

**Einfluss eines reduzierten Parodonts auf die
Auslenkung von Unterkieferfrontzähnen
bei simulierter Kaubelastung
eine Modellanalyse mittels Finite-Elemente-Methode**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Jana Flatten

aus Bonn

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachterin: Prof. Dr. Karin Jepsen

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.03.2026

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoff-
wissenschaften
– Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	8
1. Einleitung.....	9
1.1 Das gesunde Parodont.....	9
1.2 Das parodontale Ligament und seine Funktion bei Mastikation.....	11
1.3 Pathogenese einer Parodontitis.....	12
1.4 Externe apikale Wurzelresorption.....	14
1.5 Einfluss der genannten Faktoren auf die Biomechanik während der Mastikation in der bisher bekannten Literatur.....	15
1.6 Die Finite-Elemente-Methode.....	16
1.7 Fragestellung und Ziele.....	18
2. Material und Methoden.....	20
2.1 Generierung der Modelle.....	20
2.1.1 Übersicht der erstellten Modelle.....	20
2.2 Erstellung des Ausgangsmodells.....	23
2.3 Erstellung der Arbeitsmodelle.....	24
2.4 Erstellung der Simulationen.....	28
2.5 Wahl der Materialparameter.....	28
2.6 Wahl der Belastungsrichtung und Kraft.....	29
2.7 Ausgewertete Parameter und ihre Darstellung in den Ergebnissen.....	30
3. Ergebnisse.....	33
3.1 Exemplarische Auswertung einer Simulation.....	33

3.2	Auswertung der graphischen Darstellung der Zahnauslenkung aller Simulationsreihen.....	35
3.3	Auswertung bezogen auf den Zahntyp.....	37
3.4	Auswertung bezogen auf die Knochenresorption.....	37
3.5	Auswertung bezogen auf die Wurzelresorption.....	39
3.6	Auswertung in Bezug auf die Belastungsrichtung.....	40
3.7	Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse.....	43
3.7.1	Auswertung bezogen auf den Zahntyp.....	43
3.7.2	Auswertung bezogen auf die Knochenresorption.....	43
3.8	Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Richtung der Zahnachse.	48
3.9	Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung mittels schiefer Ebene.....	53
3.10	Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung des gleichen Knochenniveaus in unterschiedlicher Belastungsrichtung.....	58
4.	Diskussion.....	60
4.1	Diskussion von Material und Methode.....	60
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	62
4.2.1	Einfluss des Knochenabbaus.....	62
4.2.2	Einfluss der Wurzelresorptionen.....	63
4.2.3	Einfluss der Zahnanatomie.....	64
4.2.4	Einfluss der Belastungsrichtung.....	65
4.2.5	Statistische Auswertung.....	66
4.3	Klinischer Ausblick.....	67
5.	Zusammenfassung.....	69

6.	Abbildungsverzeichnis.....	71
7.	Tabellenverzeichnis.....	73
8.	Literaturverzeichnis.....	74
9.	Erklärung zum Eigenanteil.....	82
10.	Danksagung.....	83

Abkürzungsverzeichnis

E-Modul	Elastizitätsmodul
FEM	Finite-Elemente-Methode
KR	Knochenresorption
MIMICS	Materialise Interactive Medical Image Control System
PDL	Parodontales Ligament
Q1	Unteres Quartil
Q2	Median
Q3	Oberes Quartil
RBE	Ridgid Body Element
WR	Wurzelresorption

1. Einleitung

Parodontitis stellt eine Infektionskrankheit des Zahnhalteapparats dar, in deren Verlauf es zu einem Rückgang des zahntragenden Knochens und zunehmender Lockerung der einzelnen Zähne kommt. Die Erkrankung tritt weltweit mit einer hohen Prävalenz auf. Laut den Daten der fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) aus dem Jahr 2014 ist allein in Deutschland jeder zweite jüngere Erwachsene im Alter von 35-44 Jahren von einer Erkrankung des Parodonts betroffen, 43,4 % weisen sogar bereits eine moderate Form der Parodontitis auf. Bei jüngeren Senioren (zwischen 65-74 Jahren) liegt die Prävalenz bei 65 %, auch wenn der Trend der schweren Verläufe im Vergleich zu früheren Studien rückläufig ist. Die durch den demographischen Wandel bedingte zunehmende Alterung der Bevölkerung dagegen wird zu einem vermehrten Behandlungsbedarf führen. Dies betrifft sowohl die Parodontitis selbst als auch ihre Folgen.

Die mit einer Parodontitis einhergehende erhöhte Zahnbeweglichkeit kann die Kaufunktion der Patienten beeinträchtigen und ist deshalb ein wichtiger Aspekt bei der Behandlungsplanung.

1.1 Das gesunde Parodont

Das gesunde Parodont besteht aus vier Komponenten: der Gingiva, dem Wurzelzement, dem parodontalen Ligament, auch Desmodont genannt, sowie dem Alveolarknochen (Schwarzbach et al, 2010). Seine Hauptaufgabe liegt in der Verankerung des Zahnes im Knochen. Weiterhin ist es für die Dämpfung von plötzlichen Belastungen, für die Sensorik von auftretende Kaukräften sowie der Abschirmung von Pathogenen verantwortlich (de Jong T et al., 2017).

Klinische parodontale Gesundheit kann sowohl in einem intakten parodontalen Gewebe, also ohne Attachmentverlust oder Knochenabbau auftreten oder in einem reduzierten Parodontalgewebe vorhanden sein, wie beispielsweise bei Patienten mit Gingivarezessionen oder erfolgreich behandelter Parodontitis. Sie definiert sich durch das Fehlen klinisch nachweisbarer Entzündungen (Chapple et al., 2018).

Wie in Abbildung 1 gezeigt, umhüllt das Parodont die Zahnwurzel mit einer Spaltbreite von ungefähr 0,2 Millimetern, wobei es im Bereich der Zahnkrone und der Wurzelspitze ein wenig breiter ist und in der Mitte der Wurzel etwas schmaler verläuft, ähnlich der Form einer Sanduhr. Neben dem dichten, anastomosierenden Gefäßnetzwerk – auch Wedl-Gefäßknäuel genannt – ist die hohe Dichte an Faserbündeln kennzeichnend (Wedl, 1870). Diese Fasern lassen sich in primäre und sekundäre Faserbündel einteilen. Die primären Fasern bilden ein gitterartiges Netz zwischen dem Alveolarknochen und

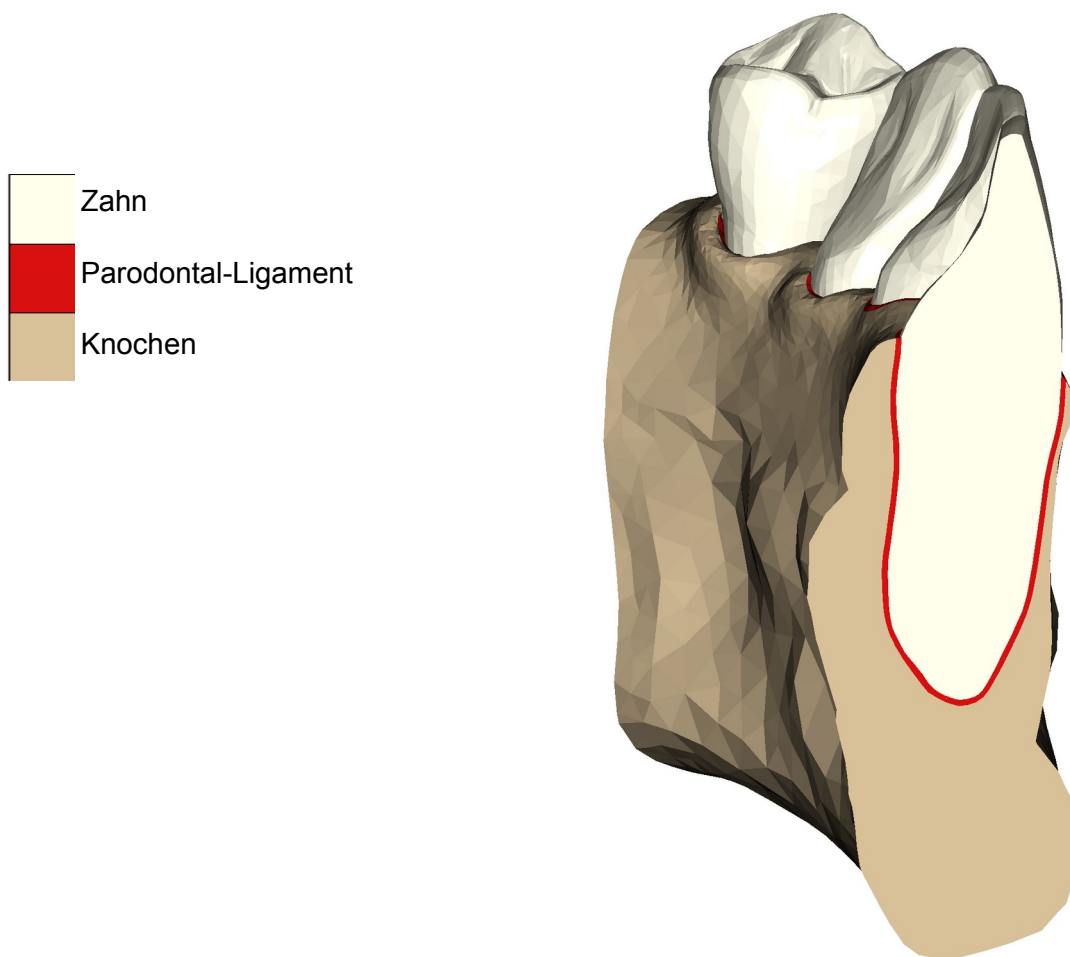


Abbildung 1: Anatomischer Aufbau eines unteren Schneidezahnes ohne pathologische Auffälligkeiten (eigenes Bild)

dem Wurzelzement. Sie werden als Sharpeysche Fasern bezeichnet, wobei es sich um Kollagenfasern handelt, welche in gewellter, lockerer Form vorliegen und nicht elastisch sind. Die sekundären Fasern dagegen liegen in zufälliger Ausrichtung im Desmodont oder umgeben Blutgefäße und Nervenfasern (Hellwig et al., 2023).

1.2 Das parodontale Ligament und seine Funktion bei Mastikation

In experimentellen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass der Kauvorgang (Mastikation) eine wiederholte Belastung der Zähne mit einer Kraft von 10-200 Newton (N) beinhaltet (Wang et al., 2014), wobei die Belastungszeit unter einer Sekunde liegt. Würden sich diese Kräfte ungehindert auf den Zahn bei einer starren Verankerung übertragen, käme es zu Frakturen und einer stark erhöhten Abrasion der Zähne während der Mastikation. Dies wird maßgeblich durch das parodontale Ligament verhindert. Dieses sorgt für eine Abdämpfung der einwirkenden Kräfte, indem es sich während der Mastikation stark deformiert, während Knochen und der jeweilige Zahn nur geringe Deformationen zeigen. Insgesamt bewegen sich die Zähne hierdurch bedingt nur minimal (Naveh, 2012).

Dieses Zusammenspiel der einzelnen Komponenten wurde bereits im Jahre 1951 in einer In-vivo-Studie verdeutlicht (Mühlemann, 1951): Hierbei wurde der Widerstand von Zähnen gegen eine Kraft von 100 Gm und 500 Gm aus der Ruheposition nach labial bei gesundem parodontalen Ligament mit dem von frisch reimplantierten Zähnen, die noch kein parodontales Ligament ausbilden konnten, verglichen. Als Ergebnis der Studie zeigte sich in der Studiengruppe von Zähnen mit gesundem parodontalen Ligament nur ein sehr geringer Widerstand bei einer insgesamt minimalen initialen Bewegung. Im Vergleich dazu zeigte sich, dass bei frisch reimplantierten Zähnen ohne entsprechendes parodontales Ligament keine initiale Bewegung möglich war. Vielmehr zeigte sich in dieser Gruppe sofort ein deutlicher Widerstand, der durch den sofortigen Knochenkontakt bedingt war.

Die Dämpfungswirkung des parodontalen Ligaments beruht hauptsächlich auf seiner elastischen Faserwirkung durch den hohen Anteil an Kollagenfasern, jedoch auch in der

Abdämpfungswirkung des Wedl-Gefäßknäuels und durch eine hydrostatische Dämpfung, bedingt durch den Flüssigkeitsanteil im Parodontalspalt (Pei et al., 2018). Der Flüssigkeitsanteil des parodontalen Ligaments setzt sich zu 70 % aus Wasser zusammen. Ein weiterer Bestandteil sind wasserlösliche Glukosaminoglycane (Wang et al., 2024).

1.3 Pathogenese einer Parodontitis

Die Ursachen der Entstehung von Erkrankungen des Parodonts, den sogenannten Parodontopathien, werden nach Chapple et al. (2018) in zwei Kategorien unterteilt. Dabei umfasst eine Hauptkategorie die biofilminduzierten Parodontopathien, während die zweite Hauptkategorie sich auf nicht biofilminduzierte Ursachen konzentriert.

Nicht plaque-induzierte Parodontopathien treten nach Holmstrup P et al. (2018) seltener als plaque-induzierte Parodontopathien auf. Sie stellen sich oft als Manifestation systemischer Erkrankungen dar, weshalb sie eine höhere Relevanz für den Patienten haben. Auch wenn ihre primäre Ursache nicht in einem pathogenen Biofilm liegt, ist die Behandlung und Entfernung sämtlicher Plaque dennoch ein häufiger Schlüsselfaktor (Holmstrup et al., 2018).

Grundvoraussetzung für die Genese einer plaqueinduzierten Parodontitis ist die initiale Entstehung eines pathogenen Biofilms, der zu einer Dysbalance des oralen Mikrobioms und dem Beginn einer gingivalen Erkrankung führt. Hierbei wird insbesondere das Auftreten des sogenannten „roten Komplexes“, bestehend aus den Bakterien *Porphyromona gingivalis*, *Tannerella forsythia* und *Treponema denticola* mit aktiven parodontalen Läsionen assoziiert (Belibasakis et al., 2023). Darüber hinaus beeinflussen zusätzliche lokale und systemische Faktoren die Ausbildung und den Verlauf der plaqueinduzierten Parodontitis. Hierzu zählen beispielsweise Mundtrockenheit, Rauchen, Ernährungsgewohnheiten oder metabolische und hämatologische Erkrankungen (Chapple et al., 2018). Auch wenn der genaue Einfluss des Rauchens auf eine Parodontitis nicht vollständig verstanden ist, so hat es dennoch deutlich spürbare, negative Auswirkungen (Persson et al., 2001). Auch die Prävalenz von schlecht eingestellten Diabetikern für

Parodontitis im Gegensatz zu Gesunden lässt sich deutlich nachweisen (Emmrich et al., 1991). Beide Faktoren weisen einen Zusammenhang mit der guten Durchblutung des parodontalen Ligaments auf. Sowohl Rauchen als auch Diabetes führen zu Gefäßschädigungen und einer verschlechterten Durchblutung, weshalb die körpereigene Immunabwehr lokal geschwächt wird.

Die Entstehung der Parodontitis läuft ausgehend von der Entstehung eines pathogenen Biofilms über vier Entzündungsstadien (Hellwig et al., 2023), an deren Ende schließlich die Ausbildung einer Parodontitis steht: Zuerst kommt es zu einer initialen Läsion der Gingiva, welche klinisch nicht erkennbar ist, aber bereits histopathologisch eine akute Entzündung zeigt. In diesem Stadium ist eine vollständige Ausheilung der betroffenen Gewebe möglich. Der initialen Läsion schließt sich nach 14 Tagen ohne Beeinflussung die frühe Läsion an. Sie weist sämtliche Anzeichen der initialen Läsion in einer verstärkten Form auf und sorgt für eine erweiterte Entzündungsreaktion, die nun auch klinisch erkennbar ist. Kennzeichnend hierfür ist insbesondere eine gingivale Blutung, die durch Sondierung bei zahnärztlichen Untersuchungen auftritt, aber auch während der häuslichen Zahnpflege des Patienten bemerkt werden kann. Die etablierte Läsion tritt einige Wochen nach der frühen Läsion auf und ist das letzte Stadium, das noch vollständig reversibel sein kann. Diese Form der Heilung, auch als *restitutio ad integrum* bezeichnet, ist mit der Ausbildung der folgenden Entzündungsstadien nicht mehr möglich. Zwar kann ein stabiler Zustand ohne entzündliche Reaktionen erreicht werden, jedoch keine vollständige Wiederherstellung der ursprünglichen Situation. Klinisch zeigt sich die etablierte Läsion durch das Vorhandensein von subgingivalen Plaques zusätzlich zu den bereits bestehenden akuten Entzündungszeichen.

Im letzten Stadium erreicht die Entzündungsreaktion eine fortgeschrittene Läsion, in der es schließlich zur Destruktion von Gingiva und Desmodont kommt. Zusätzlich werden Osteoklasten aktiviert, wodurch es zu Umbauvorgängen des Knochens kommt (Hellwig et al., 2023).

Das Fortschreiten der Krankheit ist von Phasen der Progression und der Revision gekennzeichnet. Während der progressiven Phasen führt die Aktivierung der Osteoklasten

zu zunehmendem Knochenverlust. Ohne Behandlung führt der Verlust des Parodonts zu Zahnlockerung und -verlust (Kwon et al., 2021).

Im Bereich der unteren Frontzähne weisen Patienten interrädikulär in unterschiedlicher Ausprägung eine für die lokale Immunantwort ungünstige Knochenstruktur auf (Diedrich, 2000), wodurch es zu einer verstärkten Auswirkung der bakteriell freigesetzten Toxine kommt.

1.4 Externe apikale Wurzelresorption

Malformationen der Zahnwurzeln werden zumeist in der Entwicklung der Dentition beobachtet und werden durch eine Verletzung oder Irritation der Hertwigschen Epithelscheide verursacht (Luder, 2015). In ihren unterschiedlichen Ausprägungen haben sie mehr oder weniger spürbare Auswirkungen für den Patienten oder seine dentale Behandlung. Wurzelresorptionen gibt es in einer physiologischen Form bei den Milchzähnen im Zuge des Zahnwechsels, beim Erwachsenen jedoch hauptsächlich in pathologischer Form. Es wird dabei grundsätzlich zwischen externen und internen Wurzelresorptionen unterschieden. Während die interne Resorption vom Pulpengewebe ausgeht und den Zahn von innen aushöhlt, geht die externe vom Desmodont aus und deformiert die äußere Wurzelkurvatur (Hellwig et al., 2023).

Externe Wurzelresorptionen können entsprechend Ihrer Ursache und Lokalisation in oberflächlich, entzündlich, ersetzend, cervical und apikal unterschieden werden (Heboy-an et al., 2022). In dieser Arbeit geht es um die externe, apikale Wurzelresorption, weshalb die anderen Formen nicht näher erläutert werden.

Bei einer externen, apikalen Wurzelresorption kommt es zu Resorptionsprozessen der Wurzelspitze, wodurch sich die Zahnwurzel verkürzt. Als Entstehungsfaktoren kommen hierfür periapikale Entzündungsprozesse, iatrogene Gründe im Sinne von orthodontischen Therapien oder auch idiopathische Ursachen in Frage (Hellwig et al., 2023). Grundsätzlich sind Wurzelresorptionen in ihrer pathologischen Form irreversibel, können zu Beschwerden und bei stärkerer Ausprägung auch zu Zahnverlust führen (Patel et al., 2022). Der genaue Mechanismus ist zum heutigen Stand (2025) noch nicht vollständig

geklärt. Aktuelle Erklärungsansätze gehen aber davon aus, dass genetische Komponenten Einfluss auf den Prozess der Wurzelresorption haben (Kalra et al., 2020, Baghaei et al., 2023).

1.5 Einfluss der genannten Faktoren auf die Biomechanik während der Mastikation in der bisher bekannten Literatur

Bis zum Jahre 2025 existiert nur wenig Literatur, die sich mit der biomechanischen Auswirkung, wie einer erhöhten Zahnauslenkung und dadurch erhöhten Dehnung und Stauung im Zahnhalteapparat in Abhängigkeit von Knochenabbau und Wurzelresorptionen bei der Kaubelastung im Frontzahnbereich auseinandersetzt. In dieser Arbeit wird ein klinisch gesundes Parodont ohne akute Entzündungsreaktionen zugrunde gelegt. Der überwiegende Anteil der existierenden Arbeiten greift auf kieferorthopädische Belastungen, den Seitenzahnbereich oder Implantate zurück. Dennoch lassen sich einige Aussagen über die grundsätzliche Biomechanik der Mastikation aus bisherigen Untersuchungen treffen.

Zunächst sind die genaue Kraft und Belastungsrichtung der Zähne während des Kauvorgangs individuell stark divergierend. Hierbei sind beispielsweise das Alter, die Salivation und insuffiziente posteriore Zahnkontakte als Einflussfaktoren beschrieben (Ikebe et al., 2006). Der allgemeine Zustand der Okklusion des Patienten hat ebenfalls einen starken Einfluss auf die Mastikation des Patienten (Peck, 2016). Ebenso stellt die Art der abzu- beißenden Nahrung einen Belastungsfaktor dar. Beispielsweise ist das Abbeißen eines Toastbrotes mit einer deutlich geringeren Belastung der Frontzähne verbunden als das Abbeißen eines Apfels.

Palinkas et al. (2019) verglichen die allgemeine Kaukraft und Effizienz von Gesunden und parodontal erkrankten Patienten, wobei durch die radiologische Auswahl nur der Knochenabbau und nicht der Entzündungsstatus in Betracht gezogen wurde. Es zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Probanden, die an einer Parodontitis erkrankt waren, wiesen eine reduzierte maximale Bisskraft auf und brauchten zudem auch mehr Zeit, um die gleiche Menge an Lebensmitteln zu zerkleinern. In die-

sem Zusammenhang wurde der zunehmenden Zahnbeweglichkeit ein großer Einfluss zugeschrieben.

Weiterhin lässt sich sagen, dass die Größe der im Knochen gefassten Wurzeloberfläche einen wichtigen Einfluss auf die Zahnbeweglichkeit hat. Obwohl in einer numerischen Studie von Hartmann et al. (2017) die initiale Beweglichkeit eines oberen Frontzahns bei einer kieferorthopädischen Belastung untersucht wurde, lässt sich das Ergebnis auch auf diese Arbeit übertragen. Die Studie von Hartmann et al. zeigte, dass in einer Modellsimulation eine zunehmende Verkleinerung der im Knochen gefassten Wurzeloberfläche zu einer zunehmenden initialen Auslenkung der Zähne bei Einwirkung von kieferorthopädischen Kräften führt. Dadurch kann auch ein Rückschluss auf eine zunehmende Zahnbeweglichkeit bei verringerter Stabilisierung des Zahns durch den Knochen gezogen werden.

1.6 Die Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist eine numerische Methode, bei der ein Objekt in einzelne, endlich große (finite) Elemente zerlegt wird. Jedem Element werden feste Materialeigenschaften zugewiesen, anhand derer die zu untersuchende Krafteinwirkung berechnet wird. Die Methode hat bereits seit ihrer Einführung durch J.R. Farah im Jahr 1973 in die Zahnmedizin eine weite Entwicklung hinter sich. Dank der steigenden Leistungsfähigkeit moderner Computer können die Modelle immer exakter und realitätsgetreuer dargestellt werden (Bourauel et al., 2007). Neben der Anwendung im Bereich der Biomechanik (Kluess et al., 2010) ist die Finite-Elemente-Methode auch für ingenieurstechnische Fragestellungen (Sabat und Kundu, 2021) verbreitet.

Die Finite-Elemente-Methode wird in dieser Arbeit dazu genutzt, um die Formveränderung und Bewegung von Knochen, Zähnen und parodontalem Ligament bei einer definierten Krafteinwirkung zu berechnen. Dazu werden die Objekte in Elemente zerlegt, denen festgelegte Materialeigenschaften (E-Modul, Dichte) zugewiesen werden. Dabei gilt, dass die Berechnung umso genauer wird, je kleiner die Elemente sind, wodurch gleichzeitig entsprechend mehr Rechenleistung der Computer notwendig wird (Haase et al,

1996). Als geometrische Elemente stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung, die sich hinsichtlich der Form und der Knotenpunkte unterscheiden (siehe Abb. 2).

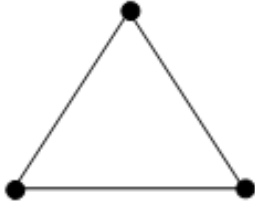
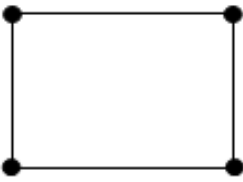
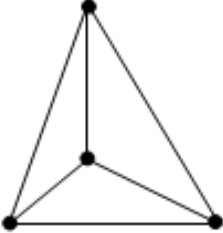
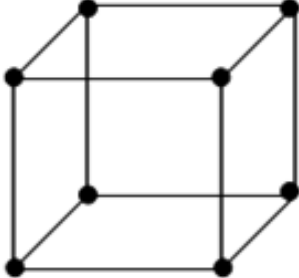
1-dimensional	 Strecke / Line (2)	
2-dimensional	 Dreieck / Tria (3)	 Viereck / Quad (4)
3-dimensional	 Tetraeder / Tetra (4)	 Hexaeder / Hex (8)

Abbildung 2: Auswahl möglicher Elementklassen innerhalb eines FE-Modells (modifiziert nach Deger, 2001).

Wie in Abbildung 2 gezeigt, werden die Elemente in ein-, zwei- oder dreidimensionale Formen unterteilt. Die Elemente werden anhand der Knotenpunkte so miteinander verbunden, dass ein lückenloses Netz entsteht. Diese Vorbereitung wird nach A. Meineken (2001) als Preprocessing beschrieben und stellt den zeitaufwendigsten Schritt im Ablauf einer FEM-Analyse dar. Sie umfasst die Wahl der Elementklasse, die Herstellung des Ausgangsmodells, die Generierung des Netzes sowie die Festlegung der Belastungsparameter. Ist dieser Vorgang abgeschlossen, kann die eigentliche Berechnung erfolgen.

Dazu wird das gesamte FE-Modell an einen Rechencluster weitergeleitet, welcher die Simulation berechnet. Die Berechnungssoftware in diesem zweiten Schritt wird als Solver bezeichnet. Im letzten Schritt werden die berechneten Ergebnisse graphisch aufbereitet und zur Auswertung freigegeben. Anhand der Auswertung – auch als Postprocessing bezeichnet – können die mechanischen Deformationen graphisch dargestellt und mit den entsprechenden Werten versehen werden (Meineken, 2001).

Wird in der Lösung festgestellt, dass die erforderliche Berechnungsgenauigkeit nicht erreicht wurde, müssen Verfeinerungen im Preprocessing vorgenommen werden, indem beispielsweise die das Netz bildenden Elemente verkleinert werden (Kettenbeil et al., 2012).

1.7 Fragestellung und Ziele

In dieser Dissertation wird in einer Modellsimulation die Auswirkung von Knochenabbau und Wurzelresorption auf die Zahnauslenkung und die Belastung des Zahnhalteapparates in Bezug auf untere Frontzähne untersucht.

Werden Zähne überbelastet oder chronisch fehlbelastet, wird der Zahnhalteapparat geschädigt und es kommt schließlich zum Zahnverlust, wenn die Parodontitis und mögliche Traumata durch Okklusion nicht behandelt wurden. Auch in Hinblick auf die Beurteilung der prothetischen Pfeilerwertigkeit ist die Stabilität der Zähne ein wesentlicher Behandlungsfaktor. So zeigte sich in einer Metaanalyse von Peditto et al., (2024) dass eine gesteigerte Zahnbeweglichkeit in der horizontalen oder mesiodistalen Richtung von 1 mm oder mehr ein erhöhtes Verlustrisiko innerhalb von zehn Jahren aufweisen.

Um absehbare Überbelastungen zu vermeiden, die zu weiterem Knochenverlust oder Schmerzen beim Kauen führen (de Freitas Borges et al., 2013), werden in dieser Arbeit verschiedene Stadien des Knochenabbaus simuliert. Kieferorthopädische Behandlungen insbesondere im ästhetischen Bereich sind ein zunehmender Trend in der Zahnmedizin. Zu den möglichen Risikofaktoren kieferorthopädischer Behandlung – insbesondere mit festsitzenden Apparaturen, gehören neben möglichen Rezessionen, auch die Bewegung der Zähne aus der knöchernen Kurvatur heraus, was zu vestibulären Defekten und aus-

geprägten Rezessionen führen kann. Dies wird ebenfalls in der Formation der knöchernen Defekte berücksichtigt (Jepsen et al. 2023). Ein weiterer Aspekt gesteigerter kieferorthopädischer Behandlungen ist ein steigendes Risiko für eine orthodontisch ausgelöste, externe Wurzelresorption. Ihr Einfluss auf die Zahnstabilität soll in dieser Modellsimulation weiter untersucht werden, zumal stärkere Resorptionen zu Funktionseinschränkungen oder Zahnverlust führen können (Karnati et al., 2021).

Ein weiterer relevanter Aspekt dieser Arbeit liegt in der Richtung der Belastung. Beim Kauvorgang kommt es zu unterschiedlichen Belastungsrichtungen in Abhängigkeit von der Position der zu zerkleinernden Speisen. So kann der Druck beim Abbeißen von der Innenseite kommen und sich beim Durchdrücken nach außen verlagern, bis der Kontakt zum Gegenzahn hergestellt ist. Ob und in wie weit die Kraftrichtung eine Auswirkung auf die Zahnstabilität hat, kann die klinische Beurteilung ebenso wie die Patientenaufklärung in Bezug zur Nahrungsaufnahme weiter beeinflussen.

Im Einzelnen sollen die folgenden Punkte analysiert werden:

- Einfluss verschiedener Schweregrade von Knochenabbau auf die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung im parodontalen Ligament bei Kaubelastungen,
- Einfluss verschiedener Schweregrade von Wurzelresorptionen auf die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung im parodontalen Ligament bei Kaubelastung,
- Einfluss unterschiedlicher Belastungsrichtungen auf die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung im parodontalen Ligament bei Kaubelastung,
- Auswirkung des Zusammenspiels von Knochenabbau und Wurzelresorption auf die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments bei Kaubelastung,

2. Material und Methoden

2.1 Generierung der Modelle

In der Erstellung der Modelle wurde der Fokus auf die Unterkieferfrontzähne gelegt, so dass nur der Bereich von 34-44 dargestellt wurde. Um die Modelle herzustellen, die in der späteren Simulation verwendet wurden, wurde das Programm 3-Matics Research 14.0 von Mimics (Materialise NV, Leuven, Belgien) verwendet, welches auf einem Arbeitsplatzrechner der Abteilung der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn zur Verfügung gestellt wurde.

Zunächst wurde ein Ausgangsmodell erstellt, das einer physiologischen Situation entspricht. . Auf dessen Basis wurden Modifikationen vorgenommen, um drei verschiedene Stadien von Knochenabbau und zwei Stadien von Wurzelresorptionen in allen Kombinationen darzustellen. Die fertigen Modelle wurden an das FE-Softwarepaket MSC.Marc/Mentat 2020 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Kalifornien, USA) übertragen, analysiert und an einen hauseigenen Cluster zur Berechnung der Simulationen übermittelt.

2.1.1 Übersicht der erstellten Modelle

Folgende Modelle wurden erstellt und berechnet (Abb. 3):

- Physiologisches Referenzmodell ohne Knochen- oder Wurzelresorption,
- Zirkulärer Knochenabbau um 50 Prozent und um 80 Prozent unter Erhalt der gesunden Wurzellänge,
- Zirkulärer Knochenabbau um 50 Prozent und um 80 Prozent bei einer vorliegenden Wurzelresorption um 20 Prozent,
- Zirkulärer Knochenabbau um 50 Prozent und um 80 Prozent bei einer vorliegenden Wurzelresorption um 50 Prozent,

- Vestibulärer Knochenabbau um 80 Prozent unter Erhalt der lingualen Knochenwand
Erhalt der gesunden Wurzellänge,
- Vestibulärer Knochenabbau um 80 Prozent unter Erhalt der lingualen Knochenwand
bei einer vorliegenden Wurzelresorption um 20 Prozent,
- Vestibulärer Knochenabbau um 80 Prozent unter Erhalt der lingualen Knochenwand
bei einer vorliegenden Wurzelresorption um 50 Prozent,

Die folgende Abbildung 3 zeigt schematisch die verschiedenen simulierten Stadien des Knochenabbaus und der Wurzelresorptionen beispielhaft in einem Querschnitt von Zahn 31. Dabei ist oben links das gesunde Ausgangsmodell zu erkennen, während daneben spaltenweise die unterschiedlichen Ausprägungen des Knochenrückgangs bei gleicher Wurzelresorption aufgeführt sind. Der prozentuale Knochenrückgang richtet sich hierbei nach der Wurzellänge ausgehend von der Schmelz-Zementgrenze bis zur Wurzelspitze. Es wurde somit zuerst die Wurzelresorption modelliert und erst danach der entsprechende Knochenrückgang im Verhältnis zur neuen Wurzellänge angepasst.



Abbildung 3: Stadien von Knochenabbau und Wurzelresorption im Querschnitt (eigenes Bild). Erläuterungen der Modelle jeweils in den Spalten und Reihen.

2.2 Erstellung des Ausgangsmodells

Zunächst wurde ein Ausgangsmodell erstellt, welches die Basis der vorgenommenen Modifikationen dargestellt hat. Hierfür wurde das Modell der Firma Digimation Corp als Grundlage verwendet („teeth with roots and gums“, St. Rose, Louisiana, USA). Da es bezüglich der verwendeten Zahndimensionen nicht mit den deutschen Mittelwerten übereinstimmte, wurde es um den Faktor 1,5 vergrößert (Baghdadi, 2019).

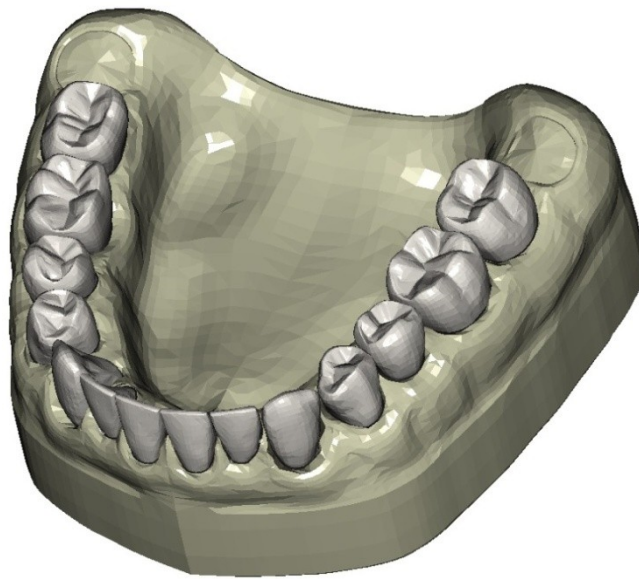


Abbildung 4: Volumenmodell mit physiologischem Knochenverlauf, Knochen, Zähnen und PDL

Zunächst wurde die Mukosa aus dem Modell gelöscht, sodass nur noch die Zähne und der idealisierte Knochen übrig waren (siehe Abb. 4). Als nächstes erfolgte die Entfernung des Inneren des Modellteils, der dem Mundboden entspricht. Im Anschluss daran blieb nur noch die hufeisenförmige Knochenform des bezahnten Unterkiefers übrig, welche weiter verwendet werden konnte. Während die Zähne dieses Modells komplett übernommen werden konnten, musste der Knochen modifiziert werden, da in dieser Arbeit nur der Bereich von 34-44 analysiert werden sollte. Die Zähne 34 und 44 wurden belassen, um einen möglichen Einfluss der Nachbarzähne auf die Eckzähne in den Simulationen mit einbeziehen zu können. Dazu wurde der Knochen distal der Prämolaren abge-

trennt und das entstehende Loch in der Oberfläche verschlossen. Das so entstandene Modell wurde für diese Arbeit als Referenzmodell verwendet.

2.3 Erstellung der Arbeitsmodelle

Auf Basis des Referenzmodells wurden zunächst die verschiedenen Stadien des im folgenden untersuchten Knochenabbaus modelliert. Dazu wurde initial die Alveole verschlossen, um die Bearbeitung des Modells zu erleichtern. Anschließend wurde die Länge der Wurzeln ausgehend von der Schmelz-Zementgrenze der einzelnen Zähne ausgemessen und ein Messpunkt entsprechend des darzustellenden Knochenabbaus gesetzt. Der Knochen wurde im Anschluss daran bis auf Höhe des Messpunktes reduziert. Dabei wurden drei Modelle generiert; je eins mit 50 % bzw. 80 % zirkulärem Knochenabbau und ein weiteres mit 80 % vestibulärem Knochenabbau, wobei die linguale Knochenwand erhalten blieb.

Um einen realitätsnahen Knochenverlauf zu erhalten, wurde der Knochenverlauf zwischen den Zähnen eingeebnet. Dadurch konnten die Messpunkte an den Eckzähnen und Prämolaren nicht exakt eingehalten werden.

Für die Grundlage der Modellierung der Wurzelresorptionen wurden idealisierte Situationen verwendet, die aus dem dieser Dissertation zugrunde liegenden Projekt des Bundesministeriums für Bildung und Forschung stammten (01DS19026A). Für die Modellreihen mit Wurzelresorption wurde im Ausgangsmodell mittels zweier Messpunkte die Länge der Zahnwurzel ermittelt. Diese wurde dann entsprechend der Modellreihe um 50 % bzw. 20 % eingekürzt. Darauf basierend wurde erneut von der Schmelz-Zementgrenze aus der zu simulierende Knochenverlauf relativ zur neuen Wurzellänge ausgemessen und modelliert. Als letzter Modellierungsschritt ist das parodontale Ligament eingefügt worden. Dazu wurde ein Offset mit 0,2 mm über die einzelnen Zähne gelegt. Dadurch wird eine vergrößerte Kopie des Zahns erstellt, die zum vorherigen Zahn an allen Stellen einen Abstand von 0,2 mm einhält. Im nächsten Bearbeitungsschritt wurde über das Programm ein Schnitt an jede aufeinandertreffende Fläche im Modell gesetzt, sodass viele einzelne, unbenannte Oberflächen und Grenzflächen entstanden. Dabei wurden

auch sämtliche Grenzflächen zwischen Luft, Knochen, parodontalem Ligament, Zahnwurzel und der Zahnkrone modelliert. Der künstliche Verschluss der Alveolen aus dem Modellierungsprozess wurde durch die eingeblendeten Zähne hervorgehoben und konnte somit ausgeschnitten und gelöscht werden.

Die durch das Offset verdickte Zahnkrone wurde ebenfalls entfernt, während der Teil unterhalb des Knochens separat lag und als PDL erhalten blieb. Hierdurch konnten exakte Oberflächen bei den sich berührenden Komponenten geschaffen werden. Dementsprechend stimmt das Dreiecksnetz der Außenseite des PDLs perfekt mit der Innenseite der Alveole überein. Die verbleibenden Oberflächen wurden im Anschluss sortiert und neu benannt. Im Rahmen dieses Prozesses treten intermittierend einzelne Fehler in den Modellen auf, wenn beispielsweise die Knotenpunkte der Dreiecke nicht mehr exakt aufeinander liegen. Bei einer anschließenden Fehlersuche konnten diese erkannt und manuell beseitigt werden. Durch die Beschränkung der Modellierung auf die oben genannten Grenzflächen konnten die Volumenmodelle mit kongruenten Übergängen ebenfalls mit 3-Matics erstellt werden.

Das Finite-Elemente-Netzwerk der entstehenden Modelle besteht überwiegend aus Tetraedern, wobei das parodontale Ligament allerdings mit Hexaedern dargestellt wurde. Grundsätzlich weisen 4-Knoten-Tetraeder im Vergleich zu 8-Knoten-Hexaedern eine geringere Anzahl an Freiheitsgraden auf. Dies bedingt wiederum eine höhere Steifheit der Elemente, die zu einer Beeinflussung der Ergebnisse bei FE-Simulationen führen kann (Benzley et al., 1995; Shepherd und Johnson, 2008). Die entstandenen Volumina wurden erneut benannt und sortiert, bevor das gesamte Modell im Abacusformat zu weiteren Bearbeitung exportiert werden konnte, um eine Bearbeitung in MSC.Marc/Mentat 2020 zu ermöglichen.

Die entstehenden Volumenmodelle zeigen eine deutlich unterschiedliche Anzahl von Elementen und Knotenpunkten in Abhängigkeit von Knochenabbau und Wurzelresorption (siehe Tab. 1).

Tabelle 1: Anzahl der Elemente für Knochen, Zähne und PDL der Modelle

	Knochen	Zahn	PDL
Referenzmodell	107.320	182.566	154.737
KR50z-WR0	112.269	181.595	98.342
KR50z-WR20	90.404	133.049	72.864
KR50z-WR50	55.916	100.335	45.532
KR80z-WR0	74.665	175.683	65.633
KR80z-WR20	78.246	129.141	50.412
KR80z-WR50	78.246	116.320	63.826
KR80v-WR0	132.556	177.249	110.653
KR80v-WR20	95.474	136.366	82.450
KR80v-WR50	72.548	91.451	57.227

Legende: KR=Knochenresorption; WR=Wurzelresorption; z=zirkulär; v=vestibulär, 0, 20, 50, 80 geben jeweils die Knochen- bzw Wurzelresorption in % an

Tabelle 1 zeigt die Anzahl der Elemente, die jeweils zu den zuvor erstellten Sets „Knochen“, „Zahn“ und „PDL“ gehören. Im Allgemeinen gibt die Anzahl der Elemente eines Sets Aufschluss über die verwendete Elementgröße. Je kleiner die einzelnen Elemente sind, desto genauer ist die Modellierung und desto exakter sind die in der folgenden Simulation berechneten Werte. Neben der Elementgröße hat natürlich auch das in dem jeweiligen Set abgebildete Volumen innerhalb des Modells einen Einfluss auf die Elementzahl. So erlaubt die Elementzahl bei bekanntem Volumen einen Rückschluss auf die Elementgröße und umgekehrt. Es gilt zu beachten, dass in dieser Arbeit nur angrenzende Oberflächen modelliert wurden. Die entstandenen Hohlräume (beispielsweise das Knochenvolumen) wurde vom Programm 3-Matics automatisch mit entsprechend größer werdenden Elementen aufgefüllt. Da das PDL am genauesten modelliert wurde, zeigt es trotz seines verhältnismäßig geringen Volumens im Vergleich zu Zahn und Knochen eine sehr hohe Elementzahl. In der Modellation des Knochens wurde der Fokus insbesondere auf die Übergangsbereiche zum PDL gelegt, sodass hier kleinere Elemente zu finden sind, um eine genauere Simulation der Kräfte im entsprechenden Bereich zu ermöglichen. Da der überwiegende Teil des Unterkieferknochens lediglich eine untergeordnete Rolle spielt, wurden im Knochen eher größere Elemente verwendet, um ein adäquates Verhältnis zwischen der Berechnungsdauer der Simulation und der Präzision

durch die verwendete Gesamtzahl an Elementen zu erreichen. Die Zähne selbst, insbesondere die Wurzeloberflächen, erforderten eine möglichst präzise Modellierung. Daher wurden hier Elemente mit kleinerer Kantenlänge verwendet. Durch das größere Volumen im Vergleich zum PDL weisen sie die höchste Anzahl an Elementen in den einzelnen Modellen auf.

Im Zuge der Modellation von Knochenabbau und Wurzelresorptionen änderte sich das Volumen der einzelnen Elementsets und entsprechend auch die Anzahl der einzelnen Elemente. So lag der Minimalwert der Elementanzahl für den Knochen bei ungefähr 56.000 Elementen, während das Referenzmodell 107.300 Elemente im Vergleich aufwies. Dies entspricht etwa einer Reduktion auf 52 Prozent der ursprünglich verwendeten Elementzahl. Bei den Zähnen reichte die Spanne der Elementzahl von 91.500 bis 182.500, auch hier wurde die ursprüngliche Elementzahl auf ca. maximal 50 % reduziert. Beim parodontalen Ligament dagegen wurde von 155.000 Elementen im Referenzmodell auf bis zu 45.500 Elemente reduziert. Dies stellt eine Reduktion der Elementzahl auf etwa 30 Prozent dar.

Tabelle 2: Anzahl der Knoten für Knochen, Zähne und PDL der Modelle

	Knochen	Zahn	PDL
Referenzmodell	28.994	48.347	49.075
KR50z-WR0	25.207	46.208	32.156
KR50z-WR20	23.384	34.790	24.804
KR50z-WR50	15.051	26.540	15.587
KR80z-WR0	17.242	44.899	21.583
KR80z-WR20	16.522	34.087	17.158
KR80z-WR50	20.715	31.728	21.077
KR80v-WR0	30.636	45.027	36.385
KR80v-WR20	25.098	35.474	28.204
KR80v-WR50	19.797	25.431	18.697

Legende: KR=Knochenresorption; WR=Wurzelresorption; z=zirkulär; v=vestibulär 0, 20, 50, 80 geben jeweils die Knochen- bzw. Wurzelresorption in % an

Tabelle 2 zeigt die Anzahl der Knotenpunkte, die zu den Sets „Zahn“, „PDL“ oder „Knochen“ gehören. Da sich mehrere Elemente in den gleichen Knotenpunkten trafen, lag die

Zahl deutlich geringer als die der zugehörigen Elemente. Die Maximalwerte der Knotenpunkte müssen dadurch bedingt nicht zwangsläufig beim Referenzmodell liegen. So reichten die Werte der Knotenpunkte im Knochen von 20.000. bis 30.500, für die Zähne von 25.500 bis 48.500 und beim parodontalen Ligament von 15.500 bis 49.000.

2.4 Erstellung der Simulationen

Die abschließende Vorbereitung der Simulationen erfolgte im Programm MSC.Marc/Mentat Version 2020 software package (Hexagon AB, Stockholm, Sweden). Hierzu wurden zunächst die zuvor erstellten und exportierten Volumenmodelle im Abacusformat in das Programm importiert.

Nach der Sortierung der zuvor benannten Oberflächen in einzelne Sets, wurden Randbedingungen festgelegt. Dazu wurden die einzelnen Knotenpunkte der Elemente der gesamten Unterseite des Modells markiert und als unbeweglich definiert. Des Weiteren wurde an jeder Zahnkrone ein sogenanntes „Rigid Body Element“ (RBE) als Kraftangriffspunkt erstellt. Der Kontakt zu den Nachbarzähnen wurde als gleitend (touching) definiert, um keine Verblockung darzustellen.

2.5 Wahl der Materialparameter

Nachdem die Bedingungen für die Modelle festgelegt wurden, mussten als nächstes die Materialparameter festgelegt werden. Wie bereits in Kapitel 1.12 beschrieben, wurden bei der FEM jedem Element feste Eigenschaften zugewiesen, auf deren Basis die Rechnung der Simulation läuft. Es wurde, wie in Tabelle 3 dargestellt, für die Zähne $E_{\text{Zahn}} = 20 \text{ GPa}$ festgelegt, für den Knochen $E_{\text{Knochen}} = 2 \text{ GPa}$, (Abé et al., 1996) und für das entzündungsfreie Parodontalligament $E = 50 \text{ MPa}$ festgelegt (Frias Cortez et al., 2020). Dabei sind Zähne und Knochen homogene und isotrope Materialien, während das parodontale Ligaement als linear elastisch dargestellt wird. Der E-Modul des parodontalen Ligaments wurde auf einen erhöhten Wert eingestellt, da in dieser Arbeit Kaubelastungen simuliert werden sollen. Wie bereits in Kapitel 1.2 beschrieben, ist die Steifigkeit des

parodontalen Ligaments abhängig von der Belastungsdauer. Als Poissonszahl wurde für alle Strukturen ein Wert von 0,45 zugrunde gelegt.

Tabelle 3: Materialparameter der einzelnen Strukturen in den Simulationen

Material	Elastizitätsmodul (E) in MPa	Poissonsahl μ
Knochen	20.000	0,45
Zahn	2.000	0,45
Parodontales Ligament	50	0,45

In den in dieser Arbeit berechneten Simulationen wurde ein entzündungsfreies Parodont nach ausgeheilter Parodontitis ohne aktive Entzündung angenommen.

2.6 Wahl der Belastungsrichtung und Kraft

In den folgenden Simulationen wurden die einzelnen Zähne mit einer Kraft von 200 N belastet, um eine möglichst natürliche Kaukraft in Modellsimulationen darzustellen (Wang et al., 2014). Zwischenergebnisse wurden mit 100 N aufgezeichnet, da die Widerstandsfähigkeit der Zähne gegenüber Auslenkungen mit zunehmender Knochenresorption sinkt. Für eine bessere Vergleichbarkeit wurden in den Ergebnissen nur die Werte für eine Belastung von 100 N zusammengefasst.

Insgesamt wurden drei Simulationsreihen mit unterschiedlichen Belastungsrichtungen angelegt, um die verschiedenen Belastungsrichtungen während der Mastikation zu berücksichtigen. Während des Kauvorganges richtet sich die Hauptkraft auf die untere Zahnreihe nach kaudal. In der Serie eins wurde daher jeweils senkrecht in z-Achse (siehe Abb. 3) des globalen Koordinatensystems nach unten gedrückt, wobei die unterschiedlichen Zahnachsen nicht berücksichtigt wurden. Da die unteren Frontzähne nicht exakt vertikal, sondern leicht nach ventral gekippt stehen, wird mit zunehmender Kippung verstärkt von innen auf die Zahnkante gedrückt.

In Serie zwei lag die Belastungsrichtung dagegen genau in der individuellen Zahnachse der einzelnen Zähne, sodass es nur zu einer geringen Auslenkung kam. Der Fokus lag hierbei auf der Stauchung des parodontalen Ligaments in apikaler Richtung.

In der dritten Serie sollte die Belastungsrichtung weiter an die klinische Situation angepasst werden, indem die unteren Frontzähne über idealisierte Antagonisten belastet wurden. Allerdings kam es im Rahmen dieser Simulationsreihe zum Auftreten von numerischen Problemen beim Lösungsprozess, sodass sie nicht wie geplant durchgeführt werden konnte. Ein Ansatz, um die numerischen Probleme zu lösen, wurde durch das Hinzufügen von idealisierten Nahrungsstückchen in das Modell versucht. Hierdurch entstanden im Lösungsprozess allerdings Fehler in der Kontaktberechnung, die ihrerseits zum Abbruch der Simulation führten. Dementsprechend konnten für diese Simulationsreihe in ihrer ursprünglichen Umsetzung keine präsentierbaren Ergebnisse erzielt werden. Um dennoch eine annähernde Belastungssituation wie unter Antagonistenkontakt darzustellen, wurden die Zähne mittels einer schiefen Ebene belastet, die auf die Inzisalkante herabgedrückt wurde. Die Ebene sollte den Antagonisten des Oberkiefers idealisiert darstellen und somit eine natürliche Belastung unter Zahnkontakt ohne Speisen simulieren. Der Winkel wurde bei allen Zähnen mit 45 Grad angesetzt, um möglichst vergleichbare Werte zu erhalten.

2.7 Ausgewertete Parameter und ihre Darstellung in den Ergebnissen

In der Auswertung wurde zum einen die Zahnauslenkung an der Inzisalkante in mm und zum anderen die Dehnungen des parodontalen Ligaments in Form der Äquivalenzdehnung in Prozent betrachtet. Die Zahnauslenkung zeigt den Versatz der Inzisalkante vor und nach Belastung. Sie wurde von der Mitte der Inzisalkante ausgehend als Gesamtlänge des durch die Verschiebung der Zahnkrone entstehenden Vektors gemessen. Ihre Darstellung erfolgt anhand von Farbplots und der ihnen zugewiesenen Zahlenwerte.

Unter Dehnung ϵ versteht man die Deformation eines Körpers unter Belastung. Sie wird in ihrer einfachsten Form aus dem Quotienten aus Längenänderung ΔL zur ursprüngli-

chen Länge L_0 definiert: $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$. Diese Definition ist für eindimensionale Probleme gedacht, reicht jedoch in komplexeren Situationen mit drei Raumrichtungen (x,y,z) nicht aus. Daher wird in der Mechanik in zwei Formen der Dehnung unterschieden. Die Normaldehnungen (ε_{xx} , ε_{yy} , ε_{zz}) beschreiben die Streckung bzw Stauchung eines Materials entlang der jeweiligen Achsen, während die Schubverzerrungen (γ_{xy} , γ_{yz} , γ_{xz}) die Verzerrung durch Scherkräfte erfassen. Letztere zeigen Deformationen, die zwar die Form des Körpers ändern, aber das Volumen weitestgehend erhalten. Beide Formen werden in einem Dehnungstensor zusammengefasst, der die Deformationsgrößen in Form einer symmetrischen Matrix zusammenfasst.

Da diese vollständige Beschreibung mittels eines Dehnungstensors für eine nachvollziehbare Darstellung in dieser Arbeit zu komplex ist, wurde die Äquivalenzdehnung, oder auch Vergleichsehnung genannt (engl: equivalent strain), dargestellt. Sie erlaubt eine Beurteilung der Gesamtdehnung eines Körpers unabhängig von der Tensorformulierungen. Sie wird anhand der von-Mises-Vergleichsdehnung angegeben:

$$\varepsilon_{V,M} = \frac{1}{\sqrt{2(1+\nu)}} \cdot \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2}$$

Dabei gibt $\varepsilon_{V,M}$ die von-Mises Vergleichsdehnung an, ν beschreibt die Querkontraktionszahl und ε die jeweilige Dehnung bzw Scherung (Schroof. 2017; Issler et al., 2003).

Für die Darstellung der Äquivalenzdehnung wurde die hohe Anzahl der Zahlenwerte zunächst in Tabellen zusammengefasst und zur verbesserten Übersicht der Verteilung der einzelnen Werte in Boxplots zusammengestellt.

Die in dieser Arbeit dargestellten Boxplots zeigen die Verteilung der Elementwerte innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie repräsentieren somit die numerische Heterogenität des Modells, jedoch nicht Stichproben aus wiederholten, unabhängigen Messungen. Dementsprechend dienen die Boxplots ausschließlich der deskriptiven Visualisierung. Statistische Vergleiche oder Signifikanztests sind nicht anwendbar.

Bei einem Boxplot, (engl: Box- and Whiskerplot) handelt es sich um die graphische Darstellung von Daten anhand von verschiedenen Unterteilungswerten. Sie teilen die Da-

tenmenge in gleiche Perzentile ein. Sie werden auch als unteres Quartil (Q1), Median (Q2) und oberes Quartil (Q3) bezeichnet. Der Median ist dabei der mittlere Wert der nach aufsteigender Größe sortierten Daten. Er wird durch einen Strich in einer Box dargestellt. Das untere Quartil beschreibt das 25. Perzentil, und wird durch den unteren Rand der Box gekennzeichnet. Die unteren 25 % aller Werte liegen unterhalb des unteren Quartils oder sind gleich groß. Das obere Quartil Q3 umfasst entsprechend das 75. Perzentil mit den Daten zwischen dem Median Q2 und dem Median der oberen Datenmenge. Es wird durch die obere Begrenzung des entstehenden Rechtecks beschrieben. Es kennzeichnet die Grenze, unterhalb der sich 75 % aller kleineren oder gleichgroßen Werte befinden.

Der Interquartilsabstand kennzeichnet den Bereich, in dem die mittleren 50 % der Daten liegen. Er definiert sich als: $IQR = Q3 - Q1$ und kennzeichnet sich durch die Abgrenzung der Box.

Zur weiteren Eingrenzung der Datenverteilung werden noch die Fühler (engl: whisker) hinzugefügt. Sie reichen bis maximal $Q1 - 1,5 \cdot IQR$ bzw. $Q3 + 1,5 \cdot IQR$. Werte darüber oder darunter werden als einzelne Ausreißer markiert (Krzywinski, Altman, 2014).

Eine weitergehende statistische Analyse wurde nicht durchgeführt. Dies ist für Finite-Elemente-Analysen auch weder üblich noch realisierbar. Bei FE-Analysen handelt es sich um den Vergleich von Einzelmodellen auf Grundlage von vordefinierten idealisierten Situationen. Sämtliche Parameter sind definiert, die Ergebnisse werden berechnet, eine Wiederholung einer Messung ergibt kein anderes Ergebnis, solange keine Parameter verändert werden. Die Erstellung dieser Einzelmodelle ist bereits, wie oben aus den Darstellungen ersichtlich, extrem arbeits- und zeitaufwendig. Eine statistische Analyse würde nun erfordern, dass für jede Variante umfangreiche Parametervariationen durchgeführt werden müssten, die zu leichten Veränderungen in den Modellen und damit in den Ergebnissen führen würden. In welcher Form diese Variationen durchzuführen wären, ist bislang weder diskutiert noch durchgeführt. Insbesondere würde ein derartiges Vorgehen die Vorteile einer FE-Simulation evident machen, da der Zeitaufwand enorm steigen würde und sich keine bessere Aussagekraft der Modellsimulationen ergibt.

3. Ergebnisse

3.1 Exemplarische Auswertung einer Simulation

Die folgende Abbildung zeigt exemplarisch die vom Postprocessing des FE-Programms Marc/Mentat 2020 dargestellten Simulationsergebnisse von Zahn 42 bei einem zirkulären Knochenabbau von 50 % ohne vorliegende Wurzelresorption. Die Belastung erfolgte mittels einer schiefen Ebene, die als roter rechteckiger Rahmen im Bild zu erkennen ist. Die angrenzende Skala im linken Bildrand gibt die Höhe der untersuchten Größe, in diesem Fall die Auslenkung in mm, an. Dabei stellt die Farbe blau den unteren Bereich der Skala dar, welche sich über grün zu gelb und rot in den höchsten Werten entwickelt. Der Zahn war nach innen gekippt, wobei die Inzisalkante die größte Auslenkung erfahren hat, was durch die rote Färbung verdeutlicht wird. Anhand der hellblauen Schattierung der Nachbarzähne kann man erkennen, dass die Bewegung von 42 auch hier zu einer Kraftweiterleitung und einer resultierenden leichten Auslenkung geführt hat.

Neben der Auslenkung der Zähne wurde zusätzlich die Äquivalenzdehnung der Elemente des parodontalen Ligaments untersucht und ausgewertet. Abbildung 6 zeigt exemplarisch das parodontale Ligament von Zahn 42 der gleichen Simulationsreihe. Der Blick geht hierbei von oben in das Zahnfach hin.

Wie auch in Abbildung 5 wird links im Bild eine Skala zur Farbkodierung und den zugeordneten Werten angezeigt. Durch die graphische Auswertung wird nicht nur die Kraft selbst, sondern auch ihre Position und Verteilung im Zahnfach dargestellt. So ist hier erkennbar, dass die Fasern im distovestibulären Bereich kaum eine Dehnung erfuhren, während sie im apikalen und lingualen Bereich deutlich stärker beansprucht wurden.

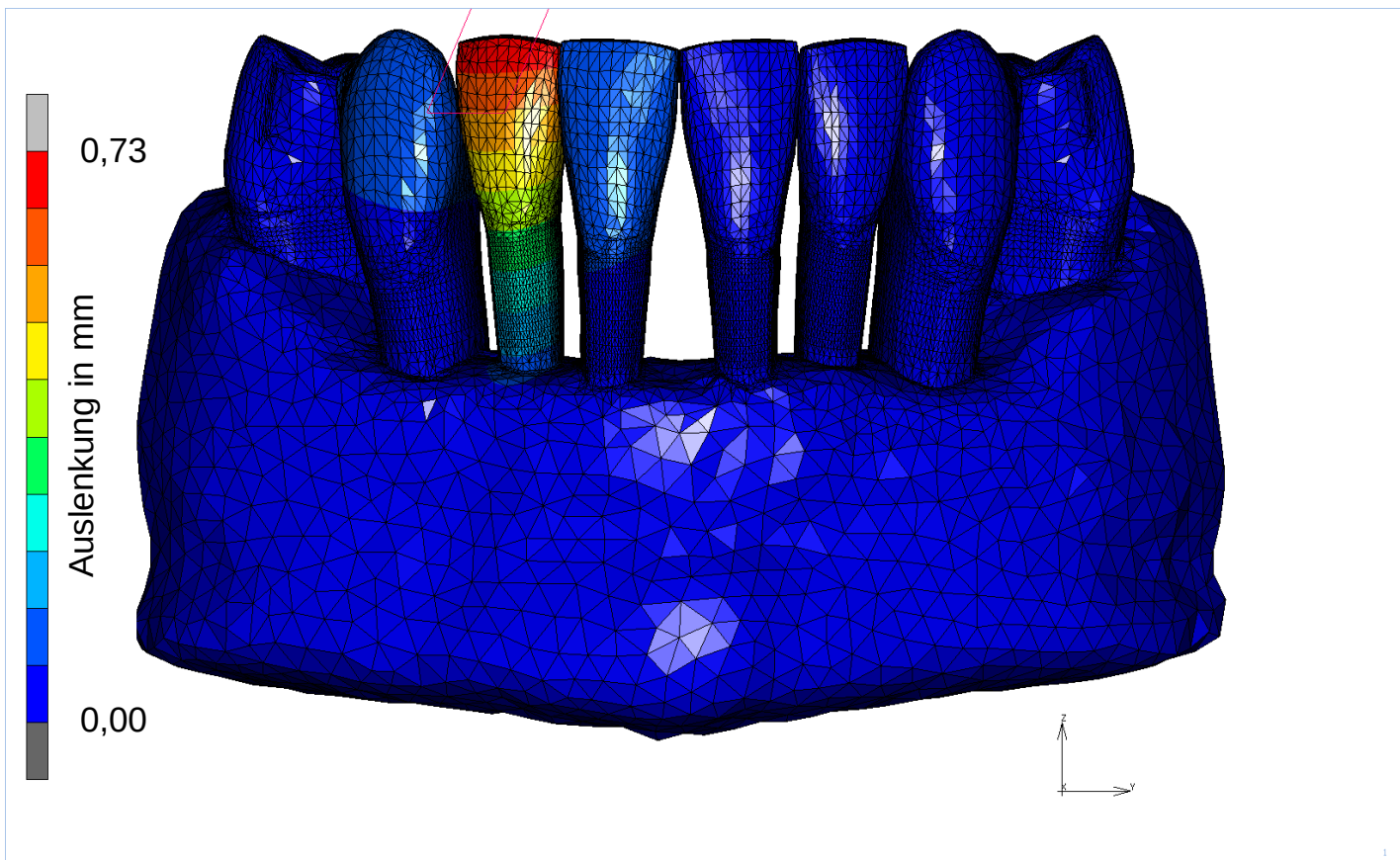


Abbildung 5: Farbkodierte Darstellung von Zahn 42 bei zirkulärem Knochenabbau von 50 Prozent ohne Wurzelresorption und Belastung mittels einer schiefen Ebene. Das rote Rechteck oberhalb der Zahnkrone stellt die Position des Antagonisten dar.

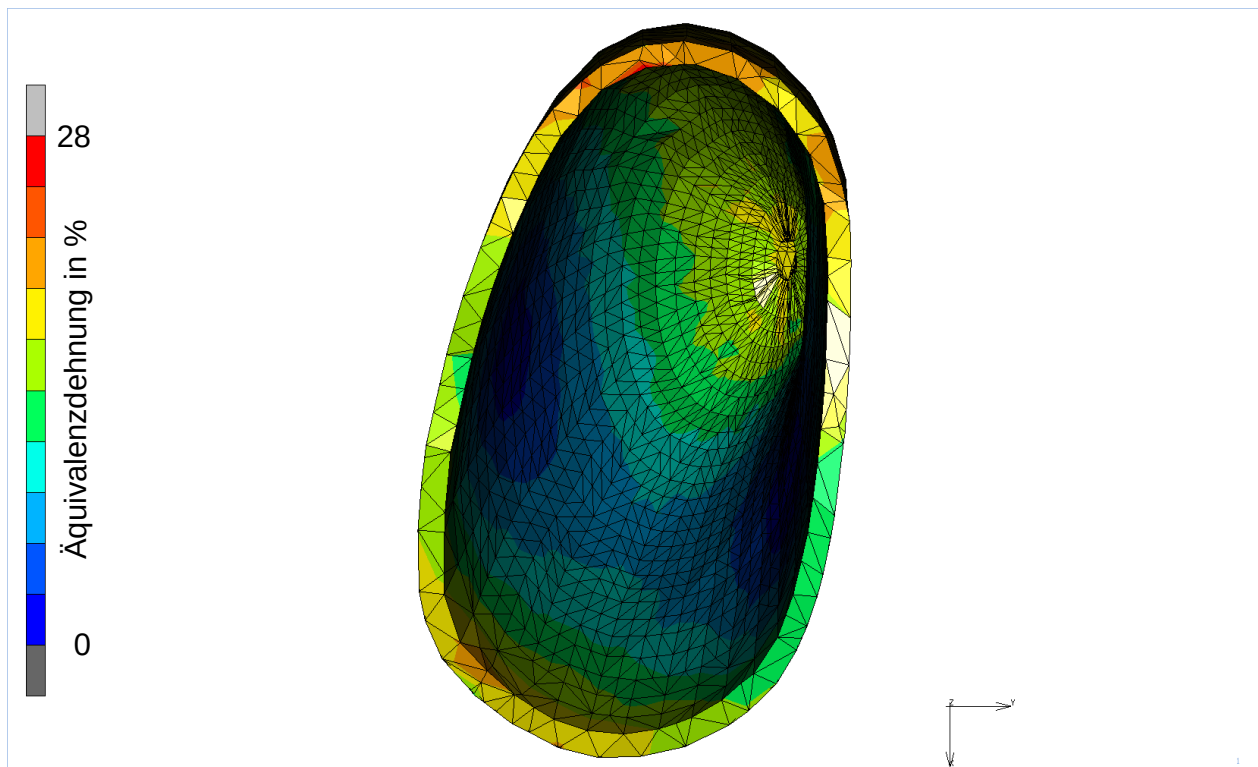


Abbildung 6: Farbkodierte Darstellung des parodontalen Ligaments von Zahn 42 in crestaler Ansicht bei zirkulärem Knochenabbau von 50 Prozent ohne Wurzelresorption und Belastung mittels einer schiefen Ebene

3.2 Auswertung der graphischen Darstellung der Zahnauslenkung aller Simulationsreihen

Im ersten Schritt wurden die Ergebnisse innerhalb der einzelnen Serien verglichen, da es sich dabei um die gleiche Belastungsrichtung handelte. Die Grundlage der Auswertung bildeten die Wurzelresorptionen, um schließlich die Belastungsauswirkungen bei einer gleichen Wurzelform für unterschiedliche Stadien der Knochenresorption vergleichen zu können. In Abbildung 7 ist die Auslenkung der Zähne in Abhängigkeit des Knochenabbaus, der Wurzelresorption und der Belastungsrichtung dargestellt. Dabei wird in der ersten Spalte als Referenz die Zahnauslenkung bei gesunder Wurzellänge ohne Wurzelresorption gezeigt. Daneben werden die unterschiedlichen Stadien des Knochenabbaus jeweils bei gleicher Wurzelresorption dargestellt.

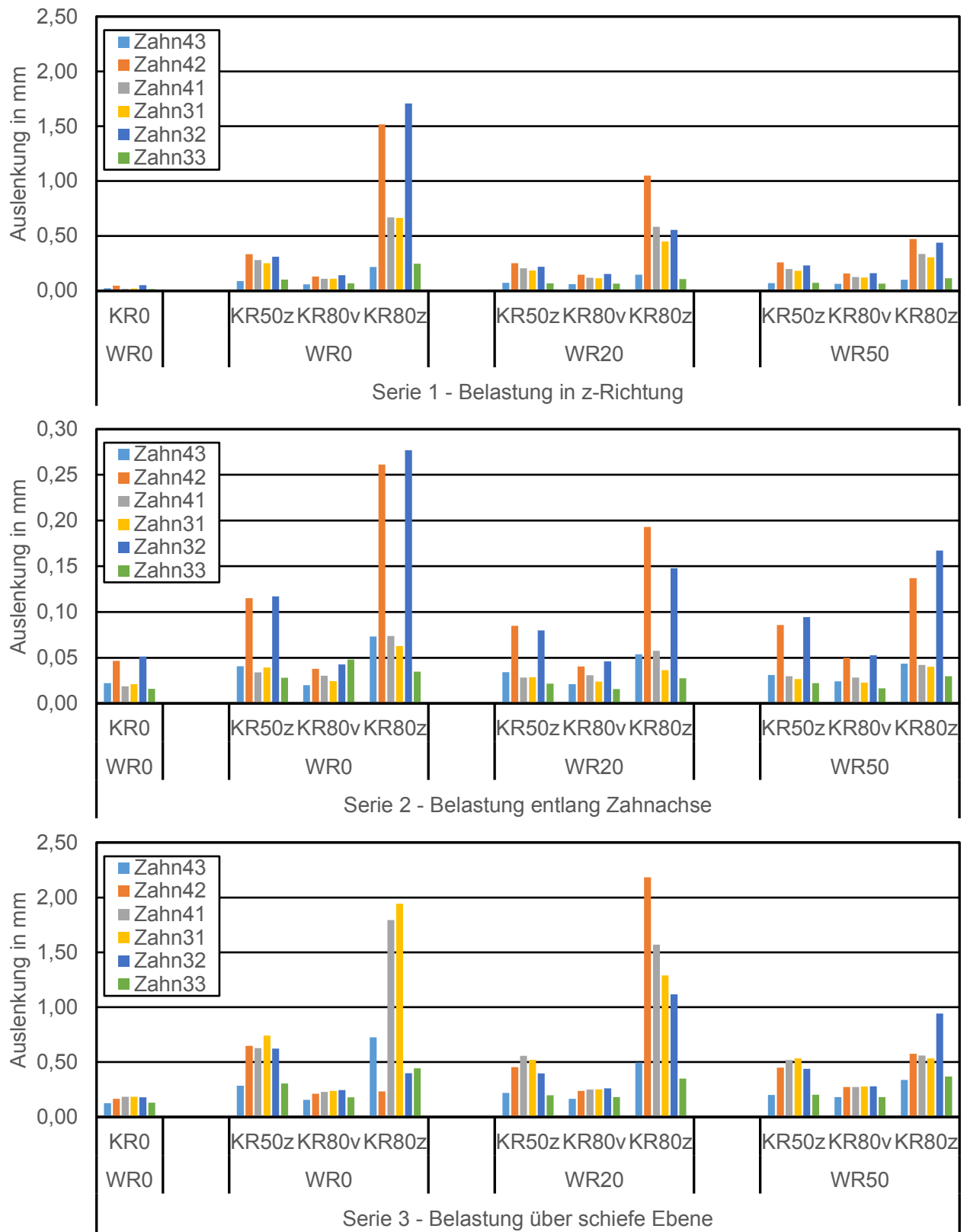


Abbildung 7: Auslenkung der einzelnen Zähne in Abhängigkeit von Knochenabbau, Wurzelresorption und Belastungsrichtung. Kurzbezeichnungen gemäß Tabelle 2.

3.3 Auswertung bezogen auf den Zahntyp

Modellübergreifend zeigt sich in Abbildung 7, dass die Eckzähne 33 und 43 die geringste Auslenkung bei Belastung erfahren, während die zweiten Schneidezähne (32 und 42) im Regelfall am stärksten ausgelenkt wurden. Die mittleren Schneidezähne (31 und 41) zeigten grundsätzlich ein Auslenkungsverhalten, das dem der zweiten Schneidezähnen ähnelte. Lediglich in Serie 3 zeigte das Modell mit 80 % zirkulären Knochenabbau eine verstärkte Auslenkung der mittleren Schneidezähne (31 und 41). Innerhalb der einzelnen Simulationen zeigte sich generell ein symmetrisches Bild zwischen dem dritten und vierten Quadranten. Ein Ausreißer zeigte sich in Serie 2 der Modellreihe mit 80 % zirkulären Knochenabbau bei 20 % Wurzelresorption. In diesem Modell zeigte sich unabhängig der Belastungsrichtung eine verstärkte Auslenkung von 42, die je nach Belastungsreihe zwischen 1 mm und 2,2 mm liegt.

3.4 Auswertung bezogen auf die Knochenresorption

Unabhängig von der Belastungsrichtung und dem Schweregrad der Wurzelresorption hatte die Konfiguration des Knochenabbaus einen maßgeblichen Einfluss auf die gemessene Auslenkung der Zähne. Es zeigte sich, dass die Auslenkung bei 80 % vestibulärem Knochenabbau am geringsten war, dicht gefolgt von 50 % zirkulärem Knochenabbau. Eine deutliche Differenz zeigte sich dagegen zu 80 % zirkulärem Knochenabbau. Die folgende Tabelle zeigt beispielhaft die Differenz anhand von Zahn 31 an Modellen ohne Wurzelresorption bei Belastung in Zahnachse (Serie 2).

Tabelle 4: Prozentuale Abweichung der Auslenkung von 31 bei Belastung in Richtung der Zahnachse bei unterschiedlichen Schweregraden der Knochenresorption

Knochenabbau	Auslenkung von 31 in mm	Abweichung zum Referenzmodell in Prozent
50 % zirkulärer Knochenabbau	0,039	47
80 % vestibulärer Knochenabbau	0,024	13
80 % zirkulärer Knochenabbau	0,063	77

Ein zirkulärer Knochenabbau führt, wie Tabelle 4 zeigt, zu einer stärkeren Auslenkung bei Belastung als ein rein vestibulärer Defekt, auch wenn dieser einen weitreichenderen Knochenabbau zeigte. Dennoch zeigte jedes Modell mit Knochenabbau eine deutlich erhöhte Zahnauslenkung im Vergleich zum Referenzmodell.

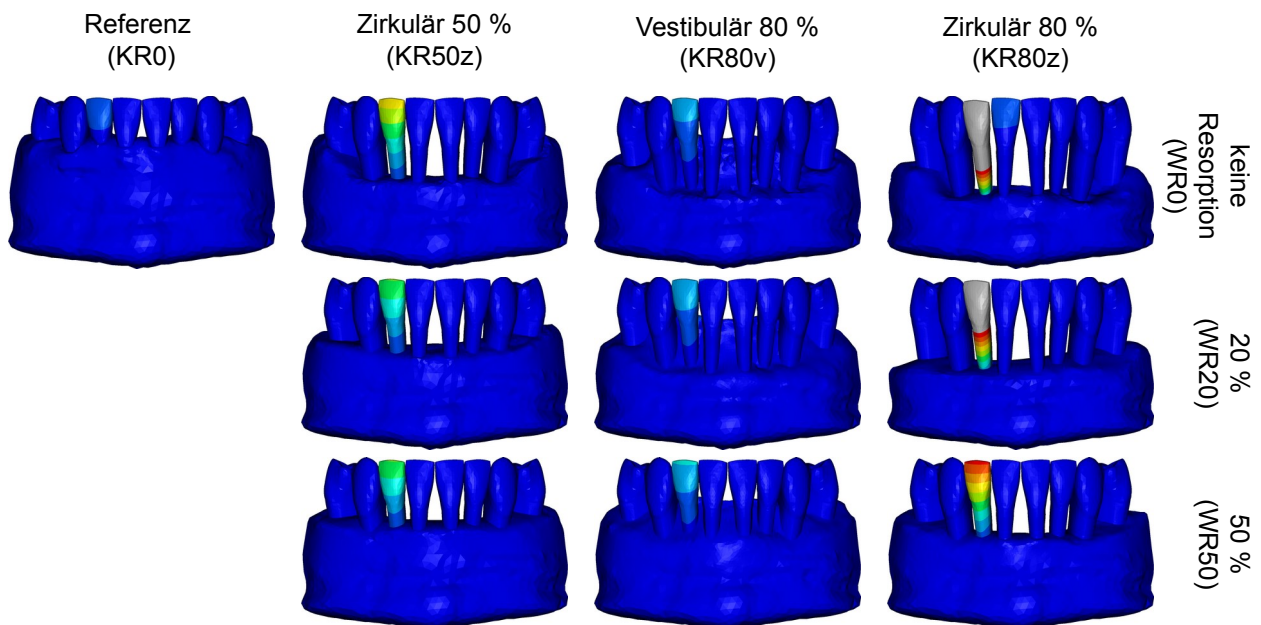


Abbildung 8: Auslenkung der Krone von Zahn 42 bei Belastung in globaler z-Achse und verschiedenen Stadien von Knochenabbau und Wurzelresorption

Abbildung 8 zeigt die Auswirkung des Knochenabbaus auf die Auslenkung beispielhaft anhand von Zahn 42. Es wird deutlich, dass der Knochenabbau bei gleicher Belastungs-

richtung einen größeren Effekt auf die Zahnauslenkung hatte als die Wurzelresorption. Innerhalb des gleichen Knochenniveaus änderte sich die Farbskalierung der Krone kaum, die Auslenkung blieb ähnlich. Vergleicht man jedoch von links nach rechts die Skalierung der verschiedenen Knochenresorptionen, erkennt man deutliche Unterschiede. Auch wird die Differenz zwischen zirkulärem und vestibulärem Knochenabbau deutlich. So zeigte der Zahn 42 eine deutlichere Auslenkung bei einem verhältnismäßig geringeren zirkulären Knochenabbau von 50 %, während es zu einer sehr geringen Auslenkung bei 80 % vestibulärem Knochenabbau kam. So stieg die Auslenkung von Zahn 42 bei Belastungsrichtung in globaler z-Achse ohne Wurzelresorption (erste Zeile von Abbildung 8) von 0,13 mm (KR80v) über 0,33 mm (KR50z) bis zu 1,5 mm (KR80z) an, was einer Abweichung von 91,3 % zwischen der geringsten Auslenkung (KR80v) und der größten Auslenkung (KR80z) entspricht. Vergleicht man die Modelle der ersten Spalte der Abbildung (KR50z bei Belastungsrichtung in globaler z-Achse), lag die Steigerung der Auslenkung bei 67 %.

3.5 Auswertung bezogen auf die Wurzelresorption

Die Wurzelresorption wies im Vergleich zum Knochenabbau nur einen geringen Effekt auf die Auslenkung der Zähne auf. Dennoch war die Auslenkung innerhalb der gleichen Serie bei zunehmender Wurzelresorption leicht vermindert. Dies zeigte sich besonders deutlich bei den Simulationen mit 80 % zirkulärem Knochenabbau, da die Auslenkung der Zähne bei Belastung hier am höchsten war. Der Maximalwert lag bei 2,28 mm Auslenkung. Eine zunehmende Wurzelresorption schien in der FE-Simulation eine stabilisierende Wirkung auf die Zähne zu haben. Es gilt jedoch zu bedenken, dass die Knochenresorption relativ zur Wurzellänge gewählt wurde. Somit kann die Wurzellänge, die im Knochen verblieb, relativ als gleichbleibend angenommen werden.

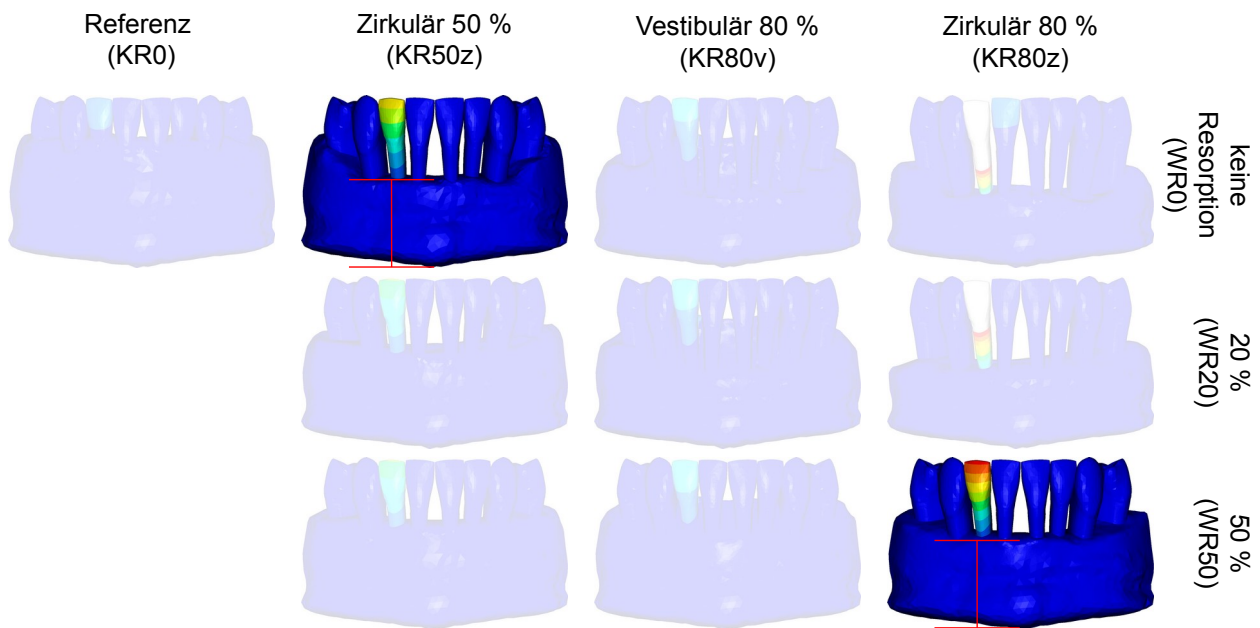


Abbildung 9: Einfluss der Wurzelresorption auf die Modellierung der Knochenhöhe

Abbildung 9 zeigt den Einfluss der Wurzelresorption auf die Modellierung der Knochenhöhe. Da zunächst die Wurzelresorption modelliert wurde und erst danach prozentual zu der neuen Wurzellänge die Knochenresorption angepasst wurde, ist die absolute Knochenhöhe zwischen den Modellen nur begrenzt vergleichbar. In den in Abbildung 9 hervorgehobenen Modellen zeigte sich eine ähnliche absolute Knochenhöhe. Hierbei wurde deutlich, dass ein Zahn mit 50 % Wurzelresorption eine deutlich erhöhte Beweglichkeit im Vergleich zu einem Zahn ohne Wurzelresorption aufwies, wenn die absolute Knochenhöhe beibehalten wurde.

3.6 Auswertung in Bezug auf die Belastungsrichtung

Die Auswirkung der unterschiedlichen Belastungsrichtungen zeigte sich im Vergleich der drei Serien untereinander. Um alle Ergebnisse abbilden zu können, musste die Skalierung der Achse zur Beschreibung der Auslenkung der Zähne in Serie zwei angepasst werden. Eine Belastung in globaler z-Achse führte zu einer leicht schräg von lingual kommenden Krafteinwirkung auf die Zähne. Es resultierte daraufhin eine zunehmende Auslenkung nach labial. Die stärkste Auslenkung in dieser Serie erfährt Zahn 42 im Mo-

dell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau ohne Wurzelresorption mit einem Wert von 1,7 mm. Die insgesamt geringste Auslenkung zeigte sich wie erwartet beim erstellten Referenzmodell. Bei den adaptierten Modellen zeigte sich bei Zahn 43 mit 0,04 mm im Modell mit 80 % vestibulärem Knochenabbau ohne Wurzelresorption die geringste messbare Auslenkung der Versuchsreihe.

In Serie zwei wurde genau entlang der Zentralachse der einzelnen Zähne belastet. Die Auslenkung der einzelnen Zähne fiel im Vergleich zur vorherigen Serie deutlich geringer aus. Die stärkste Auslenkung erfuhr Zahn 32 mit einem Wert von 0,28 mm im Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau ohne Wurzelresorption. Die geringste Auslenkung zeigte sich an Zahn 33 im Modell mit 80 % vestibulärem Knochenabbau mit 50 % Wurzelresorption in einem Wert von 0,02 mm.

Die stärkste Auslenkung der Zähne zeigte sich in Serie drei mit schräger Belastung von vestibulär. Der Höchstwert lag an 42 bei 80 % zirkulärem Knochenabbau und 20 % Wurzelresorption mit 2,184 mm etwas außerhalb der graphisch sichtbaren Skala. Der in dieser Simulationsreihe geringste Auslenkungswert von 0,19 mm ließ sich bei Zahn 33 bei 80 % vestibulärem Knochenabbau und 50 % Wurzelresorption bestimmen. Selbst dieser Wert lag bis auf zwei Ausnahmen oberhalb aller gemessenen Maxima aus Serie zwei. Auch bei den am stärksten ausgelenkten Zähnen stellte sich ein Unterschied in Serie drei im Vergleich zu den Serien eins und zwei dar. Bei den beiden zuletzt genannten Serien wiesen die Zähne 32 und 42 eine stärkere Auslenkung auf als 31 und 42. In Serie drei zeigte sich allerdings eine stärkere Auslenkung von 31 und 41.

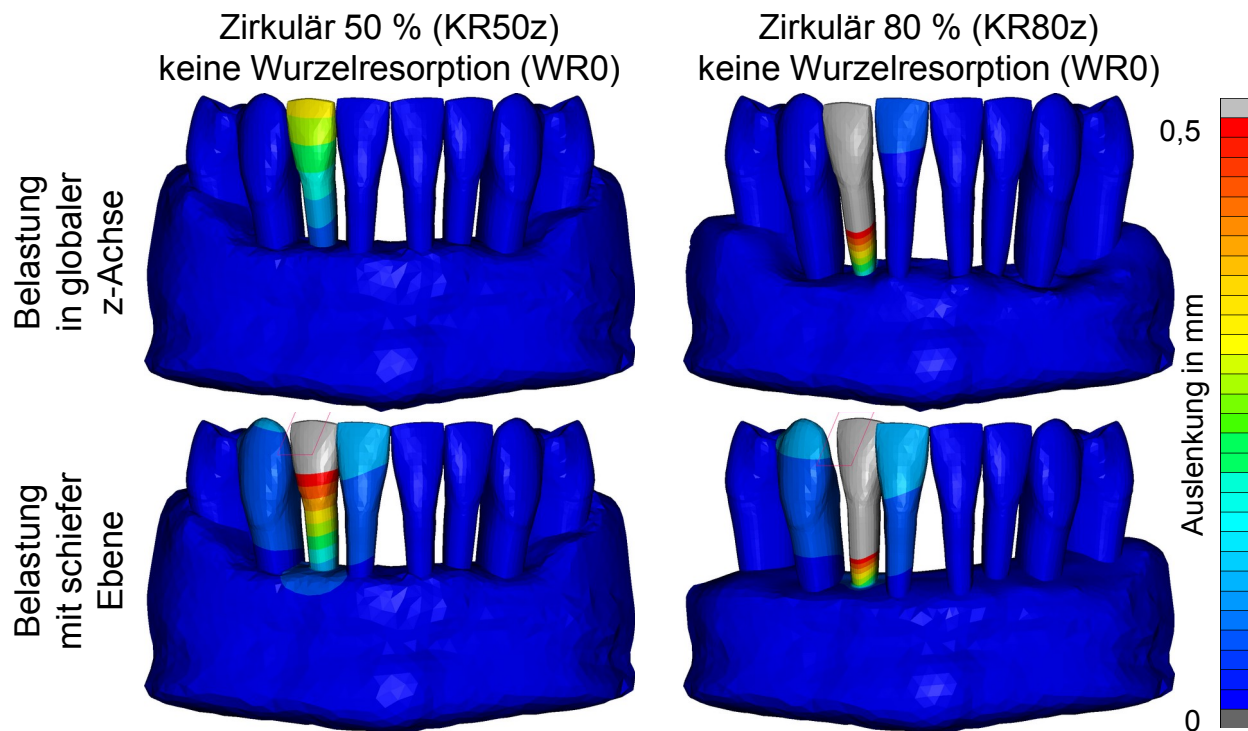


Abbildung 10: Unterschiede der Auslenkungsrichtung bei Belastung in globaler z-Achse gegenüber Belastung mittels schiefer Ebene

Abbildung 10 zeigt die unterschiedliche Auslenkungsrichtung bei Belastung in globaler z-Achse (Serie eins) gegenüber der Belastungsrichtung mittels einer schiefen Ebene beispielhaft anhand von Zahn 42. Die zuvor beschriebene Differenz stellte sich deutlich in den Werten der Auswertung dar. In den Modellen mit Belastung in globaler z-Achse zeigte sich eine geringe Zahnbewegung, wohingegen sich bei der Belastung mit einer schiefen Ebene eine deutlichere Auslenkung der Zähne erkennen ließ.

Darüber hinaus unterschieden sich neben der Intensität der Auslenkung auch die Bewegungsrichtungen der Zähne. In Serie eins zeigte sich ein leichter Druck des Zahns nach extraoral, Beteiligungen der angrenzenden Strukturen sind hingegen kaum erkennbar. Bei den Modellen mit einer Belastung über eine schiefe Ebene wurde der Zahn allerdings zunehmend nach enoral gekippt. Weiterhin war neben der starken Kippung des jeweiligen Zahns auch eine leichte Auslenkung der angrenzenden Strukturen, also den Nachbarzähnen und dem umgebenden Knochen, erkennbar.

3.7 Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse

In Abbildungen 11-13 auf den Seiten 45-47 ist die Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments in Prozent gegen die verschiedenen Knochenresorptionen bei senkrechter Belastung entlang der globalen z-Achse dargestellt. Dabei stellt Abbildung 13 eine zusammengefasste Übersicht der Abbildungen 11 und 12 dar. Unterschieden wird dabei zwischen den einzelnen Wurzelresorptionsstadien.

3.7.1 Auswertung bezogen auf den Zahntyp

Modellübergreifend zeigte sich zunächst, dass die Eckzähne 33 und 43 mit Abstand die geringste Dehnung im Vergleich zu ihren Nachbarzähnen innerhalb des gleichen Modells aufweisen. Die stärkste Dehnung dagegen zeigt sich an den Zähnen 32 und 42, wobei die mittleren Schneidezähne 31 und 41 mit wenig Differenz eine ebenfalls deutlich stärkere Dehnung als die Eckzähne erfahren. Dies ist deckungsgleich mit den Ergebnissen der Zahnauslenkung. Innerhalb der gleichen Simulation zeigt sich ein symmetrisches Verhalten zwischen dritten und vierten Quadranten, die Mediane sind nur geringfügig versetzt. Die einzige Ausnahme stellen die Zähne 32 und 42 bei einer Wurzelresorption von 20 % und einem zirkulären Knochenabbau von 80 % dar. Auch dies ist ebenfalls in den Ergebnissen der Zahnauslenkung ersichtlich.

3.7.2 Auswertung bezogen auf die Knochenresorption

Unabhängig von der Belastungsrichtung und der Wurzelresorption hat die Konfiguration des Knochenabbaus einen maßgeblichen Einfluss auf die Dehnungsbelastung des parodontalen Ligaments der Zähne. Die zunehmende Knochenresorption bewirkt bei gleicher Wurzelform eine höhere Dehnung innerhalb des parodontalen Ligaments. Dabei unterscheidet sich die Auswirkung der Knochenresorption deutlich in Abhängigkeit von der Resorptionsrichtung. So hat der zirkuläre Knochenverlust von 50 % eine stärkere

Auswirkung auf die Dehnung des parodontalen Ligaments bei Belastung als ein rein vestibulärer Verlust von 80 %.

3.7.3 Auswertung bezogen auf die Wurzelresorption

Auch im Bereich der Äquivalenzdehnung zeigte eine zunehmende Wurzelresorption nur einen gering ausgeprägten Effekt im Vergleich zur Belastungsrichtung und Knochenabbau. Dennoch ließ sich eine Abnahme der Dehnung des parodontalen Ligaments bei zunehmender Wurzelresorption auch hier erkennen. Dieser Effekt wird umso deutlicher erkennbar, je stärker der zirkuläre Knochenabbau ausgeprägt ist. Die Differenz der Dehnung in Abhängigkeit von der Wurzelresorption bei gleichem Knochenabbau ist bei zirkulärem Knochenverlust von 80 % am stärksten ausgeprägt, während sie bei einem rein vestibulären Verlust von 80 % kaum eine Auswirkung hat. Vergleicht man die Werte der Modelle mit 80 % zirkulärem Knochenabbau ohne Wurzelresorption und mit 50 % Wurzelresorption, sank die Äquivalenzdehnung an 42 von 28,5 % auf 9 % ab. Auch für diesen Aspekt muss der Umstand der Modellation der Knochenresorption relativ zur Wurzelresorption wie in Kapitel 3.5 beachtet werden. Die Ergebnisse der Äquivalenzdehnung sind kongruent mit denen der Zahnauslenkung.

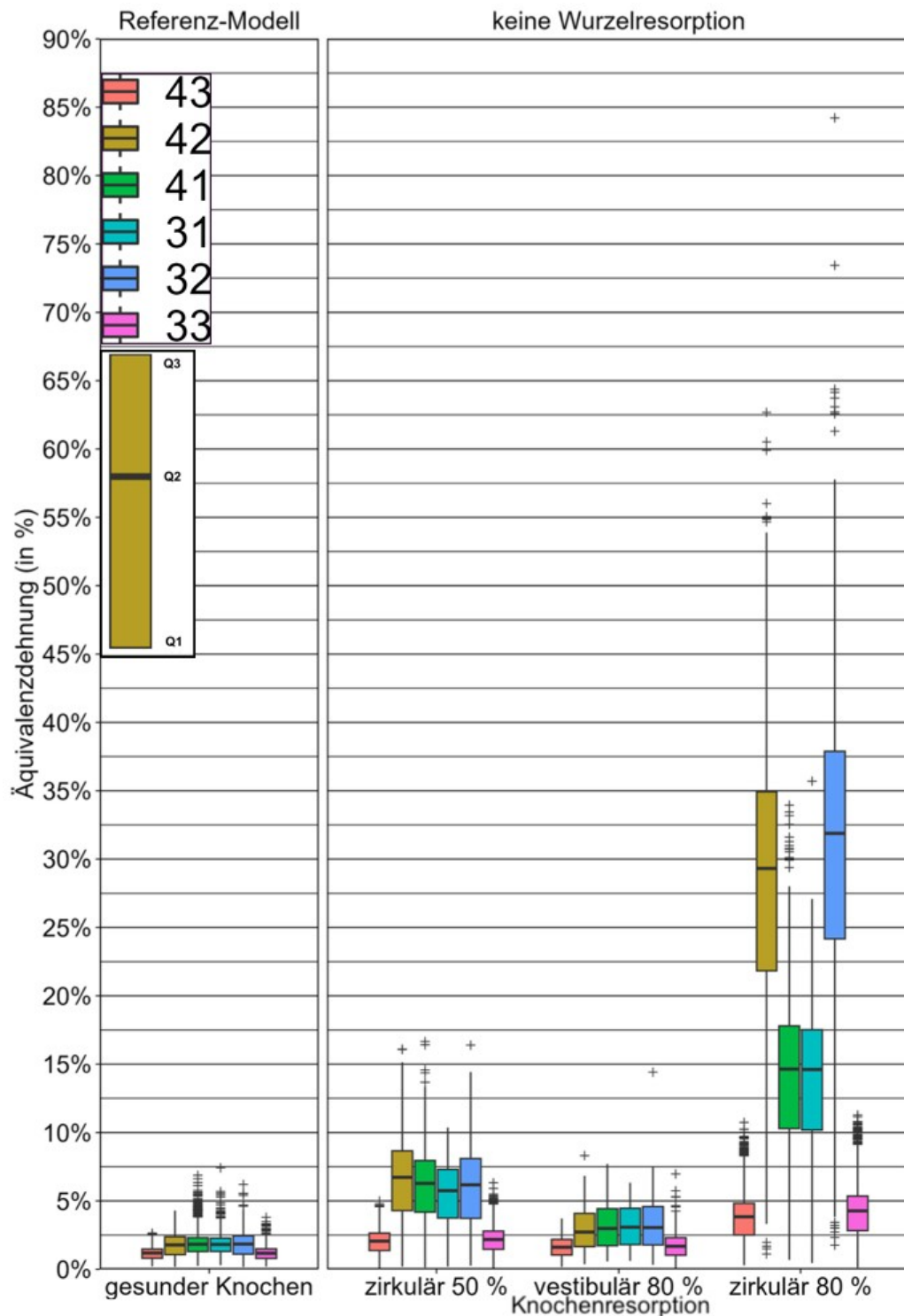


Abbildung 11: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse Referenzmodell und ohne Wurzelresorption. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar

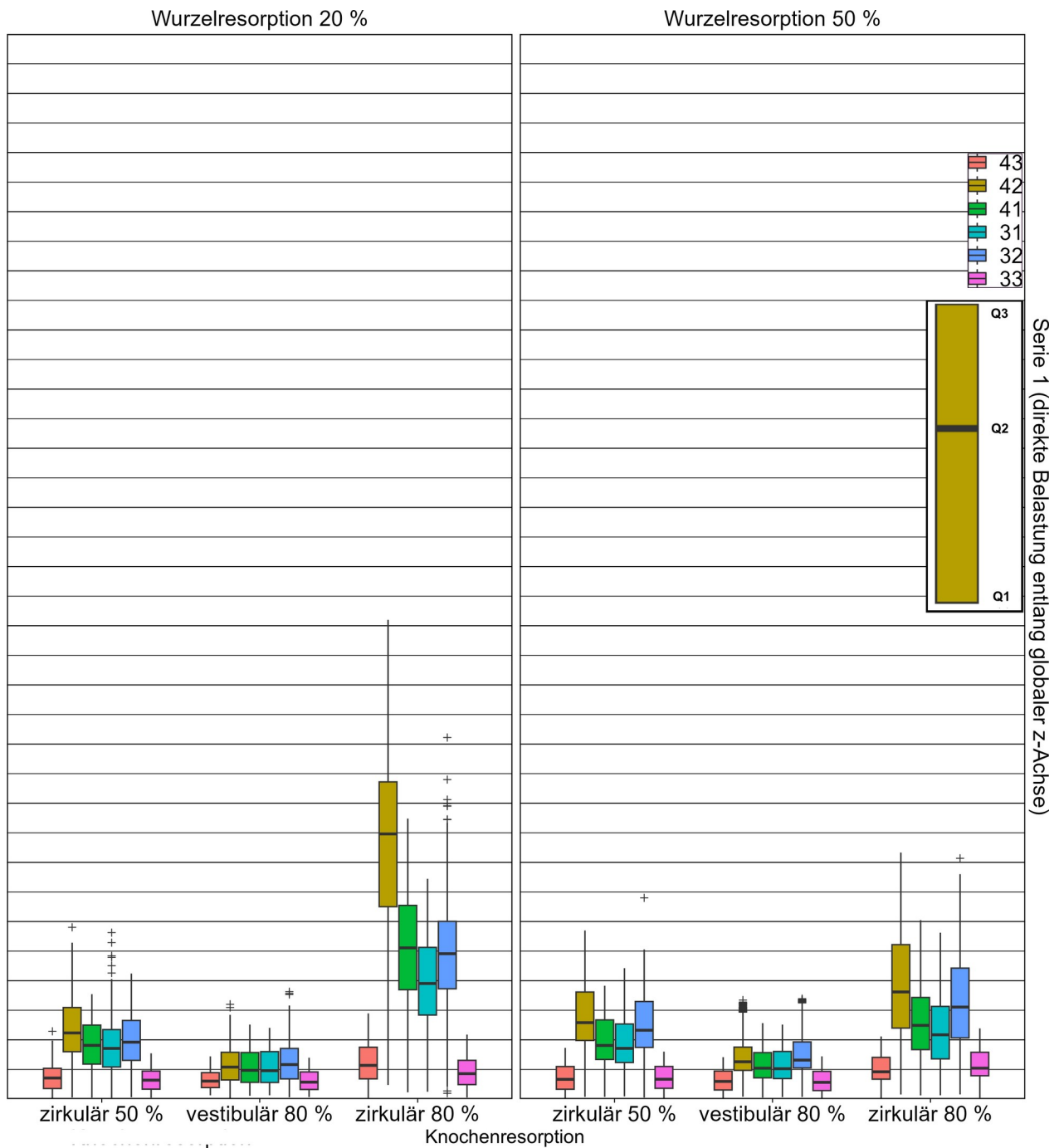


Abbildung 12: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse mit 20 % und 50 % Wurzelresorption

Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar

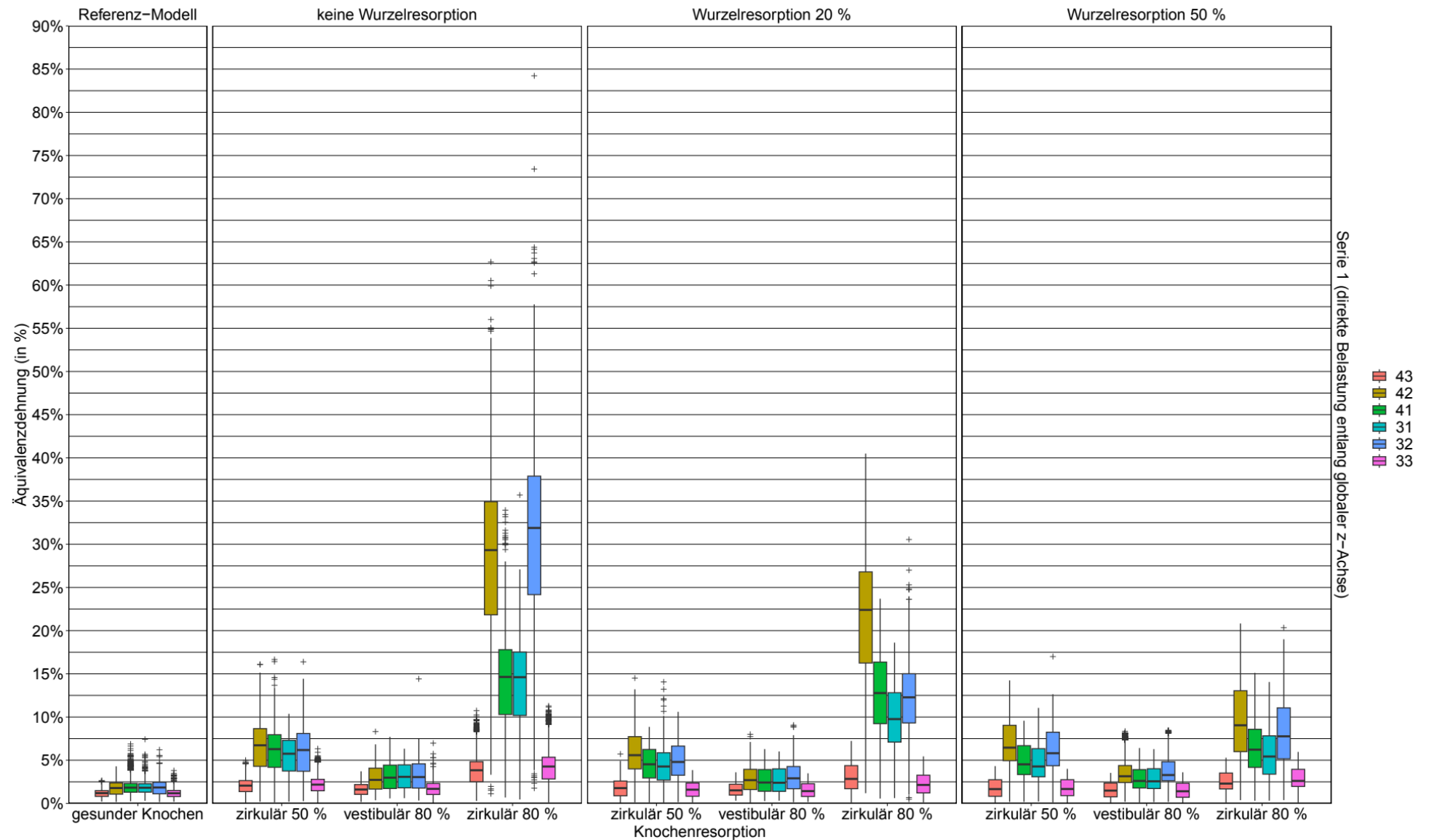


Abbildung 13: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar

3.8 Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Richtung der Zahnachse

In den Abbildungen 14-16 auf den Seiten 50-52 wird die Äquivalenzdehnung bei Belastung in lokaler Zahnachse dargestellt. Dabei stellt Abbildung 16 eine zusammengefasste Übersicht der Abbildungen 14 und 15 dar. Es zeigten sich auch hier die gleichen Grundtendenzen wie in der vorangegangenen Belastungsserie: Die Eckzähne erfahren insgesamt deutlich weniger Belastung im Zahnhalteapparat als die Frontzähne. Betrachtet man die Gruppe der Frontzähne insgesamt, zeigte sich, dass die zweiten Frontzähne grundsätzlich stärker belastet werden als die mittleren. Eine Ausnahme bildet hier Zahn 41 bei 80 % vestibulärem Abbau, da er eine stärkere Dehnung erfährt, als die zweiten Frontzähne. Im gleichen Modell ist zudem eine Asymmetrie von Zahn 41 zu Zahn 31 ersichtlich. Insgesamt zeigt die Belastungsrichtung entlang der Zahnachse eine Tendenz zur Dehnung des parodontalen Ligaments mit Werten unterhalb von 10 %. Lediglich im gesunden Ausgangsmodell lässt sich eine Stauchung an Stelle einer Dehnung erkennen.

Innerhalb der gleichen Wurzelresorption zeigt sich eine zunehmende Knochenresorption als relevanter Faktor in der Beeinflussung der Äquivalenzdehnung. Auch hier bewirkt ein zunehmender Knochenverlust eine deutliche Zunahme der Äquivalenzdehnung. Dabei hat der zirkuläre Knochenabbau einen stärkeren Einfluss als der vestibuläre Abbau auf die Dehnung des parodontalen Ligaments.

Im Vergleich zu Serie eins liegen die Werte der Dehnung bei Serie zwei deutlich geringer, wie in Abb. 16 erkennbar. Der höchste Median findet sich in Serie eins bei 32 % an Zahn 42 im Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau ohne Wurzelresorption. In den Modellreihen mit 50 % oder 80 % vestibulärem Knochenabbau liegen die Mediane und die oberen Quartile der Boxplots unterhalb von 10 %. In Serie zwei dagegen liegt der höchste Median bei 7,1 % ebenfalls an Zahn 42 im Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau ohne Wurzelresorption. Die zuvor beschriebenen Modellreihen zeigen für diese Konfiguration Mediane unterhalb von 5 %. Das parodontale Ligament erfährt also weniger als die Hälfte der Dehnung bei einer Belastung in lokaler Zahnachse.

Vergleicht man das Verhältnis von Dehnung und Stauchung mit Serie eins zeigte sich, dass das parodontale Ligament in Serie zwei unter Belastung überwiegend eine Dehnung erfuhr, während es in Serie eins zu fast ausgeglichenen Dehnungs- und Stauchungseffekten kam. Weiterhin zeigte sich für Serie zwei ein deutlich festzustellender Effekt des zunehmenden Knochenabbaus, wenn man diesen unmittelbar mit Serie eins vergleicht.

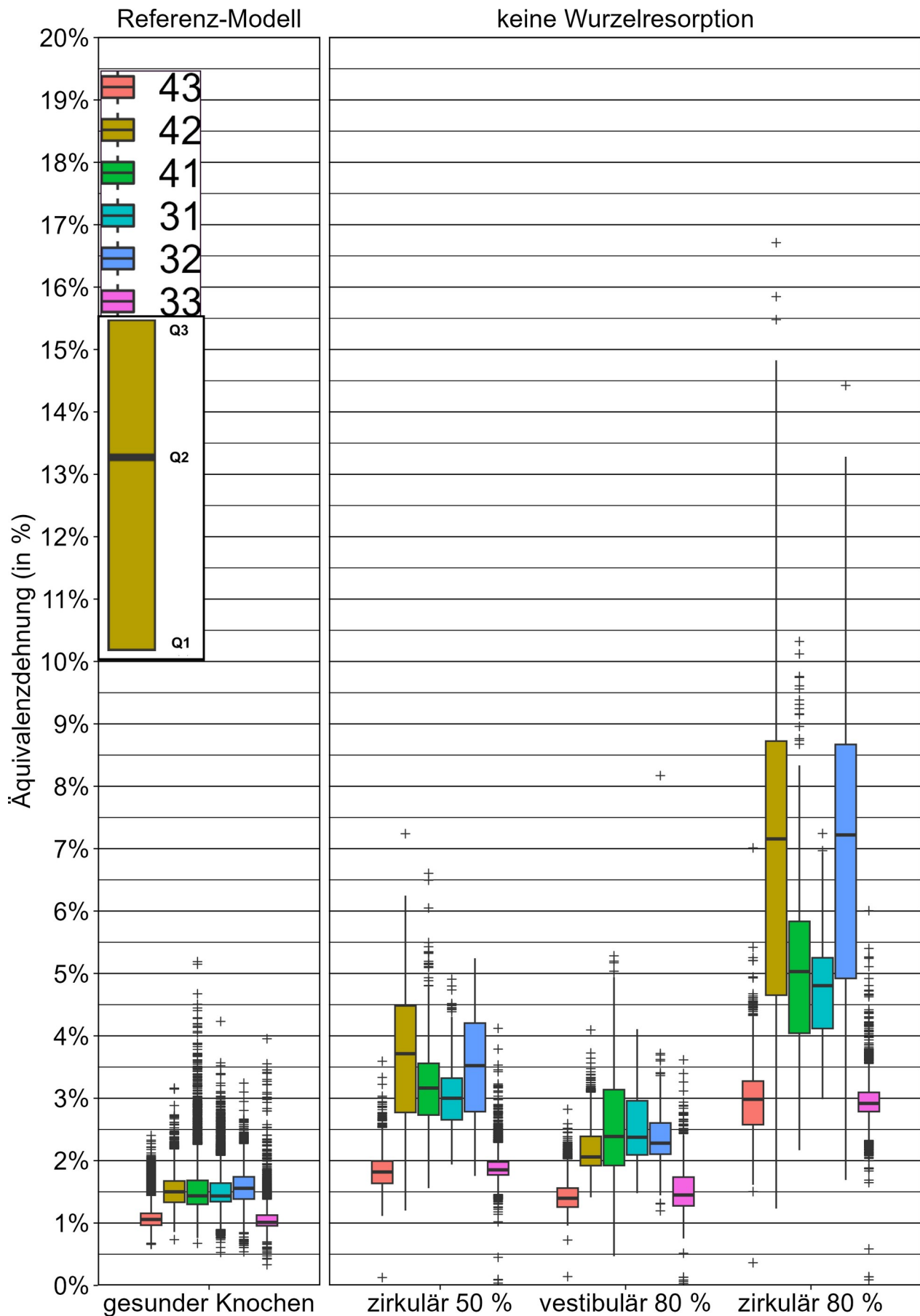


Abbildung 14: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Zahnachse am Referenzmodell und ohne Wurzelresorption. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar

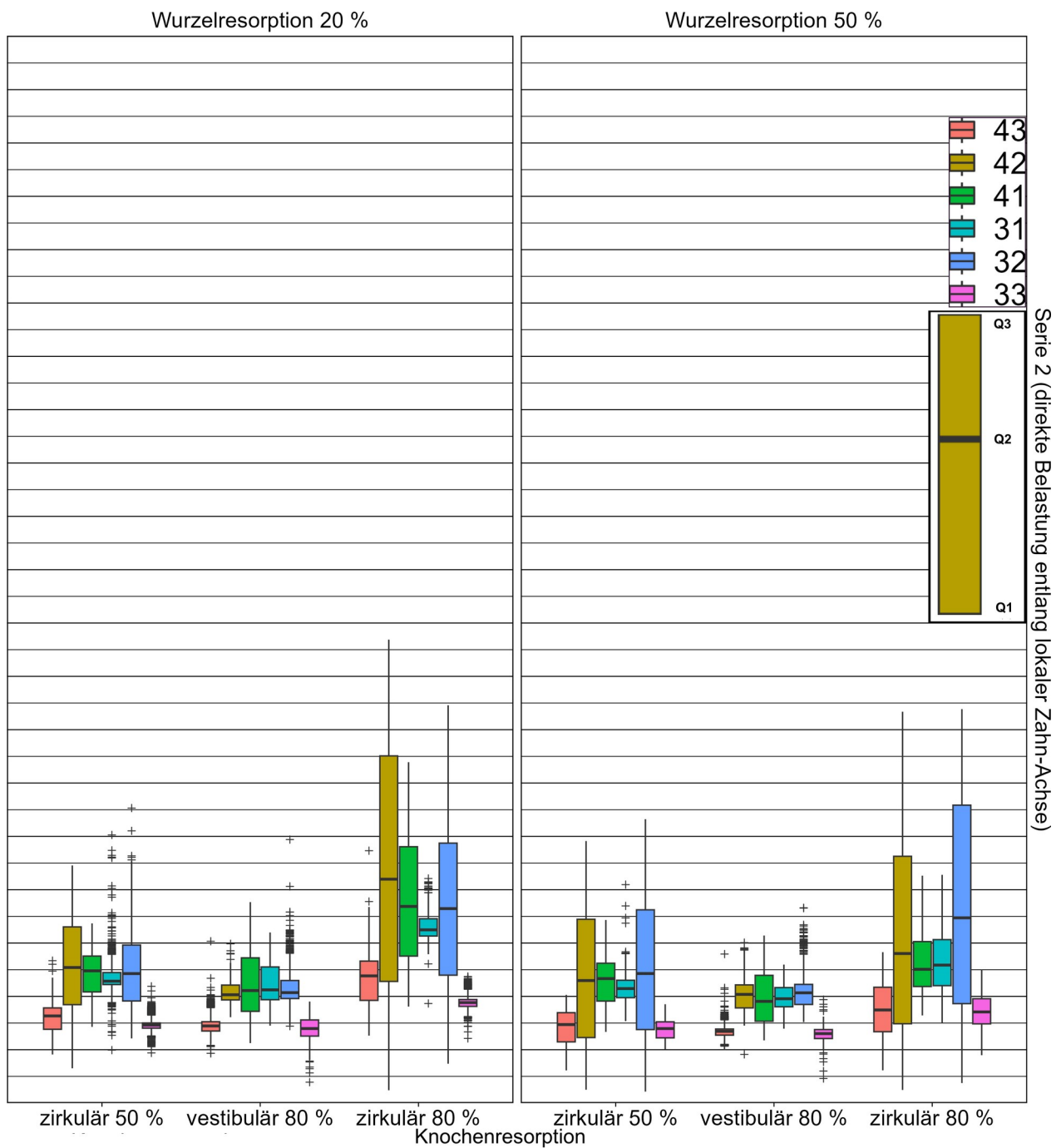


Abbildung 15: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Zahnachse mit 20 % und 80 % Wurzelresorption. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar

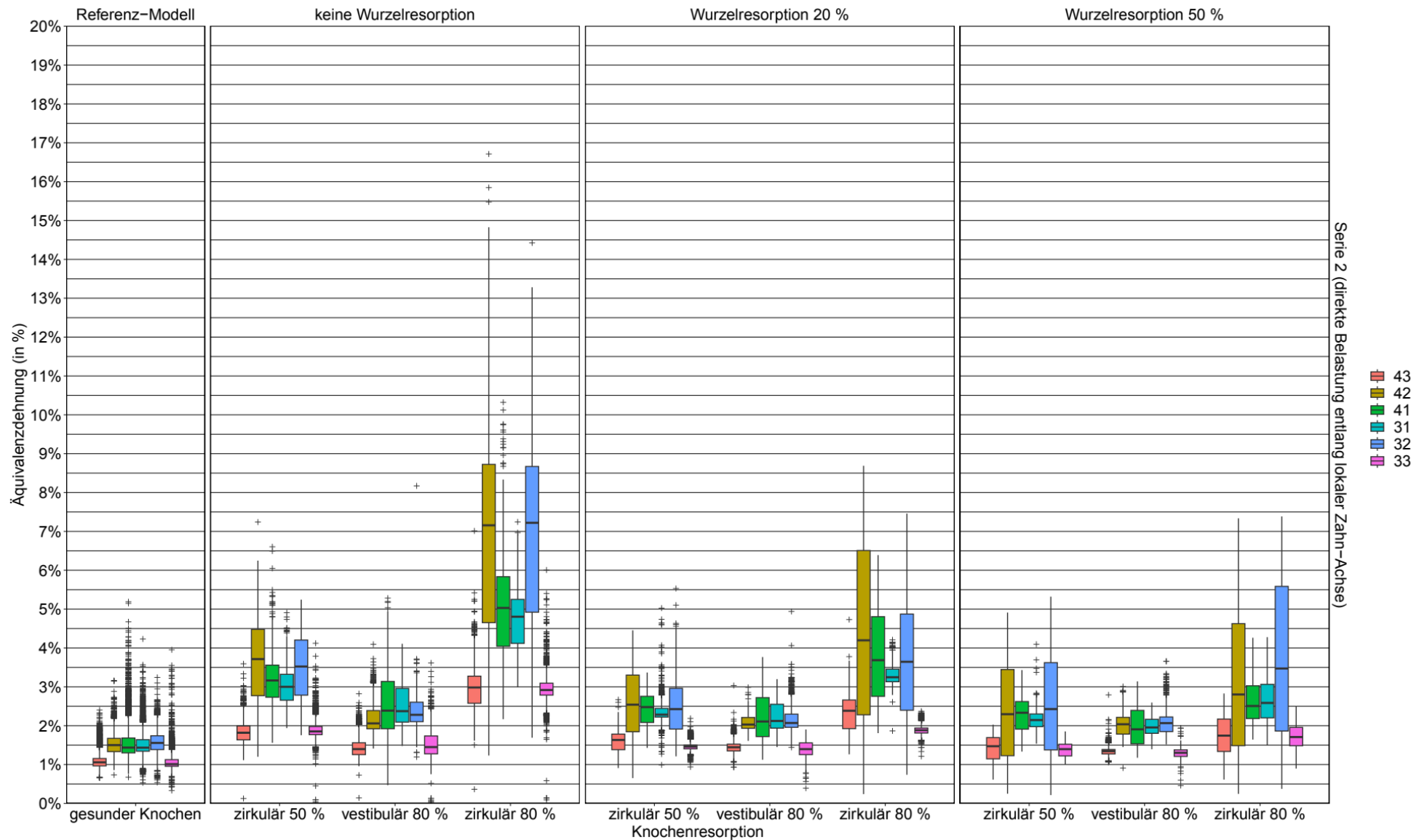


Abbildung 16: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Zahnachse. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar.

3.9 Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung mittels schiefer Ebene

Die folgenden Abbildungen 17-19 auf den Seiten 55-57 zeigen die Belastung des parodontalen Ligaments bei einer indirekten Belastung durch eine schiefe Ebene. Dabei stellt Abbildung 19 eine zusammengefasste Übersicht der Abbildungen 17 und 18 dar.

Wie bei den zuvor betrachteten Modellen zeigte sich auch hier eine geringere Belastung im parodontalen Ligament der Eckzähne im Vergleich zu den Frontzähnen. Zudem zeigte sich wie in Serie zwei eine stärkere Belastung der seitlichen Frontzähne als bei den mittleren. Im Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau bei 20 % Wurzelresorption fiel auch in dieser Simulationsserie eine starke Asymmetrie zwischen den belasteten Quadranten auf. Dabei zeigen die Zähne des vierten Quadranten höhere Dehnungswerte auf als die des dritten. Eine Asymmetrie zwischen den Zähnen 32 und 42 zeigte sich auch im Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau. Hier wies das parodontale Ligament von Zahn 32 eine deutlich höhere Äquivalenzdehnung von 67 % im Median auf, während der Zahnhalteapparat von Zahn 42 lediglich einen Median-Wert von 42 % aufwies. Auf die Gründe für diese Unterschiede wird in der Diskussion weiter eingegangen.

Die Auswirkung der Wurzelresorption führte auch in dieser Belastungsserie zu einer scheinbar stabilisierende Wirkung auf die Zähne bei zunehmender Knochenresorption. Der Effekt war umso ausgeprägter, je stärker der zirkuläre Knochenabbau ausgeprägt war. Bei den Modellen mit rein vestibulär beschränktem Knochenabbau zeigte die zunehmende Wurzelresorption nur geringfügige Auswirkungen. Insgesamt führte der Einfluss der Wurzelresorption unter Berücksichtigung der Modellation zu den gleichen Rückschlüssen.

Bei Betrachtung innerhalb der gleichen Wurzelresorption wirkte sich auch in dieser Belastungsrichtung die Knochenresorption deutlich auf die Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments aus. Für die Referenzmodelle zeigte sich durchgängig eine Lokalisation des oberen Quartils der Boxplots unterhalb der 5 % Linie. Bei den Modellen mit vestibulärem Knochenabbau bewegt sich die interquartile Range zwischen 5 % und 10 % Dehnung. Im Gegensatz dazu liegen die Mediane bei den Modellen mit zirkulärem Knochenabbau überwiegend oberhalb der 10 % Linie. Als Ausreißer fiel hier vor allem

das Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau auf, in dem Median-Werte von 67 % erreicht werden. Dies zeigt deutlich den verstärkten Einfluss von zirkulärem Knochenabbau gegenüber einem vestibulär begrenzten Verlust.

Im Vergleich zu den vorherigen Belastungsserien lag ein wesentlicher Unterschied in der Betrachtung der Serie drei in der Achsskalierung, die durch das Maximum eines einzelnen Ausreißers von über 150 % zustande kommt. Auch die Begrenzung des dritten Quartils liegt hier bei über 75 %. Die jeweilige interquartile Range der Modellreihe mit 80 % zirkulärem Knochenabbau bewegt sich, abgesehen von der Kombination mit 50 % Wurzelresorption stets zwischen 25 % und 50 %. Alle anderen Modellreihen weisen eine interquartile Range von weniger als 25 % auf. Durch die schiefe Ebene kommt es also verhältnismäßig zu einer verstärkten Dehnung bei einem zunehmenden Knochenabbau. Die Auswirkungen eines Knochenabbaus bei schräger Belastungen zeigten sich deutlich ausgeprägter als bei den vorherigen Belastungsserien.

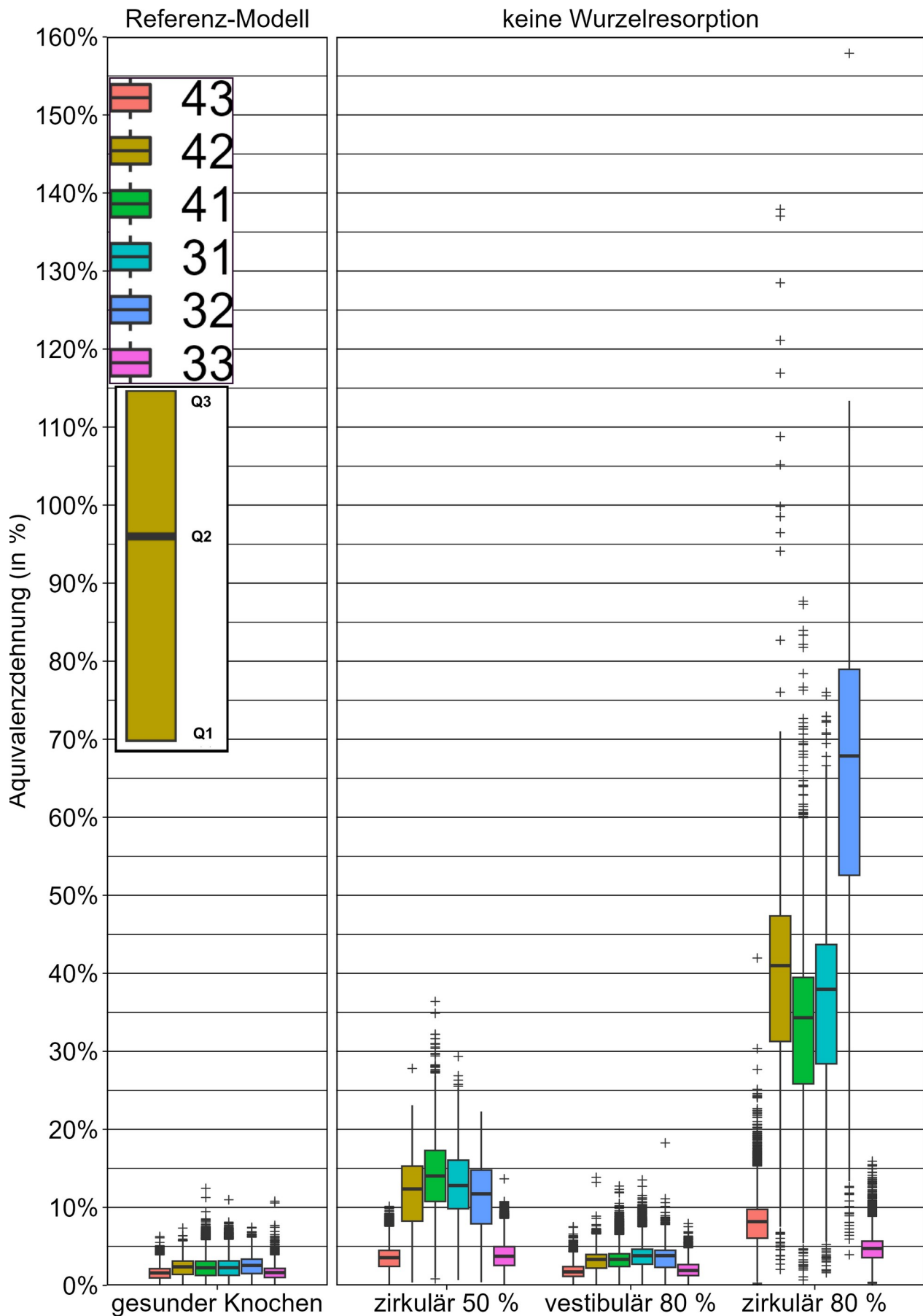


Abbildung 17: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung mittels schiefer Ebene für Referenzmodell und ohne Wurzelresorption. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar.

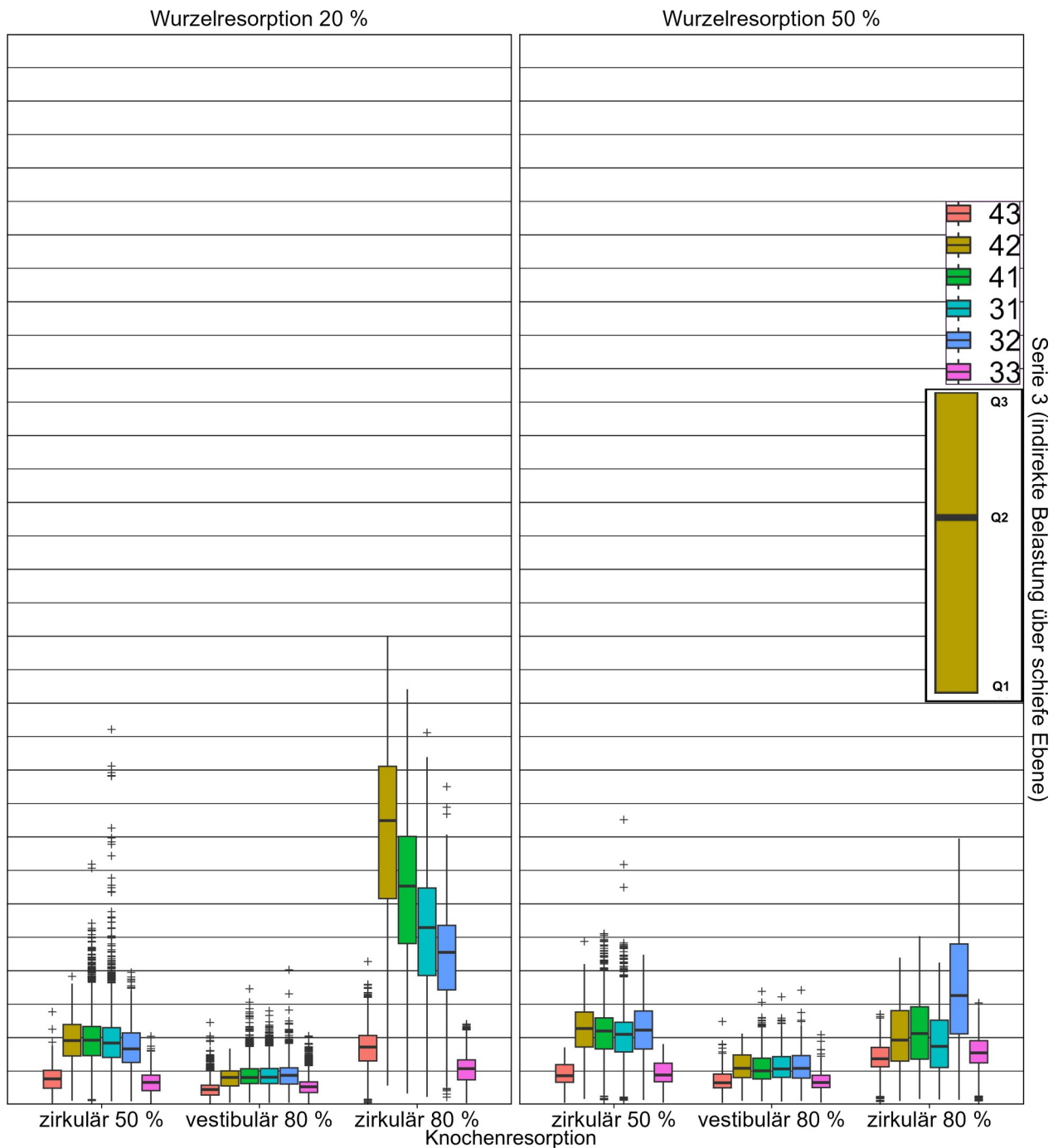


Abbildung 18: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung durch eine schiefe Ebene mit 20 % und 50 % Wurzelresorption. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar

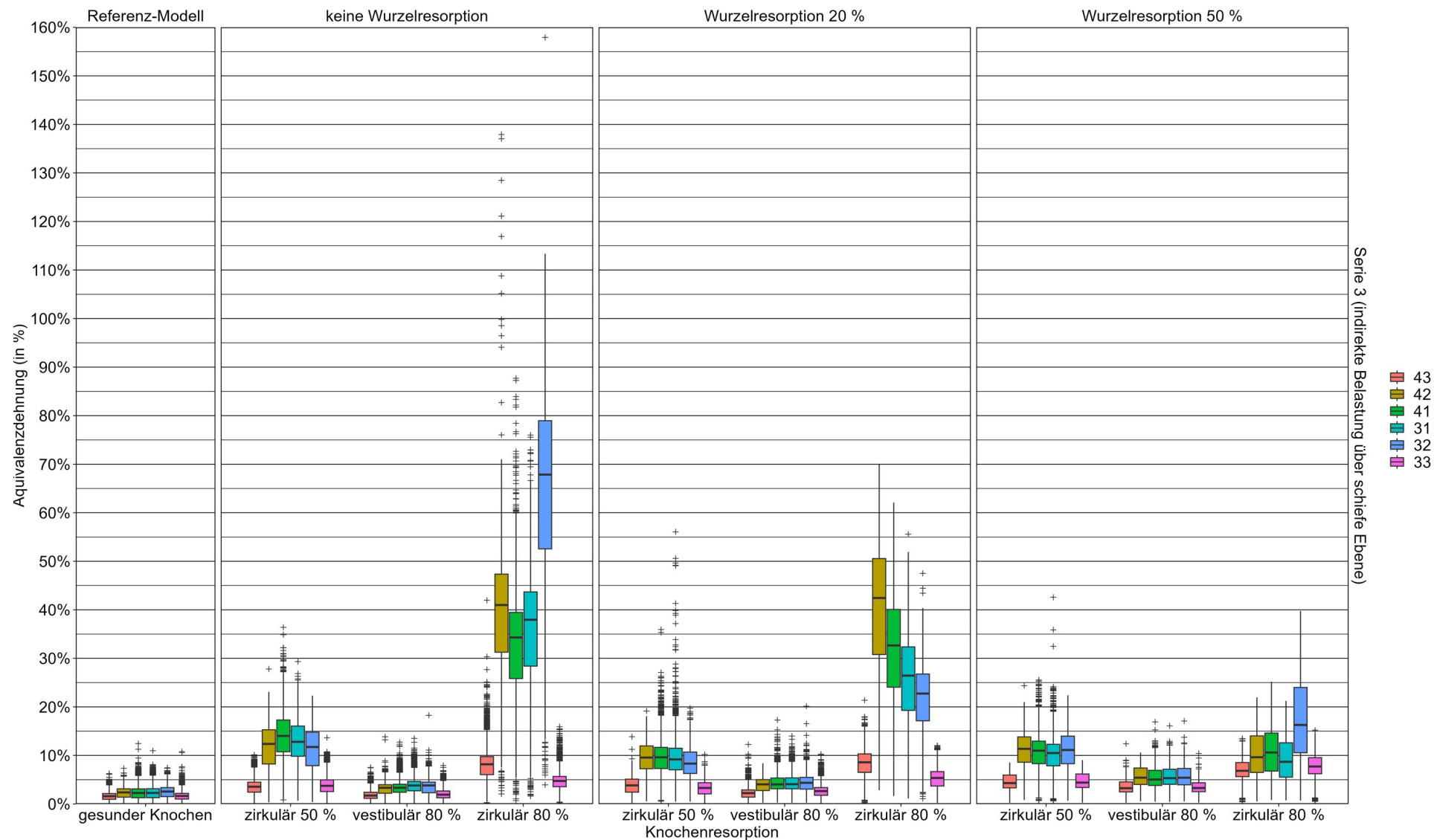


Abbildung 19: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung durch eine schiefe Ebene. Die Boxplots zeigen die numerische Variation innerhalb einer einzelnen Finite-Elemente-Simulation. Sie stellen keine statistischen Stichproben dar; inferenzstatistische Tests sind daher nicht anwendbar.

3.10 Auswertung der Äquivalenzdehnung bei Belastung des gleichen Knochenniveaus in unterschiedlicher Belastungsrichtung

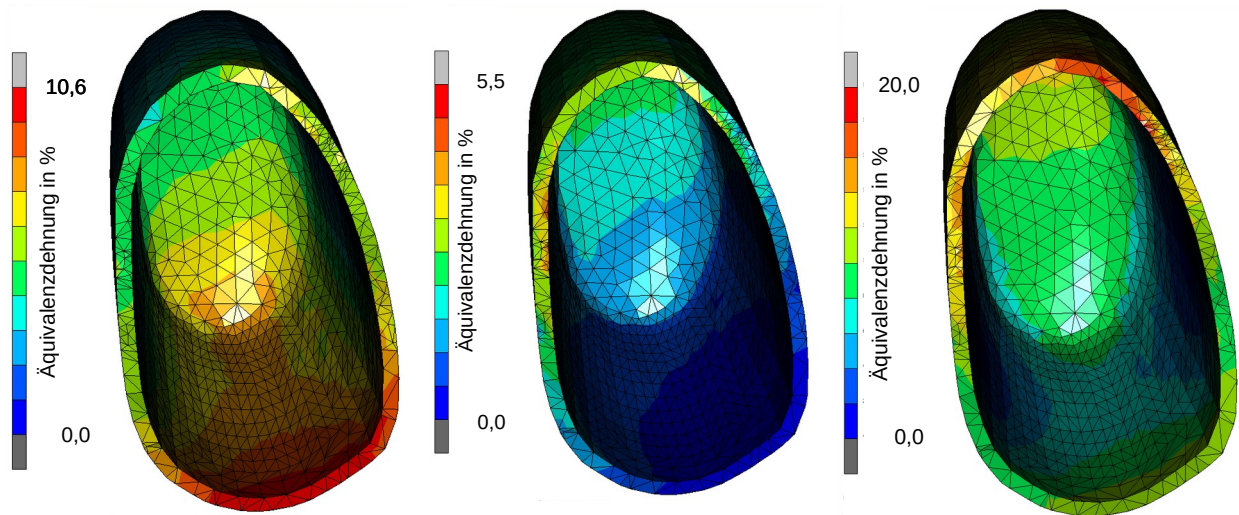


Abbildung 20: Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments von Zahn 32 bei einem zirkulären Knochenabbau von 50 % und einer Wurzelresorption von 20 % in drei verschiedenen Belastungsrichtungen dargestellt.

In Abbildung 20 wird die Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments von Zahn 32 bei einem zirkulären Knochenabbau von 50 % und einer Wurzelresorption von 20 % bei den verschiedenen Belastungsrichtungen dargestellt. Die Bilder zeigen den vertikalen Einblick in die Alveole. Anhand der Farben wird von blau nach rot eine zunehmende Dehnung des dortigen parodontalen Ligaments dargestellt. Die Farbkodierung wird dabei im linken Abbildungsrand in einer Legende den entsprechenden Dehnungswerten in Prozent zugeordnet. Dabei wird deutlich, in welchem Teil des Zahnfachs vermehrt Zug ausgeübt wird. Da die Werte der Äquivalenzdehnung zwischen den Belastungsrichtungen stark differieren, wurden die Achsen unterschiedlich skaliert. Der Versuch einer serienerübergreifenden Skalierung wies eine unzureichende Farbschattierung auf. In Serie eins zeigt sich die stärkste Belastung des Zahnfachs an der nach labial ausgerichteten Seite, wobei der Zug an der Wurzelspitze geringer ausfällt als im oberen Teil des Zahnfachs. Des Weiteren wird deutlich, dass vermehrt Farben aus dem mittleren Bereich und aufwärts der Skala in der Schattierung der Alveole auftreten. Dies zeigt, dass der

gesamte Zahnhalteapparat in dieser Simulation moderat bis stärker belastet wurde. Bei Belastung entlang der Zentralachse des Zahns (Serie zwei) ist der Zug insgesamt deutlich geringer ausgeprägt. Im Gegensatz zur Belastung in globaler z-Achse ist der Zug an der Innenseite des Zahnfachs stärker, liegt jedoch insgesamt deutlich unterhalb der Belastung von Serie eins. In der Farbskalierung wird überwiegend ein blauer Farbton sichtbar. Dies bedeutet, dass das parodontale Ligament in großen Bereichen der Alveole kaum Belastung erfuhr. Bei Belastung mittels schiefer Ebene (Serie drei) wird das gesamte Zahnfach bei der zunehmenden Auslenkung des Zahnes beansprucht. Der Zug ist vermehrt an der Innenseite messbar, aber alle Bereiche des Modells weisen eine deutliche Belastung auf. Auch hier zeigt sich wie in Serie eins kaum eine blaue Schattierung in der Alveole. Dennoch war die Belastung des parodontalen Ligaments innerhalb der Alveole deutlich stärker ausgeprägt, wie sich an der unterschiedlichen Skalierung der Farblegende zeigt.

4. Diskussion

Zunächst soll die Eignung der in dieser Arbeit verwendeten Methoden betrachtet werden. Des Weiteren werden die erbrachten Ergebnisse in Bezug auf die gewählten Parameter, die Kraftauswirkung auf die unterschiedlichen Zähne, den Einfluss von Knochenabbau und Wurzelresorption sowie die verschiedenen Belastungsreihen überprüft. Dabei wird auch ein Schwerpunkt auf die möglichen klinischen Auswirkungen und diesbezügliche künftige Relevanz im Falle von erbrachten klinischen Nachweisen der Ergebnisse gesetzt.

4.1 Diskussion von Material und Methode

Die in dieser Arbeit verwendete FE-Methode wurde bereits in der Einleitung hinsichtlich ihrer Funktion und wissenschaftlichen Bedeutung dargestellt. Sie stellt grob zusammengefasst eine vergleichsweise einfache und günstige Methode ohne ethische Bedenken dar, um klinische Situationen in vereinfachter Form zu analysieren und erste Aussagen, z.B. zu einer Belastungssituation von Körperteilen oder Implantaten treffen zu können. Trotz ihrer nachweislichen Eignung für wissenschaftliche Studien führen die getroffenen Vereinfachungen in der Modellerstellung und die Festlegung der ebenfalls vereinfachten Rahmenbedingungen nur zu allgemeinen Aussagen, welche durch weitere klinische oder experimentelle Arbeiten genauer überprüft und erweitert werden sollten (Deger, 2001).

Die in dieser Arbeit berechneten Simulationen stellen grundsätzlich auch Vereinfachungen der klinischen Realität dar. So wurde beispielsweise keine Gingiva in die Berechnung einbezogen. Weiterhin wurde der Kieferknochen nicht in Kompakta und Spongiosa unterteilt, welche unterschiedliche Materialeigenschaften aufweisen würden. Neben der Knochenstruktur wurde das Unterkiefermodell zunächst nur auf die zu untersuchenden Zähne 33-43 und die ersten Prämolaren reduziert. In der Durchführung der Simulationen wurde stets nur ein einzelner Zahn belastet. Daten für eine Belastung von mehreren Zähnen gleichzeitig bzw. zeitgleichen Belastungen aus verschiedenen Richtungen wur-

den im Rahmen dieser Arbeit nicht erhoben. Beim Kauen und Abbeißen wirken realerweise unterschiedliche Kräfte aus unterschiedlichen Richtungen auf mehrere Zähne gleichzeitig ein. Stellt man sich beispielsweise das Abbeißen eines Brotstückes vor, so erfahren die Zähne, die die Kruste durchtrennen müssen, eine andere Belastung als jene, die bereits im weicheren Kern des Brotteiges sind. Ebenfalls variiert bedingt durch die Zahnstellung und den Winkel des Brotes zum Mund die Belastungsrichtung beim Abbeißen an jedem Zahn. Zusätzlich haben weitere Faktoren, wie zum Beispiel die Mundöffnung, einen Einfluss auf die Bisskraft (Paphangkorakit und Osborn, 1997). Somit müssten alle Zähne in unterschiedlicher Richtung gleichzeitig mit unterschiedlicher Kraft belastet werden, um diese zusätzlichen Parameter realitätsnah abzubilden. Da für diese Arbeit bereits 180 verschiedene Simulation ausgewertet wurden, würde eine solche Erweiterung aber nicht in einem adäquaten zeitlichen Rahmen umsetzbar sein.

Eine weitere Vereinfachung fand bei der Wahl der Kaukraft und der Belastungsart statt. In dieser Arbeit wurde in der Auswertung eine fixe Bisskraft von lediglich 100 N angenommen. Die Kaukraft eines gesunden Menschen weist aber auch problemlos eine Belastung von 200 N und mehr auf (Chong et al., 2016). Allerdings führt diese Kraft bei zunehmender Zahnlockerung durch Knochenresorption zu unrealistischen Auslenkungen, sodass zur besseren Vergleichbarkeit eine Kaukraft von 100 N in der gesamten Auswertung zugrunde gelegt wurde. Des Weiteren wird durch die lineare Berechnung der FE-Analyse die zyklische Belastung inklusive der beim Kauvorgang entstehenden Scherkräfte nicht berücksichtigt (Ahmadi, 2020). Hierfür müssten ganze Kiefer modelliert und zueinander in Okklusion gebracht werden. Der Aufwand der Rechenleistungen zur Betrachtung jeder Okklusionsfläche sowie die Simulation zusätzlicher Kaubewegungen steht nicht im Verhältnis zu den zusätzlich gewonnenen Erkenntnissen.

In dieser Arbeit mussten auch hinsichtlich der dritten Belastungsserie deutliche Vereinfachungen getroffen werden, die die klinische Situation nicht exakt nachbilden. Dies wurde bereits in Kapitel 2.6 beschrieben. Anstelle von idealisierten Antagonisten musste die Belastung über eine schiefe Ebene dargestellt werden. Sowohl bei den Simulationen mit Antagonisten als auch für die Kombination von Antagonisten und idealisierten Nah-

rungsdummies zwischen den Zähnen wurden die Berechnungen aufgrund von Durchdringungsproblemen immer wieder frühzeitig abgebrochen. Ein geplanter Endpunkt wurde hier für kein Modell erreicht, sodass auch keine präsentablen Ergebnisse entstehen konnten.

Trotz der Limitierungen der Genauigkeit der Ergebnisse durch Rechenleistung und Modellgenauigkeit ebenso wie durch die fehlende Simulation der funktionellen Anpassung des menschlichen Parodontiums durch ständige Umbauvorgänge lassen sich durch die passenden Vereinfachungen dennoch mögliche Aussagen in Bezug auf den Einfluss von Knochenabbau, Wurzelresorption und Belastungsrichtung auf die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments treffen.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Einfluss des Knochenabbaus

Unabhängig von der Belastungsrichtung und Wurzelresorptionen wirken sich die verschiedenen Stadien des Knochenabbaus deutlich auf die Auslenkung und die Äquivalenzdehnung aus. Durch Knochenabbau reduzieren sich die Komponenten des Zahnhalteapparats deutlich (siehe Abb. 3). Durch den Schwund des Alveolarknochens reduziert sich ebenfalls die Masse und Anhaftungsfläche für Fasern des Parodontalligaments. Eine Zunahme der Zahnbeweglichkeit bei Knochenschwund scheint daher logisch. Die Auswirkung von zunehmender Knochenresorption in Bezug auf eine zunehmende Zahnbeweglichkeit wird bereits in anderen Arbeiten beschrieben (Naumann et al., 2018). Auch in dieser Arbeit zeigt sich, dass die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments mit zunehmendem Knochenverlust ansteigt. Ebenfalls steigert sich die Äquivalenzdehnung im parodontalen Ligament und somit auch die Belastung der Fasern der einzelnen Zähne. Auffällig ist dabei, dass der Erhalt der lingualen Knochenwand unabhängig von der Belastungsrichtung stabilisierend wirkt und trotz des vestibulären Verlustes von 80 % eine geringere Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung

im parodontalen Ligament vorliegt als bei 50 % zirkulärem Abbau. Ein einseitiger Knocheneinbruch bei einer intakten Knochenwand hat also weniger Auswirkung auf die Zahnbeweglichkeit als ein geringer ausgeprägter zirkulärer Knochenabbau.

4.2.2 Einfluss der Wurzelresorptionen

Auch wenn der genaue Prozess von Wurzelresorptionen im Allgemeinen noch nicht genau verstanden ist (Kalra et al., 2020), müssen die genauen Auswirkungen auf die Zähne dennoch berücksichtigt werden. Im Falle von Wurzelresorptionen kommt es im Allgemeinen zu einer Verkürzung der Zahnwurzel und somit zu einer verringerten Wurzellänge im Knochen. Durch den verkürzten Wurzelanteil im Zahnfach ist eine erhöhte Beweglichkeit der Zähne im Verhältnis zu den gesunden Wurzeln zu erwarten. Laut Jönsson et al. (2007) zeigen Oberkieferfrontzähne mit Wurzelresorption keine signifikant erhöhte Lockerung, auch nicht nach mehreren Jahren, solange die Zähne eine ausreichende Knochenunterstützung hatten. Lediglich bei einer Unterschreitung von 10 mm Restwurzellänge wurde eine zunehmende Lockerung der Zähne festgestellt. Dies entspricht einer Wurzelresorption von ungefähr 57 % ausgehend von einer durchschnittlichen Wurzellänge von 23-25 mm (Hülsmann, 2008).

In dieser Arbeit wurden Wurzelresorptionen von 20 % und 50 % untersucht, allerdings im Zusammenhang mit unterschiedlichen Stadien des Knochenabbaus. Somit unterscheidet sich diese Arbeit von anderen Studien, da hier nicht die verringerte Wurzellänge im Knochen untersucht wird, sondern die Auswirkung der veränderten Wurzelform bei gleichbleibendem Knochenangebot. Es zeigt sich hierbei, dass die zunehmende Resorption der Zahnwurzel eine stabilisierende Wirkung zu haben scheint. Betrachtet man die Wurzelform der unteren Frontzähne, erkennt man, dass die Wurzel sich nach apikal hin zuspitzt (Waldeyer et al., 1979). In dieser Arbeit wurde in der Modellerstellung zuerst die Wurzel von apikal eingekürzt und danach die Wurzelresorption relativ zur neuen Wurzellänge modelliert. Dies führt dazu, dass innerhalb der einzelnen Serien mit gleichem Knochenabbau zwar etwas weniger Wurzellänge knöchern gefasst wird, dafür

aber ein größerer Querschnitt (Drefs und Steffen, 2017). Die ovale Wurzelform und der nach cervical zunehmende Querschnitt können die stabilisierende Wirkung der Wurzelresorptionen in den Simulationen erklären.

4.2.3 Einfluss der Zahnanatomie

In jeder Belastungsform zeigen die Zähne deutliche Unterschiede in den Ergebnissen. Nach Hülsmann (2008) weisen die unteren Schneidezähne eine durchschnittliche Länge von 21-22 mm auf, während die Eckzähne eine durchschnittliche Länge von 23-26 mm aufweisen. Die deutliche Differenz der Zahnängen führt zu unterschiedlichen von Knochen gefassten Wurzellängen. Folglich weisen die Eckzähne eine deutlich geringere Auslenkung und Äquivalenzdehnung im parodontalen Ligament bei Belastung auf als die im Vergleich kürzeren Frontzähne. Die Differenz in der Auslenkung zwischen den mittleren und seitlichen Schneidezähnen liegt in der leicht differierenden Inklination der Zähne bedingt durch ihre Stellung im Zahnbogen. Nach Harzer (2011) stehen die unteren Frontzähne bei einer gesunden Verzahnung nach labial geneigt. Dem Zahnbogen folgend stehen die seitlichen Frontzähne etwas stärker geneigt als die mittleren. Dies führt zu einer leicht differierenden Belastungsrichtung innerhalb der einzelnen Serien. So wird in Serie eins in globaler z-Achse die Kraft etwas weiter von innen auf den Zahn übertragen und dieser somit weiter nach außen abgelenkt. Ebenso wird hierdurch die Symmetrie der Ergebnisse zwischen dem dritten und vierten Quadranten erklärt. Durch die beidseits gleiche zugrunde liegende Zahnanatomie werden Knochenresorptionen und Wurzelresorptionen gleich modelliert und auch die Belastungsrichtung wirkt sich gleichermaßen aus. Es zeigen sich aber hier auch deutlich kleinste Unterschiede in den Modellationen. Ein Beispiel hierfür ist die auf Seite 53 angemerkte Differenz der Äquivalenzdehnungen der Zähne 32 und 42 im Modell mit 80 % zirkulärem Knochenabbau und 20 % Wurzelresorption. In den Modellationen lässt sich erkennen, dass an Zahn 32 etwas mehr Wurzelresorption modelliert wurde und entsprechend der Knochenabbau prozentual ein wenig geringer ausgefallen ist.

4.2.4 Einfluss der Belastungsrichtung

Neben Knochenabbau und Wurzelresorption zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit auch den großen Einfluss der Belastungsrichtung auf die Auslenkung der Zähne und die Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments. Paphangkorakit und Osborn beschrieben schon 1997 die unterschiedliche Bisskraft in Abhängigkeit von der divergierenden Belastungsrichtung. Bereits unterschiedliche Werte der Mundöffnung haben Einfluss auf die entstehende Kaukraft und die Belastungsrichtung.

In dieser Arbeit wurden drei Serien in verschiedenen Belastungsrichtungen erstellt. Die erste Belastungsrichtung wurde in der globalen z-Achse der Modellherstellung gewählt. Da die unteren Schneidezähne nach labial anguliert sind, ist die Belastung nicht rein axial, sondern ebenfalls von enoral kommend. Die Auslenkung der Zähne erfolgt nach apikal und labial. Folglich zeigt das parodontale Ligament teilweise eine Dehnung, aber überwiegend eine Stauchung. Die Auslenkung ist moderat, da der Hauptdruck in Richtung Wurzelspitze ausgerichtet ist. Die zweite Belastungsreihe wurde möglichst genau in Zahnachse gesetzt. Somit erfolgt der Hauptdruck hier direkt in Richtung der Wurzelspitze. Das parodontale Ligament zeigt dabei hauptsächlich eine Dehnung, da die oberen Fasern den Druck nach unten als Zug abfangen. Die Auslenkung ist im Verhältnis zu den anderen Belastungsreihen sehr gering mit einem Minimalwert von 0,013 mm an Zahn 33 bei 80 % vestibulärem Knochenabbau und 20 % Wurzelresorption.

In der dritten und letzten Belastungsreihe wurde der Druck von labial mittels einer schiefen Ebene übertragen. Als Winkel für die Belastung wurden 60 Grad angesetzt, da dies der Schaufelform eines oberen Schneidezahns im Kontaktbereich am nächsten kommt. Dies wurde an einem optimierten Modell im Querschnitt ausgemessen. In dieser Belastungsreihe fällt mit 158 % die stärkste exzentrische Belastung auf. Auch die Auslenkung der Zähne fällt im Verhältnis zu den anderen Serien deutlich höher aus. Die Zähne werden nach enoral gekippt und das parodontale Ligament weist in den Simulationen in Teilen sowohl eine Dehnung als auch eine Stauchung auf. Diese Belastungsreihe kommt der Belastung, die durch den direkten Antagonistenkontakt, wie sie bei einem festen Zubeißen entsteht, am nächsten. Durch die Druckrichtung nach enoral kommt die stabili-

sierende Wirkung der erhaltenen lingualen Knochenwand deutlicher zum Tragen. In dieser Serie kommt es zu einer singulär stärkeren Auslenkung der mittleren Schneidezähne. Da sie etwas weniger nach labial inkliniert stehen, erfahren sie den exzentrischen Druck deutlicher als die seitlichen Schneidezähne.

4.2.5 Statistische Auswertung

In Abschnitt 2.7 wurde bereits beschrieben, dass eine weiterführende statistische Analyse der Ergebnisse, insbesondere ein Vergleich zwischen den verschiedenen Einzelzahnbelastungen, nicht durchgeführt wurde, weil er aus mathematischen Gründen nicht sinnvoll und vor allem nicht aussagekräftig ist. Kernpunkt der obigen Aussage war, dass jeder einzelne Boxplot in den Abbildungen 11 bis 19 streng genommen ein Einzelergebnis ist, wenn auch ein komplexes, aus vielen Zahlen bestehendes. Es handelt sich jedoch nicht um die statistische Verteilung einer einzelnen Zufallsvariable über mehrere Einzelmessungen. Ein statistischer Test zum Vergleich von Einzelmessungen mit einem Stichprobenumfang von $n=1$ ist wenig aussagekräftig, wenn nicht sogar irreführend. Dies soll exemplarisch an einem ausgewählten Vergleich zweier gleicher Zahntypen des jeweils anderen Quadranten demonstriert werden. Aus klinischer und anatomischer Sicht gibt es keinen Grund, warum sich das Verhalten identischer Zahntypen der kontralateralen Seite des Unterkiefers bei Belastung statistisch signifikant unterscheiden sollte, wenn die anatomischen Bedingungen (Ausmaß der Wurzel- und Knochenresorption, Zahndimensionen, Wurzelform usw) nahezu identisch sind. Betrachtet man zum Beispiel in Abbildung 11 (Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse Referenzmodell und ohne Wurzelresorption) die Spannungen für die Simulationen ohne Wurzelresorption und mit zirkulärem Knochenabbau von 50 %, so sieht man, dass die Boxplots für die beiden Eckzähne und die beiden zweiten Frontzähne nahezu identisch sind, und für die beiden mittleren Frontzähne immer noch sehr ähnlich sind. Die Symmetrie zwischen den Quadranten wird bereits in Kapitel 3.3 der Ergebnisse erläutert.

Wendet man trotz der obigen Argumentation dennoch einen statistischen Test zum Vergleich der Ergebnisse an (t-Test, zweiseitig, homosekdatisch), so ergibt sich für die Eck-

zähne (hier ohne Korrektur für Mehrfachtests) ein p-Wert von $2,1 \times 10^{-10}$, für die zweiten Frontzähne ergibt sich $p = 9,5 \times 10^{-13}$, und für die mittleren Frontzähne ergibt sich $p = 1,7 \times 10^{-26}$. Das bedeutet, obwohl aus vorheriger klinischer und theoretischer Überlegung ein statistischer Unterschied zwischen den Datenreihen ausgeschlossen wurde, "belegt" der statistische Test einen solchen Unterschied.

Ursache für diesen irrtümlich und inkorrekt angezeigten statistischen Unterschied ist nicht ein Mangel in den aus den Simulationen extrahierten Rohdaten, sondern die falsche Interpretation der Boxplots als verteilte Zufallsvariable (anstelle eines komplexen Einzelergebnisses) und die danach folgende, im mathematischen Sinne unzulässige Anwendung eines statistischen Testes zum Vergleich von Stichproben mit einem Umfang von $n=1$. Der hier zur Verdeutlichung verwendete t-Test mag nicht der optimale Test für einen solchen Vergleich sein. So ist zum Beispiel die Normalverteilung der Daten im Boxplot nicht überprüft worden. Für eine Veranschaulichung des zugrundeliegenden Problems ist er aber ausreichend.

4.3 Klinischer Ausblick

In dieser Arbeit zeigen sich die möglichen Auswirkungen von parodontitisbedingtem Knochenabbau, Wurzelresorptionen und Kauverhalten auf die verbleibende Reststabilität von unteren Frontzähnen in einer Modellsimulation.

Der stark ausgeprägte Einfluss der Belastungsrichtung auf die Auslenkungsstärke und Richtung der Frontzähne dagegen stellt die Korrektur der Okklusion im Falle von Malfunktionen im langfristigen Erhalt von bereits durch Parodontitis oder Wurzelresorptionen vorgeschädigten Zähnen in den Vordergrund. Je zentraler die Krafteinwirkung während der Nahrungsaufnahme auf die Zähne wirkt, desto weniger wird die Auslenkung und somit auch weniger Belastung im parodontalen Ligament der Zähne erfahren. Stark gekippte Zähne dagegen werden im normalen Kauvorgang um ein vielfaches stärker im parodontalen Ligament belastet.

Zuletzt lässt sich an dieser Stelle auch die Einschränkung in der Nahrungsaufnahme bei Patienten mit geschädigten Frontzähnen ableiten. Eine hohe Krafteinwirkung, wie sie

durch das Abbeißen fester Nahrung entsteht, führt zu deutlich stärkeren Dehnungsvorgängen im parodontalen Ligament und möglicherweise somit auch zu pathologischen Zahnwanderungen (Towfighi et al., 1997) und einer verschlechterten Langzeitprognose bei unbehandelter Parodontitis.

Weiterhin stellt sich die Relevanz der Wurzelresorptionen im Verhältnis zur Zahnauslenkung und steigender Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments als weniger stark ausgeprägter Faktor dar. Auch wenn Wurzelresorptionen die Langzeitprognose durch mögliche Beschwerden oder notwendige endodontische Versorgungen verringern, zeigen sie in dieser Arbeit eine untergeordnete Relevanz.

5. Zusammenfassung

Bei Patienten mit einem reduziertem Parodont – wie zum Beispiel nach einer behandelten Parodontitis - können einzelne Zähne gelockert sein, das heißt unter Kaubelastung eine verstärkte Auslenkung erfahren. Andererseits können Frontzähne im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung externe apikale Wurzelresorptionen erleiden, was ebenfalls zu einem reduzierten Parodont führt. Ziel dieser Arbeit war es mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode die genauen Auswirkungen von parodontalem Knochenabbau und von apikalen Wurzelresorptionen auf die Auslenkung von Unterkieferfrontzähnen bei unterschiedlichen Belastungsrichtungen in einer Modellsimulation zu untersuchen. Hierzu wurden 3 Stadien von Knochenresorption (50 % und 80 % zirkulärer Abbau sowie 80 % vestibulärer Abbau) mit zwei Stadien von Wurzelresorptionen (20 % und 50 %) modelliert und miteinander kombiniert. Als Materialparameter wurde für die Zähne $E_{\text{Zahn}} = 20 \text{ GPa}$ festgelegt, für den Knochen $E_{\text{Knochen}} = 2 \text{ GPa}$ und für das entzündungsfreie Parodontalligament $E = 50 \text{ MPa}$. In der Simulation wurden dann die einzelnen Zähne mit einer Kraft von 100 N in globaler z-Achse, in Zahnachse und mittels einer schiefen Ebene indirekt belastet.

In der Auswertung wurde zum einen die Zahnauslenkung in mm der einzelnen Zähne betrachtet und zum anderen die Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments in Prozent untersucht. Aus den Ergebnissen zeigte sich, dass ein zunehmender Knochenverlust zur Destabilisierung der Zähne unter Belastung führt. Dabei wirkt sich ein zirkulärer Knochenverlust bei Belastung stärker auf die Zahnauslenkung und Äquivalenzdehnung des verbleibenden parodontalen Ligaments aus, als ein Verlust der vestibulären Wand unter Erhalt der lingualen Knochenwand. Auch Wurzelresorptionen zeigen einen Einfluss auf die Zahnbeweglichkeit, allerdings stellte sich dieser in der vorliegenden Arbeit weniger deutlich ausgeprägt dar, als der Einfluss von Knochenresorptionen. Verkürzte Zahnwurzeln führen zu verringertem Zahnhalt und erhöhen die Belastung auf die Fasern des parodontalen Ligaments. Die Belastungsrichtung spielt ebenfalls eine große Rolle in der Auslenkung der Zähne und der Belastung des parodontalen Ligaments. So wird beispielsweise eine Belastung in Zahnachse sehr gut vom parodontalen Ligament

abgefangen, es kommt hierbei nur zu geringen Dehnungen und die Auslenkung der Zähne ist auch bei zunehmendem Knochenverlust nur verhältnismäßig gering ausgeprägt. Eine deutlich außerhalb der Zahnachse liegende Belastung führt dagegen zu sehr starken Zahnkippen und führt schnell zu extremen Belastungen innerhalb des parodontalen Ligaments mit Äquivalenzdehnungswerten von über 100 % bei zunehmendem Knochenverlust.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomischer Aufbau eines unteren Schneidezahnes ohne pathologische Auffälligkeiten (eigenes Bild).....	10
Abbildung 2: Auswahl möglicher Elementklassen innerhalb eines FE-Modells (modifiziert nach Deger, 2001).....	17
Abbildung 3: Stadien von Knochenabbau und Wurzelresorption im Querschnitt (eigenes Bild). Erläuterungen der Modelle jeweils in den Spalten und Reihen.....	22
Abbildung 4: Volumenmodell mit physiologischem Knochenverlauf, Knochen, Zähnen und PDL.....	23
Abbildung 5: Farbkodierte Darstellung von Zahn 42 bei zirkulärem Knochenabbau von 50 Prozent ohne Wurzelresorption und Belastung mittels einer schiefen Ebene. Das rote Rechteck oberhalb der Zahnkrone stellt die Position des Antagonisten dar.....	34
Abbildung 6: Farbkodierte Darstellung des parodontalen Ligaments von Zahn 42 in crestaler Ansicht bei zirkulärem Knochenabbau von 50 Prozent ohne Wurzelresorption und Belastung mittels einer schiefen Ebene.....	35
Abbildung 7: Auslenkung der einzelnen Zähne in Abhängigkeit von Knochenabbau, Wurzelresorption und Belastungsrichtung. Kurzbezeichnungen gemäß Tabelle 2.....	36
Abbildung 8: Auslenkung der Krone von Zahn 42 bei Belastung in globaler z-Achse und verschiedenen Stadien von Knochenabbau und Wurzelresorption.....	38
Abbildung 9: Einfluss der Wurzelresorption auf die Modellierung der Knochenhöhe.....	40
Abbildung 10: Unterschiede der Auslenkungsrichtung bei Belastung in globaler z-Achse gegenüber Belastung mittels schiefer Ebene.....	42
Abbildung 11: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse Referenzmodell und ohne Wurzelresorption.....	45
Abbildung 12: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse mit 20 % und 50 % Wurzelresorption.....	46

Abbildung 13: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in globaler z-Achse.....	47
Abbildung 14: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Zahnachse am Referenzmodell und ohne Wurzelresorption.....	50
Abbildung 15: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Zahnachse mit 20 % und 80 % Wurzelresorption.....	51
Abbildung 16: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung in Zahnachse	52
Abbildung 17: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung mittels schiefer Ebene für Referenzmodell und ohne Wurzelresorption.....	55
Abbildung 18: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung durch eine schiefe Ebene mit 20 % und 50 % Wurzelresorption.....	56
Abbildung 19: Boxplotdarstellung der Äquivalenzdehnung bei Belastung durch eine schiefe Ebene.....	57
Abbildung 20: Äquivalenzdehnung des parodontalen Ligaments von Zahn 32 bei einem zirkulären Knochenabbau von 50 % und einer Wurzelresorption von 20 % in drei verschiedenen Belastungsrichtungen dargestellt.....	58

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anzahl der Elemente für Knochen, Zähne und PDL der Modelle.....	26
Tabelle 2: Anzahl der Knoten für Knochen, Zähne und PDL der Modelle.....	27
Tabelle 3: Materialparameter der einzelnen Strukturen in den Simulationen.....	29
Tabelle 4: Prozentuale Abweichung der Auslenkung von 31 bei Belastung in Zahnachse bei unterschiedlichen Schweregraden der Knochenresorption.....	36

8. Literaturverzeichnis

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

Ahmadi A. Numerische Analyse des biomechanischen Verhaltens verschiedener Gerüstmaterialien im All-on-4 Konzept im Oberkiefer. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (2020)

Baghdadi D. Knochenverlust und Engstand im Unterkiefer eine kieferorthopädisch-biometrische Untersuchung. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (2019)

Baghaei N N, Zhai G, Lamani E. Genetic and other factors contributing to external apical root resorption in orthodontic patients. *Orthod Craniofac Res.* 2023;26 Suppl 1:64-72

Belibasakis, G. N., Belstrom, D., Eick, S., Gursoy, U. K., Johansson, A., & Kononen, E. (2023). Periodontal microbiology and microbial etiology of periodontal diseases: Historical concepts and contemporary perspectives. *Periodontology* 2000.

Benzley SE, Perry E, Merkley K, Clark B. In: A comparison of all hexagonal and all tetrahedral finite element meshes for elastic and elasto-plastic analysis. *Proceedings, 4th international meshing roundtable*, 1995. Sandia National Laboratories, 179–191

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

Chapple I L C, Mealey B L, Van Dyke T E, ..., Yoshie H. Periodontal health and gingival diseases and conditions on an intact and reduced periodontium: Consensus report of

workgroup 1 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. J Periodontol 2018; 89 Suppl 1:S74-S84

Chong M X, Khoo C D, Goh K H, Rahman F. Effect of age on bite force. J Oral Sci 2016;58:361-363

Deger Y. Die Methode der Finiten Elemente. Grundlagen und Einsatz in der Praxis. Tübingen: Expert-Verlag, 2001

de Freitas Borges T, Regalo S C, Taba M Jr, Siessere S, Mestriner W Jr, Semprini M. Changes in Masticatory Performance and Quality of Life in Individuals With Chronic Periodontitis. J Periodontol. 2013;84:325-31

De Jong T, Bakker A D, Everts V, Smit T H. The intricate anatomy of the periodontal ligament and its development: Lessons for periodontal regeneration. J Periodontal Res. 2017; 52:965-974

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

Drefs M, Steffen H. Anatomische Besonderheiten von Front- und Eckzähnen unter endodontischen Gesichtspunkten. Quintessenz 2017; 68: 757–763

Emmrich LJ, Schlossman M, Genco RJ. Periodontal disease in non-insulin-dependent diabetes mellitus J Periodont 1991; 62:123-131

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

Frias Cortez MA. Numerische und biomechanische Analyse kieferorthopädischer Behandlungen bei Patienten mit entzündungsfreien parodontal geschädigten Gebiss. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (2020)

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: 36-37

Hartmann M, Dirk C, Reimann S, Keilig L, Konermann A, Jäger A, Bourauel C Influence of tooth dimension on the initial mobility based in plaster casts and X-ray images: a numerical study. *J Orofac Orthop* 2017; 78: 285-292.

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

Heboyen A, Avetisyan A, Karobari M I, Marya A, Khurshid Z, Rokaya D, Zafar M S, de Oliveria Fernandes G V. Tooth root resorption: A review. *Sci Prog.* 2022;105(3):368504221109217

Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Köln: Deutscher Zahnärzterverlag, 2023

Holmstrup P, Plemons J, Meyle J. Non-plaque-induced gingival diseases. *J Periodontol.* 2018; 89(Suppl 1): S28–S45.

Hülsmann M. Checklisten der Zahnmedizin: Endodontie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2008

Ikebe K, Matsuda K-I, Morii K, Furuya-Yoshinaka M, Nokubi T, Renner RP. Association of masticatory performance with age, posterior occlusal contacts, occlusal force, and salivary flow in older adults. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 475-481

Institut der Deutschen Zahnärzte im Auftrag von Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung. Deutsche Mundgesundheitsstudie V, 2014

Issler L, Häfele P, Ruoss H. Festigkeitslehre: Grundlagen. Berlin/Heidelberg: Springer Verlag, 2003

Jepsen K, Sculea A, Jepsen S. Complications and treatment errors involving periodontal tissues related to orthodontic therapy. *Periodontology* 2000 2023;92,135-158

Jönsson A, Malmgren O, Levander E. Long-term follow-up of tooth mobility in maxillary incisors with orthodontically induced apical root resorption. *Eur J Orthod* 2007; 29: 482–487

Kalra S, Gupta P, Tripathi T, Rai P. External apical root resorption in orthodontic patients: molecular and genetic basis. *J Family Med Prim Care* 2020; 25: 3872-3882

Karnati P k R, Seth P, Bin Zamzuri A T, Tharwani P. Orthodontically Induced External Apical Root Resorption in Class II Malocclusion. *Case Rep Dent*. 2021;2021:8290429

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: 480-493

Kluess D, Wieding J, Souffrant R, Mittelmeier W, Bader R, 2010: Finite element analysis in orthopaedic biomechanics. In: David Moratel, Hrsg. Finite element analysis. IntechO-

pen 2010; 151-170; <https://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis/finite-element-analysis-in-orthopaedic-biomechanics> (Zugriffsdatum: 28.12.2025)

Krzywinski A, Altman N. Visualizing samples with boxplots. *Nat Methods* 11, 119–120 (2014)

Kwon T, Lamster I B, Levin L. Current Concepts in the Management oder Periodontitis. *Int Dent J* 2021; 71: 462-476

Luder H U, Malformations of the tooth root in humans. *Front Physiol.* 2015 27:6:307

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

Mühlemann HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1951; 4: 1220-1233

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

Naumann M, von Stein-Lausnitz M, Rosentritt M, Walter C, Meyer-Lückel H, Sterzenbach G. Impact of simulated reduced alveolar bone support, increased tooth mobility, and distal post-supported, root-treated abutment tooth on load capability of all-ceramic zirconia-supported cantilever FDP. *Clin Oral Investig* 2018; 22: 2799-2807

Naveh GRS, Lev-Tov Chattah N, Zaslansky P, Shahar R, Weiner S. Tooth-PDL-bone complex: response to compressive loads encountered during mastication – a review. *Arch Oral Biol* 2012; 57: 1575-1584

Palinkas M, Borges TF, Junior MT, Monteiro SAC, Bottacin FS, Mestriner-Junior W, Regalo IH, Siéssere S, Semprini M, Regalo SCH. Alterations in masticatory cycle efficiency and bite force in individuals with periodontitis. *Int J Health Sci (Qassim)* 2019; 13: 25-29

Paphangkorakit J, Osborn JW. Effect of jaw opening on the direction and magnitude of human incisal bite force. *J Dent Res* 1997; 76: 561-567

Peditto M, Rupe C, Gambino G, Di Martino M, Barbato L, Cairo F, Oteri G, Calvacanti R. Influence of mobility on the long-term risk of tooth extraction/loss in periodontitis patients. A systematic review and meta-analysis. *J Periodontal Res.* 2024 Dec;59(6):1047-1061

Patel S, Saberi N, Pimental T, Teng PH. Present status and future directions: Root resorption. *Int Endod J* 2022; 55: 892-921

Pei D, Hu X, Jin C, Liu S. Energy Storage and Dissipation of Human Periodontal Ligament during Mastication Movement. *ACS Biomater Sci Eng* 2018; 4: 4028-4035.

Persson L, Bergström J, Gustafsson A. Tobacco smoking and neutrophil activity in patients with periodontal disease. *J Periodontol* 2001; 72: 90-95

Peck CC. Biomechanics of occlusion--implications for oral rehabilitation. *J Oral Rehabil* 2016; 43: 205-214

Sabat L, Kundu CK. History of Finite Element Method: A Review. In: Das B, Barbhuiya S, Gupta R, Saha P, Hrsg. *Recent Developments in Sustainable Infrastructure. Lecture Notes in Civil Engineering*, Vol 75. Singapur: Springer, 2021

Schroof D. Kalibrierung eines Materialmodells für numerische Simulation eines unverstärkten thermoplastischen Kunststoffs auf der Basis von Versuchsdaten. Masterarbeit Fakultät Technik und Informatik, Hochschule für angewandte Wissenschaften Hamburg (2017)

Schwarzbach H, Stachniss V, Steiniger B. Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2010

Shepherd JF, Johnson CR. Hexahedral mesh generation constraints. Engineering with Computers 2008; 24: 195-213

Tofwighi PP, Brunsvold MA, Storey AT, Arnold RM, Willman DE, McMahan CA. Pathologic migration of anterior teeth in patients with moderate to severe periodontitis. Journal of Periodontology 1997;68:967-972.)

Wang RR, Lu CL, Wang G, Zhang DS. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. Int J Oral Sci 2014; 6: 99-104

Wang Z, Du S, Zhu H, Yi K, Tang Z, Li Q. A finite element analysis of periodontal ligament fluid mechanics response to occlusal loading based on hydro-mechanical coupling model. Arch Oral Biol Epub ahead of print 2024

Waldeyer A, Waldeyer U. Anatomie des Menschen Zweiter Teil. Berlin, New York: Walter de Gruyter, 1979

Wedl C, Pathologie der Zähne mit besonderer Rücksicht auf Anatomie und Physiologie : Mit 102 Holzschnitten. the Bavarian State Library (Chir. 326 u), Felix A, 1870

Yadalam PK, Arumuganainar D, Anegundi RV, Shrivastava D, Alftaikhah SAA, Almutairi HA, Alobaida MA, Alkaberi AA, Srivastava KC. CRISPR-Cas-Based adaptive Immunity mediates phage resistance in periodontal red complex pathogens. *Microorganisms* 2023; 11: 2060

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften – Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie - unter Betreuung von Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel durchgeführt.

Die Erstellung der Modelle sowie deren Belastungssimulationen wurden nach Einarbeitung durch Dr. Ludger Keilig von mir eigenständig durchgeführt.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde eigenständig zusammengestellt und nach Einarbeitung durch Dr. Ludger Keilig finalisiert.

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich keine KI-Tools wie beispielsweise ChatGPT verwendet.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

Die Anfertigung dieser Dissertation hat mich über die Zeit an viele kleinere und größere Hindernisse geführt, deren Überwindung ich der Hilfe und Unterstützung von mehreren Personen verdanke:

Zunächst möchte ich mich sehr bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel bedanken, der mir nicht nur die Bearbeitung dieses Themas ermöglicht hat, sondern mich auch mit viel Geduld insbesondere in der Niederschrift dieser Arbeit unterstützt hat.

Des Weiteren möchte ich meinen besonderen Dank Herrn Dr. Keilig aussprechen, ohne dessen Einweisung in die Funktionen der Programme, seine Unterstützung während der Auswertung und seine ausführlichen Erklärungen bei all meinen Fragen diese Ergebnisse nicht hätten erzielt werden können.

Auch möchte ich mich bei meinen Freundinnen Dr. Leonie Bourauel und Dr. Sabrina Söntgen für die besondere Unterstützung zur Finalisierung dieser Arbeit bedanken

Zuletzt gilt mein Dank meiner Familie, ohne deren Rückhalt ich diese Arbeit nicht begonnen hätte.