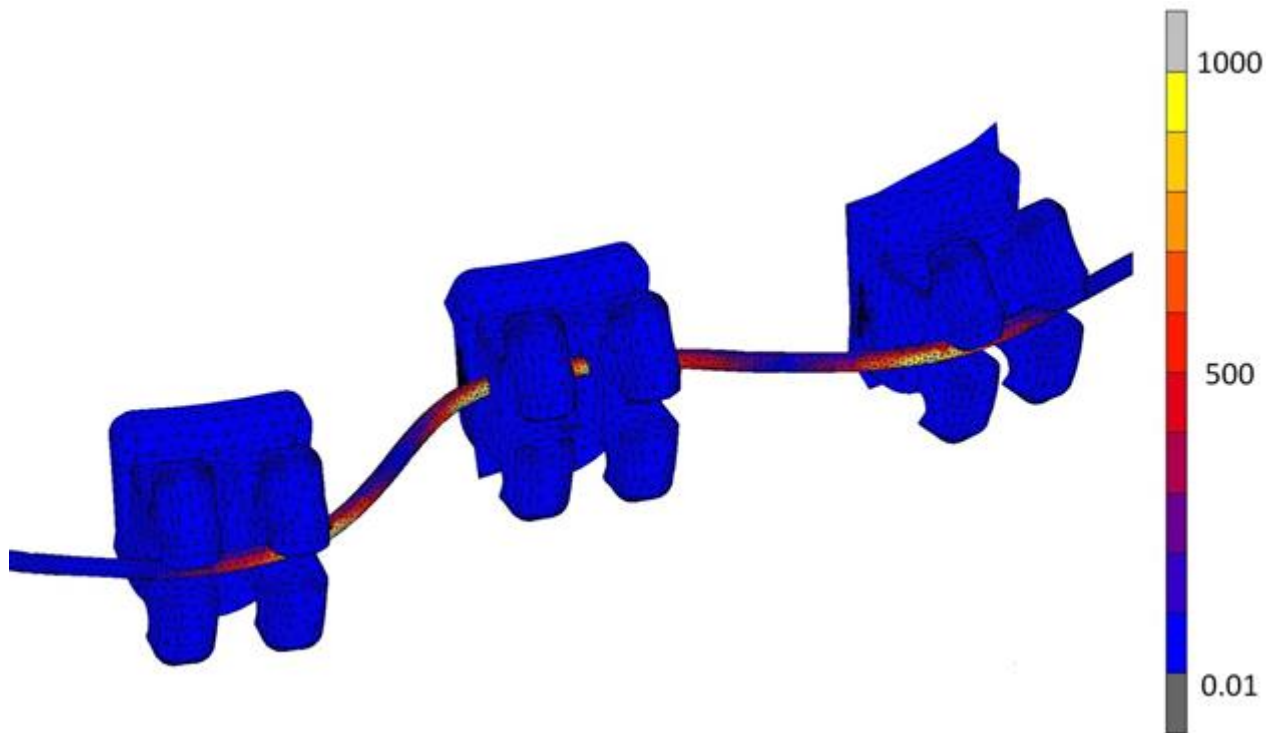


Abb. 21: Spannungsverteilung des nicht superelastischen Nickel-Titan-Bogens in einer Skalierung von 0,01 bis 1000 N/mm². Vollständig sichtbar sind die Brackets 42, 41 und 31 (von links nach rechts). Die hellen Areale markieren die Bereiche der stärksten Spannungen, im Bereich von 1000 N/mm². Dunkelblaue Bereiche bedeuten sehr geringe Spannungswerte im Bereich von 0,01N/mm².

4.3.3 Initiale Kraft beim Einsetzen eines superelastischen Nickel-Titan-Bogens

Die übertragenen Kräfte beim Einligieren des superelastischen NiTi-Bogens in die Brackets 31 und 41 wiesen einen parallelen Verlauf auf. In Bracket 31 konnte eine maximale Kraft von 0,82 N unmittelbar nach dem Fixieren des Bogens gemessen werden, in

Bracket 41 betrug diese 0,67 N. Sofort nach dem Fixieren fielen die Kräfte in beiden Brackets deutlich ab, wobei die Kraft im Bracket 31 mit 0,3 N fast doppelt so groß war wie im Bracket 41 mit 0,155 N. Im weiteren Verlauf der Kurve verliefen die Kräfte versetzt, aber parallel und pendelten sich bei 0,2 N in Bracket 31 und 0,15 N im Bracket 41 ein (Siehe Abbildung 22).

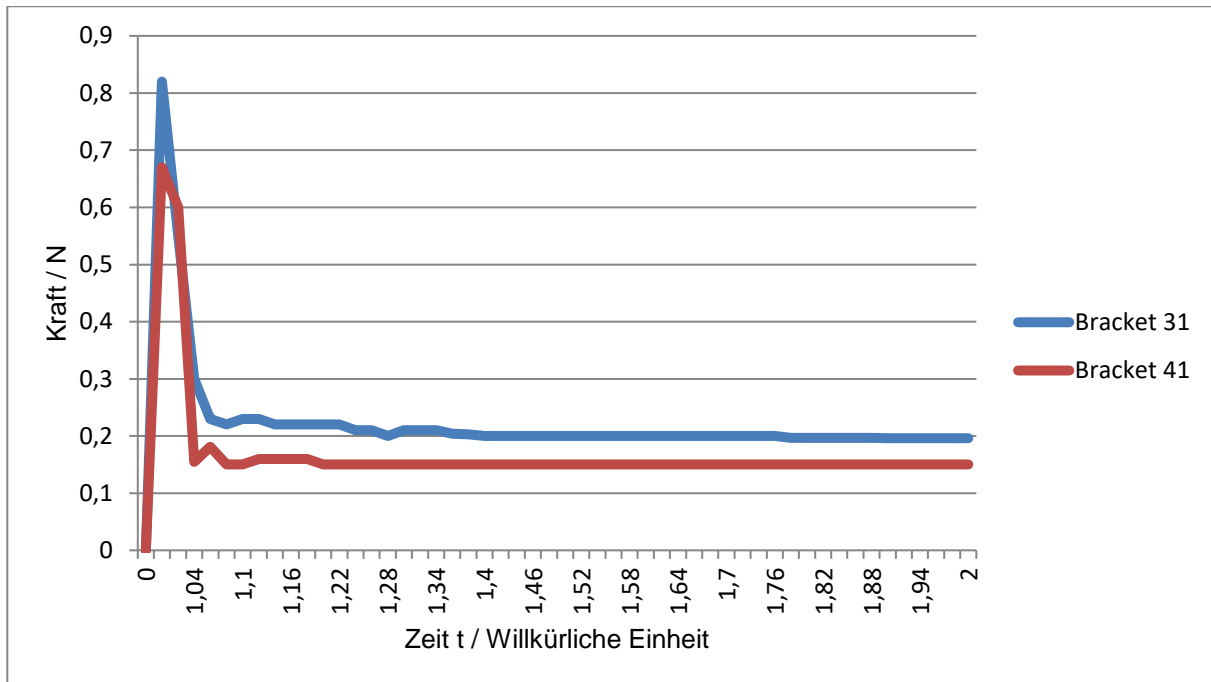


Abb. 22: Kurvendiagramm mit dem Verlauf der Kraft beim Einsetzen des superelastischen Nickel-Titan-Bogens in die Brackets 31 (blau) und 41 (rot). Die x-Achse markiert den zeitlichen Verlauf wobei 1 der Punkt ist, an dem der Bogen losgelassen wurde. Die y-Achse beschreibt die Kraft in der Einheit Newton.

In Abbildung 23 werden die Spannungen des superelastischen Bogens beim Einligieren farblich dargestellt. Die Skala beträgt hier 0,01 bis 500 N/mm². Der Maximalwert von 500 N/mm² konnte punktuell im Bracketslot 31 festgestellt werden. Im Bracketslot 41 konnte eine maximale Spannung von 250 N/mm² ermittelt werden.

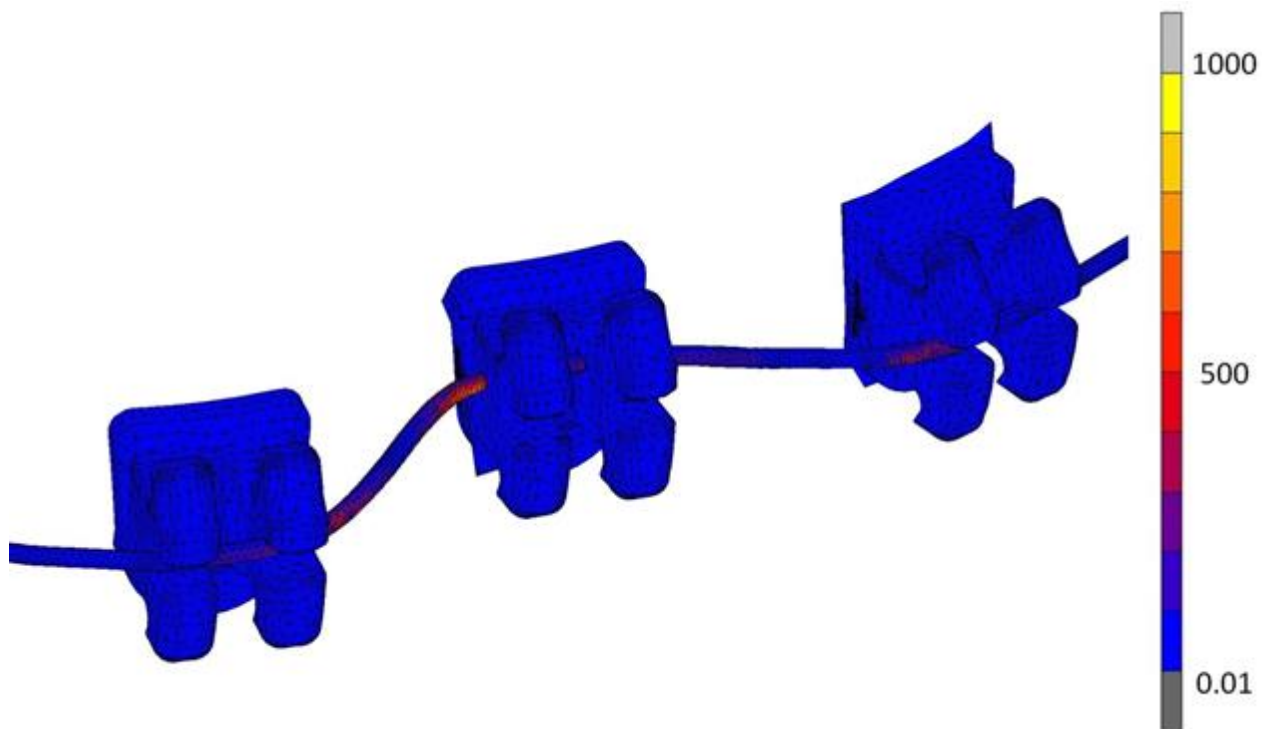


Abb. 23: Spannungsverteilung des superelastischen Nickel-Titan-Bogens in einer Skalierung von 0,01 bis 500 N/mm². Von links nach rechts: Brackets 42, 41 und 31.

4.3.4 Vergleich der drei Bogenlegierungen

Im folgenden Kapitel werden die bereits beschriebenen Kräfte in den Brackets und die Spannungen in den drei verschiedenen Nivellierungsbögen während des Einligierens miteinander verglichen. Die Edelstahllegierung wies in den Simulationen die höchsten Werte für die Kraftübertragung auf. Sieht man sich die Maximalwerte für die Kraft beim Einligieren in den Brackets 41 und 31 an, so kann man einen viermal so hohen Wert im Vergleich zu den Maximalwerten der nicht superelastischen Nickel-Titan-Legierung und eine 7,5 Mal so hohe Kraft im Vergleich zu den Maximalwerten der superelastischen Nickel-Titan-Legierung feststellen.

Vergleicht man die Werte der beiden Nickel-Titan-Legierungen, so sind auch da deutliche Unterschiede in Kraftdimensionen festzustellen. Liegen die Maximalwerte für die Kräfte beim superelastischen NiTi-Bogen im Bereich von 0,82 N, so erstrecken sich die

Kräfte beim nicht superelastischen Nickel-Titan bis 1,48 N. Ein weiterer nennenswerter Unterschied zwischen den zwei NiTi-Legierungen sind die unterschiedlichen Auswirkungen auf die Brackets 31 und 41. Bei der superelastischen Legierung sind die Diskrepanzen zwischen den Kräften in den Brackets 31 und 41 sehr gering und liegen im Schnitt 0,15 N auseinander. Anders verhält es sich beim nicht superelastischen Nickel-Titan. Hier liegen die Messwerte im Bereich der Maximalwerte um das 15-fache auseinander, wobei im Bracket 41 maximal 1,48 N messbar waren und im Bracket 31 0,099 N festgestellt wurden. Auch im Verlauf der Kurven bis zum Ende der Simulation sind die Kräfte im Bracket 41 doppelt so hoch.

Genau andersherum ist es beim Kraftübertrag des Stahlbogens. Man sieht in Abbildung 19, dass in Bracket 41 ein deutlich geringerer Maximalwert für die Kraft (2,64 N) festzustellen war, als im Bracket 31 (6,23 N). Bei den Spannungsverteilungen war es ebenfalls so, dass die Werte bei Edelstahl am höchsten waren, gefolgt von denen im nicht superelastischen Nickel-Titan und zuletzt die im superelastischen NiTi-Bogen. Beim Stahlbogen betrug das Spannungsmaximum in den Bracketslots 31 und 41 circa 5000 N/mm² und lag damit 5 Mal höher als im nicht superelastischen Nickel-Titan und 10 Mal höher als im superelastischen Nickel-Titan-Draht. Somit war die Spannung im nicht superelastischen Nickel-Titan doppelt so hoch wie im superelastischen Bogen. Im superelastischen Draht lag sie punktuell bei 500 N/mm² in Regio des Bracketslots 31 und bei 250 N/mm² in Regio des Bracketslots 41.

Im nicht superelastischen NiTi-Bogen war zwischen 41 und 31 bei der Spannungsverteilung kein Unterschied feststellbar. In beiden Bracketslots waren um die 1000 N/mm² feststellbar. Auch im Stahlbogen war die Spannungsverteilung in beiden Bracketslots ähnlich hoch im Bereich von 5000 N/mm². Bei allen drei Bögen lagen die Abschnitte mit den höchsten Spannungen in den Slots. In den Abschnitten dazwischen, waren nur geringfügige Spannungen in der Größenordnung 0,01 N/mm² feststellbar.

5. Diskussion

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse und Material und Methoden kritisch beleuchtet. Ferner werden die Ergebnisse anhand der Literatur eingeordnet und schließlich ein Ausblick auf daran anschließende Arbeiten und künftige Untersuchungen gegeben.

5.1 Diskussion der Ergebnisse

In dieser Arbeit wurden die biomechanischen Eigenschaften von parodontal geschädigten Unterkieferinzisiven in der initialen Nivellierungsphase mithilfe der Finite-Elemente-Analyse untersucht. Um die Reaktionen der Zähne und des parodontalen Ligaments auf orthodontische Kräfte bewerten zu können, wurde ein gesundes Unterkiefermodell als Referenz genutzt. Die Ergebnisse der Simulationen zeigten signifikante Unterschiede im Hinblick auf die veränderte Reaktion bei reduziertem Kieferknochen. Die Untersuchungen ergaben höhere Auslenkungen der betroffenen Inzisiven, bei gleichzeitig verringerten Kräften. Desweiteren waren wesentlich höhere und großflächigere Belastungen des parodontalen Ligaments feststellbar.

Da die Materialbeschaffenheit des PDLs nach Parodontitis nicht abschließend geklärt ist (Diedrich, 1980; Reichert et al., 2011) stellen die Untersuchungsergebnisse eine Annäherung dar, die im Bezug auf das biomechanische Verhalten des PDLs auf bisherige Daten zurückgreift (Bourauel et al., 1999; Haase et al., 1996; Poppe et al., 2002). Bei künftigen Untersuchungen müssen gegebenenfalls veränderte Werte für den Elastizitätsmodul und die Poissonzahl herangezogen werden, die derzeit im Rahmen zweier Dissertationen und in Kooperation mit der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde der Universität Bonn ermittelt werden (Diedenhofen, 2019; Lensing, 2019). Die entsprechende Nummer des genehmigten Ethikantrages lautet 030/12.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, ähnlich zu vergleichbaren FEM-Arbeiten, dass durch den verringerten Stützapparat der Widerstand herabgesetzt wird, wodurch es sowohl zu einer stärkeren Auslenkung des Zahnes kommt, als auch zu einer Apikalver-

schiebung des Widerstandszentrums (A-Ra et al., 2017; Agarwal et al., 2016; Diedrich, 1989; Choi et al., 2016; Cobo et al., 1996; Jeon et al., 2001; Kettenbeil et al., 2013; Petersen et al., 1990; Sung et al., 2009). Die herabgesenkte Widerstandskraft der parodontal geschädigten Zähne weist darauf hin, dass nur sehr schonende Kräfte für die initiale Nivellierung geeignet sind. In den numerischen Untersuchungen ergab sich bei 4 mm Attachmentverlust eine Verschiebung des Widerstandszentrums um 2 mm nach apikal.

Für die Inzisiven 42 und 32 ergaben sich in der Auswertung keine signifikanten Unterschiede, doch die Zähne, die in ihrer Fehlstellung am ausgeprägtesten waren, insbesondere Zahn 31, zeigten eklatante Unterschiede in der Auslenkung und der Dehnung des PDLs auf. Die 15-fach stärkere Auslenkung in der Phase des Einligierens, spricht dafür, dass parodontal geschädigte Zähne in der Kieferorthopädie deutlich kontrollierter und wesentlich sanfter bewegt werden müssen. Eine für den Gesunden unbedenkliche Behandlungsapparatur kann für einen Patienten mit parodontal geschwächtem Kieferknochen negative Folgen haben.

In der Arbeit wurden initiale Reaktionen untersucht, die bewiesen, dass die Behandlung für Parodontitispatienten mit größeren Risiken in Bezug auf unerwünschte Zahnbewegungen und pathologische Belastungen des PDLs nach dem Einsetzen der Multibracket-Apparatur verbunden ist.

5.2 Diskussion von Material und Methode

Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Verfahren zur realitätsangeneherten Simulation von mechanischen Prozessen und dient, insbesondere in den Ingenieurwissenschaften, physikalischen Untersuchungen (Klein, 2014; Steinke, 2015). Die Methode wird seit langer Zeit in der Zahnmedizin verwendet und konnte bislang viele Erkenntnisse zum biomechanischen Verhalten verschiedener odontogener Strukturen und über das Zusammenspiel von Werkstoffen mit biologischen Körpern hervorbringen (Bourauel et al., 1997, 1999, 2007; Farah et al., 1973; Haase et al., 1996; Qian et al., 2009). So

leistet sie ihren Beitrag in der zahnärztlichen Prothetik genauso wie in der Implantologie, wie Geng et al. in einer Übersichtsarbeit im Jahr 2001 darlegten.

Das Verfahren ermöglicht experimentelle Untersuchungen, ohne dabei auf die Mitarbeit von Probanden oder den Zugriff auf Gewebeproben angewiesen zu sein. Der Nutzen für die Kieferorthopädie ist beachtlich, da jede kieferorthopädische Behandlung genaue Kenntnisse über Biomechanik voraussetzt. So zeigte sich in einer Übersichtsarbeit von Singh et al. 2016, welche hohen wissenschaftlichen Einfluss Finite-Elemente-Simulationen aktuell auf die Kieferorthopädie haben. So konnte zum Beispiel die Lage des Widerstandszentrums in unterschiedlichen Zähnen dargestellt (Cattaneo et al., 2008; Petersen et al., 1990; Sung et al. 2009) oder die Dehnungen des PDLs bei kieferorthopädischen Zahnbewegungen (Tuna et al., 2014; Qian et al., 2009) untersucht werden. Es konnte experimentell erforscht werden, welche Kräfte für eine kontrollierte Zahnbewegung nötig sind (Cattaneo et al., 2008; Hamanaka et al., 2017) und welchen Einfluss externe Verankerungen, zum Beispiel in Form von Mini-Implantaten, auf die Zahnbewegungen haben. Mithilfe der Finite-Elemente-Methode können nicht nur die Einflüsse von neuen Materialien auf das Kauorgan untersucht werden, sondern es können auch Behandlungssituationen angenähert simuliert und ausgewertet werden.

Diese Arbeit wurde auf Grundlage eines modifizierten Finite-Elemente-Modells erstellt. Der parodontale Defekt wurde moderat modelliert und anatomisch möglichst realistisch umgesetzt. Bei der Generierung dienten Angaben aus der Literatur zur anatomischen Morphologie (Schünke et al., 2012; Harzer et al., 2011; Hellwig et al., 2009) sowie klinische Bilder aus der Abteilung für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Bonn als Vorlage. Hierbei wurde berücksichtigt, dass die moderate Parodontitis die verbreitetste Form der parodontalen Destruktion und der Frontengstand im Unterkiefer die häufigste Zahnfehlstellung sind.

Bei der Umsetzung in der vorliegenden Arbeit, war eine Besonderheit, dass die Brackets in Form von STL-Dateien eine detailgetreue Modellierung zuließen. Durch das Einligieren des Nickel-Titan-Drahtes in die Bracket-Slots konnte eine präzise, numerische Annäherung an eine reale Behandlungssituation vorgenommen werden. Die Brackets

waren dimensionsgetreu und wurden nach Richtwerten positioniert. Andere FE-Arbeiten reduzierten die Simulation auf den Kraftübertrag durch das Eingeben von Koordinaten und Kraftgrößen, ohne die Behandlungsapparatur interaktiv visuell in das Modell einzuligieren (Cobo et al., 1996; Agarwal et al., 2016; Choi et al., 2016; Jeon et al., 2001).

Die ursprüngliche Überlegung, die Materialparameter für den Nivellierungsbogen in den Simulationen zu variieren, zog Komplikationen nach sich. Die Kräfte von nicht superelastischem Nickel-Titan und Edelstahl waren in der numerischen Untersuchung mit den vollständigen Unterkiefermodellen so hoch, dass es zu einem wiederholten Abbruch der Rechnungen kam. Auch dauerte jede Rechnung mehrere Wochen, sodass die Modifizierungen zum besseren Ablauf erst mit großer zeitlicher Verzögerung vorgenommen werden konnten. Ein weiteres Defizit in der Simulation war das immense Datenvolumen der Modelle. Dies wurde während der Generierung des Unterkiefers nicht beachtet, da ein möglichst präzises und vollständiges Unterkiefermodell erstellt werden sollte. Im Laufe der Rechnungen erwies sich diese Datenmenge allerdings als Nachteil. Hier müssen in künftigen Untersuchungen die Modelle in ihrer Elementstruktur vereinfacht modelliert oder die Elementzahl reduziert werden.

Um trotzdem verschiedene Legierungen miteinander vergleichen zu können, wurden die Datenvolumina reduziert. Dies wurde durch das Entfernen von Zähnen, der Kieferknochen und parodontalem Ligament realisiert. Übrig blieben die Brackets, Stahlligaturen zum Fixieren und der Drahtbogen. Die Bracketpositionen wurden aus dem Engstandmodell übernommen. So konnte das Einligieren in ein verschachtelt stehendes Frontzahnsegment simuliert werden. Der Vergleich zwischen den gewählten Legierungen sollte aufzeigen, inwieweit diese Materialien bei Patienten mit verringertem Knochenangebot geeignet sind, alle drei Legierungen werden nämlich zur initialen Nivellierung verwendet und gelten als gängige kieferorthopädische Werkstoffe (Wang et al., 2018). Die Materialparameter wurden aus vergangenen Untersuchungen übernommen. Die gemessenen Kräfte waren höher als erwartet, erwiesen sich aber in Relation zueinander als aussagekräftig. Die Ergebnisse zeigten deutlich, dass Stahl als erster Nivellierungsbogen zur Behandlung eines Engstandes bei verringertem Knochenangebot ungeeignet ist. Zum einen ist das Material zu starr und zum anderen hat es keine ausreichend hohe Resilienz wie das getestete superelastische NiTi.

Auch das nicht superelastische Nickel-Titan wies größere Kräfte und Spannungen auf, sodass hier die erste Wahl beim superelastischen NiTi-Bogen liegen müsste. Die gemessenen Kräfte von Stahl und nicht superelastischen NiTi hätten im parodontal geschwächten Unterkiefer zu massiven Zahnauslenkungen und schädlichen Belastungen des parodontalen Ligaments geführt. Zum jetzigen Zeitpunkt ist es schwer, das Ergebnis anhand klinischer Daten zu untermauern. Eine systematische Überprüfung verschiedener Drahtmaterialien zum Nivellieren, im Auftrag des Cochrane Database for Systematic Reviews aus dem Jahr 2018, konnte keine erheblichen Unterschiede zwischen den Werkstoffen in Bezug auf verursachte Schmerzen nach dem Einsetzen und das Behandlungsergebnis feststellen (Wang et al., 2018). Dabei wurden keine Parodontitis-Patienten mit einbezogen, sodass hier weitere klinische Untersuchungen und systematische Überprüfungen hilfreich wären.

Abschließend lässt sich sagen, dass es mithilfe der Finite-Elemente-Methode möglich war, die durch kieferorthopädische Kräfte hervorgerufenen Spannungen und Belastungen sowohl im gesunden, als auch im reduzierten parodontalen Ligament darzustellen und differenziert zu analysieren. Das Nichtvorhandensein von Risiken für den Patienten, wie sie zum Beispiel bei klinischen Durchführungen gegeben sind, stellte einen zusätzlichen Vorteil dar. Zudem zeichnet das Verfahren eine sehr hohe Flexibilität aus, da Veränderungen der geometrischen Eigenschaften, wie auch Variationen von Materialparametern und Randbedingungen, vorgenommen werden können. Ein Nachteil ist, dass die Finite-Elemente-Methode trotz der präzisen Generierung nur eine numerische Annäherung und keine reale Situation darstellt. Die Simulationen bieten zwar realistische Ergebnisse, können klinische Untersuchungen aber nicht ersetzen.

5.3 Ausblick und Wertung

Auf der Suche nach vergleichbaren Arbeiten im Bereich der experimentellen Biomechanik, bei denen das Augenmerk auf eine kieferorthopädische Behandlung bei Parodontitis gelegt wird, kann bis auf wenige Arbeiten (Agarwal et al., 2016; Choi et al., 2016; Cobo et al., 1991; Jeon et al., 2001; Kettenbeil et al., 2013) aktuell wenig vorgewiesen werden.

Obwohl sich immer mehr Patienten im Erwachsenenalter einer kieferorthopädischen Behandlung unterziehen und hierbei ein Anteil von 43,4 % im Alter von 35 bis 44 Jahren von Parodontitis betroffen ist (Jordan et al., 2016), gibt es wenige FE-Analysen zu diesem klinisch relevanten Thema (Agarwal et al., 2016; Choi et al., 2016; Cobo et al., 1996; Jeon et al., 2001; Kettenbeil et al., 2013). In einer Übersichtsarbeit von Knop et al. aus dem Jahr 2015 über die wissenschaftliche Nutzung von Finite-Elemente-Simulationen in der Kieferorthopädie wird keine Arbeit im Zusammenhang mit Parodontitis erwähnt. Diese Arbeit sollte einen Beitrag zur Beleuchtung biomechanischer Auswirkungen orthodontischer Kräfte auf parodontal geschädigte Zähne leisten.

Die Ergebnisse zeigen, dass die Finite-Elemente-Methode Aufschluss über die initialen Reaktionen des geschädigten Parodonts geben kann. Die verwendeten Materialparameter stützen sich auf bisherige Erkenntnisse zum biomechanischen Verhalten des parodontalen Ligaments. Hier gibt es großes Forschungspotential, da die Umsetzung dieses komplexen Gewebes in eine Computersimulation bisweilen nicht präzise möglich ist. Desweiteren wären umfassende Datenbanken mit dreidimensionaler Bildgebung parodontaler Defekte für die Umsetzung des Modells in die FE-Simulation hilfreich.

Zukunftsweisend ist neben Simulationen häufig vorkommender klinischer Situationen die Generierung patientenindividualisierter Finite-Elemente-Modelle auf Grundlage von dentaler Volumetomographie. Kraftsysteme können so noch individueller der Patientensituation angepasst und unerwünschte Wirkungen minimiert werden. Hierbei könnte es möglicherweise jedoch zu ethischen Schwierigkeiten kommen, da DVTs nach wie vor mit hohen Strahlenbelastungen einhergehen. Zudem ist die Qualität der Aufnahmen noch nicht so ideal, dass auf eine weitere Bearbeitung des Modells im FE-Programm verzichtet werden könnte. Bislang ist so eine Übertragung mit einem hohen technischen und zeitlichen Aufwand verbunden, sodass dies nur in besonderen Fällen gerechtfertigt ist. Durch das Fortschreiten der Technik wird die Umsetzung aber immer mehr erleichtert werden.

6. Zusammenfassung

Bei Patienten mit ausgeheilter Parodontitis und bestehendem Attachmentverlust ist für eine vollständige funktionelle und ästhetische Rehabilitation oftmals eine kieferorthopädische Behandlung indiziert. Durch das verringerte Knochenangebot verändern sich die biomechanischen Voraussetzungen. In dieser Arbeit wurden diese Veränderungen durch die Finite-Elemente-Methode differenziert untersucht. Es wurde eine Behandlungssituation generiert, bei der ein Frontengstand im Unterkiefer mithilfe einer festsitzenden Mechanik nivelliert werden sollte. Ziel der Arbeit war es, die initiale Reaktion des reduzierten Parodonts an den Zähnen 42 bis 32 der des physiologischen Parodonts, bei Anwendung derselben Apparatur, gegenüberzustellen. Hierbei wurden die Lage der Widerstandszentren, die Zahnauslenkungen, die Spannungsverteilungen im PDL und die wirkenden Kräfte verglichen.

Um eine realistische Simulation durchzuführen, wurden aus früheren Analysen hervorgehende Materialparameter für Zahn, parodontales Ligament und Knochen übernommen. Als kieferorthopädische Nivellierungsmechanik wurden discovery[®]-Brackets mit einligiertem superelastischen Nickel-Titan-Bogen mit einem Durchmesser von 0,305 mm gewählt, welcher häufig in der initialen Nivellierungsphase von Inzisiven verwendet wird. Die Behandlungsmechanik wurde an die Zähne 34 bis 44 angebracht und der Draht wurde an den ersten Molaren festgehalten.

Kräfte im parodontal reduzierten Knochen bewegten sich in einer Größenordnung von maximal 1 N. Die Ergebnisse zeigten deutliche Unterschiede der initialen Reaktionen des reduzierten im Vergleich zum physiologischen Parodont. Das Widerstandszentrum an den Zähnen 32, 31, 41 und 42 verlagerte sich bei Reduktion des Attachments um 2 mm nach apikal. Damit einhergehend vergrößerte sich der Abstand von Kräfteintrittspunkt zum Widerstandszentrum, was zu einer Vergrößerung des Drehmoments führte und eine größere Auslenkung der Zähne verursachte. Die punktuellen Dehnungen im PDL waren mit bis zu 17 % im parodontal reduzierten Modell im Vergleich zu Dehnungen von 6 bis 8 % im gesunden Kiefer deutlich erhöht.

Die Dehnungen zeigten, dass kieferorthopädische Kräfte im reduzierten Zahnhalteapparat zu einer erhöhten Belastung des PDLs führen. Gleichzeitig zeigen die höheren Zahnauslenkungen, dass zu hohe Kräfte zu unkontrollierbaren Bewegungen der Zähne führen können, die nicht zielführend sind. Während im parodontal gesunden Kiefer die Auslenkungen maximal 0,075 mm groß waren, zeigten sich bei Parodontitis initiale Zahnauslenkungen von bis zu 1,15 mm.

Diese Werte zeigen die ungünstigen Auswirkungen zu hoher initialer Kräfte. Folgen der zu hohen Kräfte könnten neben Schmerzen auch Zahnlockerungen und Wurzelresorptionen sein. Daraus lässt sich für die Klinik der Rückschluss ziehen, dass durch die veränderte parodontale Situation auch eine veränderte und möglichst schonende Behandlungsmechanik geplant werden muss. Die dabei wirkenden Kräfte sollten für ähnliche klinische Situationen wie in dieser Arbeit, nach unseren Untersuchungen, deutlich verringert werden. Durch die höheren Auslenkungen müssen Abweichungen vom Therapieziel regelmäßig kontrolliert und eventuell korrigiert werden.

7. Literaturverzeichnis

1999 International Workshop for a Classification of Periodontal Diseases and Conditions. Papers. Oak Brook, Illinois, Ann Peridodontol 1999; 4: 1-112

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

A-Ra J, Sung-Seo M, Kee-Joon L, Sang-Jin S, Young-Sic C. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. Korean J Orthod 2017; 47: 21-30

Agarwal A, Mahajan S, Verma S, Bhardwaj P, Sharma G Evaluation of the Stress Induced in Tooth, Periodontal Ligament & Alveolar Bone with Varying Degrees of Bone Loss During Various Types of Orthodontic Tooth Movements. J Clin Diagn Res 2016; 10: 46-52

Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971; 82: 1373-1375

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

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

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

Bourauel C., Kobe D., Vollmer D., Drescher D. Numerische Simulation kieferorthopädischer Zahnbewegungen mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode. Biomedizinische Technik 1997; 42: 339-340

Boyd RL, Legott P, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96:191-199

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

Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Komman KS, Mealey BL, Papapanou PN, Sanz M, Tonetti MS. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions- Introduction and key changes from the 1999 classification. *J Clin Periodontol* 2018; 45: 1-8

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

Choi SH, Kim YH, Lee KJ, Hwang CJ. Effect of labiolingual inclination of a maxillary central incisor and surrounding alveolar bone loss on periodontal stress: A finite element analysis. *Korean J Orthod* 2016; 46: 155-162

Cobo J, Argüelles J, Puente M, Vijante M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 110: 256-262

Delin Y, Haiying N, Yikang G, Xing C. Elastic modulus of human cementum, *Applied Math Mech* 1999; 20: 1134–1141

Diedenhofen I. Biomechanische Eigenschaften des parodontal erkrankten Zahnhalteapparats. Klinische, experimentelle und numerische Untersuchungen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2019 (in Vorbereitung)

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

Diedrich P. Periodontal relevance of anterior crowding. *J Orofac Orthop* 2000; 61: 69–79

Dreyer T, Klink-Heckmann U. Zur Entstehung des tertiären Engstandes. *Fortschr Kieferorthop* 1988; 49: 263-271

EI-Mangoury NH, Gaafar SM, Mostafa YA. Mandibular anterior crowding and periodontal disease. *Angle Orthodont* 1987; 1: 33-38

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

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

Geng JP, Keson BC, Rong L. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 6: 585-598

Genzel H. Richtlinien des Bundesausschusses der Zahnärzte und Krankenkassen für die kieferorthopädische Behandlung. *Bundesanzeiger* 2003; 226: 24966

Haase A, Bourauel C, Kobe D, Drescher D, Nellen B. Finite-Elemente-Berechnungen zur Bestimmung der initialen Zahnbeweglichkeit und experimentelle Verifizierung. *Bio-med Tech* 1996; 41 Ergänzungsband 1: 36-37

Hamanaka R, Yamaoka S, Anh TN, Tominaga JY, Koga Y, Yoshida N. Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017; 152: 601-612

Harzer W. Kieferorthopädie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2011

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzterverlag, 2009

Howe RP, McNamara JA Jr, O'Connor KA. An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension. *Am J Orthod* 1983; 83: 363-373

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

Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 498-504.

Jordan AR, Micheelis W. *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)*. IDZ, Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2016

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

Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J. Dent. Res* 2003; 82: 957-961

Klein B. *FEM*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2014

Knop L, Gandini LG, JR, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2015; 20: 119–125

Lensing I, *Biomechanische Eigenschaften des parodontal erkrankten unbehandelten Zahnhalteapparats*. Klinische, experimentelle und numerische Untersuchungen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn 2019 (In Vorbereitung)

Lundström A. The significance of early loss of deciduous teeth in the etiology of malocclusion. *Am J Orthod* 1955; 41:819-826

Materialise, 2018, www.materialise.com, (Zugriffsdatum 30.01.2018)

McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. *Behandlungskonzept der vorprogrammierten Apparatur*. München: Elsevier GmbH, 2004

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

Northway WM, Wainright RL, Demirjian A. Effects of premature loss of deciduous molars. *Angle Orthod* 1984; 54: 295-329

Petersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *Eur J Orthod* 1990; 12: 272-280

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

Pseiner BC, Bantleon J, Freudenthaler JW, Bantleon HP, Deflektionsverhalten und Kraftabgabe von Nickel-Titan-Drähten in der Nivellierungsphase. *Inf Orthod Kieferorthop* 2010; 42: 27-34

Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater* 2009; 25: 1285-1292

Reitan K, Kvam E. Comparative behaviour of human and animal tissue during experimental tooth movement. *Angle Orthod* 1971; 41: 1-14

Roberts WE. Bone physiology, metabolism and biomechanics in orthodontic practice. In: Graber TM, Vandardall RI, Vig KWL. *Orthodontics. 5th edition. Current Principles & Techniques.* Elsevier Mosby, 2005: 221-292

Roberts WE, Garetto LP, Katona TR. Principles of orthodontic biomechanics; metabolic and mechanical control mechanisms. In: *Bone Biodynamics in Orthodontic and Orthopedic Treatment.* Ann Arbor: University of Michigan Press, 1992: 189-256

Sander FM, Schwenger N, Ehrenfeld, *Kieferorthopädie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2011; 270

Schmuth G., *Kieferorthopädie Band 2.* Urban und Schwarzenberg, 1992; 19

Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. *Kopf, Hals und Neuroanatomie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2012

Schwenger N, Ehrenfeld M. *Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (ZMK-Heilkunde).* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2010

Schwindling FP, *Orthodontie verstehen, Band 1 - Grundlagen,* Merzig: Edition Schwindling, 2017

Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016; 6: 110-114

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

Staufer K, Landmesser H. Effects of crowding in the lower anterior segment - a risk evaluation depending upon the degree of crowding. *J Orofac Orthop* 2004; 65: 13–25

Steinke P. *Finite-Elemente-Methode, Rechnergestützte Einführung*, Ausgabe 5. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2015

Stoeckel D, *Superelastische Nickel-Titan-Legierungen – Eigenschaften und Anwendungen*. 1993; <https://nitinol.com/media/reference-library/047.pdf> (Zugriffsdatum 29.06.2018)

Sung SJ, Kim IT, Kook YA, Chun YS, Kim SH, Mo SS. Finite-element analysis of the shift in center of resistance of the maxillary dentition in relation to alveolar bone loss. *Korean J Orthod* 2009; 39: 278-288

Tuna M, Sunbuloglu E, Bozdog E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: a validated nonlinear contact model. *J Biomech* 2014; 47: 2883–2890

Wang Y, Liu C, Jian F, McIntyre GT, Millett DT, Hickman J, Lai W. Initial arch wires used in orthodontic treatment with fixed appliances. *Cochrane Database Syst Rev* 2018; 7: CD007859

8. Danksagung

Als erstes bedanke ich mich herzlich bei Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel für die Überlassung dieses interessanten Themas und seine umfangreiche wissenschaftliche Beratung und motivierende Unterstützung bis zum letzten Tag der Dissertationsarbeit.

Mein Dank gilt auch Frau Prof. Dr. rer. nat. Susanne Reimann für die Betreuung im Arbeitsprozess und ihre bereitgestellte Hilfe bei der Durchführung der Arbeit.

Bei Herrn Dr. rer. nat. Ludger Keilig bedanke ich mich sehr für seine kompetente Unterstützung bei der Generierung der Modelle am Computer und die Überprüfung und Optimierung der Rechnungen, welche viel Zeit in Anspruch genommen haben.

Privatdozent Dr. med. dent. Christoph Reichert danke ich für seine fachliche Beratung aus der Ferne bei kieferorthopädischen Fragestellungen.

Beim Team der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie bedanke ich mich für die angenehme Arbeitsatmosphäre und Hilfsbereitschaft, die mir entgegengebracht wurden.

Meinem Freund Christoph Herzog gebührt mein großer Dank für das Korrekturlesen der Arbeit, sein Verständnis, seine Hilfsbereitschaft und dass er mich stets motiviert und ermutigt hat.

Meinen Eltern Tuba Saberi und Djamshid Baghdadi ist diese Arbeit gewidmet. Von Herzen danke ich ihnen für all die erbrachten Opfer und ihre intellektuelle Hingabe, um ihren Kindern ein besseres Leben und eine akademische Ausbildung zu ermöglichen. Mithilfe ihrer bedingungslosen und liebevollen Unterstützung ist es mir gelungen den Eintritt in die Universität zu schaffen, mein Zahnmedizinstudium zu absolvieren und die Promotion durchzuführen.