

Biomechanische Untersuchung von Zahnschienen nach Zahnlockerungen

Dissertation

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

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Abdullah Erksousi

aus Damaskus/Syrien

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. em. Gerhard Wahl

Tag der mündlichen Prüfung: 02/03/2026

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften
Oralmedizinische Technologie

Diese Doktorarbeit widme ich meiner Familie für die bedingungslose Unterstützung. Ihr Vertrauen in mich begleitete mich durch die Höhen und Tiefen dieser akademischen Reise. Ihre unendliche Geduld und Ihre Zuneigung haben mich immer wieder gestärkt, und dafür bin ich unendlich dankbar.

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	7
1.	Einleitung	9
1.1	Ursachen von dentoalveolären Verletzungen	9
1.2	Epidemiologie von dentoalveolären Verletzungen	10
1.3	Vorbeugung	14
1.4	Der Zahnhalteapparat und das parodontale Ligament	14
1.5	Normale Funktion und physiologische Zahnbeweglichkeit	17
1.6	Verletzungen der Zähne und des Zahnhalteapparates	19
1.6.1	Schweregrade dentoalveolärer Traumata	21
1.7	Therapie der dentoalveolären Verletzungen	22
1.8	Grundlagen der Finite-Elemente-Methode	25
1.9	Die Finite-Elemente-Methode in der Zahnmedizin	26
1.10	Fragestellungen, Zielsetzung und Hypothesen	26
2.	Material und Methoden	28
2.1	Modellerstellung	30
2.2	Erstellung der Traumaschienen	32
2.3	Materialparameter	34
2.3.1	Zähne und Knochen	34
2.3.2	Parodontalligament (PDL)	35
2.3.3	Schienen und Kunststoff	37
2.4	Finite-Element-Simulationen	37
2.4.1	Kontaktparametern	37
2.4.2	Koordinatensysteme und Belastungsrichtung	38
2.4.3	Darstellung der biomechanischen Parameter	41
2.5	Übersicht über die durchgeführten Simulationen	43
3.	Ergebnisse	44
3.1	Zahnauslenkung unter verschiedenen Belastungsrichtungen	45
3.1.1	3D-Zahnauslenkung in Bezug auf die X-Y-Z-Achsen	46
3.1.2	Zahnauslenkung in Bezug auf die X-Achse	51

3.1.3	Zahnauslenkung in Bezug auf die Z-Achse	52
3.2	Verzerrung in den Parodontalfasern	54
3.2.1	Verzerrung der Parodontalfasern bei horizontaler Belastung	55
3.2.2	Verzerrung der Parodontalfasern bei einer Belastung in 45-Grad-Richtung	59
3.2.3	Verzerrung der Parodontalfasern bei vertikaler Belastung	61
3.3	Belastung der Schienen	63
4.	Diskussion	68
4.1	Kritische Betrachtung der Methodik	68
4.2	Diskussion der Ergebnisse	68
4.2.1	Einfluss von Schienung und PDL-Schädigung auf die Zahnbeweglichkeit	68
4.2.2	Vergleich der 3D-Zahnauslenkung in Prozent bezogen auf den Normwert	69
4.2.3	Verzerrung in den Parodontalfasern	70
4.2.4	Verformung der Schienen	71
4.3	Diskussion im Licht der bestehenden Literatur	71
4.3.1	Schienungseffekt auf die Zahnbeweglichkeit im Vergleich mit der Literatur	71
4.3.2	Vergleich mit der Studie von Kwan et al. (2011): Einfluss der Schienendicke auf die Zahnbeweglichkeit	74
4.3.3	Einordnung der Ergebnisse im Kontext der S2k-Leitlinie	75
4.4	Klinische Empfehlungen und Schlussfolgerung	75
5.	Zusammenfassung	77
6.	Abbildungsverzeichnis	79
7.	Tabellenverzeichnis	86
8.	Literaturverzeichnis	89
9.	Erklärung zum Eigenanteil	94
10.	Danksagung	95

Abkürzungsverzeichnis

DBS	Draht-Bracket-Schiene
DKS	Draht-Komposit-Schiene
DKSQ	Draht-Komposit-Schiene, quadratisch
DKSR6	Draht-Komposit-Schiene, rund, 0,60 mm Durchmesser
DKSR8	Draht-Komposit-Schiene, rund, 0,80 mm Durchmesser
DKSR10	Draht-Komposit-Schiene, rund, 1,0 mm Durchmesser
DGMKG	Deutsche Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
E-Modul	Elastizitätsmodul
eq	Equivalent
FEA	Finite-Elemente-Analyse
FE-Modell	Finite-Elemente-Modell
FEM	Finite-Elemente-Methode
H	Horizontal
KS	Komposit-Schiene
LG	Lockerungsgrad
MPa	Megapascal
N	Newton (Einheit der Kraft)
OK	Oberkiefer
PDL	Parodontalligament

PTV	Periotest-Value (Periotest-Wert)
RBE	Rigid Body Element
RS	Resin-Schiene
σ	Sigma Spannung
σ_v	von-Mises-Spannung (äquivalent)
TTS	Titan-Trauma-Schiene
TRS	Titan-Ring-Schiene
UK	Unterkiefer
V	Virtikal
x, y, z	Raumrichtungen
ε	Dehnung (englisch: strain)
$\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$	Schubspannungen in den jeweiligen Ebenen
11	Rechter mittlerer Schneidezahn
13	Rechter Eckzahn
14	Rechter erster Prämolare
23	Linker Eckzahn
24	Linker erster Prämolare
Δ	Delta (Änderung / Differenz)

1. Einleitung

Schäden an Zähnen und parodontalem Gewebe treten in allen Altersgruppen auf, sind jedoch häufiger bei Kindern, Jugendlichen und jungen Erwachsenen. Neben den schwerwiegenden Folgen eines Unfalls führt ein Trauma der Zähne und des Zahnhalteapparates oft zu Langzeitschäden, die zu langwierigen und kostenintensiven Behandlungen führen. Solche Schäden werden durch äußere Kräfte verursacht, die die Fähigkeit der Zähne und des parodontalen Gewebes überschreiten, Energie zu absorbieren und an den umgebenden Knochen weiterzuleiten.

1.1 Ursachen von dentoalveolären Verletzungen

Schäden an Zähnen und parodontalem Gewebe hängen von mehreren Faktoren ab. Dazu gehören unter anderem: die absolute Größe der Kraft, die Richtung und Dauer der aufgebrachten Kraft, die Menge an vorhandener Hartschubstanz, die Elastizität des Zahnes, das Ausmaß einer eventuellen Vorschädigung des Zahnes und der Zustand des Zahnhalteapparates. Auch das Vorhandensein einer Wurzelkanalfüllung und deren Art (Kunststoff-füllung oder Wurzelkanalstift) kann die Stabilität des Zahns beeinträchtigen. Die äußere Kraft wirkt in der Regel hauptsächlich auf die Krone und sekundär auf das parodontale Gewebe. Es hängt von den unterschiedlichen Rahmenbedingungen ab, wobei überkritischen Kräften die Schwachstelle liegt. Befindet sie sich mehr in Richtung des Parodontiums, kommt es zu einer Dislokation und wenn es mehr in Richtung des Zahns liegt, kommt es zu einer Schädigung des Zahns in Form einer Fraktur (Fan und Caton, 2018).

Wenn eine äußere Kraft auf den Zahn einwirkt, wird diese Kraft auf den Zahnhalteapparat und den umgebenden Knochen übertragen und führt zu einer elastischen Verformung des gesamten Systems. Dies wirkt sich in unterschiedlichem Ausmaß auf die Zähne, den Zahnhalteapparat und den umgebenden Knochen aus. Wenn die Kraft einen kritischen Schwellenwert nicht überschreitet, kommt es zu einer Zahnauslenkung (z. B. durch Druck auf das Zahnfach), diese Zahnauslenkung ist elastisch und physiologisch (vollständig reversibel). Obwohl keine unmittelbar erkennbare Schädigung der Zahnstruktur oder des parodontalen Gewebes vorliegt, kann die Zahnpulpa betroffen sein. Diese Verformung

kann zu einer Kompression des Gefäß-Nerven-Bündels führen, wodurch das Gefäß-Nerven-Bündel eingeklemmt oder durchtrennt wird, was zu Blutungen und erhöhtem Druck führt. Die Empfindlichkeit und Vitalität der Zähne können vorübergehend oder dauerhaft beeinträchtigt sein. Sehr hohe Kräfte können zu Kieferbrüchen führen, daher sollten bei Traumata, die zu Zahn- und Parodontalschäden führen, Alveolar- und Kieferfrakturen ausgeschlossen werden (Schwenzer und Ehrenfeld, 2009).

Im schlimmsten Fall kann es zu Desensibilisierung und Devitalisierung kommen. Dies führt zunächst zur Pulpanekrose. Daher kann sich eine chronische oder akute apikale Ostitis entwickeln, die letztendlich zu einer Entzündung des Knochens oder zur Ausbreitung der Infektion in umliegendes Weichgewebe führen kann. Diese Entzündung äußert sich in Form eines Infiltrats oder eines Abszesses. Dieser Prozess kann einige Wochen, Monate oder sogar Jahre dauern und erfordert möglicherweise zusätzliche Behandlungen, wie Wurzelkanalbehandlungen, Wurzelspitzenresektionen, Extraktionen und anschließend prothetische Maßnahmen (Schwenzer und Ehrenfeld, 2009).

1.2 Epidemiologie von dentoalveolären Verletzungen

Die Prävalenz von Zahntraumata wurde unabhängig von der Region in allen Altersgruppen beobachtet. Diese Quote gilt weltweit als hoch und liegt zwischen 25 % und 30 %. Schätzungen zufolge liegt die Rate an Zahntraumata bei Patienten unter 35 Jahren bei bis zu 20 % (Bastone et al., 2000; Glendor et al., 2008; Glendor et al., 2009).

Von 16.301 Notfallpatienten hatten 1.305 Patienten in der Studie von Mahmoodi et al. ein dentoalveoläres Trauma; 60,1 % davon waren männlich und 39,9 % weiblich, mit einem Verhältnis zwischen männlich und weiblich von 1,5:1. Männer waren demnach signifikant häufiger betroffen als Frauen. Der jüngste Patient hatte ein Alter von 7 Monaten, der älteste Patient 88 Jahre. Mehr als die Hälfte der Traumata (54,6 %; N = 713) war unter dem Alter von 10 Jahren (Mahmoodi et al., 2015; Abb. 1).

Zu den häufigsten Verletzungen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich zählen Zahn- und Parodontalverletzungen. Besonders betroffen sind die vorderen Zahnabereiche, die stark

exponiert sind, insbesondere die oberen Schneidezähne. Hiervon nochmals am stärksten betroffen sind die oberen mittleren Schneidezähne (ca. 70 %), gefolgt von den unteren mittleren Schneidezähnen und den oberen seitlichen Schneidezähnen (jeweils ca. 7 %). Verletzungen der unteren seitlichen Schneidezähne (ca. 3 %) sowie der Eckzähne, Prämolaren und Molaren kommen seltener vor.

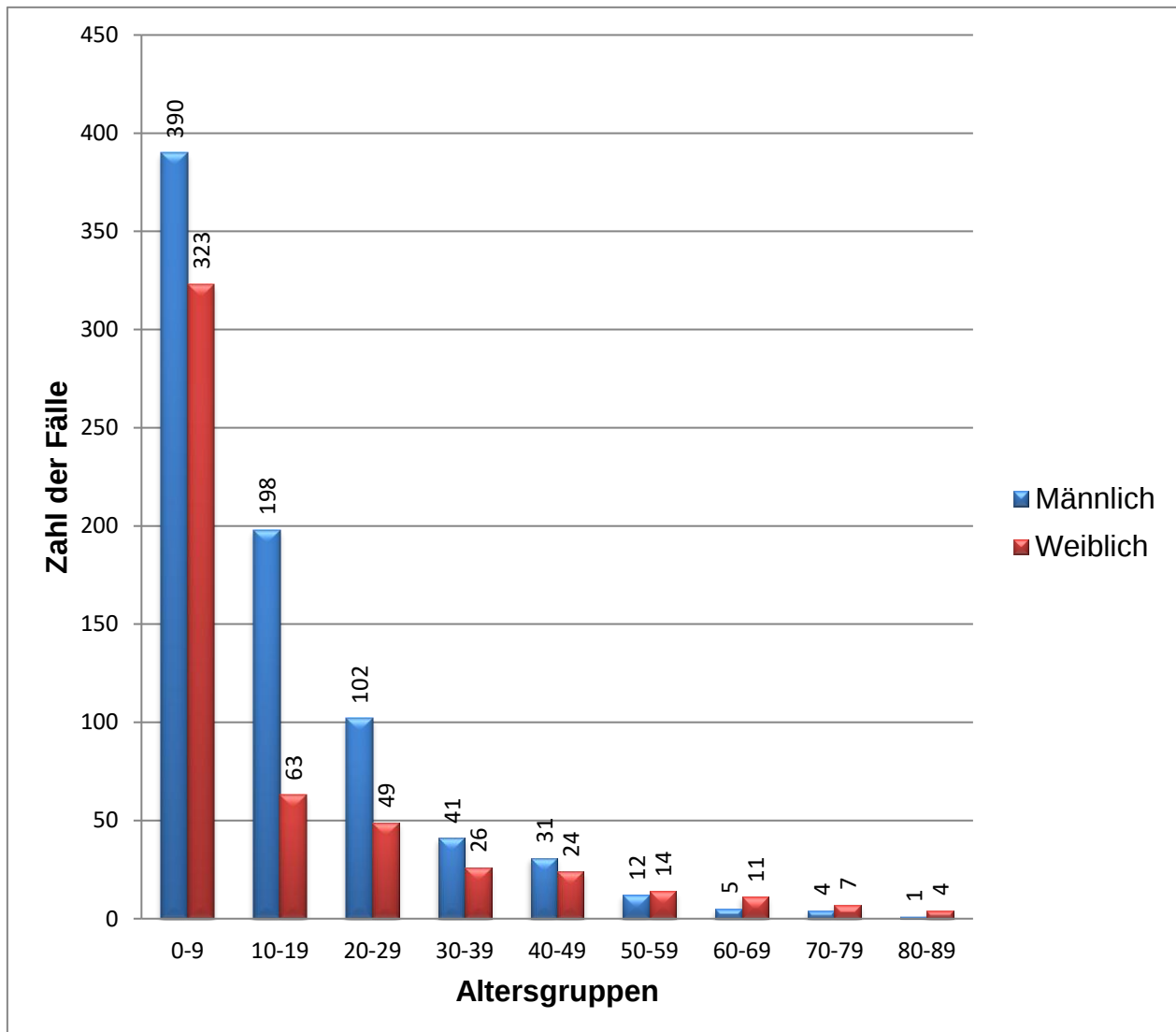


Abb. 1: Alters- und Geschlechtsverteilung von Patienten mit dentoalveolären Traumata (modifiziert nach Mahmoodi et al., 2015)

In der Studie von Mahmoodi et al. (2015) wurden insgesamt 2.319 geschädigte Zähne untersucht. 84,5 % der geschädigten Zähne befanden sich im Oberkiefer. Dies ist auch in Abb. 2 dargestellt, die die größte Häufigkeit der oberen mittleren Schneidezähne verdeutlicht.

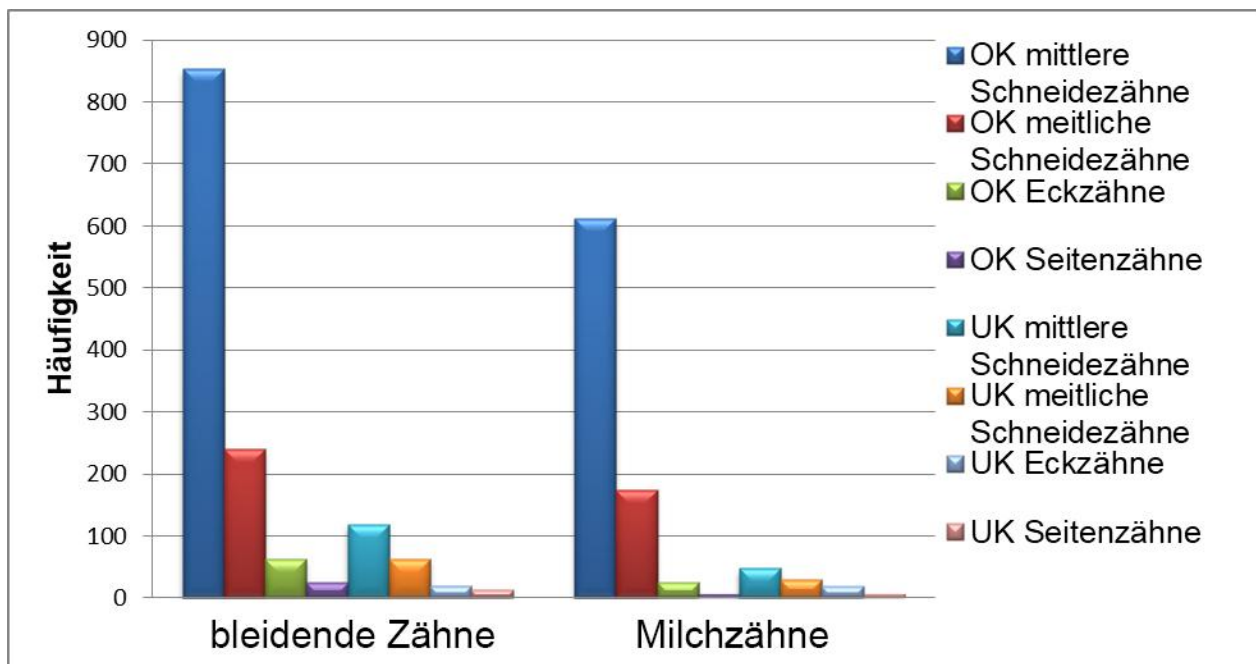


Abb. 2: Verteilung von insgesamt 2.319 geschädigten Zähne im Gebiss nach Zahntrauma (modifiziert nach Mahmoodi et al., 2015).

In der Studie von Tuli et al. (2005) wurden insgesamt 9.543 Unfallpatienten über einen Zeitraum von 10 Jahren retrospektiv untersucht. Davon litten 4.763 Patienten an dentoalveolären Verletzungen. Die Inzidenz von dentoalveolären Verletzungen betrug 49,9 % der erfassten Gesichtsverletzungen. Luxationen, Kronenfrakturen, Avulsionen, Wurzelfrakturen, Intrusionen und Zahnkontusionen waren die häufigsten Verletzungsarten (Abb. 3).

Die Verletzungen traten in zwei Phasen auf, vor allem im Sommer und im Winter. Die Häufigkeit der Verletzungen war im August am höchsten (10,1 %) und im November am niedrigsten (6,5 %) und das Durchschnittsalter aller Verletzten lag bei etwa 18 Jahren. Ein erheblicher Anteil der Verletzungen tritt im häuslichen Umfeld sowie bei sportlichen Aktivitäten auf, z. B. durch Stürze oder Unfälle im Haushalt sowie Kontaktsportarten wie Fußball oder Basketball, die ebenfalls häufige Unfallursachen sind (Abb. 4).

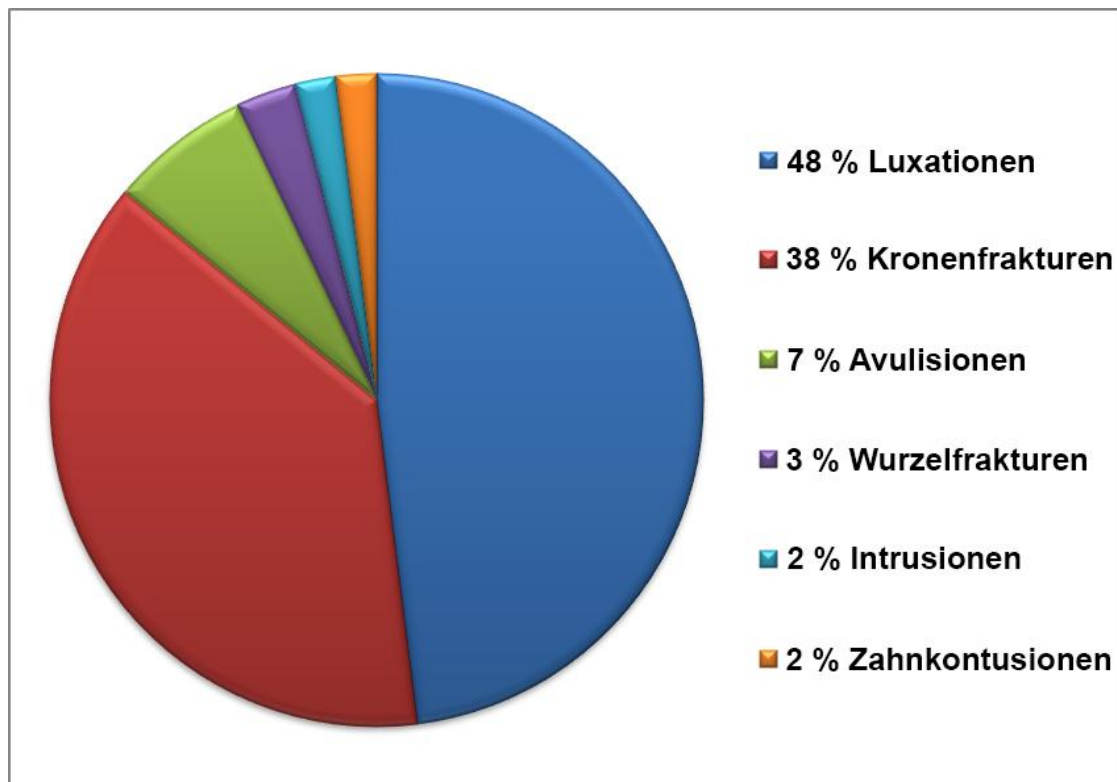


Abb. 3: Verteilung der Verletzungsarten von 4.763 Patienten mit dentoalveolären Verletzungen (modifiziert nach Tuli et al., 2005).

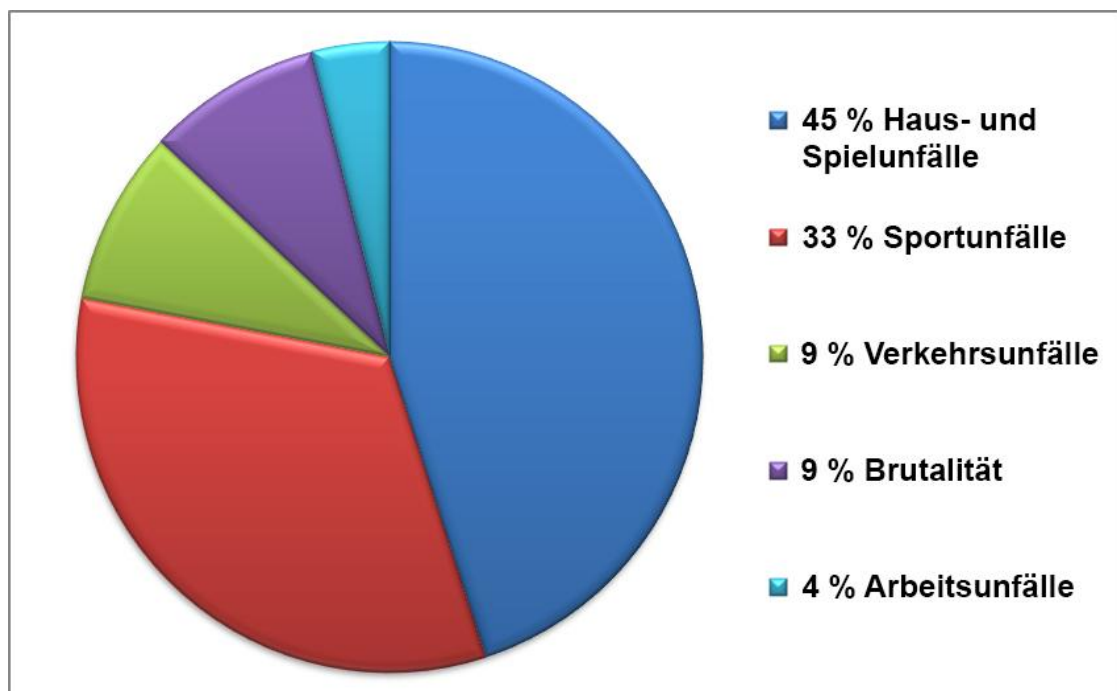


Abb. 4: Verteilung der Unfallorte von Patienten mit dentoalveolären Verletzungen (modifiziert nach Tuli et al., 2005).

1.3 Vorbeugung

Der Schutz vor unfallbedingten Verletzungen ist schwierig, doch gezielter Schutz vor Zahntraumata kann mit professionell angefertigten Zahnschienen, insbesondere bei Risikosportarten, gewährleistet werden. Laut der American Dental Association gehören zu den Hochrisikosportarten u. a.: Akrobatik, Basketball, Radfahren, Boxen, Reiten, allgemeine Extremsportarten, Feldhockey, Fußball, Handball, Eishockey, Inlineskating, Kampfsportarten, Rugby, Skateboarden, Skifahren, Squash, Volleyball und Gewichtheben. In der Studie von (Azadani et al., 2023) wurde festgestellt, dass in allen Sportarten die Mehrheit der Sportler mit Zahnverletzungen keinen Mundschutz trägt. Der Gesamtanteil der Sportler, die Mundverletzungen erlitten ohne einen Mundschutz zu tragen, lag zwischen den Schuljahren 2005–2006 und 2019–2020 zwischen 60 und 80 % (Abb. 5).

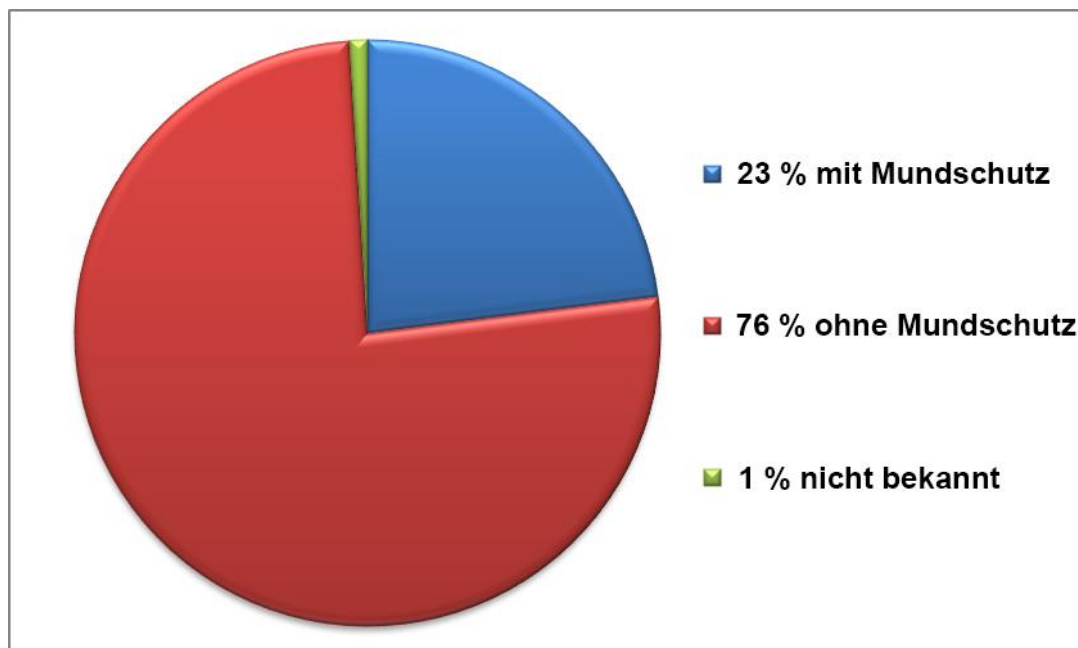


Abb. 5: Vergleich zwischen Sportlern, die Mundschutz trugen, und Sportlern, die bei Verletzungen keinen Mundschutz trugen (modifiziert nach Azadani et al., 2023).

1.4 Der Zahnhalteapparat und das parodontale Ligament

Der Zahnhalteapparat, auch bezeichnet als Parodontium, fungiert als funktionelles Verankerungssystem für den Zahn. Er setzt sich aus vier anatomischen Strukturen zusammen, darunter das Wurzelzement (Cementum), der Alveolarknochen, auch als Alveolarfortsatz oder Processus alveolaris bezeichnet, das parodontale Ligament (PDL), auch als

Wurzelhaut oder Desmodont bezeichnet, und das Zahnfleisch (marginales Parodont, Gingiva, siehe Abb. 6). Die wesentlichen Funktionen des Parodonts bestehen darin, den Zahn im Knochen zu verankern und die Kaukräfte zu dämpfen. Zusätzlich schützt es durch die Trennung des Mundhöhlenmilieus von der Zahnwurzel vor eindringenden schädlichen Substanzen (Hellwig et al., 2013).

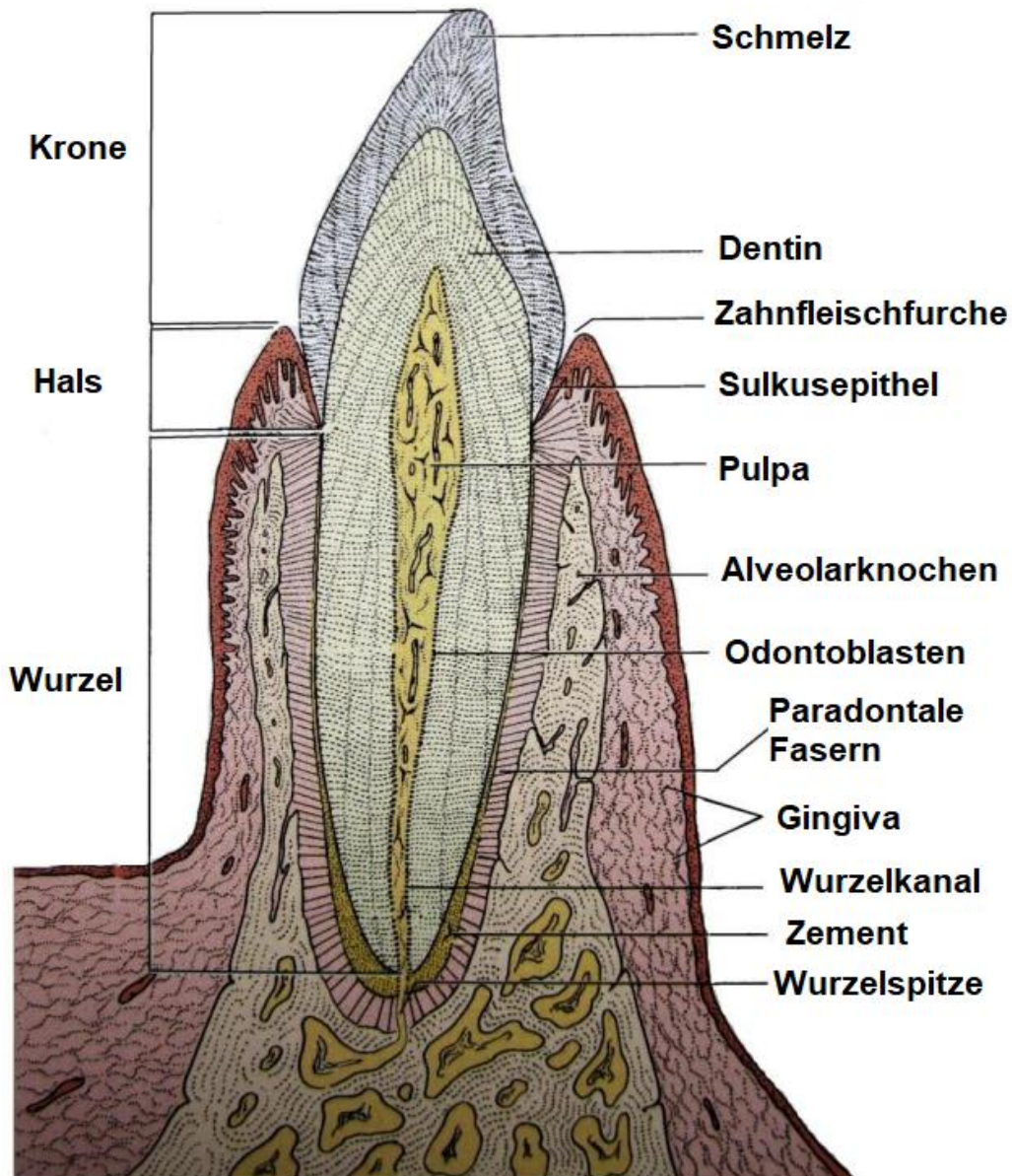


Abb. 6: Darstellung des anatomischen Aufbaus eines unteren Schneidezahns im Sagittalschnitt mit einem gesunden PDL (modifiziert nach Junqueira et al., 1996).

Dieses System ermöglicht Veränderungen in der Zahnstellung sowie die Reparatur von traumatischen Verletzungen (Radlanski, 2011; Schroeder, 2000). Die kollagenen Faserbündel und Oxytalanfasern, die von den Fibroblasten im parodontalen Ligament (PDL) produziert werden, gewährleisten die Verankerung des Zahnes, wobei eine gewisse Flexibilität erhalten bleibt. Diese Fasern erstrecken sich in das Zahnzement und die Knochengrundsubstanz des Alveolarknochens und werden dort mineralisiert und auch als Sharpey-Fasern bezeichnet (Fullmer et al., 1974; Radlanski, 2011; Schroeder, 2000). Aufgrund dieser Struktur hängt der Zahn im Zahnfach und kommt bei mechanischer Belastung, wie Kauen oder kieferorthopädischer Behandlung, nicht direkt mit dem Knochen in Kontakt.

Das parodontale Ligament (PDL) ist ein stark durchblutetes Bindegewebe mit einer hohen Anzahl an Zellen und Fasern. Es füllt den Periodontalspalt zwischen der Oberfläche der Zahnwurzel und dem Alveolarknochen aus (Hellwig et al., 2013). Mit fortschreitendem Alter oder bei mangelnder Belastung verengt sich der Parodontalspalt. Zu den wesentlichen Komponenten gehören die bereits erwähnten kollagenen Fasern, die einem fortlaufenden, kontrollierten Ab- und Wiederaufbau durch Fibroblasten unterliegen (Radlanski, 2011; Schroeder, 2000). Das parodontale Ligament enthält zahlreiche Blut- und Lymphgefäße. Die Hauptblutversorgung erfolgt über Gefäße, die aus dem Alveolarknochen ins parodontale Ligament hineinragen. Zusätzlich tragen auch die gingivalen und apikalen Blutgefäße zur Versorgung bei (Masset et al., 2006; Schroeder, 1986; Tsukada et al., 2000).

Unter pathologischen Belastungszuständen kann es vorkommen, dass Blutgefäße komprimiert werden, was zu einer verminderten oder blockierten Durchblutung des Gewebes (Ischämie) führt. Die Minderdurchblutung infolge von Ischämie kann zu einem Absterben des betroffenen Körperbereichs, möglicherweise zu Schmerzen und bei anhaltendem Sauerstoffmangel schließlich zur Gewebenekrose führen. Das parodontale Ligament besitzt außerdem eine sensorische Funktion. Es ist reichlich mit Nervenenden durchsetzt, die empfindlich auf verschiedene Reize, wie Kälte, Hitze und Druck, reagieren (Huang et al., 2011). Abgesehen von mechanischen Kräften, sowohl physiologisch als auch pathologisch, haben insbesondere Entzündungsreaktionen in Form von Parodontal-erkrankungen einen signifikanten Einfluss auf das PDL.

1.5 Normale Funktion und physiologische Zahnbeweglichkeit

Um die normale Funktion zu beurteilen, müssen drei Aspekte in Betracht gezogen werden (Wolf, 2005):

- Kraft: Die Kaukraft variiert je nach Art der verzehrten Nahrung: Beim Verzehr von weichen Lebensmitteln, wie Brei oder Pudding, liegt sie im Bereich von wenigen Newton, während sie beim Kauen von zähem Fleisch etwa 150 N beträgt. Bei sehr harten Lebensmitteln überschreitet sie 200 N. Eine systematische Analyse der Daten ergab, dass die Kaukraft bei Kindern und Jugendlichen im Bereich von 246 bis 489 N lag (Jayakumar et al., 2023).
- Dauer: Die reguläre Dauer der Belastung des Parodonts ist kurz. Die tatsächliche Belastung während eines Kauschlages dauert nur zwischen 0,1 und 0,45 Sekunden an. Beim Schlucken, einschließlich des Schluckens von Luft und Speichel, werden die Parodontien etwa 1 Sekunde lang belastet. Wenn man die Zeit über einen Zeitraum von 24 Stunden summiert, ergibt sich eine Gesamtbelastung von 15 bis 20 Minuten pro Tag.
- Richtung: Die übliche Richtung der Kräfte, die während des Kauvorgangs auf das Parodont übertragen werden, ist vielfältig. Die optimale Belastungsrichtung wäre vertikal-axial, da in diesem Fall alle Desmodontalfasern und somit auch der Alveolarfortsatz gleichmäßig belastet würden. Selbst bei zentrischer Okklusion ist eine solch axiale Belastung selten gegeben. Beim Kauen hingegen wirken abwechselnd oder kombiniert Kräfte, die hauptsächlich aus horizontaler-orofazialer und vertikaler Richtung stammen.

Zur Beurteilung der Schädigung müssen die physiologische Zahnbeweglichkeit und die Zahnlockerung betrachtet werden. Erstere kann in die folgenden zwei Bereiche unterteilt werden:

- a) Die initiale, desmodontale Zahnbewegung bei orofazialer Belastung mit 1 N beträgt je nach Zahn 0,05 bis 0,10 mm.
- b) Die sekundäre, parodontale Zahnbewegung bei orofazialer Belastung mit 5 N beträgt je nach Zahn 0,06 bis 0,15 mm (Rateitschak und Wolf, 2012; Abb. 7).

Zu beachten dabei ist, dass der Desmodontalspalt beim Erwachsenen normalerweise zwischen 0,15 und 0,20 mm weit ist (Strub et al., 2011).

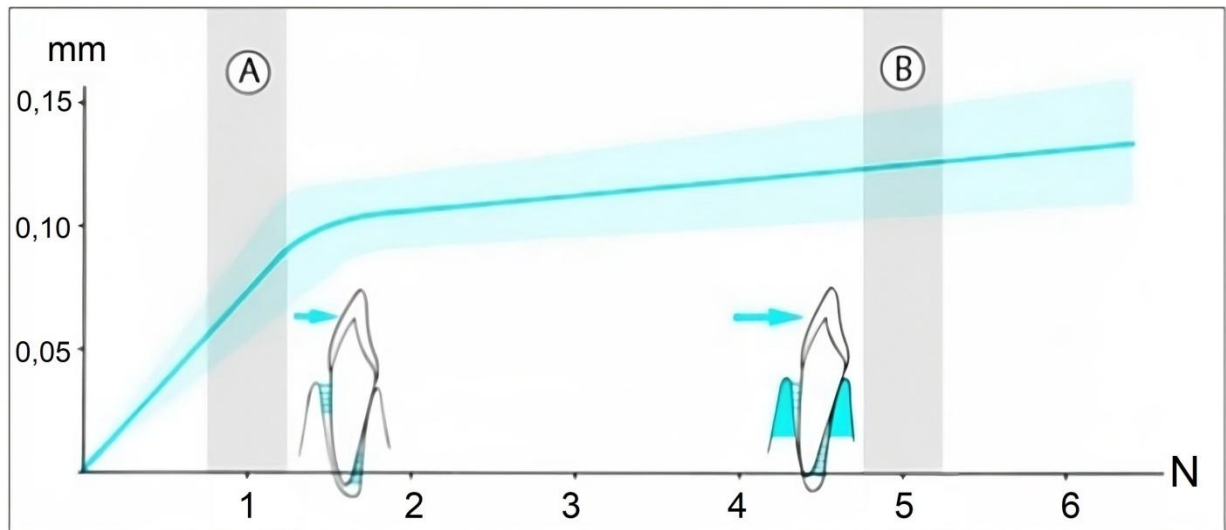


Abb. 7: Physiologische Zahnbeweglichkeit in Abhängigkeit von steigender Krafteinwirkung (modifiziert nach Rateitschak und Wolf, 2012). A: Elastischer Bereich mit reversibler Verlagerung des Zahns durch Verformung des Parodontalspalts (PDL). B: Übergang vom elastischen in den strukturell begrenzten Bereich mit zunehmend eingeschränkter Zahnbewegung durch Kontakt mit knöchernen Strukturen. Die dargestellte Kurve zeigt den typischen nichtlinearen Verlauf der Kraft-Verschiebungs-Beziehung eines Zahns innerhalb seines physiologischen Bewegungsrahmens.

In der experimentellen Studie von Göllner et al. (2010) wurde die vertikale und horizontale Frontzahnbeweglichkeit mittels einer berührungslosen optischen Messtechnik von 0 N bis 81 N in 9 N-Intervallen gemessen, bei 31 Studenten der Zahnmedizin im Alter von 21 bis 29 Jahren mit gesunden Zähnen. Die Parameter waren dabei: Zahnbeweglichkeitsgrad 0, Sondierungstiefe ≤ 3 mm an vier Stellen pro Zahn, Vitalität der Zähne, keine ausgedehnten kariösen Läsionen oder Füllungen, keine endodontisch behandelten Zähne und die bukkale Zahnbeweglichkeit wurde anhand des Satzes des Pythagoras berechnet. Dabei wurden die durchschnittlichen Verschiebungen für jeden Frontzahn ermittelt. In Bezug auf die Zahnbeweglichkeit zeigten die mittleren und seitlichen Schneidezähne keine signifikanten Unterschiede, außer in horizontaler Richtung. Allerdings wurden zwischen dem mittleren Schneidezahn und dem Eckzahn sowie dem seitlichen Schneidezahn und den Eckzähnen signifikante Unterschiede festgestellt (Abb. 8).

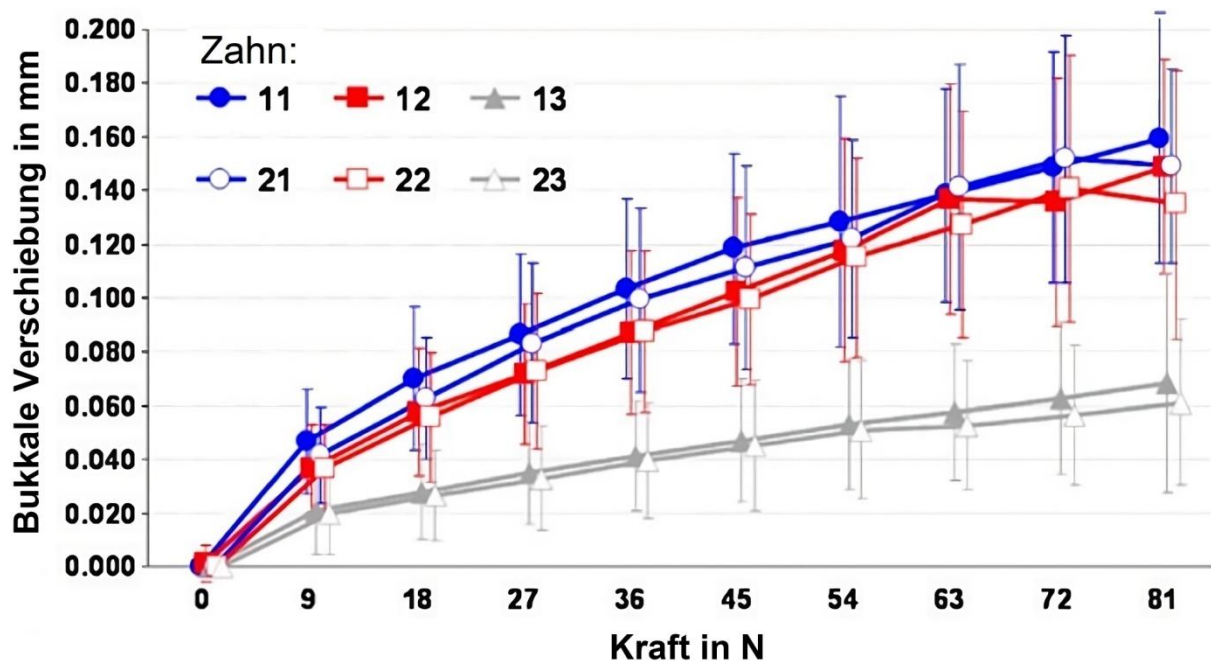


Abb. 8: Absolutwert des dreidimensionalen bukkalen Verschiebungsvektors bei verschiedenen Kraftschritten (modifiziert nach Göllner et al., 2010).

1.6 Verletzungen der Zähne und des Zahnhalteapparates

Zahn- und parodontales Trauma können einzeln oder kombiniert auftreten. Die Verletzungen der Zähne bzw. Zahnfrakturen können wie folgt eingeteilt werden (vergl. Abb. 9, Schwenzer und Ehrenfeld, 2009):

- 1- Infraktur der Krone,
- 2- unkomplizierte Kronenfrakturen: 2a Schmelzfraktur, 2b Schmelz-Dentin-Fraktur ohne Eröffnung der Pulpa,
- 3- komplizierte Kronenfraktur,
- 4- unkomplizierte Kronen-Wurzel-Fraktur,
- 5- komplizierte Kronen-Wurzel-Frakturen: 5a Schrägfraktur, 5b Längsfraktur und
- 6- Wurzelfrakturen: 6a koronales Drittel, 6b mittleres Drittel, 6c apikales Drittel.

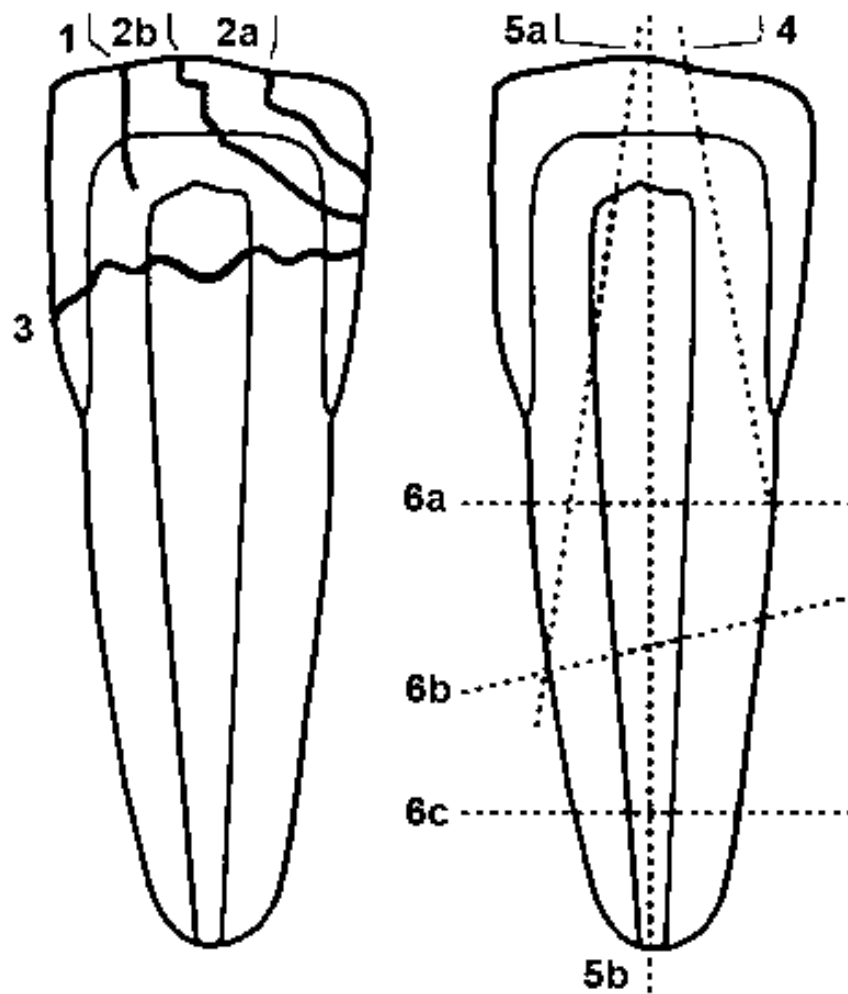


Abb. 9: Einteilung der Zahnfrakturen (modifiziert nach Schwenzer und Ehrenfeld, 2009).

Verletzungen des Zahnhalteapparates werden üblicherweise wie folgt eingeteilt:

- 1- Die Konkussion ist eine Verletzung des Zahnhalteapparates durch Kräfte, die durch den Zahn auf ihn übertragen werden.
- 2- Bei einer Subluxation (Lockerung) kommt es zu einem teilweisen Lösen der Verbindung zwischen Zahn und Zahnhalteapparat. Der Zahn wird nicht wesentlich verlagert.
- 3- Periphere Luxationen umfassen Extrusionen und laterale Luxationen.
- 4- Eine Intrusion ist eine Luxation nach zentral.
- 5- Avulsionen bedeuten einen traumatischen Zahnverlust. Diese Zähne können prinzipiell in das Zahnfach replantiert und dort fixiert werden (Abb.10).

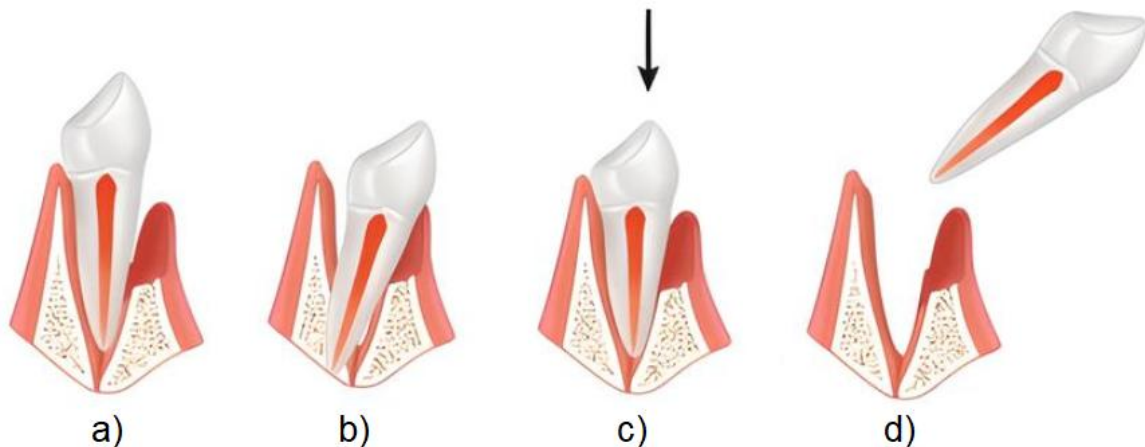


Abb. 10: Exemplarische Darstellung der Verletzungen des Zahnhalteapparates: a) Extrusion, b) laterale Luxation, c) Intrusion und d) Avulsion (modifiziert nach Quinn und Halapas, 2023).

Die Zahnlockerung nach einem Trauma gibt das Ausmaß der Zahnlockerung in 4 Graden an (Schluger; 1990.):

Lockerungsgrad 0: keine Lockerung nachweisbar,

Lockerungsgrad I: gerade sichtbare Lockerung, bis 1 mm horizontale Auslenkung,

Lockerungsgrad II: moderat, mehr als 1 mm Auslenkung in horizontaler Richtung,

Lockerungsgrad III: Auslenkungen der Zähne in horizontaler Richtung von mehr als 2 mm, der Zahn kann auch vertikal bewegt werden.

1.6.1 Schweregrade dentoalveolärer Traumata

Dentoalveoläre Verletzungen weisen ein breites Spektrum hinsichtlich Art und Ausmaß der Schädigung von Zahn, Parodontalligament und umgebenden knöchernen Strukturen auf. Zur klinischen Einordnung und Therapieplanung ist eine Differenzierung nach Schweregraden sinnvoll.

Leichte dentoalveoläre Traumata umfassen Verletzungen ohne oder mit nur geringfügiger Schädigung des Zahnhalteapparates. Hierzu zählen Konkussionen sowie Subluxationen mit Lockerungsgrad I, bei denen es zu einer moderaten Erweiterung des Parodontalspalts kommt, ohne dass eine relevante Zahnverlagerung vorliegt.

Mittelschwere dentoalveoläre Traumata sind durch eine ausgeprägtere Schädigung des Parodontalligaments gekennzeichnet. Dazu gehören laterale Luxationen und Extrusionen mit deutlich erhöhter Zahnbeweglichkeit (Lockerungsgrad II), bei denen eine funktionelle Stabilisierung erforderlich ist.

Schwere dentoalveoläre Traumata liegen vor bei massiver Zerstörung des Zahnhalteapparates und/oder zusätzlicher Beteiligung knöcherner Strukturen. Hierzu zählen Luxationen mit Lockerungsgrad III, Intrusionen, Avulsionen sowie Alveolarfortsatzfrakturen, die mit einer erheblichen Beeinträchtigung der parodontalen Heilung einhergehen.

Diese Einteilung dient in der vorliegenden Arbeit als Grundlage für die biomechanische Bewertung der untersuchten Schienungssysteme in Abhängigkeit vom Ausmaß der parodontalen Schädigung.

1.7 Therapie der dentoalveolären Verletzungen

Zur Therapie von Zahntraumata werden verschiedene Schienungsverfahren angewandt. Der Schienungstyp und der dadurch bewirkte Immobilisationsgrad sowie die Schienungsdauer nehmen entscheidenden Einfluss auf die parodontale Heilung. Parodontal traumatisierte Zähne bedürfen einer begrenzten Immobilisation durch Applikation von Schienen zur Sicherung des Repositionsergebnisses, der funktionellen Belastung bei Schmerzfreiheit und der schmerzfreien Mundhygiene.

Bei traumatischen dentoalveolären Verletzungen wurde in einer experimentellen Studie nach Zahnreplantation bei Affen festgestellt, dass die Heilung des Parodontalligamentes schneller bei geschienten Zähnen im Vergleich zu ungeschienten Zähnen ist (Mandel und Viidik, 1989). Ziele der Zahnschienung sind die Fixierung der Zähne und bei Bedarf der Fragmente des Alveolarfortsatzes in anatomischer Position, Schutz vor Einatmen und Verschlucken, Sicherstellung des Heilungsprozesses, Vorbeugung von Infektionen sowie Fortsetzung der Mundhygiene und der Ernährung (Schäfer et al., 2005).

An Zahntraumaschienen werden verschiedene Anforderungen gestellt:

- Einfache Herstellung und Applikation, möglichst „Chairside“,
- adäquate Fixation in anatomischer Position über den Immobilisationszeitraum,
- Schonung von Gingiva und Parodont,
- Nichtbeeinflussung der Okklusion und Vermeidung von Zwangspositionen,
- Mundhygienefreundlichkeit und Tragekomfort,
- Anwendbarkeit in allen Gebissphasen,
- Ermöglichung endodontischer Maßnahmen, indikationsbezogenes Rigiditätsverhalten (Schäfer et al., 2005).

In einer In-vitro-Studie (Berthold et al., 2009) wurde die Rigidität häufig verwendeter Schienen bewertet. Basierend auf dieser Studie wurden die Komposit-Schiene (KS) und die Titan-Ring-Schiene (TRS) als starre Schienen und die Draht-Komposit-Schiene (DKS) sowie die Titan-Trauma-Schiene (TTS) als flexible Schienen klassifiziert. Hierbei eignen sich die flexiblen Schienen zum Schienen von Zähnen mit Luxationen und Wurzel-frakturen im mittleren oder apikalen Drittel, die starren Schienen sind zur Behandlung von Alveolarfortsatzfrakturen und Wurzelfrakturen im koronaren Drittel geeignet. Die Flexibilität der Schiene ist einer der Hauptfaktoren in der posttraumatischen Heilung und sollte der physiologischen Beweglichkeit so weit wie möglich entsprechen (Andreasen et al., 2004).

Die Zahnschienungsdauer sollte die primäre Stabilisierung des Zahnes berücksichtigen. Sie hängt von der Art der Verletzung ab (siehe Tab. 1). Sie sollte sowohl die Art der Schädigung als auch deren Ausmaß berücksichtigen und kann je nach Primärstabilität des Zahnes (= Lockerungsgrad nach Reposition/Replantation) und Ankyloserisiko (= Schweregrad der parodontalen Schädigung) variiert werden (Krastl et al., 2000).

Tab. 1: Empfehlungen zur Schienung nach Zahntrauma gemäß der aktuellen S2k-Leitlinie (DGMKG und DGZMK 2022)

Verletzungsart	Rigidität der Schiene	Schienungs- dauer
Konkussion	Flexibel	ca. 1-2 Wochen
Lockerung	Flexibel	ca. 1-2 Wochen
Extrusion	Flexibel	ca. 1-2 Wochen
Laterale Dislokation	Flexibel	2-4 Wochen
Intrusion	Flexibel	2-4 Wochen
Avulsion	Flexibel	1-3 Wochen
Alveolarfortsatzfraktur	Rigide	4-6 Wochen
Wurzelfraktur	ca. 4 Wochen (bei zervikalen Frakturen und ausgeprägter Lockerung: Extension der Schienungszeit auf bis zu 12 Wochen (flexibel) oder auch Dauerschienung mittels Retainer	

Heute übliche flexible Schienungen reduzieren die erhöhte Beweglichkeit traumatisierter Zähne auf physiologische Werte, je nach Schienungstyp wird das erforderliche Einleiten von Funktionsstimuli in das heilende Desmodontium aber gewährt. Zur Vermeidung unerwünschter Folgen, wie z. B. Zahnverlust oder Zahnankylose, sollten die bio-mechanischen Eigenschaften der verschiedenen Schienungsvarianten bekannt sein. Als Hypothese wird formuliert, dass die verschiedenen in der Zahnarztpraxis üblichen Traumaschienen unterschiedlichen Einfluss auf die resultierende Zahnbeweglichkeit nach Trauma aufweisen.

In einer experimentellen Studie (Arx et al., 2001) wurden die folgenden vier Zahntraumaschienen untersucht: Draht-Komposit-Schiene (DKS), die Draht-Bracket-Schiene (DBS), die Resin-Schiene (RS) und die Titan-Trauma-Schiene (TTS). Es wurde die Zahnbeweglichkeit mit horizontalem und vertikalem Periotest-Wert vor dem Anlegen der Schiene und nach dem Setzen der Schiene bewertet. Alle getesteten Schienen scheinen die physiologische vertikale und horizontale Zahnbeweglichkeit zu erhalten. (DKS) und (TTS) waren gleich flexibel und zumeist physiologisch. Nur bei der Resin-Schiene (RS) war die physiologische Zahnbeweglichkeit kritisch reduziert. In der Studie von Kwan et al. (2011) wurden acht verschiedene Zahntraumaschienen auf Zahnbeweglichkeit nach Extraktion und Replantation am menschlichen Leichenmodell untersucht und dabei festgestellt, dass die Komposit-Schiene (KS) und die Draht-Komposit-Schiene (DKS) mit einem Drahtdurchmesser von mehr als 0,016 Inch (0,4 mm) möglicherweise keine physiologische Beweglichkeit ermöglichen.

1.8 Grundlagen der Finite-Elemente-Methode

Bei der Finite-Elemente-Methode (FEM) handelt es sich um ein numerisches, rechnerisches Simulationsverfahren, das verwendet wird, um physikalische Probleme zu lösen. Die FEM wurde in den 1950er Jahren erstmals im Ingenieurwesen angewendet (Meinken, 2001). In der Industrie haben Anwendungsprogramme durch individuelle Simulationen dazu beigetragen, Versuche zu erleichtern.

Um den zu untersuchenden Körper zu analysieren, erfolgt eine Zerlegung in eine Vielzahl von Bausteinen mit einfacher Geometrie und definiertem Materialverhalten. Diese Bausteine werden als "finite Elemente" bezeichnet. Dieser Prozess wird als Diskretisierung bezeichnet. Es existieren unterschiedliche geometrische Elementtypen, die ein-, zwei- oder dreidimensional aufgebaut sind. Diese sind in Abb. 11 dargestellt. Durch die Verbindung dieser Elemente an bestimmten Knoten entsteht das eigentliche Finite-Elemente-Modell. Dadurch entsteht eine Netzdarstellung des Körpers. Je feinmaschiger der Körper ist und je mehr Elemente er enthält, desto präziser, aber auch länger wird die Berechnung sein. Wenn die Knoten der Elemente mit einer bestimmten Kraft belastet werden, führt dies zu einer Verschiebung der Knotenpunkte und damit zu Spannungen und Verformungen im belasteten Körper, abhängig von der Materialeigenschaft, die den Elementen zugeordnet werden kann, und der Größe der Kraft (Zienkiewicz und Taylor, 2000). Im Resultat werden diese grafisch veranschaulicht. Danach können Schlussfolgerungen zum Verhalten des Materials gezogen werden.

Mit der Finite-Elemente-Methode können heutzutage präzise Modelle erstellt werden (Abb. 11), da 3D-Aufnahmen weiterentwickelt und die Leistungsfähigkeit von Computern und Software kontinuierlich verbessert werden. Die komplizierten Strukturen des Zahnes, des Zahnhalteapparates und des Knochens lassen sich durch eine Vielzahl von Elementen getrennt modellieren. Außerdem wurden umfangreiche experimentelle und theoretische Studien durchgeführt, um die mechanischen Merkmale der verschiedenen beteiligten Strukturen zu ermitteln und somit die Präzision der Simulationen zu steigern (Bourauel, 2003).

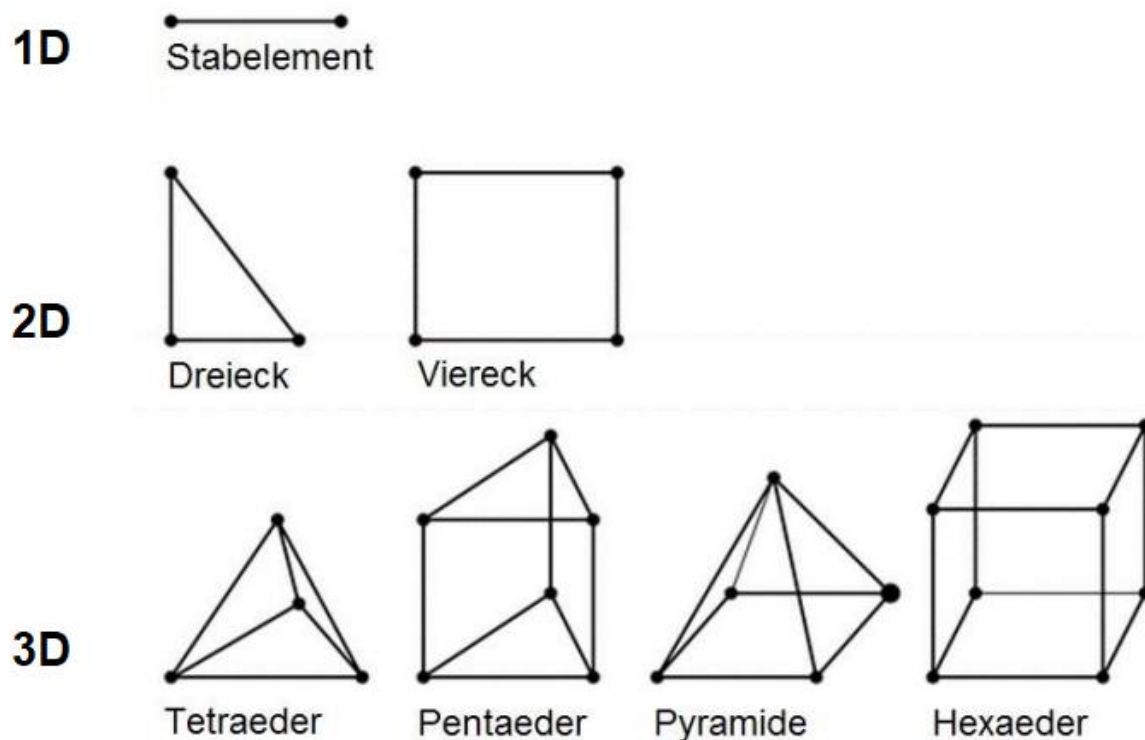


Abb. 11: Geometrische Elementtypen (modifiziert nach Deger, 2001).

1.9 Die Finite-Elemente-Methode in der Zahnmedizin

In den frühen 1970er Jahren begann die Anwendung der FEM erstmals in der dentalen Biomechanik (Farah et al., 1973). Seit vielen Jahren wird dieses Verfahren in der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn bei der Forschung in Bereichen wie Knochenumbau, Legierungen in der Kieferorthopädie, Werkstoffkunde und Biomechanik der Kieferorthopädie eingesetzt (Bourauel, 1998; Bourauel et al., 1999; Bourauel et al., 2007; Kavarizadeh et al., 2003; Kavarizadeh et al., 2004; Poppe et al., 2002). Außerdem wird auch an der Entwicklung biomechanischer Messtechnik, der Prothesenbiomechanik, der Werkstoffkunde und der Implantatbiomechanik geforscht.

1.10 Fragestellungen, Zielsetzung und Hypothesen

Ziel dieser Arbeit ist die biomechanische Untersuchung verschiedener in der klinischen Praxis eingesetzter Traumaschienen hinsichtlich ihres Einflusses auf die Zahnbeweglichkeit und die Belastungsverteilung im parodontalen Gewebe nach dentoalveolärem

Trauma. Dabei soll analysiert werden, inwieweit unterschiedliche Schientypen und -konstruktionen in der Lage sind, die durch eine parodontale Schädigung erhöhte Zahnbeweglichkeit zu reduzieren und physiologische Belastungsverhältnisse im Zahnhalteapparat wiederherzustellen.

Aus diesem übergeordneten Ziel ergeben sich folgende Fragestellungen:

- Wie beeinflussen unterschiedliche Traumaschienen die Zahnbeweglichkeit bei verschiedenen Schädigungsgraden des Parodontalligaments?
- In welcher Weise verändern sich die Spannungs- und Verzerrungsverteilungen im Parodontalligament in Abhängigkeit vom verwendeten Schientyp?
- Welche Unterschiede zeigen sich in der mechanischen Belastung und Verformung der verschiedenen Schienenkonstruktionen?
- Lassen sich aus den biomechanischen Ergebnissen klinisch relevante Empfehlungen für die Auswahl geeigneter Schienungssysteme ableiten?

Hypothese

Der vorliegenden Arbeit liegen die Annahmen zugrunde, dass sich die in der zahnärztlichen Praxis gebräuchlichen Traumaschienen in ihrem biomechanischen Verhalten unterscheiden. Dabei wird angenommen, dass rigidere Schienungssysteme die Zahnbeweglichkeit stärker reduzieren als flexible Schienen. Gleichzeitig wird davon ausgegangen, dass mit einer erhöhten Schienenrigidität eine veränderte, potenziell erhöhte mechanische Belastung des Parodontalligaments einhergehen kann.

Diese Annahmen werden im Rahmen der Finite-Elemente-Analyse anhand der berechneten Zahnbeweglichkeiten sowie der Spannungs- und Verzerrungsverteilungen im Parodontalligament überprüft.

2. Material und Methoden

Im folgenden Kapitel wird die Methode, die in dieser Arbeit angewendet wurde, zusammengefasst. Mit dem Programm MSC Marc/Mentat (MSC Software Corp., Santa Ana, Kalifornien, USA) wurden Die Finite-Elemente-Simulationen durchgeführt. Die verschiedenen Modelle mit Traumaschienen wurden mithilfe des FE-Programms erstellt und jedem einzelnen Element spezifische physikalische Materialparameter zugewiesen (Abb. 12 und 13).

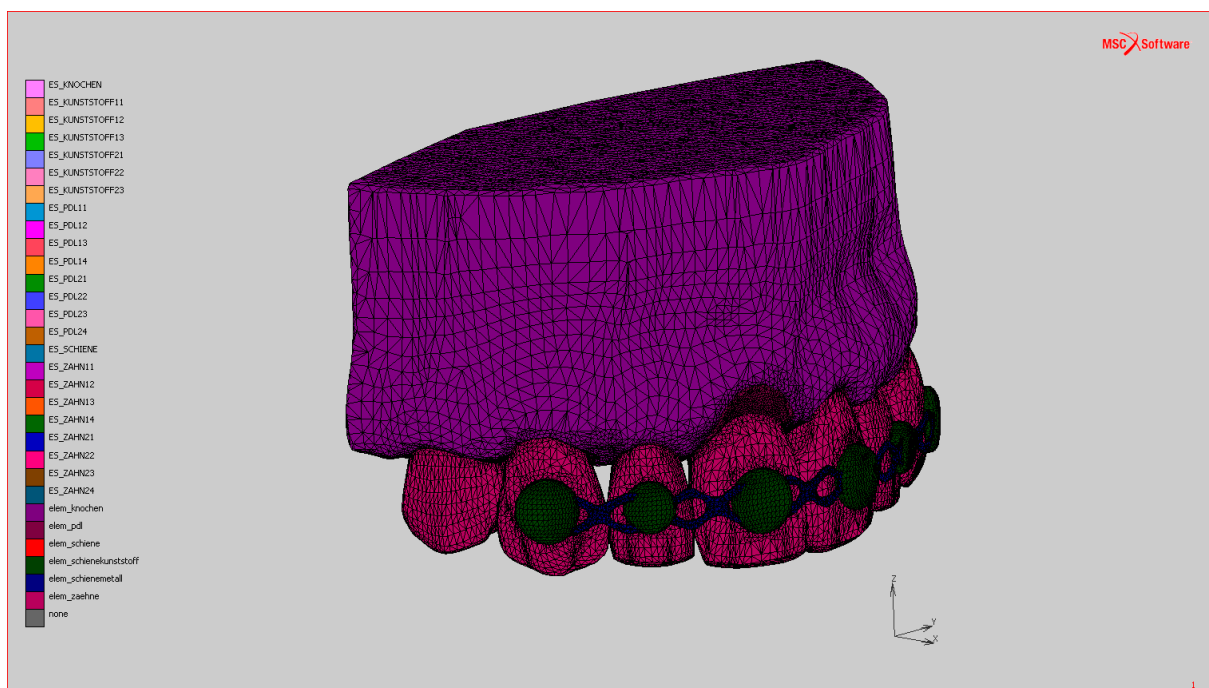


Abb. 12: Das Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers umfasst die Zähne 14 bis 24 inklusive des parodontalen Ligaments (PDL), einer Schiene sowie der Kunststoff-befestigung und den Kieferknochen. Die einzelnen Elemente sind auf der linken Seite mit entsprechender farblicher Kennung aufgelistet.

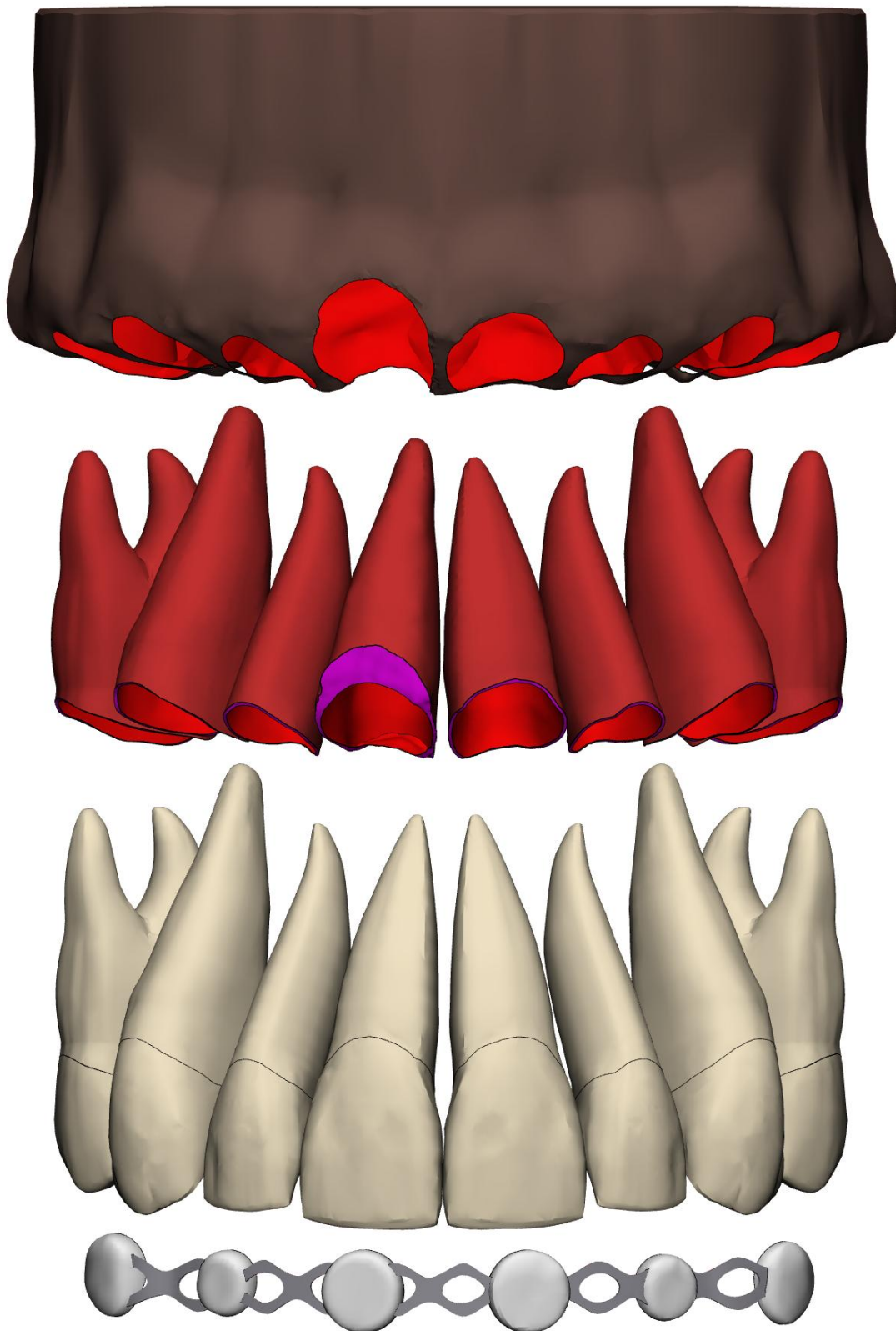


Abb. 13: Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers in detaillierter Darstellung, von oben nach unten: idealisierter Kieferknochen, parodontales Ligament (PDL), Zähne 14 bis 24 sowie TTS-Schiene mit Kunststoffbefestigungen.

2.1 Modellerstellung

Als Grundlage für die Modellerstellung wurde ein bestehendes FE-Modell des Oberkiefers aus der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn verwendet. Dieses drei-dimensionale Volumenmodell setzt sich aus den Oberkieferzähnen (14 bis 24) mit umgebendem Parodontalligament (PDL), dem Knochen und der Gingiva zusammen (Abb. 14).

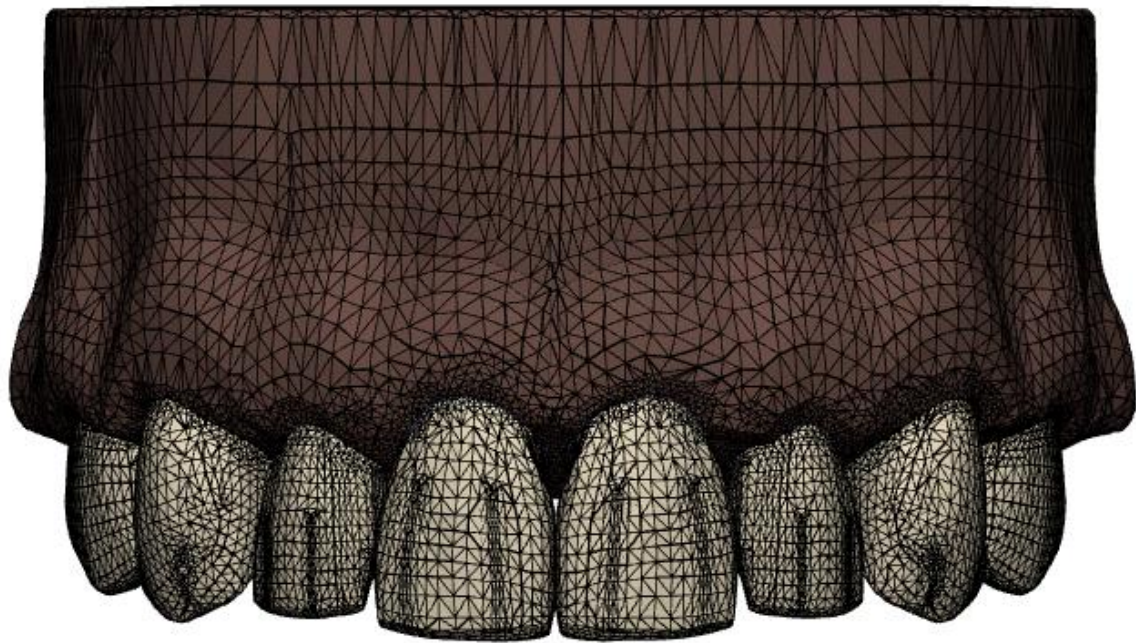


Abb. 14: Das dreidimensionale Volumenmodell besteht aus den Oberkieferzähnen (14 bis 24) mit umgebendem parodontalen Ligament (PDL), dem angrenzenden Kieferknochen sowie der Gingiva.

Die verschiedenen Lockerungsgrade wurden dadurch simuliert, dass die Alveolen bei dem verletzten Zahn, in dieser Studie 11 (der obere rechte mittlere Schneidezahn), aufgedehnt bzw. vergrößert modelliert wurden, um die Fälle zu berücksichtigen, bei denen sich der Parodontalspalt im Vergleich zu unverletzten Zähnen röntgenologisch erweitert darstellt. Weiterhin erhielt das PDL unterschiedliche Elastizitätsmoduln.

Für diese Studie wurden drei verschiedene Modelle wie folgt erstellt:

- Gesundes FE-Modell mit normalem Parodontalspalt 0,2 mm (Abb 15a Links).
- Geschädigtes FE-Modell entsprechend dem Lockerungsgrad I mit erweitertem Parodontalspalt von etwa 0,5 mm in bukkopalatinaler Richtung um eine Zahnbeweglichkeit von 0,2 mm bis unter 1 mm zu ermöglichen (Abb 15b Mitte).
- Stark geschädigtes FE-Modell entsprechend dem Lockerungsgraden II bis III mit erweitertem Parodontalspalt von etwa 1,1 mm in bukkopalatinaler Richtung um eine Zahnbeweglichkeit von 1 mm bis 2 mm zu ermöglichen (Abb 15c Rechts).

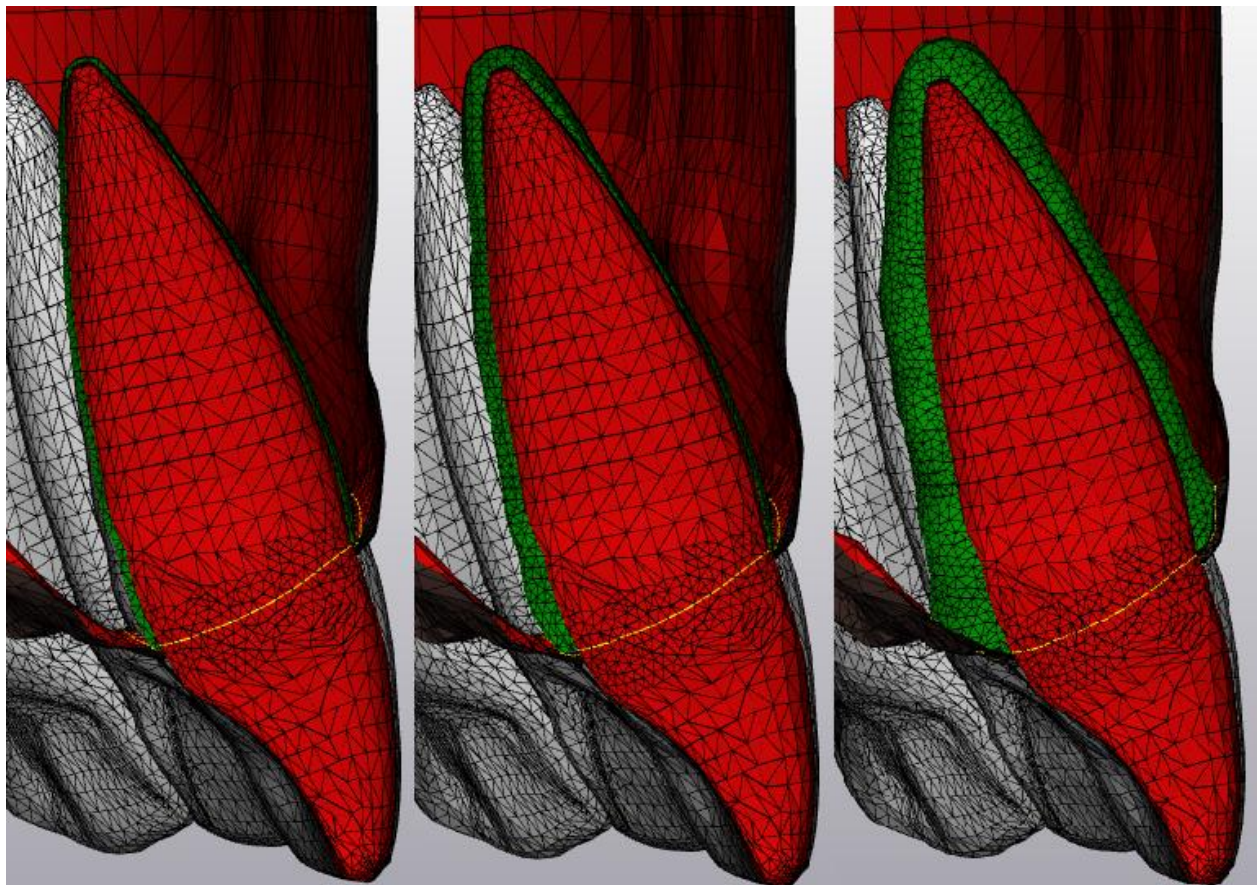


Abb. 15: Darstellung der drei verschiedenen Modelle, die in dieser Studie untersucht wurden. Links: gesundes FE-Modell mit normalem Parodontalspalt von 0,2 mm. Mitte: geschädigtes FE-Modell entsprechend Lockerungsgrad I mit erweitertem Parodontalspalt von etwa 0,5 mm in bukkopalatinaler Richtung. Rechts: stark geschädigtes FE-Modell entsprechend Lockerungsgrad II–III mit erweitertem Parodontalspalt von etwa 1,1 mm in bukkopalatinaler Richtung.

2.2 Erstellung der Traumaschienen

Auf den FE-Modellen des Oberkiefers wurden unter Verwendung der Software Materialise Mimics Innovation Suite insgesamt sechs verschiedene Traumaschienen entwickelt und im Bereich der Zähne 13 bis 23 modelliert. Folgende Schientypen wurden erstellt und jeweils exakt an die Zahnoberflächen angepasst:

- Draht-Komposit-Schiene, rund, 0,60 mm Durchmesser (DKSR6, Abb. 16a),
- Draht-Komposit-Schiene, rund, 0,80 mm Durchmesser (DKSR8, Abb. 16b),
- Draht-Komposit-Schiene, rund, 1,0 mm Durchmesser (DKSR10, Abb. 16c),
- Draht-Komposit-Schiene, quadratisch, $0,48 \times 0,63 \text{ mm}^2$ Querschnitt (DKSQ, Abb. 16d),
- Komposit-Schiene (KS, Abb. 16e),
- Titan-Trauma-Schiene, 0,2 mm Querschnitt (TTS, Abb. 16f).

Die Draht-Komposit-Schienen (DKSR6, DKSR8, DKSR10, DKSQ) sowie die Titan-Trauma-Schiene (TTS) wurden jeweils mit Komposit befestigt, um die klinische Applikation möglichst realitätsnah nachzubilden. Die Komposit-Schiene (KS) wurde ohne zusätzlichen Drahtkern konstruiert, zeichnet sich jedoch durch ihre hohe Rigidität aus und stellt eine stabile Alternative zur Schienung dar.

Alle Schientypen wurden hinsichtlich Materialeigenschaften, Geometrie und Dimensionen so modelliert, dass sie den realen klinischen Anwendungen entsprechen. Durch die standardisierte Positionierung auf den Zähnen 13 bis 23 konnten die unterschiedlichen mechanischen Effekte der Schienenkonstruktionen unter vergleichbaren Bedingungen analysiert werden. Dies bildete die Grundlage für die anschließende Finite-Elemente-Simulation, bei der insbesondere Aspekte wie Verformungsverhalten, Spannungsverteilung und Stabilisierungseffekte untersucht wurden.

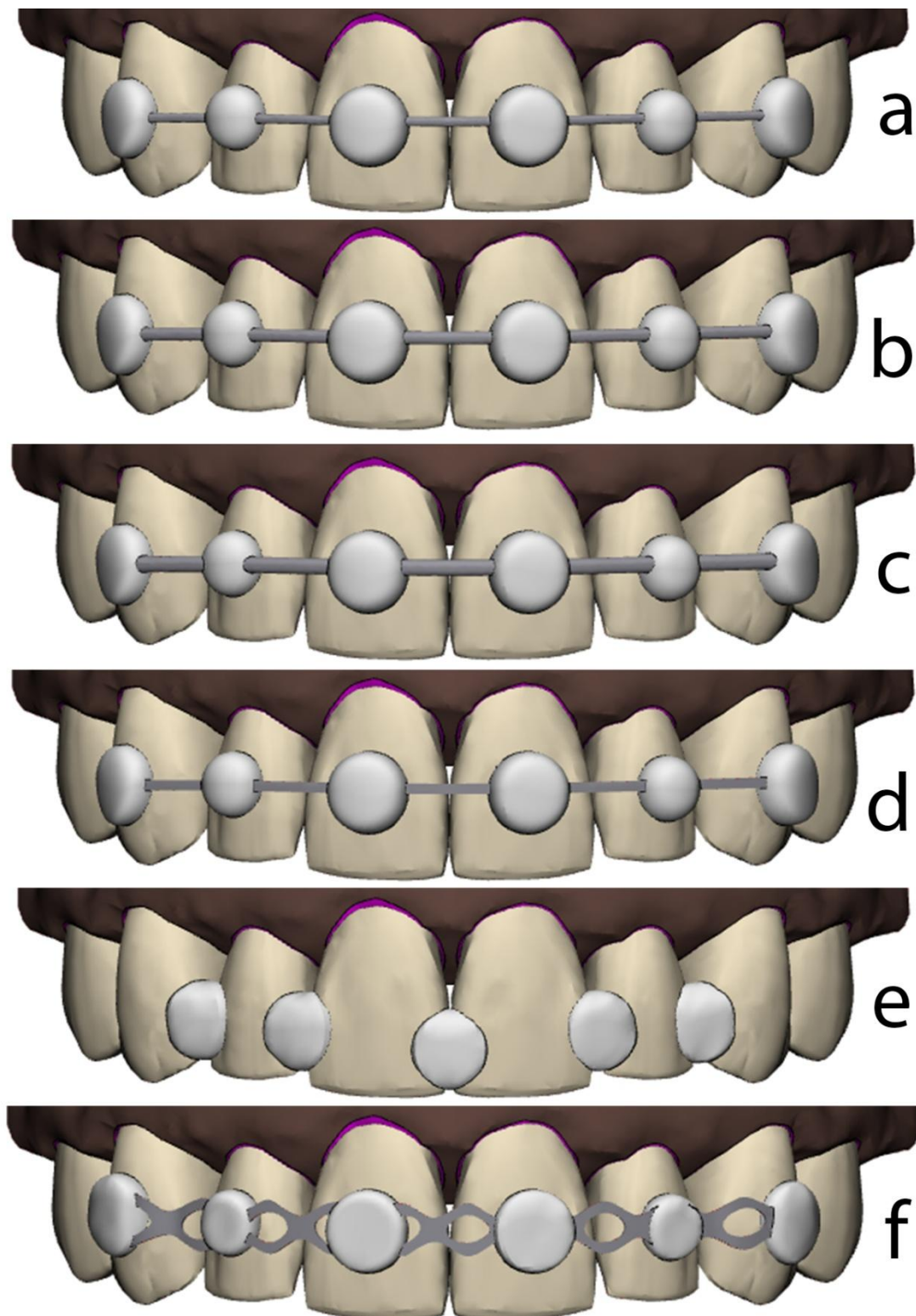


Abb. 16: Die sechs untersuchten Traumaschiene in der Ansicht von oben nach unten: a. Draht-Komposit-Schiene Rund 0,60 mm Durchmesser; b. Draht-Komposit-Schiene Rund 0,80 mm Durchmesser; c. Draht-Komposit-Schiene Rund 1,0 mm Durchmesser; d. Draht-Komposit-Schiene Quadratisch 0,48 x 0,63 mm²; e. Komposit-Schiene; f. Titan-Trauma-Schiene.

2.3 Materialparameter

Es müssen zwei bedeutende mechanische Materialkenngrößen für alle Bestandteile des FE-Modells festgelegt werden. Der Elastizitätsmodul (E-Modul, engl.: Young's Modulus) ist ein bedeutender Kennwert für ein Material. Er beschreibt die innere Steifigkeit eines Materials als Quotient aus Spannung und Dehnung. Je geringer der E-Modul ist, umso einfacher ist es, das Material zu biegen oder zu dehnen. Die Querkontraktionszahl (Poisson-Ratio, ν) ist ein weiterer wichtiger Materialkennwert. Sie beschreibt die relative Dickenänderung im Vergleich zur relativen Längenänderung bei einer externen Kraft.

2.3.1 Zähne und Knochen

In verschiedenen Studien wurden experimentell die Materialeigenschaften von Dentin, Zahnschmelz und Zahnzement untersucht. Die Elastizitätsmoduln für diese Materialien sind wie folgt: E-Dentin = 20.000 MPa, E-Schmelz = 80.000 MPa und E-Zement = 2.500 MPa. Die Elastizitätsmoduln für den kortikalen Kieferknochen des Menschen variieren stark in verschiedenen Literaturquellen und liegen etwa zwischen 5.000 MPa und 21.000 MPa. Beim spongiösen Knochen hängt der Elastizitätsmodul direkt von der Dichte ab, wodurch die Werte in der Literatur zwischen 340 MPa und 3.000 MPa variieren (Abé et al., 1996).

Die Querkontraktion wird überwiegend mit 0,3 für Zahn und Knochen angegeben (Abé et al., 1996). Frühere Untersuchungen haben gezeigt, dass Abweichungen von weniger als 0,1 % auftreten, wenn die Berechnung der initialen Zahnbeweglichkeit mit oder ohne Differenzierung der Zahnmaterialien sowie Knochenstrukturen durchgeführt wird (Haa et al., 1996). In diesen Untersuchungen wurde auf eine Differenzierung zwischen Schmelz, Dentin und Zement sowie zwischen kortikalem und spongiösem Knochen verzichtet, und es wurde ein einheitlicher Elastizitätsmodul von E-Zahn = 20.000 MPa und ein einheitlicher Elastizitätsmodul von E-Knochen = 13.700 MPa angenommen.

Tab. 2: Materialparameter der in der Studie verwendeten Zahn- und Knochengewebe.

Material	E-Modul (MPa)	Querkontraktionszahl	Quelle
Zahn	20.000	0,3	Kinney et al., 2003
Knochen	13.700	0,3	Rho et al., 1993

2.3.2 Parodontalligament (PDL)

Die komplexe Struktur des Parodontalligaments stellt sowohl bei der experimentellen Bestimmung seines mechanischen Verhaltens als auch bei der mathematischen Modellierung eine Herausforderung dar. Während der Belastung zeigt der Zahn ein zeitabhängiges Auslenkungsverhalten (Kör, 1971; Mid et al., 1996). Kurzfristige Phänomene nach impulsartiger Belastung werden zunächst stark abgedämpft. Bei längerer Belastungsdauer kommt es zu Flüssigkeitsverschiebungen innerhalb des Parodontalspalts, zum Übertritt von Blut und Gewebeflüssigkeiten in den angrenzenden Knochenmarkraum und schließlich zur Einstellung eines statischen Kräftegleichgewichts (Wills et al., 1972;).

Für die Bestimmung geeigneter Materialparameter des Parodonts wurde eine Sensitivitätsanalyse am gesunden Finite-Elemente-Modell durchgeführt. Dabei wurden insbesondere die Elastizitätsmoduln des Parodontalgewebes systematisch variiert, um deren Einfluss auf die Zahnauslenkung zu untersuchen. Ziel war es, den Bereich der Elastizitätsmoduln zu identifizieren, der eine klinisch realistische Beweglichkeit eines gesunden Zahnes abbildet.

Zur Validierung der Ergebnisse wurden die im Rahmen der Sensitivitätsanalyse ermittelten Zahnauslenkungen mit den Messwerten aus der Referenzstudie von Göllner et al. (2010) verglichen. Der Vergleich der berechneten und experimentellen Werte ermöglichte die Auswahl geeigneter Materialparameter für die weitere Modellierung. Eine Gegenüberstellung der Ergebnisse ist in Abb. 17 dargestellt.

Durch diese Vorgehensweise konnte sichergestellt werden, dass die im Finite-Elemente-Modell verwendeten Materialparameter eine realistische Nachbildung der bio-mechanischen Verhältnisse eines gesunden Parodonts ermöglichen. Anhand dieses Vergleiches wurden in dieser Studie für das gesunde PDL die Querkontraktion von $\text{PDL} = 0,4$ und der Elastizitätsmodul von $\text{E-PDL} = 2 \text{ MPa}$ festgelegt.

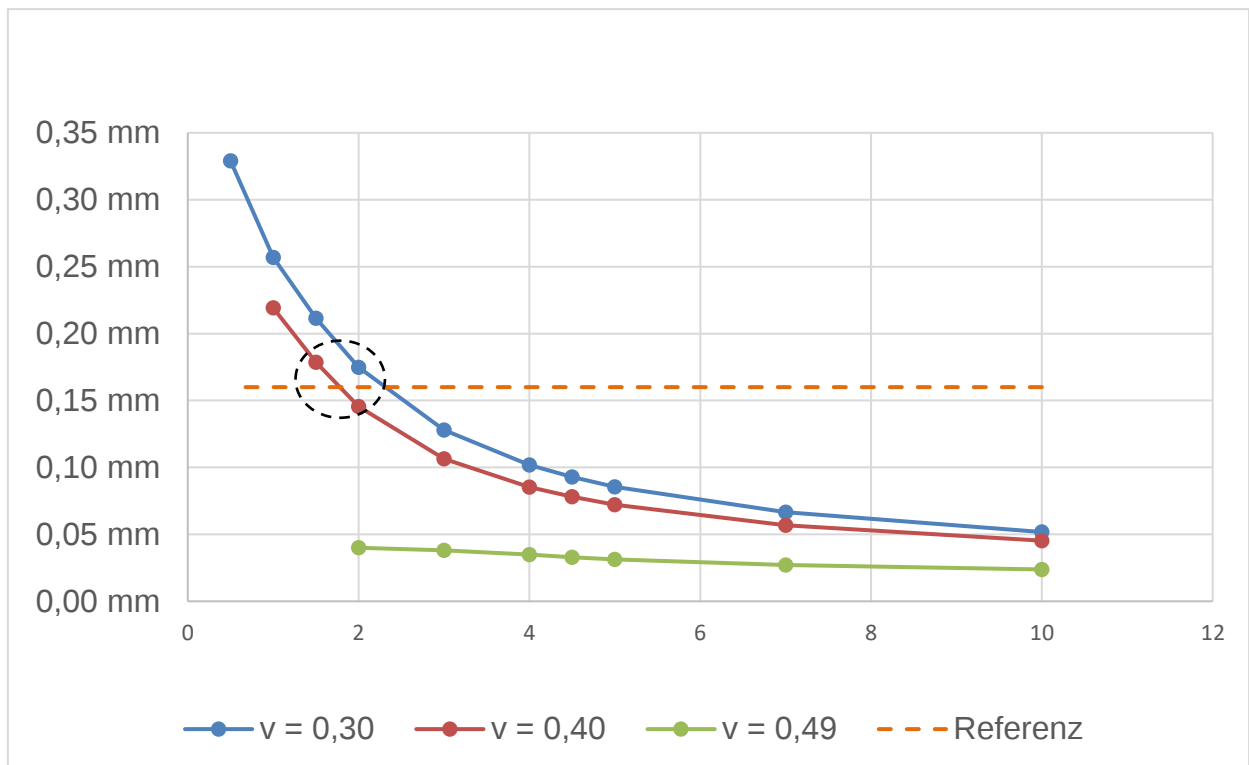


Abb. 17: Ergebnisse der Sensitivitätsanalysen im Vergleich zur Referenzstudie (Göllner et al., 2010).

Nach einem Zahntrauma können die Fasern der parodontalen Ligamente gedehnt, komprimiert oder teilweise bis vollständig zerrissen werden. Daher wurden die E-Modul-Werte für geschädigtes PDL (LG I) und stark geschädigtes PDL (LG II–III) entsprechend variiert (Tab. 3).

Tab. 3: Materialparameter der in der Studie verwendeten parodontalen Ligamente (PDL).

Material	E-Modul (MPa)	Querkontraktionszahl
Gesundes PDL	2,0	0,4
geschädigtes PDL (LG I)	1,5	0,4
stark geschädigtes PDL (LG II–III)	1,0	0,4

2.3.3 Schienen und Kunststoff

Die Materialparameter für die verschiedenen Schienenmaterialien sowie für den verwendeten Kunststoff wurden auf Basis zweier mechanischer Kennwerte definiert: ebenfalls dem Elastizitätsmodul (in MPa) und der Querkontraktionszahl (ν). Die Werte für E-Modul und Querkontraktionszahl wurden aus Literaturangaben übernommen (Callister und Rethwisch, 2020; Lourenço et al., 2020). Ziel war es, das elastische Verhalten der Schienen und des Befestigungskomposits unter funktioneller Belastung möglichst realitätsnah abzubilden. Eine vollständige Übersicht der verwendeten Materialparameter ist in (Tab. 4) dargestellt. Die differenzierte Auswahl dieser beiden zentralen Materialkennwerte ermöglichte eine gezielte Untersuchung der Auswirkungen der unterschiedlichen Schienentypen auf das biomechanische Verhalten im Finite-Elemente-Modell.

Tab. 4: Materialparameter der in der Studie verwendeten Schienen und Kunststoff.

Komponenten	Material	E-Modul (MPa)	Querkontraktionszahl (ν)
Titan-Trauma-Schiene	Titan	110.000	0,3
Drahtschiene	Stahl	200.000	0,3
Komposit	Kunststoff	3.000	0,3

2.4 Finite-Element-Simulationen

2.4.1 Kontaktparametern

Die verschiedenen Objekte können entweder fest miteinander verbunden oder beweglich zueinander sein. Dies wird in der Finite-Elemente-Vorbereitung als Kontaktparameter bezeichnet. Um einen festen Verbund zwischen der Schienenbefestigung und dem Zahn sicherzustellen und mögliche Fehler in den Berechnungen durch ein eventuelles Verschieben der Teile gegeneinander zu vermeiden, wurden die Knoten dieser beiden Modellbestandteile, soweit möglich, direkt miteinander verbunden (Abb. 18).

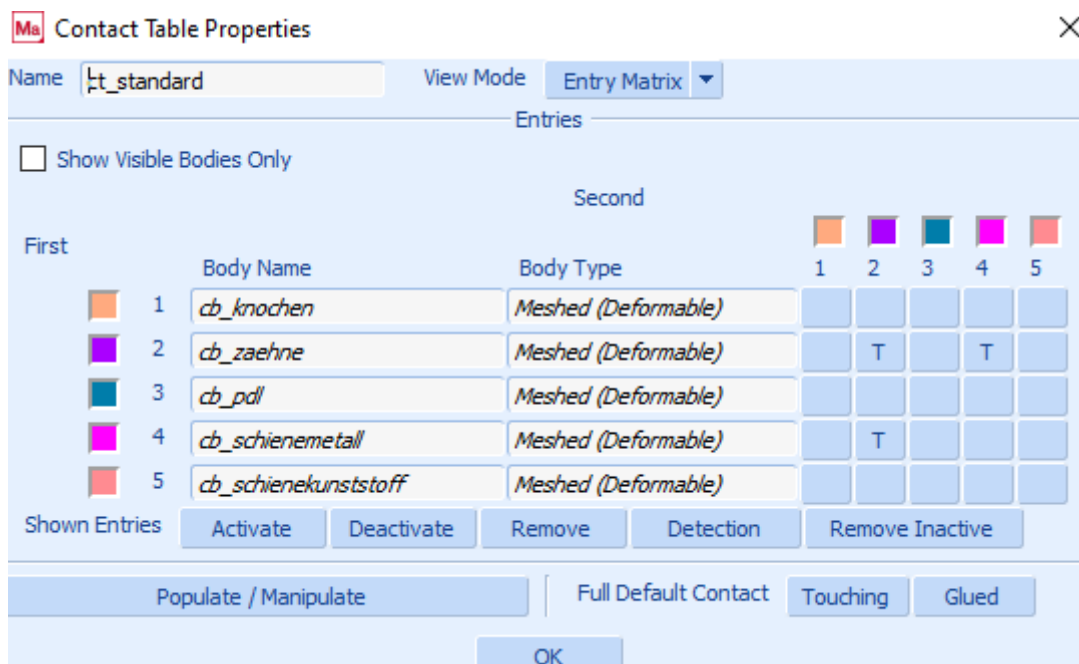


Abb. 18: Kontaktparameter, die in der Studie verwendet wurden. In der Simulation wurde für die Kontaktpaarung Zahn–Schiene ein berührender Kontakt (*Touching Contact*) definiert, um mögliche Relativbewegungen realitätsnah abzubilden. Für alle übrigen Körperpaarungen wurde kein expliziter Kontakt definiert, da diese intern vernetzt sind oder direkt gekoppelt.

2.4.2 Koordinatensysteme und Belastungsrichtung

Das Oberkiefermodell wurde an seiner posterioren Fläche (Rückseite) mit einer sogenannten „fixed displacement“-Randbedingung versehen. Dabei wurden Verschiebungen in allen drei Raumrichtungen (x-, y- und z-Achse) vollständig unterbunden. Diese vollständige Fixierung stellt sicher, dass das Modell unter den aufgebrachten Belastungen keine Verschiebungen ausführt und ausschließlich die lokalen Veränderungen innerhalb des Bereichs der Zahnschienen, der Zähne sowie des PDL analysiert werden.

Die Wahl dieser Randbedingung orientiert sich an bewährten Standards der Finite-Elemente-Analyse im Bereich der dentalen Biomechanik. Durch die Fixierung der hinteren Modellkante wurde verhindert, dass sich äußere Kräfte unkontrolliert auf das gesamte Modell ausbreiten oder numerische Instabilitäten entstehen.

Die gewählte „fixed displacement“-Randbedingung ermöglicht es, die Verformungen und Spannungen im Bereich der Schiene, der Zähne und des umgebenden PDL isoliert zu

untersuchen und liefert damit eine belastbare Grundlage für die Auswertung der biomechanischen Effekte verschiedener Schienentypen. Eine Darstellung der fixierten Bereiche ist in (Abb. 19) dargestellt.

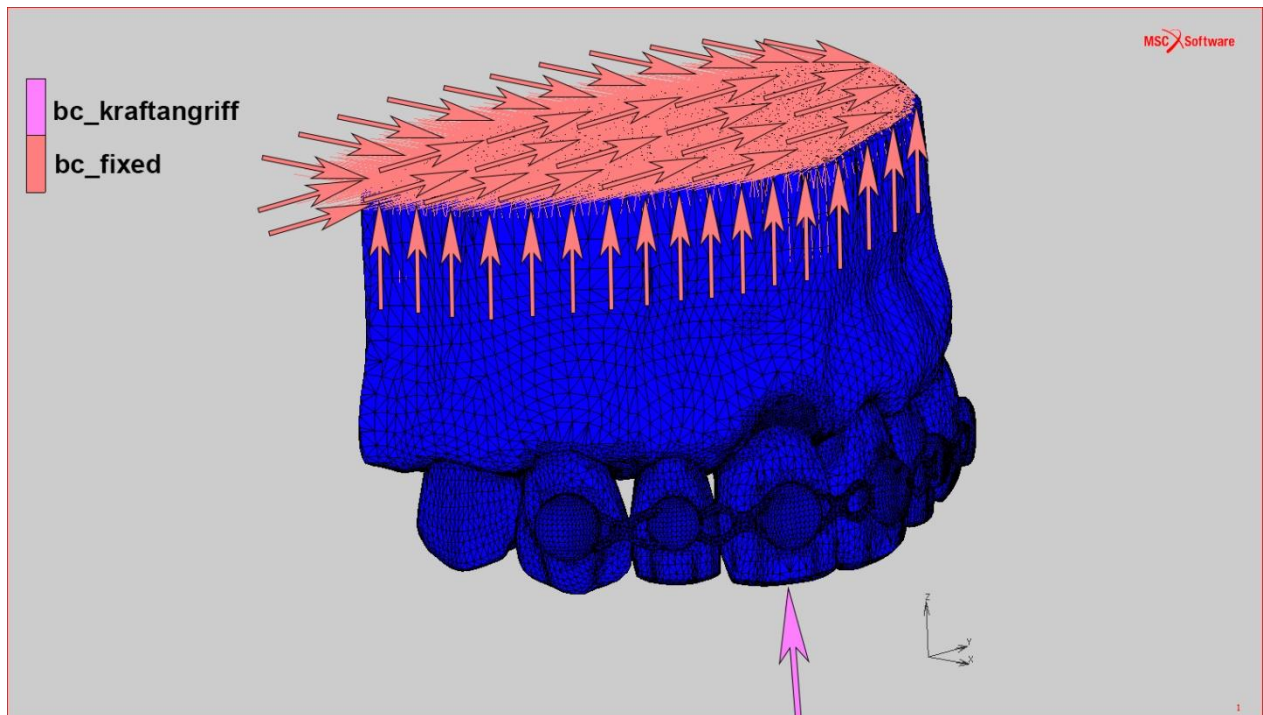


Abb. 19: Darstellung der fixierten Bereiche an der Rückseite des FE-Oberkiefermodells. Die rosa Pfeile deuten auf die fixierten Bereiche hin, an denen eine (bc_fixed) „fixed displacement“-Randbedingung wirkt und Verschiebungen in allen Raumrichtungen unterbunden. Der lila Pfeil kennzeichnet die auf Zahn 11 wirkende vertikale Kraft (bc_kraftangriff).

Um eine realitätsnahe und gleichmäßige Verteilung der Belastung auf das koronale Drittel der Zahnkrone sicherzustellen, wurde ein sogenanntes „Rigid Body Element“ (RBE) verwendet (Abb. 20). Das RBE koppelt die Krafteinleitungsfläche an einen zentralen Kontrollpunkt und sorgt dafür, dass die aufgebrachte Kraft gleichmäßig über die definierte Fläche verteilt wird.

Durch die Verwendung des RBE konnte eine kontrollierte und stabile Kraftübertragung gewährleistet werden, die verschiedene klinisch relevante Belastungssituationen, wie sie etwa beim normalen Kauen auftreten, simuliert. Besonders die Belastung unter 45° zur vertikalen Achse stellt eine typische Schrägbelastung dar, wie sie bei funktionellen Bewegungen häufig auftritt. Diese Modellierungsmethode trägt entscheidend zur numerischen

Stabilität und zur realistischen Abbildung der biomechanischen Verhältnisse im Finite-Elemente-Modell bei.

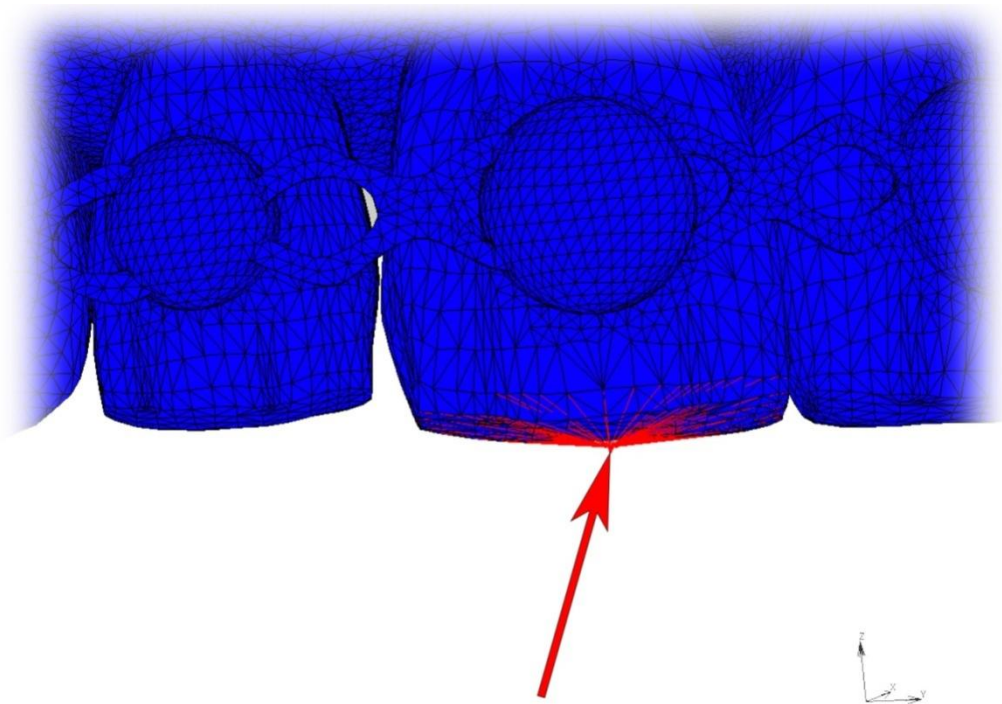


Abb. 20: die Position der aufgetragenen Kraft am koronalen Drittel der Zahnkrone dargestellt. Der Pfeil deutet das RBE an, das die definierte Krafteinleitungsfläche mit einem zentralen Kontrollpunkt koppelt. Dadurch wird die Kraft gleichmäßig über die Fläche verteilt und eine realitätsnahe Belastungssituation simuliert.

Zur Simulation der funktionellen Belastung im Finite-Elemente-Modell wurden verschiedene Kraftrichtungen auf das koronale Drittel der Zahnkrone angewendet. Die Belastung wurde dabei linear von 0 N auf 100 N gesteigert, um eine realitätsnahe Krafteinleitung zu simulieren.

Drei verschiedene Belastungsrichtungen wurden definiert:

1. Horizontale Belastung: Die Kraft wurde horizontal in palatolabialer Richtung aufgebracht (Abb. 21a).
2. Schrägbelastung bei 45°: Die Kraft wurde in einem Winkel von 45 Grad zwischen der vertikalen und der horizontalen Achse in palatoinzisaler Richtung eingeleitet (Abb. 21b).
3. Vertikale Belastung: Die Kraft wurde in inzisaler Richtung aufgebracht (Abb. 21c).

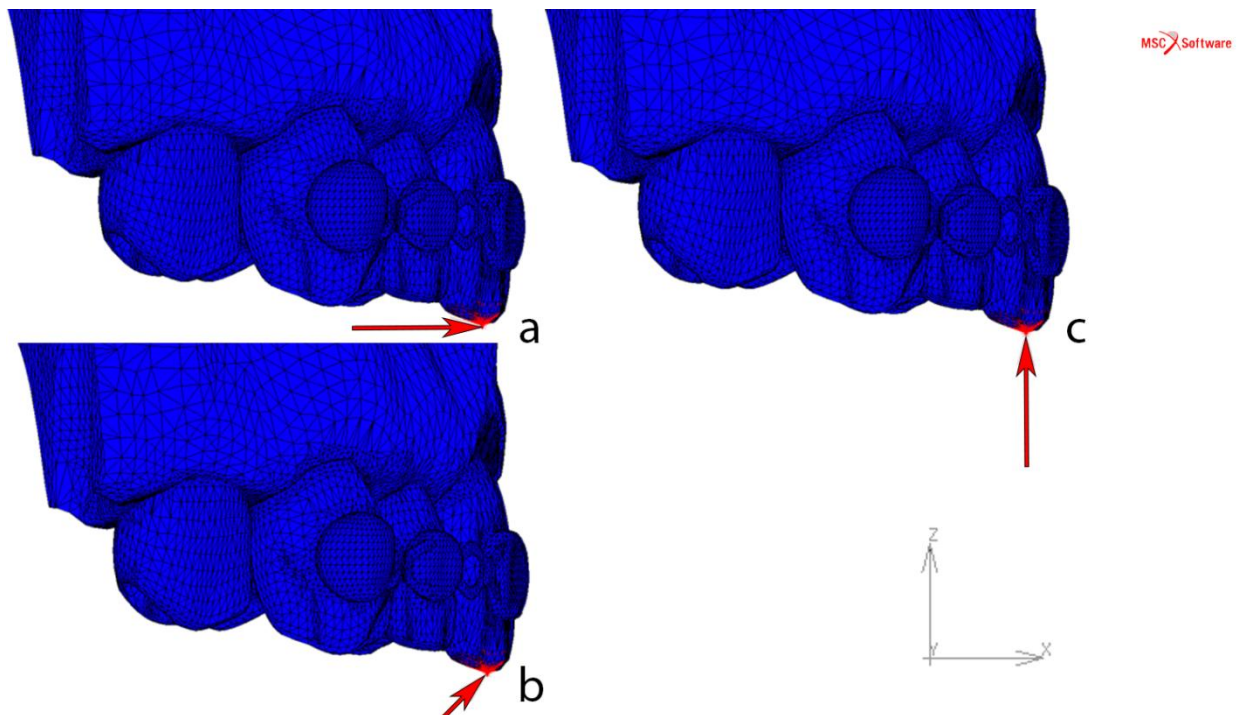


Abb. 21: Die drei verschiedene Belastungsrichtungen. a. Horizontale Belastung; b. Schrägbelastung bei 45 Grad; c. Vertikale Belastung.

2.4.3 Darstellung der biomechanischen Parameter

Zur Beurteilung der Verzerrung der Parodontalfasern sowie die Belastung der Schienen werden die folgende Werte (Equivalent Strain, Major Principal Strain und von Mises Stress) analysiert:

Der Equivalent Strain ist ein Maß, das verwendet wird, um die Verzerrungen in einem Material unter komplexer Belastung zu bewerten. In der Finite-Elemente-Analyse (FEA) wird der Equivalent Strain typischerweise berechnet, um die Gesamteffekte von Belastungen wie Zug, Druck und Scherung zusammenzufassen. Der Equivalent Strain ist eine dimensionslose Größe, da er das Verhältnis von Längenänderung zur ursprünglichen Länge darstellt.

In der linearen Verzerrungstheorie berechnet sich der Equivalent Strain nach folgender Formel:

$$\varepsilon_{eq} = \sqrt{(\varepsilon_x^2 + \varepsilon_y^2 + \varepsilon_z^2 + \gamma_{xy}^2 + \gamma_{yz}^2 + \gamma_{zx}^2)}.$$

Dabei bezeichnen:

- ϵ_x , ϵ_y und ϵ_z : die Normaldehnungen in den drei Raumrichtungen (x, y, z).
- γ_{xy} , γ_{yz} und γ_{zx} : die Schubverzerrungen in den jeweiligen Ebenen.

Major Principal Strain: Dies ist die maximale Dehnung, die ein Element in einer bestimmten Richtung erfährt, wenn es einer Belastung ausgesetzt wird. In der Finite-Elemente-Analyse (FEA) wird er verwendet, um die größte Ausdehnung oder Streckung im Material zu beschreiben, unabhängig von Scher- oder Rotationskomponenten. Er gehört zu den Hauptdehnungen (Principal Strains), die in einem Koordinatensystem definiert werden, in dem die Scherspannungen null sind. Positive Werte stehen für Zug, während negative Werte für Kompression stehen.

Der von Mises Stress ist ein Maß für die Materialbelastung in der Finite-Elemente-Analyse (FEA). Er wird verwendet, um zu beurteilen, ob ein Material unter einer komplexen Belastung versagen könnte oder plastisch verformt wird, was zu Funktionsstörungen führen könnte. Der von Mises Stress basiert auf der Theorie des Fließens von Materialien, die besagt, dass das Material versagt, wenn die von Mises-Spannung einen kritischen Wert erreicht, der als Fließspannung bekannt ist.

Die Formel für den von Mises Stress im dreidimensionalen Spannungszustand lautet:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2))}.$$

Dabei sind: σ_x , σ_y , σ_z : normale Spannungen in x-, y- und z-Richtung.

τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{zx} : Schubspannungen in den jeweiligen Ebenen.

Bedeutung von positiven und negativen Werten:

- Positive Werte (+): Dehnung (Tensile Strain) – Das PDL wird in der entsprechenden Richtung gestreckt. Beispiel: Bei einer Zugbelastung auf das PDL dehnt sich das Material, was zu einem positiven Major Principal Strain führt.
- Negative Werte (-): Stauchung (Compressive Strain) – Das PDL wird in der entsprechenden Richtung zusammengepresst. Beispiel: Bei einer Druckbelastung wird das PDL zusammengedrückt, was zu einem negativen Major Principal Strain führt.

2.5 Übersicht über die durchgeführten Simulationen

Die Simulationen wurden an insgesamt 15 Finite-Elemente-Modellen durchgeführt, die sich hinsichtlich der verwendeten Schienenarten, Krafrichtungen und parodontalen Schädigungsgrade unterschieden. Von diesen 15 Modellen entfielen drei auf Zähne ohne Schienung: ein Modell mit gesundem Parodont, ein Modell mit leicht geschädigtem Parodont (LG I) und ein Modell mit stark geschädigtem Parodont (LG II–III). Die übrigen zwölf Modelle beinhalteten jeweils eine Schienung und deckten sowohl den leicht als auch den stark geschädigten Zustand ab.

Für die Modelle mit Schienung wurden sechs unterschiedliche Schientypen verwendet, die in Kapitel 2.2 detailliert beschrieben sind. Jeder dieser Schientypen wurde sowohl auf ein Modell mit LG I als auch auf ein Modell mit LG II–III angewendet, wodurch eine umfassende Analyse der Auswirkungen der verschiedenen Schienensysteme unter unterschiedlichen parodontalen Bedingungen ermöglicht wurde.

Im Rahmen der Simulationen wurden verschiedene biomechanische Parameter erfasst. Dazu gehörten insbesondere die Auslenkungen in den x-, y- und z-Richtungen sowie die maximalen Verzerrungen und Dehnungen innerhalb der Zahn-PDL-Struktur und der Schienen. Diese Kenngrößen erlauben eine differenzierte Bewertung der mechanischen Stabilität und Belastungsverteilung in den unterschiedlichen Simulationsbedingungen.

Die erhobenen Ergebnisse wurden sowohl tabellarisch als auch grafisch aufbereitet, um die Vergleichbarkeit der verschiedenen Modellvarianten zu erleichtern. Tab.n geben einen quantitativen Überblick über die numerischen Ergebnisse, während Diagramme die Unterschiede zwischen den einzelnen Modellen anschaulich visualisieren und Entwicklungen bzw. Zusammenhänge zwischen den untersuchten Parametern deutlich machen.

3. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der mit den 15 FE-Modellen durchgeführten Simulationen dargestellt. Um die Auswirkungen der Variationen der Schienen zu verdeutlichen, werden im ersten Abschnitt die Ergebnisse der Simulationen mit den FE-Modellen ohne Schienen vorgestellt. Darauf folgen die Ergebnisse der Simulationen der FE-Modelle mit den verschiedenen Schienen. Im Anschluss erfolgt die Gesamt-betrachtung der Ergebnisse der Simulationsreihen mit variierenden PDL-Material-parametern.

Die graphische Darstellung der in den FE-Berechnungen entstandenen Zahn-auslenkungen, Dehnungen des PDLs und Verformungen der Schienen erfolgt im FE-Modell in farblicher Kodierung. Die neben dem FE-Modell stehende Skala gibt den Farbverlauf von blau (geringster Wert) über rot nach gelb (größter Wert) und die den Farben entsprechenden Zahlenwerte an (Abb. 22).

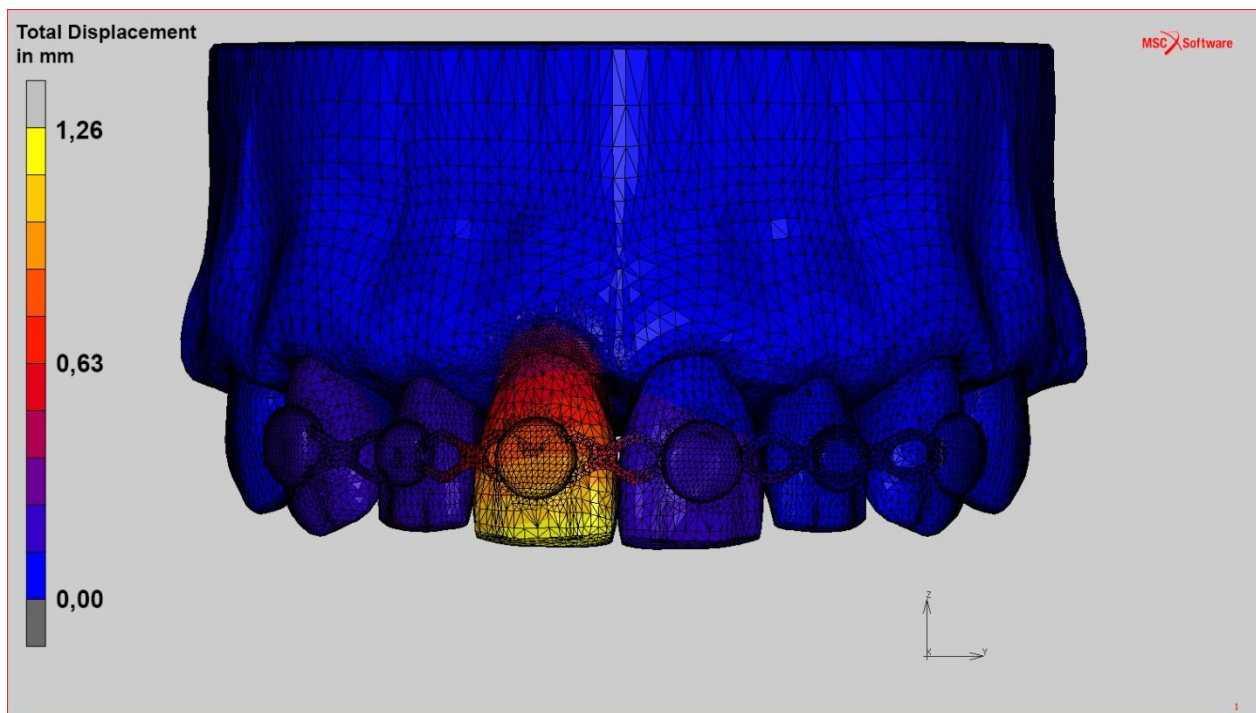


Abb. 22: Beispiel einer farblich kodierten Darstellung der im FE-Modell berechneten Zahnauslenkungen. Die nebenstehende Skala zeigt die Zuordnung der Werte von blau (geringste Auslenkung/Dehnung) über rot bis gelb (größte Auslenkung/Dehnung) an.

Es wurden spezifische Zahlenwerte festgelegt, um die Bilder einheitlich darzustellen. Für die Zahnauslenkung wurde beispielsweise ein Bereich von 0 bis 1 mm definiert. Zahlen-

werte, die unterhalb dieser Skala lagen, wurden in Dunkelgrau dargestellt, während Werte, die die Skala überschritten, in Hellgrau angezeigt wurden (Abb. 23).

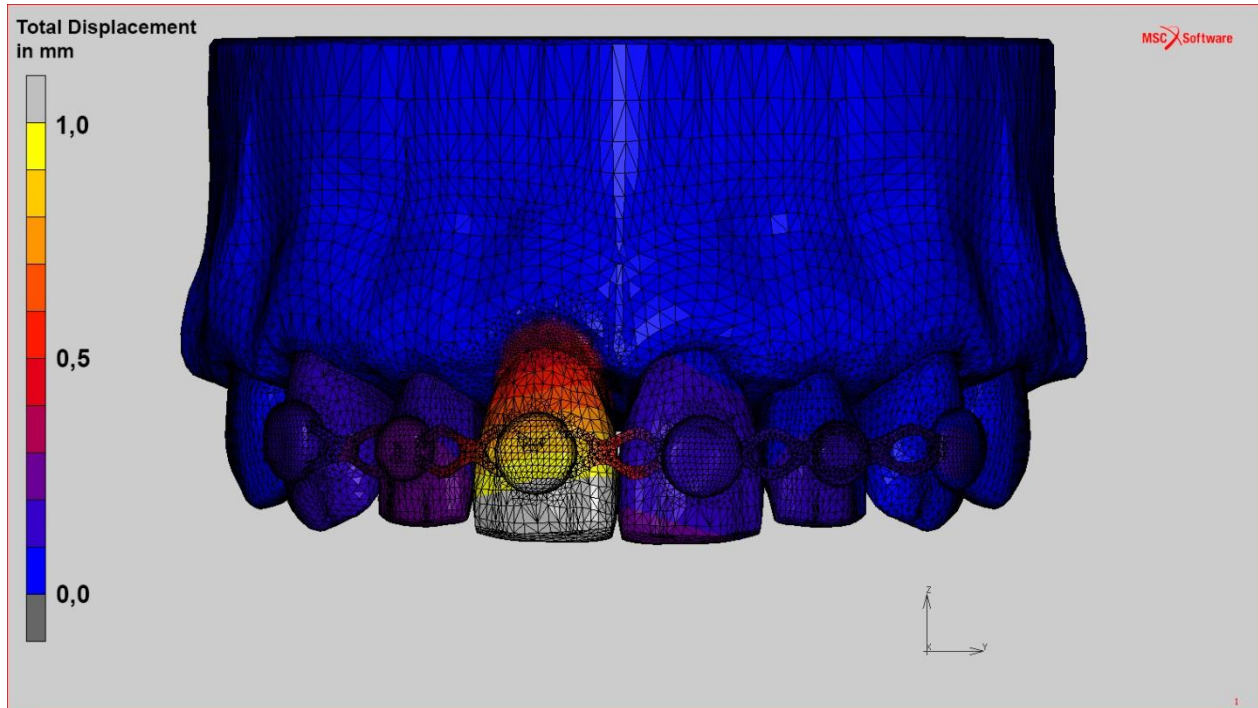


Abb. 23: Einheitliche Skalierung der Zahnauslenkung im Bereich von 0 bis 1 mm. Werte unterhalb des Skalenbereichs werden in Dunkelgrau, Werte oberhalb in Hellgrau dargestellt.

3.1 Zahnauslenkung unter verschiedenen Belastungsrichtungen

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der numerischen Simulationen in Bezug auf die Zahnauslenkungen dargestellt. Schwerpunkt der Analyse ist der Zahn 11, an dem die Auswirkungen verschiedener Schädigungsgrade des Parodonts sowie der Einsatz unterschiedlicher Schienungstechniken untersucht wurden. Die Simulationen zeigten, dass die Zahnauslenkung signifikant vom Lockerungsgrad abhängt: Mit zunehmender Schädigung des parodontalen Halteapparats nahm die Auslenkung des Zahns deutlich zu.

Durch den Einsatz von Schienungssystemen konnte jedoch eine deutliche Reduktion der Zahnauslenkungen erreicht werden. Unabhängig vom Schientyp führten alle getesteten Schienen zu einer mechanischen Stabilisierung des Zahns gegenüber dem nicht ge-

schienten Zustand. Dabei zeigten sich jedoch Unterschiede in der Effektivität der einzelnen Schientypen, abhängig sowohl von der Art der Schiene als auch vom vorliegenden Lockerungsgrad.

3.1.1 3D-Zahnauslenkung in Bezug auf die X-Y-Z-Achsen

Der Zahn 11 wurde mit einer Kraft von 0 bis 100 N belastet und dabei wurde die 3D-Zahnauslenkung (räumliche Gesamtbewegung des Zahns in den drei Raumrichtungen x, y und z / Absolutbetrag des Auslenkungsvektors) (engl. Total Displacement) berechnet. Die verschiedenen Schienen zeigten unterschiedliche Auswirkungen auf die Zahnbewegung. Zunächst wurden die Modelle ohne Schienen untersucht, wobei die folgenden Ergebnisse erzielt wurden (Tab. 5).

Tab. 5: 3D-Zahnauslenkungen (Total Displacement) von Zahn 11 unter einer Belastung von 100 N bei den drei Modellen ohne Schienung (gesund, Lockerungsgrad I und Lockerungsgrad II–III).

Modellvariante	Zahnauslenkung in mm bei 100 N		
	Horizontal	45 Grad	Vertikal
Gesund	0,46	0,42	0,18
Trauma LG I	0,75	0,71	0,35
Trauma LG II-III	1,87	1,78	0,85

Das gesunde Modell zeigte die geringsten Zahnauslenkungen (horizontal: 0,46mm). Dieser Wert dient als Referenzwert für die spätere Bewertung der Stabilisierungseffekte durch die verschiedenen Schienungssysteme. Durch den Vergleich der Zahnauslenkungen bei geschädigten und gesunden Modellen mit diesem Referenzwert kann beurteilt werden, inwieweit die Schienung die natürliche Stabilität eines gesunden Parodonts wiederherzustellen vermag (Abb. 24a und 25a).

Modell mit Lockerungsgrad I: Deutlicher Anstieg der Zahnauslenkung im Vergleich zum gesunden Modell (horizontal: 0,75 mm; Abb. 24b und 25b).

Modell mit Lockerungsgrad II-III: Extrem hohe Zahnauslenkungen, fast das Vierfache des gesunden Modells (horizontal: 1,87 mm; Abb. 24c und 25c).

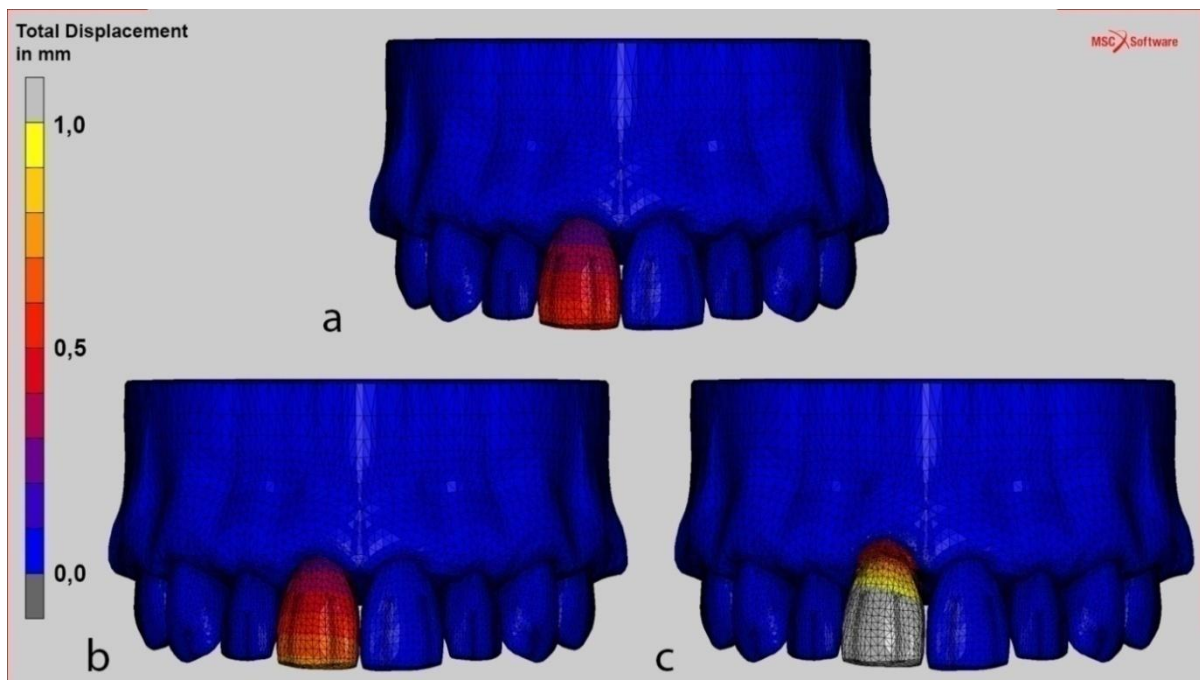


Abb. 24: 3D-Zahnauslenkungen (Total Displacement Frontalansicht) von Zahn 11 unter einer Belastung von 100 N bei den drei Modellen ohne Schienung (a) Gesundes Modell, (b) Modell mit LG I, (c) Modell mit LG II–III. Deutlich ist die gesteigerte Zahnauslenkung bei den geschädigten Modellen zu erkennen.

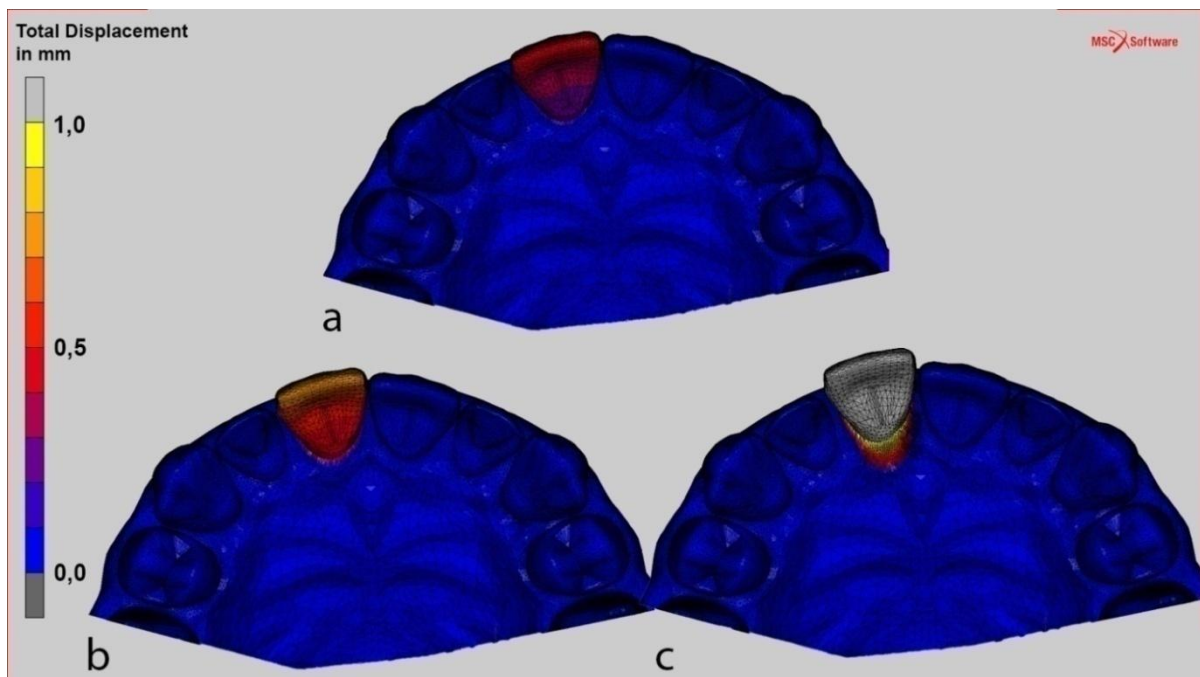


Abb. 25: 3D-Zahnauslenkungen (Total Displacement Okklusalanseht) von Zahn 11 unter einer Belastung von 100 N bei den drei Modellen ohne Schienung (a) Gesundes Modell, (b) Modell mit LG I, (c) Modell mit LG II–III. Die geschädigten Modelle zeigen eine deutlich erhöhte Auslenkung des Zahns unter Krafteinwirkung.

Im nächsten Schritt wurden die Zahnauslenkungen unter Verwendung der sechs verschiedenen Schienentypen sowohl bei leicht geschädigtem Parodontalgewebe (LG I) als auch bei stark geschädigtem Parodontalgewebe (LG II–III) untersucht. Die Ergebnisse für die Modelle mit LG I wurden sowohl tabellarisch in Tab. 6 als auch grafisch in Abb. 26 dargestellt. Für die stark geschädigten Modelle mit LG II–III erfolgte die Ergebnisdarstellung ebenfalls in den zwei Formen tabellarisch (Tab. 7) und grafisch (Abb. 27).

Durch die kombinierte Präsentation in Tabellen und Diagrammen wird ein umfassender Vergleich der Stabilisierungseffekte der unterschiedlichen Schienungstechniken ermöglicht. Die grafischen Darstellungen verdeutlichen anschaulich die Unterschiede in der Reduktion der Zahnauslenkung in Abhängigkeit vom Schädigungsgrad des Parodontalgewebes sowie von der eingesetzten Schienenart.

Tab. 6: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL mit LG I.

Schienenart	Zahnauslenkung in mm bei 100 N		
	Horizontal	45 Grad	Vertikal
DKSQ	0,48	0,45	0,19
DKSR6	0,51	0,49	0,21
DKSR8	0,42	0,39	0,17
DKSR10	0,39	0,37	0,16
KS	0,16	0,17	0,09
TTS	0,61	0,54	0,19

Tab. 7: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL mit LG II–III.

Schienenart	Zahnauslenkung in mm bei 100 N		
	Horizontal	45 Grad	Vertikal
DKSQ	0,68	0,66	0,30
DKSR6	0,75	0,72	0,34
DKSR8	0,62	0,61	0,28
DKSR10	0,48	0,47	0,22
KS	0,22	0,24	0,13
TTS	1,26	1,09	0,36

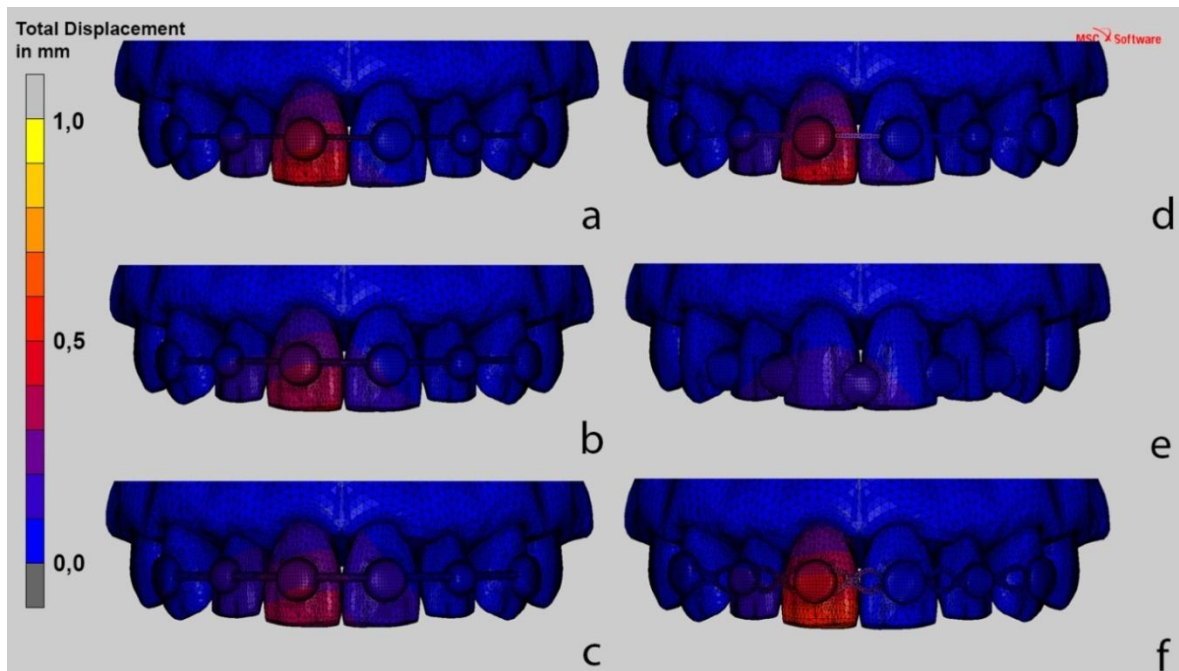


Abb. 26: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL mit LG I. a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10; d. DKSQ ; e. KS; f. TTS. Die unterschiedlichen Schienungseffekte der sechs Schienenvarianten von der rigiden Schienung (KS) bis zur flexiblen Schienung (TTS) sind deutlich erkennbar.

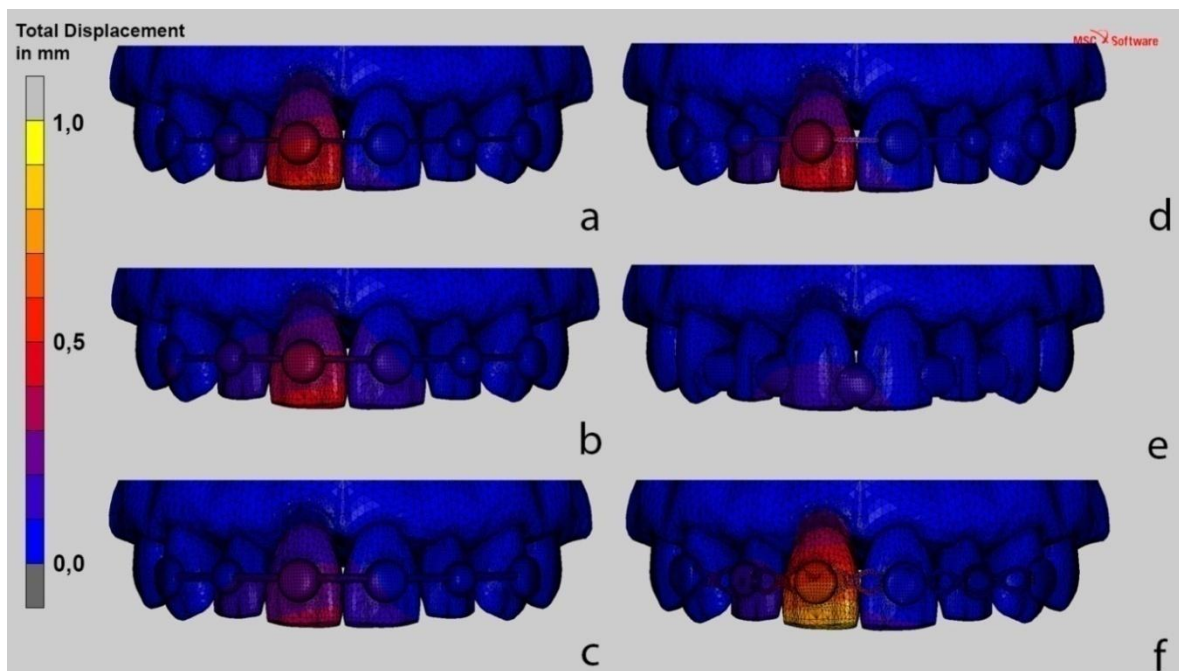


Abb. 27: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei den stark geschädigten PDL mit LG II-III. a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10; d. DKSQ ; e. KS; f. TTS. Die unterschiedlichen Stabilisierungseigenschaften der sechs Schientypen von der rigiden Komposit-schiene (KS) bis zur flexibelsten Variante (TTS) lassen sich klar differenzieren.

Die Zahnauslenkung reduzierte sich durch die Anwendung der individuellen Schienenarten deutlich. Besonders auffällig sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Schienungstechniken:

- KS: Geringste Zahnauslenkung (horizontal: 0,16 mm bei LG I; 0,22 mm bei LG II-III).
- DKSR10: Zweitbeste Stabilisierung (horizontal: 0,39 mm bei LG I; 0,48 mm bei LG II-III).
- TTS: Größte Zahnauslenkungen unter den getesteten Schienen (horizontal: 0,61 mm bei LG I; 1,26 mm bei LG II-III).

Im folgenden Diagramm (Abb. 28) wird die Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 Varianten - 3 Modelle ohne Schienung und 12 geschiente Traumamodelle - verglichen.

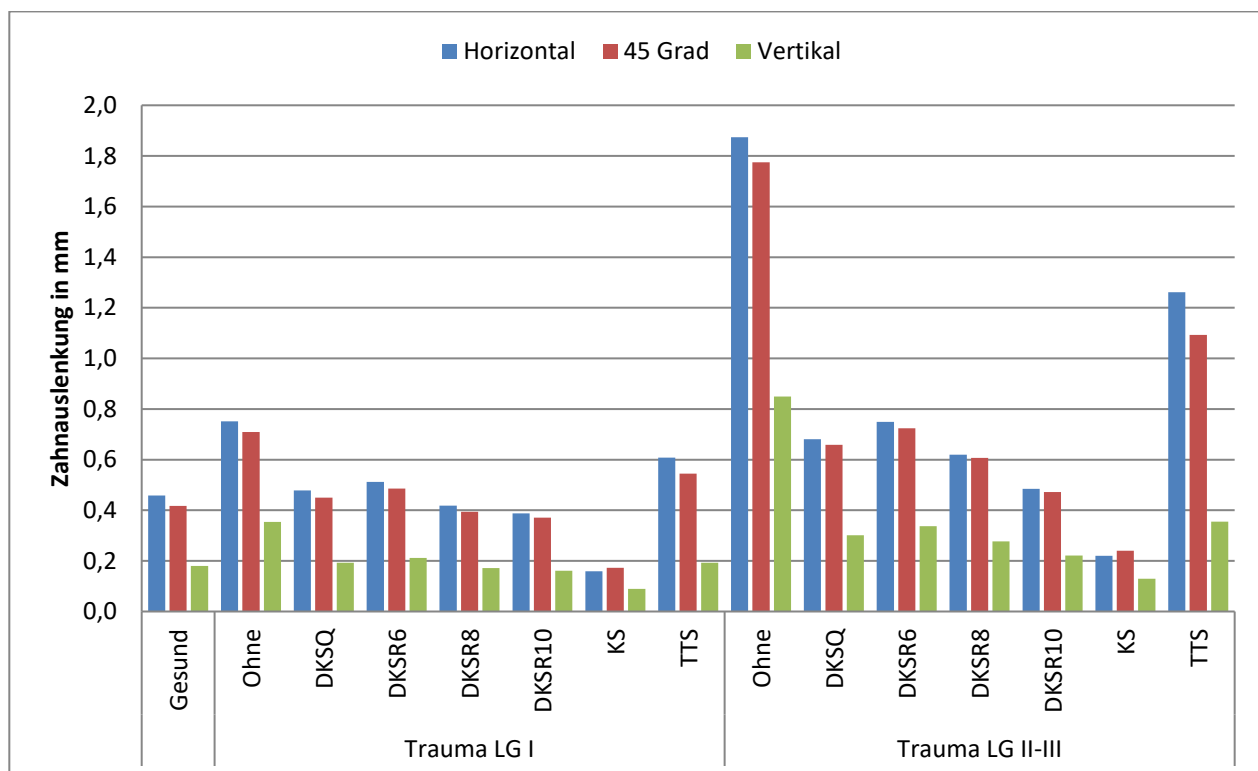


Abb. 28: 3D-Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen. Die Modelle ohne Schienung weisen eine deutlich erhöhte Zahnauslenkung auf. Darüber hinaus lassen sich klare Unterschiede in der schienenden Wirkung der sechs getesteten Schienen erkennen.

Besonders bei stärker geschädigtem PDL konnte durch die Schienung eine deutliche Stabilisierung erzielt werden.

3.1.2 Zahnauslenkung in Bezug auf die X-Achse

In diesem Abschnitt wird die Zahnauslenkung entlang der X-Achse (bukkopalatinale Richtung) analysiert. Die Messungen basieren auf einer linearen Belastung von 0 bis 100 N und berücksichtigen sowohl unterschiedliche Schienungstechniken als auch verschiedene Lockerungsgrade des parodontalen Halteapparates (Trauma LG I und LG II–III). Die numerischen Ergebnisse wurden zur besseren Übersichtlichkeit in Tab.n form zusammengefasst (Tab. 8).

Zur Veranschaulichung der Unterschiede in der mechanischen Stabilisierung durch die getesteten Schienensysteme wurden die Messdaten zusätzlich grafisch aufbereitet. In Abb. 29 werden die Zahnauslenkungen entlang der X-Achse unter den jeweiligen Belastungsbedingungen und Schienungsarten gegenübergestellt. Dadurch lassen sich die Effekte der einzelnen Schienen auf die Reduktion der Zahnbeweglichkeit anschaulich vergleichen und bewerten.

Tab. 8: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die X-Achse.

Modellvariante	Schienenart	Zahnauslenkung in mm		
		Horizontal	45 Grad	Vertikal
Gesund	Ohne	0,45	0,38	0,13
Trauma LG I	Ohne	0,73	0,65	0,27
	DKSQ	0,46	0,41	0,12
	DKSR6	0,49	0,44	0,13
	DKSR8	0,40	0,35	0,10
	DKSR10	0,37	0,33	0,10
	KS	0,15	0,15	0,06
	TTS	0,59	0,51	0,13
Trauma LG II-III	Ohne	1,82	1,68	0,69
	DKSQ	0,66	0,59	0,19
	DKSR6	0,72	0,64	0,21
	DKSR8	0,59	0,54	0,17
	DKSR10	0,47	0,42	0,13
	KS	0,20	0,20	0,09
	TTS	1,23	1,03	0,25

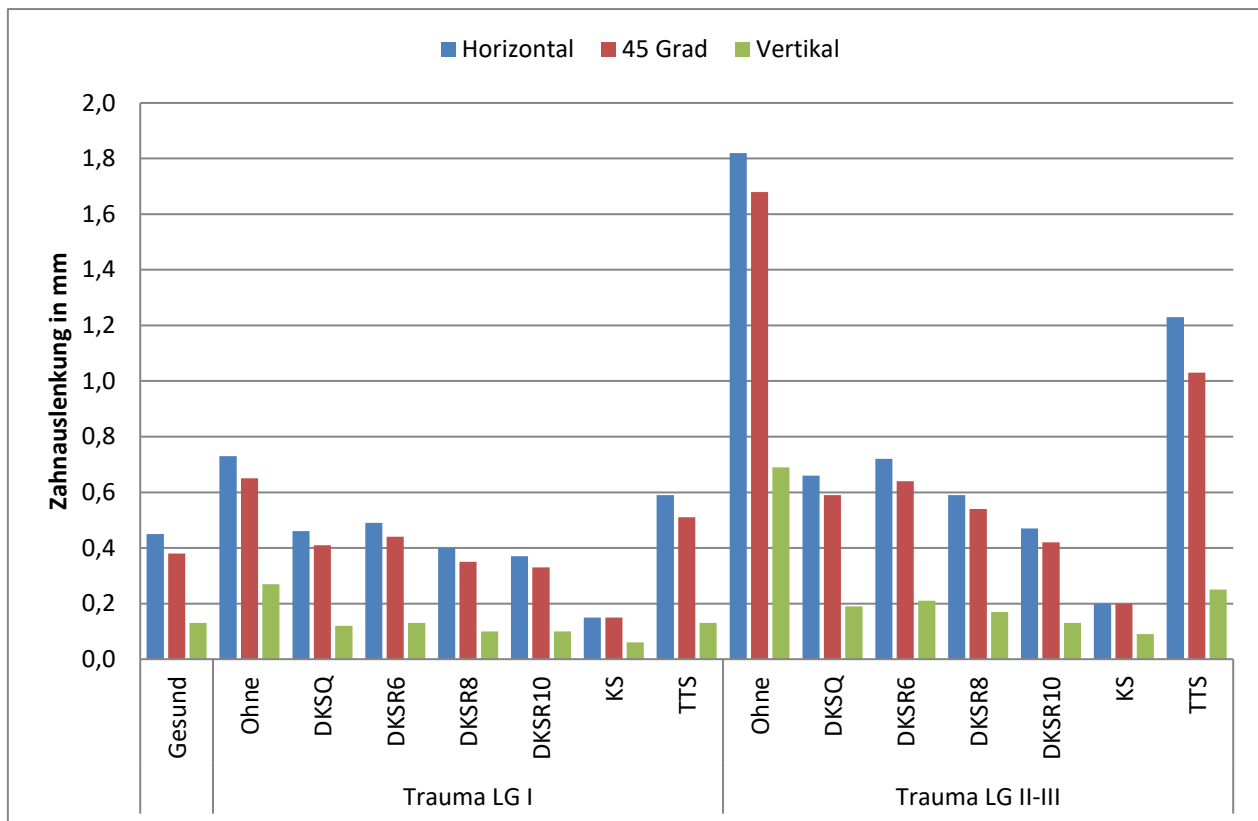


Abb. 29: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die X-Achse. Bei den geschädigten Modellen ohne Schienung ist eine deutlich verstärkte Zahnauslenkung zu beobachten. Im Vergleich dazu zeigen die sechs untersuchten Schienentypen signifikante Unterschiede hinsichtlich ihrer stabilisierenden Wirkung.

Die rigide Schiene (KS) erwies sich als am effektivsten in der Stabilisierung, mit den geringsten Auslenkungen unter allen Belastungsrichtungen. Flexiblere Varianten wie DKSR, DKSQ oder TTS zeigten ebenfalls eine Reduktion der Zahnbeweglichkeit, jedoch in abgeschwächter Form. Zwischen den einzelnen DKSR-Schienen (mit variierenden Drahtdurchmessern) ließ sich eine abgestufte Stabilisierung erkennen: Je höher der Drahtdurchmesser, desto geringer die Zahnauslenkung.

3.1.3 Zahnauslenkung in Bezug auf die Z-Achse

In diesem Abschnitt wird die Zahnauslenkung entlang der Z-Achse untersucht. Diese Dimension ist insbesondere für die Analyse vertikaler Belastungen von zentraler Bedeutung, da solche Kräfte in klinischen Alltagssituationen, beispielsweise beim Kauen oder beim

Zusammenbeißen, häufig auftreten. Die vertikale Stabilität spielt eine entscheidende Rolle für die Funktionalität und Belastbarkeit der betroffenen Zähne.

Zunächst werden die Zahnauslenkungen der 15 Modelle in Bezug auf die Z-Achse detailliert in Tab.n form präsentiert (Tab. 9). Die Zahnauslenkungen im gesunden Modell waren entlang der Z-Achse vergleichsweise gering (0,13 mm bei 100 N Belastung). Bei dem Trauma LG I-Modell war eine deutliche Erhöhung der Zahnauslenkung zu beobachten (0,24 mm) und bei dem Trauma LG II-III-Modell eine starke Zunahme der Zahnauslenkung (0,51 mm).

Tab. 9: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die Z-Achse.

Modellvariante	Schienenart	Zahnauslenkung in mm		
		Horizontal	45 Grad	Vertikal
Gesund	Ohne	0,14	0,18	0,13
Trauma LG I	Ohne	0,23	0,32	0,24
	DKSQ	0,19	0,26	0,17
	DKSR6	0,20	0,28	0,19
	DKSR8	0,17	0,23	0,16
	DKSR10	0,16	0,22	0,14
	KS	0,08	0,10	0,07
	TTS	0,18	0,24	0,16
Trauma LG II-III	Ohne	0,51	0,62	0,51
	DKSQ	0,27	0,38	0,27
	DKSR6	0,30	0,43	0,30
	DKSR8	0,26	0,36	0,25
	DKSR10	0,20	0,29	0,20
	KS	0,11	0,14	0,09
	TTS	0,34	0,45	0,27

Zusammenfassend lässt sich der Effekt der Schienung wie folgt darstellen:

- KS zeigte die beste Stabilisierung entlang der Z-Achse und reduzierte die Zahnauslenkung im Vergleich zu allen anderen Schienen signifikant.
- DKSR10 bietet ebenfalls eine gute Stabilisierung aber weniger als KS.
- TTS zeigte die größten Zahnauslenkungen unter den geschienten Modellen, was auf eine geringere Stabilität hindeutet.

Um die Ergebnisse besser zu visualisieren werden die Werte der 15 Modelle in Bezug auf die Z-Achse in dem folgenden Diagramm dargestellt (Abb. 30).

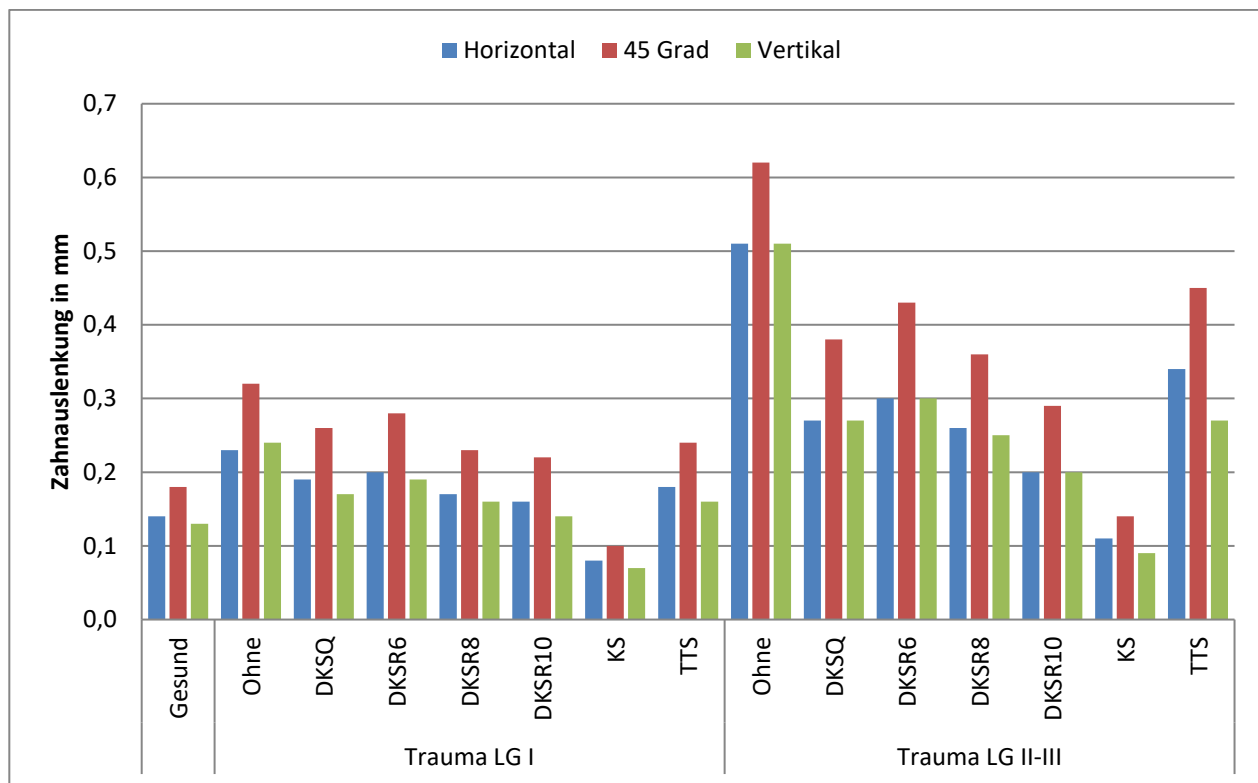


Abb. 30: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die Z-Achse. Die Ergebnisse verdeutlichen die signifikante Wirkung der Zahnschienung auf die Reduktion der vertikalen Zahnauslenkung. Die höchsten Auslenkungen traten bei den ungeschienten, geschädigten Modellen auf, während die rigide Schiene (KS) die größte Stabilisierung bot. Zwischen den Schienentypen zeigen sich deutliche Unterschiede in ihrer stabilisierenden Wirkung.

Diese Darstellung ermöglicht eine direkte Einschätzung, welche Schienentypen in Abhängigkeit vom Schädigungsgrad die größte Stabilität gewährleisten konnten. Die Ergebnisse verdeutlichen die signifikante Wirkung der Zahnschienung auf die Reduktion der Zahnauslenkung.

3.2 Verzerrung in den Parodontalfasern

Die Verzerrung der Parodontalfasern spielt eine zentrale Rolle für die Stabilität des Zahnes unter Belastung. In diesem Abschnitt werden die Verzerrungswerte (Equivalent Strain und Major Principal Strain) in den Parodontalfasern für verschiedene Schienenarten und Traumastufen analysiert. Die Belastungsrichtungen (horizontal, 45°, vertikal) wurden wie

bei Betrachtung der Auslenkungen berücksichtigt, um die Effekte der Schienung unter verschiedenen Bedingungen zu verdeutlichen.

3.2.1 Verzerrung der Parodontalfasern bei horizontaler Belastung

In diesem Abschnitt werden die Verzerrungswerte der Parodontalfasern bei horizontaler Belastung sowohl in tabellarischer Form (Tab. 10, 11 und 12) sowie grafisch (Abb. 31 bis 34) als auch in einem Diagramm (Abb. 35) dargestellt.

Tab. 10: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, Lockerungsgrad I und Lockerungsgrad II–III).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Gesund	ohne Schiene	1,33	0,96	-1,62
Trauma LG I	ohne Schiene	2,89	0,934	-3,53
Trauma LG II-III	ohne Schiene	3,39	1,79	-3,92

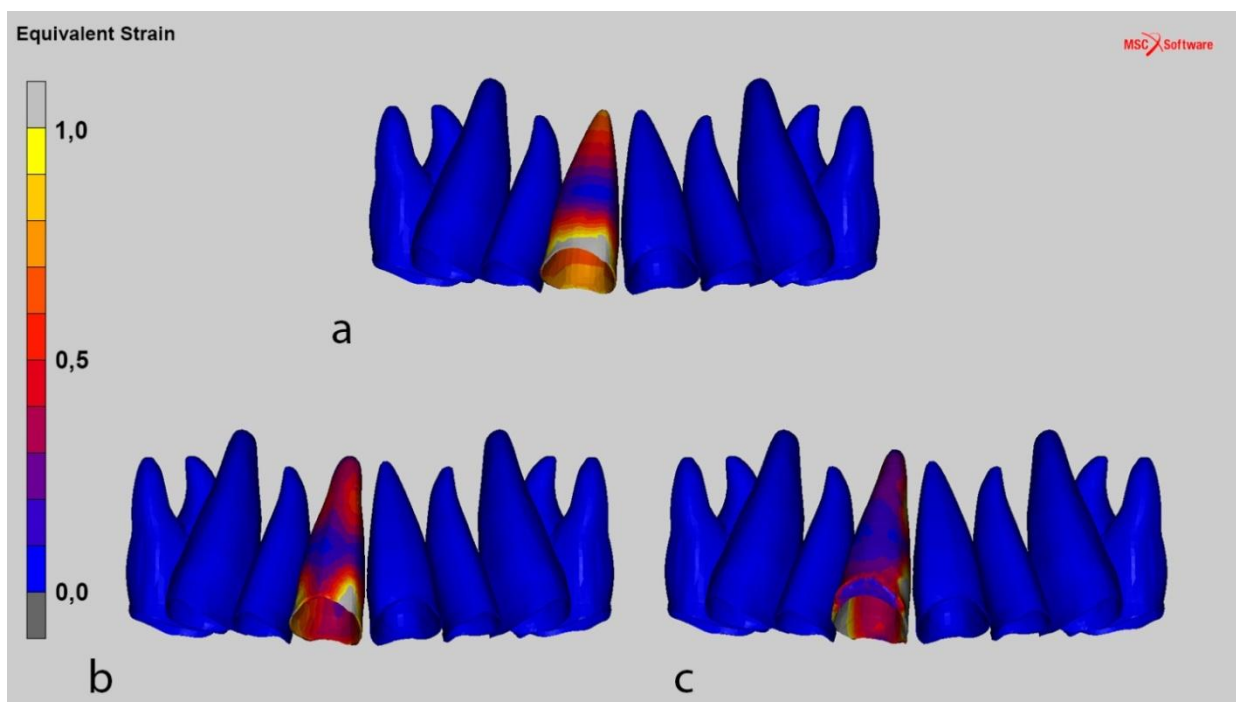


Abb. 31: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung Front-View bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, LG I und LG II–III). Deutlich erkennbar ist eine zunehmende Verzerrung mit steigendem Lockerungsgrad.

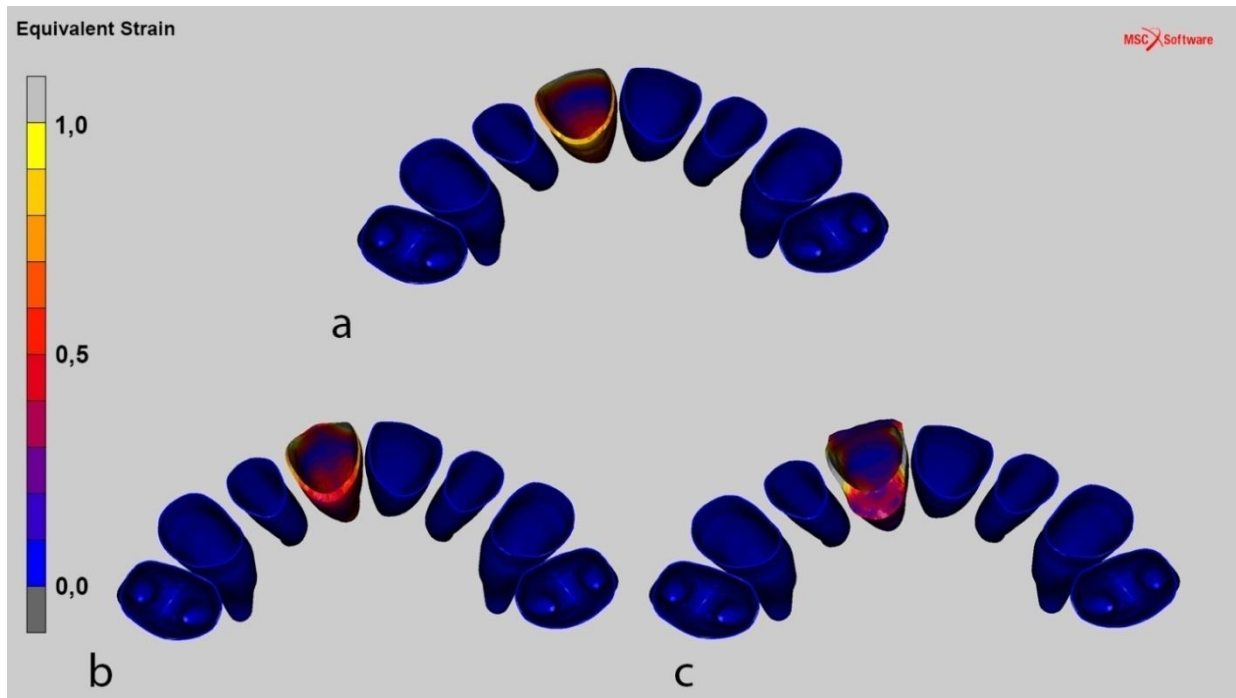


Abb. 32: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung Top-View bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, LG I und LG II–III). Mit steigendem Lockerungsgrad kommt es zu einer ausgeprägten Zunahme der Dehnung, vor allem im zervikalen Bereich der betroffenen Zähne.

Die Verzerrung der Parodontalfasern nimmt mit zunehmendem Schädigungsgrad deutlich zu. Gesunde Modelle zeigen die geringsten Werte, während die Modelle mit Trauma LG II–III die höchste Beanspruchung aufweisen. Die Abbildungen 31 Front-View und 32 Top-View veranschaulichen die zunehmende Deformation der Parodontalfasern bei fehlender Schienung.

Tab. 11: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei den leicht geschädigten PDL (LG I).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major principal strain	
			max	min
Trauma LG I	DKSQ	1,07	0,61	-1,29
	DKSR6	1,22	0,65	-1,48
	DKSR8	0,86	0,53	-1,02
	DKSR10	0,57	0,45	-0,67
	KS	0,30	0,27	-0,37
	TTS	1,72	0,79	-2,10

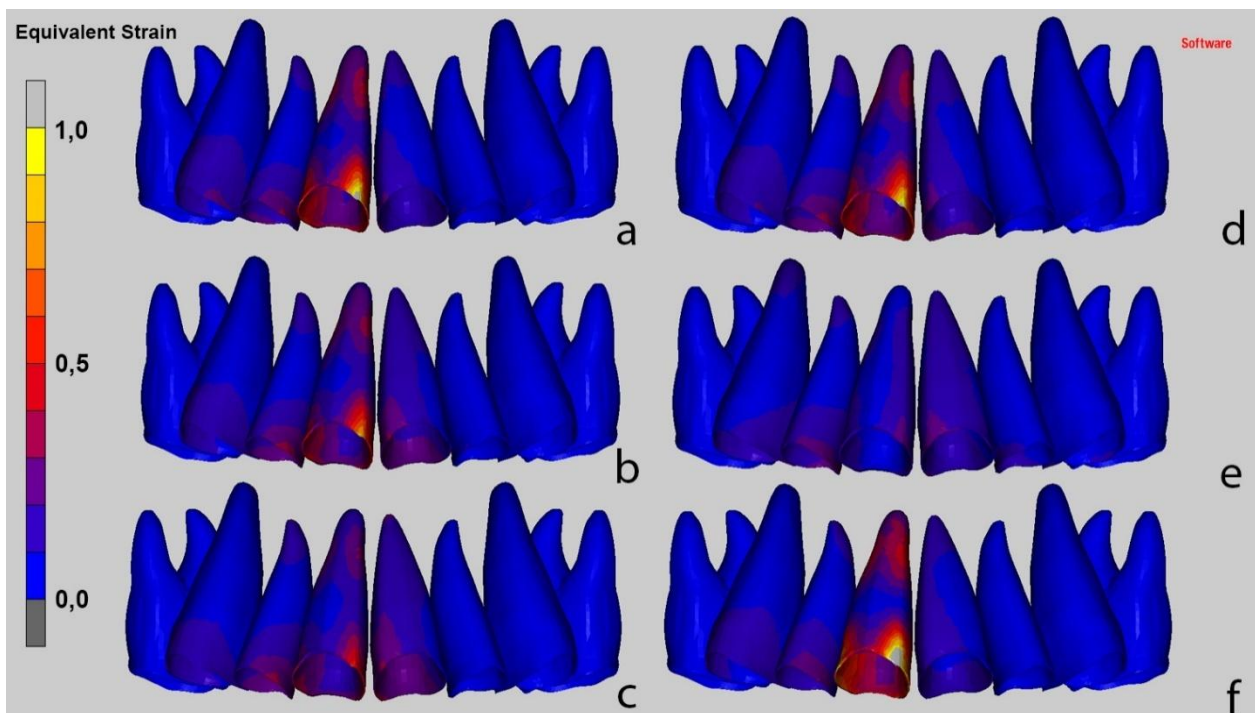


Abb. 33: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG I). a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10 ; d. DKSQ ; e. KS; f. TTS. Die dargestellten Modelle zeigen unterschiedliche Verzerrungsmuster in Abhängigkeit von der Steifigkeit der jeweiligen Schiene.

Die Schienung reduziert die Verzerrung der Parodontalfasern signifikant im Vergleich zum ungeschienten Zustand. KS erzielt die stärkste Reduktion der Verzerrung, gefolgt von DKSR10. Die TTS-Schiene zeigt die höchsten Verzerrungen der Parodontalfasern unter den getesteten Schienen. Abb. 33 zeigt die unterschiedlichen Verzerrungsmuster der sechs Schientypen.

Tab. 12: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL (LG II-III).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Trauma LG II-III	DKSQ	0,86	0,93	-0,69
	DKSR6	0,86	0,85	-0,72
	DKSR8	0,71	0,68	-0,66
	DKSR10	0,55	0,54	-0,51
	KS	0,26	0,23	-0,30
	TTS	1,30	1,19	-1,31

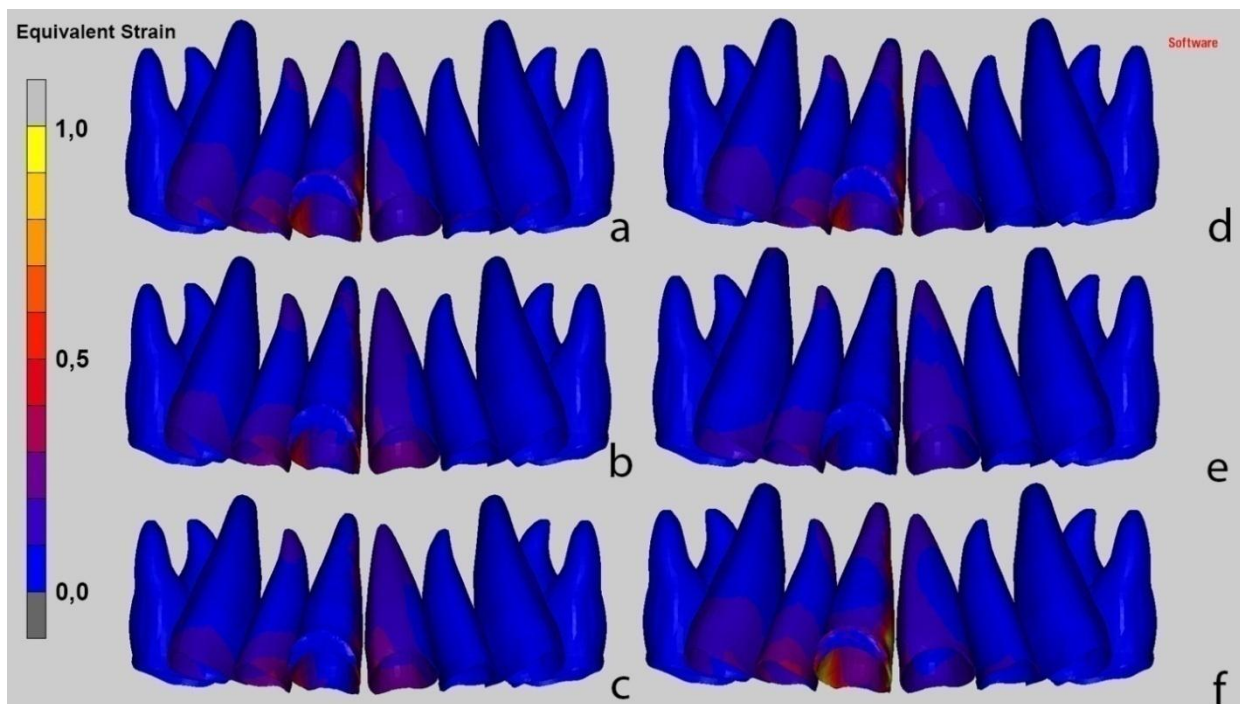


Abb. 34: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL (LG II-III). a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10 ; d. DKSQ ; e. KS; f. TTS. Bei stark geschädigtem Zahnhalteapparat (LG II–III) zeigen die rigiden Schienenvarianten KS und DKSQ die geringste Dehnung im Parodontalspalt und damit die beste Stabilisierung. Die flexiblen Varianten, insbesondere TTS und DKSR6, weisen deutlich höhere Dehnungswerte auf. Innerhalb der DKSR-Gruppe nimmt die Stabilität mit steigendem Drahtdurchmesser zu (DKSR10 > DKSR8 > DKSR6).

Auch bei stark geschädigtem PDL (LG II-III) führt die Schienung zu einer deutlichen Reduktion der Verzerrung der Parodontalfasern. KS zeigt erneut die beste Reduktion der PDL-Verzerrung, während TTS weiterhin die geringste Wirkung aufweist. Die DKSR-Schienen zeigen eine abgestufte Wirksamkeit je nach Drahtdurchmesser. Abb. 34 veranschaulicht die Belastungsverteilung entlang der Parodontalfasern bei den sechs Schienen.

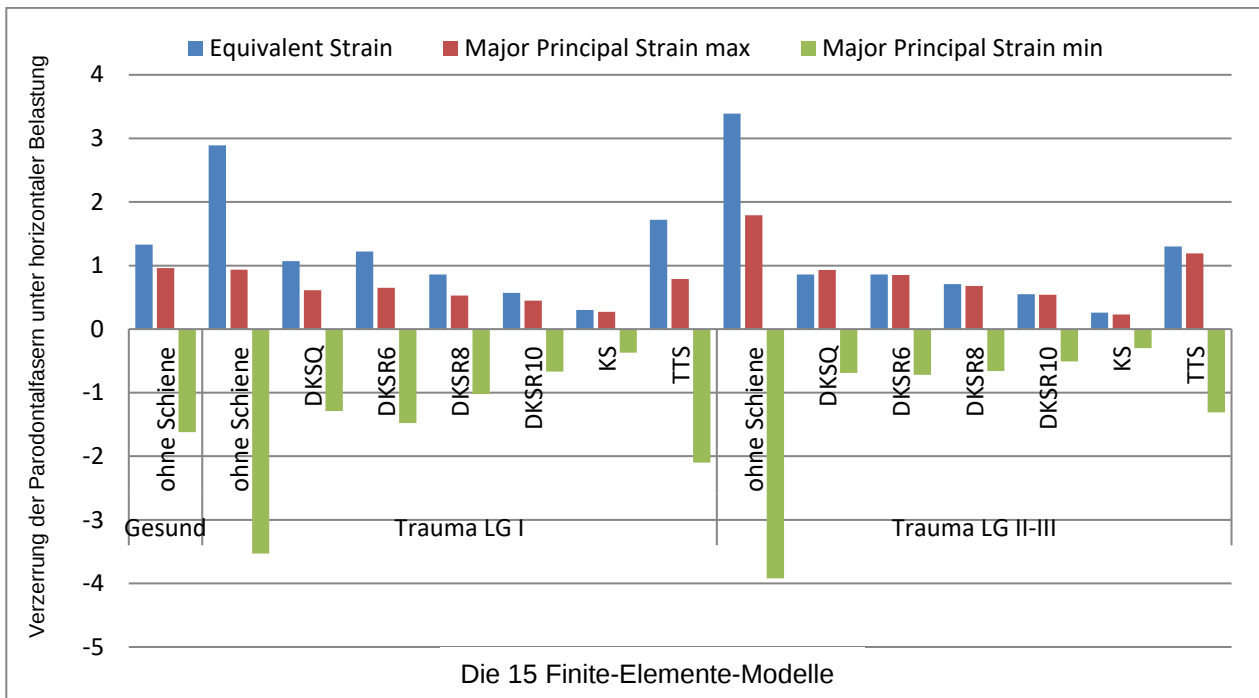


Abb. 35: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung (y-Achse) in den 15 FE-Modellen (x-Achse). Das Balkendiagramm verdeutlicht die Zusammenhänge zwischen Schädigungsgrad, Schienentyp und mechanischer Belastung. Ohne Schienung steigen die Belastungswerte stark an. KS liefert in allen Szenarien die geringsten Verzerrungen, während TTS die schwächste entlastende Wirkung zeigt.

3.2.2 Verzerrung der Parodontalfasern bei einer Belastung in 45-Grad-Richtung

In diesem Abschnitt werden die Verzerrungswerte der Parodontalfasern bei einer Belastung in 45-Grad-Richtung, sowohl in tabellarischer Form (Tab. 13, 14 und 15) als auch in einem Diagramm (Abb. 36), dargestellt.

Die ungeschienten Modelle (Tab. 13) weisen bei Trauma LG I die höchsten Verzerrungswerte auf, gefolgt vom Modell mit LG II–III.

Tab. 13: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, LG I und LG II–III).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Gesund	ohne Schiene	1,31	0,79	-1,59
Trauma LG I	ohne Schiene	3,10	0,83	-3,77
Trauma LG II-III	ohne Schiene	2,10	1,71	-2,24

Tab. 14: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG I).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Trauma LG I	DKSQ	1,15	0,53	-1,36
	DKSR6	1,32	0,56	-1,57
	DKSR8	0,93	0,46	-1,10
	DKSR10	0,67	0,38	-0,78
	KS	0,36	0,29	-0,42
	TTS	1,55	0,67	-1,86

Die Anwendung verschiedener Schienen bei leicht geschädigtem PDL LG I reduziert die Verzerrung deutlich. Die rigide Schiene (KS) erzielt die beste Stabilisierung, gefolgt von DKSR10. Die flexible TTS-Schiene schneidet am schlechtesten ab und zeigt die höchsten Belastungswerte unter den geschienten Modellen.

Tab. 15: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG II-III).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Trauma LG II-III	DKSQ	0,97	1,05	-1,02
	DKSR6	1,03	0,97	-0,11
	DKSR8	0,92	0,79	-0,98
	DKSR10	0,85	0,67	-1,03
	KS	0,59	0,41	-0,72
	TTS	1,62	1,37	-1,63

Ein ähnliches Bild zeigt sich bei stärker geschädigtem PDL LG II–III. Auch hier bietet KS die stärkste Entlastung, während TTS erneut die geringste Wirkung entfaltet. Die DKSR-Schienen zeigen eine graduelle Verbesserung in Abhängigkeit vom Drahtdurchmesser.

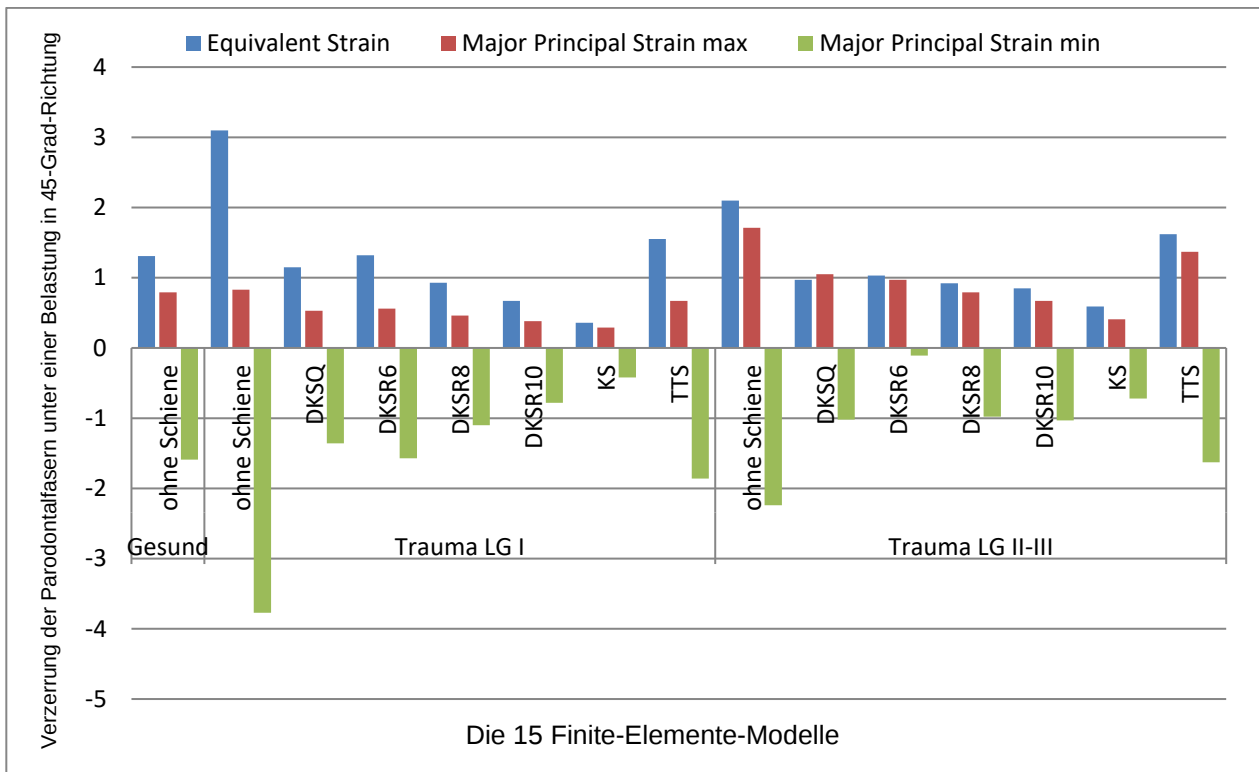


Abb. 36: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung (y-Achse) in den 15 FE-Modellen (x-Achse). Das Balkendiagramm verdeutlicht die Effekte der Schienung über alle Modelle hinweg. Es zeigt deutlich die Belastungsreduktion durch starre Schienen wie KS und DKSR10 sowie die limitierte Wirkung der flexiblen TTS-Schiene.

3.2.3 Verzerrung der Parodontalfasern bei vertikaler Belastung

Abschließend wurde der Zahn 11 in vertikaler Richtung belastet. Die Deformationswerte der Parodontalfasern werden dabei sowohl tabellarisch (Tab. 16, 17 und 18) als auch grafisch in einem Diagramm (Abb. 37) dargestellt, um eine anschauliche Übersicht über das Deformationsverhalten zu ermöglichen. Auf diese Weise können sowohl lokale Unterschiede als auch übergeordnete Entwicklungen im Belastungsverhalten des Zahn-hal-teapparates nachvollzogen werden.

Tab. 16: Verzerrung der Parodontalfasern unter vertikaler Belastung bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, Lockerungsgrad I und Lockerungsgrad II–III).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Gesund	ohne Schiene	0,71	0,38	-0,87
Trauma LG I	ohne Schiene	0,97	0,49	-1,11
Trauma LG II-III	ohne Schiene	1,35	1,12	-1,43

Die Verzerrung der Parodontalfasern nimmt unter vertikaler Belastung mit steigendem Schädigungsgrad deutlich zu. Das gesunde Modell zeigt die geringste Beanspruchung, während das Modell mit Lockerungsgrad II–III die höchsten Verzerrungswerte aufweist.

Tab. 17: Verzerrung der Parodontalfasern unter vertikaler Belastung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG I).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	Min
Trauma LG I	DKSQ	0,52	0,31	-0,56
	DKSR6	0,57	0,34	-0,62
	DKSR8	0,48	0,29	-0,50
	DKSR10	0,40	0,24	-0,42
	KS	0,22	0,17	-0,27
	TTS	0,50	0,30	-0,54

Bei leicht geschädigtem Zahnhalteapparat reduziert die rigide Schiene (KS) die Verzerrung am effektivsten. DKSR10 erzielt ebenfalls gute Ergebnisse. Die TTS-Schiene zeigt höhere Verzerrungswerte und weist eine geringere Stabilisierung auf als die rigideren Varianten.

Tab. 18: Verzerrung der Parodontalfasern unter vertikaler Belastung mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL (LG II-III).

Schädigungsgrad	Schienenart	Equivalent Strain	Major Principal Strain	
			max	min
Trauma LG II-III	DKSQ	0,97	0,71	-0,96
	DKSR6	1,06	0,62	-1,05
	DKSR8	0,87	0,49	-0,84
	DKSR10	0,75	0,44	-0,73
	KS	0,38	0,26	-0,46
	TTS	0,88	0,61	-0,86

Auch bei stark geschädigtem PDL führt die Schienung zu einer deutlichen Reduktion der Verzerrung. Die rigide Schiene (KS) bleibt am wirksamsten, während DKSR-Schienen je nach Drahtstärke abgestufte Effekte zeigen. TTS weist erneut die höchsten Belastungswerte unter den geschienten Modellen auf.

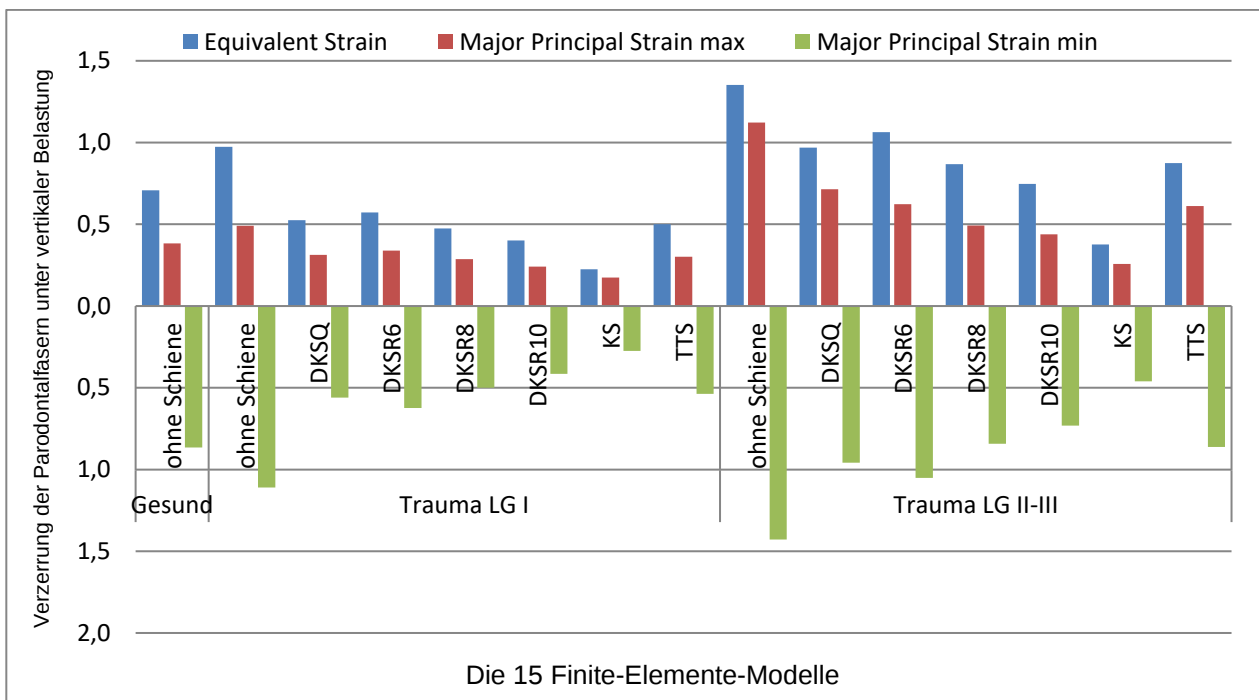


Abb. 37: Verzerrung der Parodontalfasern unter vertikaler Belastung (y-Achse) in den 15 FE-Modellen (x-Achse). Das Diagramm veranschaulicht deutlich die stabilisierende Wirkung der Schienung – insbesondere durch KS und DKSR10 – sowie die Belastungszunahme bei fehlender oder flexibler Schienung.

3.3 Belastung der Schienen

In diesem Kapitel wird die Belastung verschiedener Zahnschienen untersucht, wobei der von Mises Stress und der Equivalent Strain von zentraler Bedeutung sind. Diese Parameter ermöglichen eine Beurteilung der Materialfestigkeit und -verformung unter den spezifischen Belastungsbedingungen.

In der folgenden Tabelle (Tab. 19) sowie in den Abbildungen 38 bis 40 sind die Vergleichsspannungen (von Mises Stress) aller sechs Schienen für die beiden Schädigungsgrade dargestellt. Die rigide Schiene KS weist mit Abstand die geringsten Spannungswerte (17–32 MPa) auf, unabhängig von Belastungsrichtung oder Schädigungsgrad. Die Schienen DKSR10, DKSR8, DKSR6, DKSQ und TTS zeigen deutlich höhere Spannungen. Besonders DKSR6 und DKSQ sind unter horizontaler und 45°-Belastung stark belastet. TTS liegt ebenfalls im oberen Bereich, besonders bei LG II–III.

Tab. 19: Belastungen in Form des von Mises Stresses aller sechs untersuchten Schienen. Die Werte sind jeweils für die beiden Schädigungsgrade dargestellt.

Schädigungsgrad	Modellvariante	von Mises Stress in MPa		
		Horizontal	45 Grad	Vertikal
Grad I	DKSQ	2250	2159	885
	DKSR6	2491	2366	996
	DKSR8	1643	1534	677
	DKSR10	1063	1058	546
	KS	32	32	17
	TTS	1663	1831	965
Grad II-III	DKSQ	1868	1961	892
	DKSR6	2064	2038	958
	DKSR8	1726	1589	656
	DKSR10	948	888	427
	KS	32	32	18
	TTS	2151	2187	920

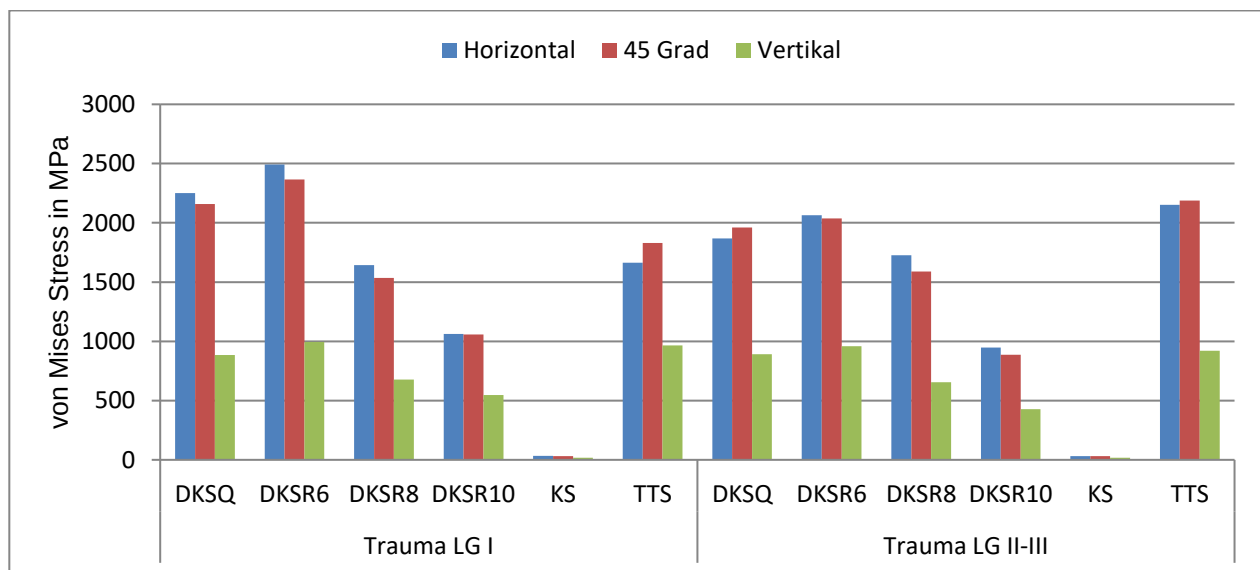


Abb. 38: Grafische Darstellung der von Mises Stress-Werte aller sechs Schienen unter horizontaler Belastung in Abhängigkeit von den beiden Schädigungsgraden. Die Grafik zeigt: KS bleibt bei beiden Schädigungsgraden konstant niedrig belastet. DKSR6, DKSQ und TTS weisen die höchsten Spannungen auf, wobei sich bei LG II–III die Differenzen zwischen den Schienentypen noch verstärken.

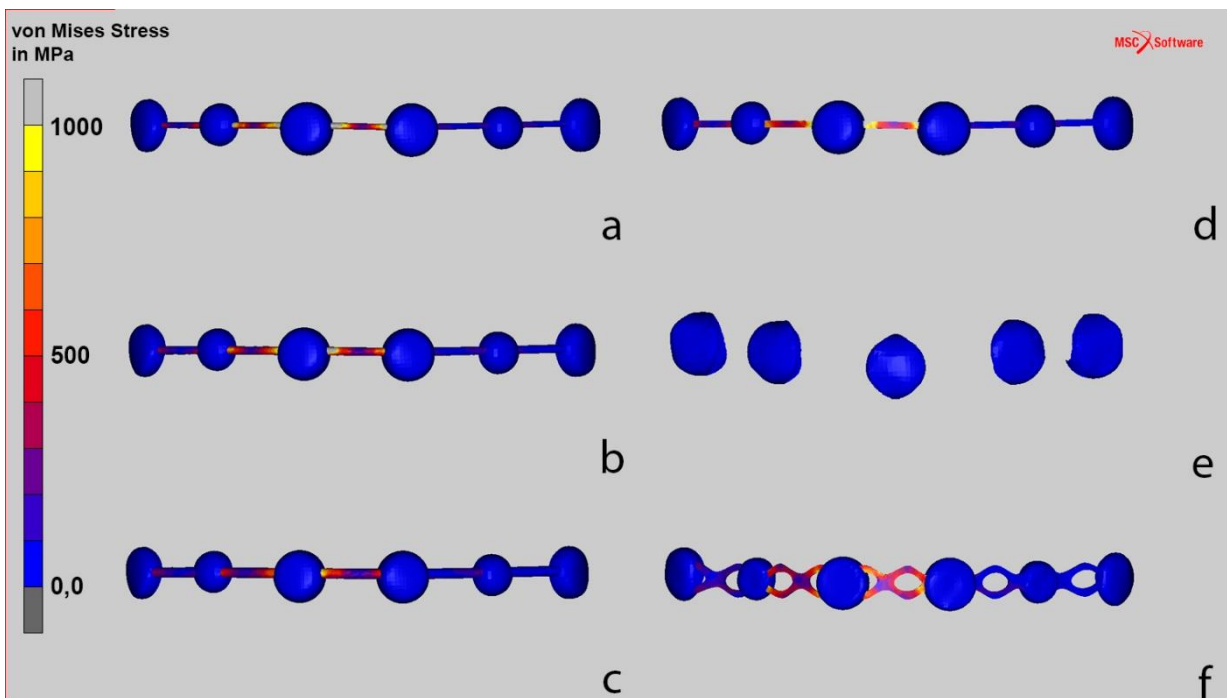


Abb. 39: von Mises-Spannungen in den sechs Schienen unter horizontaler Belastung bei leicht geschädigtem PDL (LG I). Es zeigt sich erneut die geringste Spannung bei KS. Die restlichen Schienen, insbesondere DKSR6 und DKSQ, sind deutlich stärker belastet. TTS schneidet hier ebenfalls schlechter ab als die DKSR10.

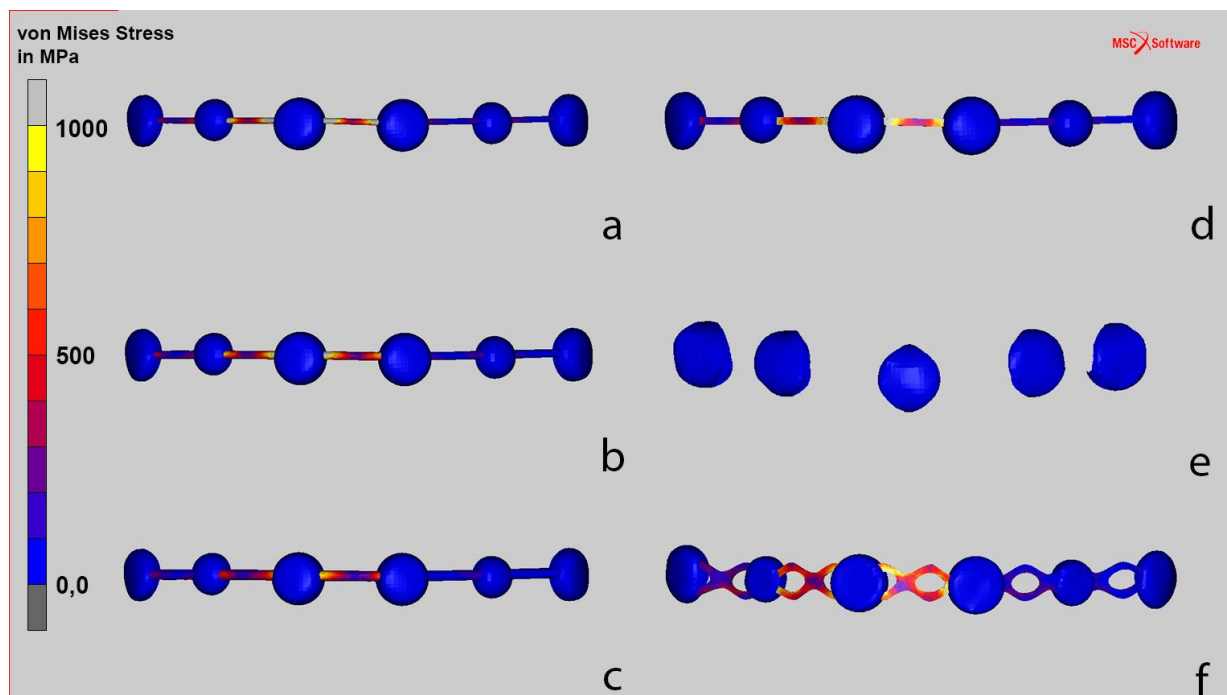


Abb. 40: Verformung der Schienen mit den sechs Schienen unter horizontaler Belastung bei den stark geschädigten PDL / LG II-III. KS hat die geringste Spannung, während DKSR6, DKSQ und TTS besonders stark belastet sind.

Anschließend wurden die Equivalent Strain-Werte sowohl tabellarisch (Tab. 20) als auch grafisch (Abb. 41) aufbereitet, um eine übersichtliche Darstellung und einen besseren Vergleich der Ergebnisse zu ermöglichen.

Die KS-Schiene zeigt die geringsten Verzerrungswerte (0,005–0,009) in allen Belastungssituationen.

DKSR10 und DKSR8 liegen im mittleren Bereich, mit abnehmender Verformung bei zunehmendem Drahtdurchmesser.

DKSQ und TTS zeigen erhöhte Strain-Werte besonders bei leicht geschädigtem PDL Lockerungsgrad I.

Tab. 20: In der folgenden Darstellung sind die Verzerrungswerte in Form des Equivalent Strain für alle sechs untersuchten Schienen aufgeführt. Die Ergebnisse sind jeweils für die beiden Schädigungsgrade dargestellt.

Schädigungsgrad	Modellvariante	Equivalent Strain		
		Horizontal	45 Grad	Vertikal
Grad I	DKSQ	0,061	0,057	0,024
	DKSR6	0,049	0,046	0,022
	DKSR8	0,043	0,034	0,017
	DKSR10	0,041	0,038	0,017
	KS	0,009	0,009	0,005
	TTS	0,044	0,042	0,017
Grad II-III	DKSQ	0,057	0,056	0,024
	DKSR6	0,048	0,047	0,025
	DKSR8	0,041	0,038	0,017
	DKSR10	0,031	0,029	0,014
	KS	0,009	0,009	0,006
	TTS	0,024	0,023	0,010

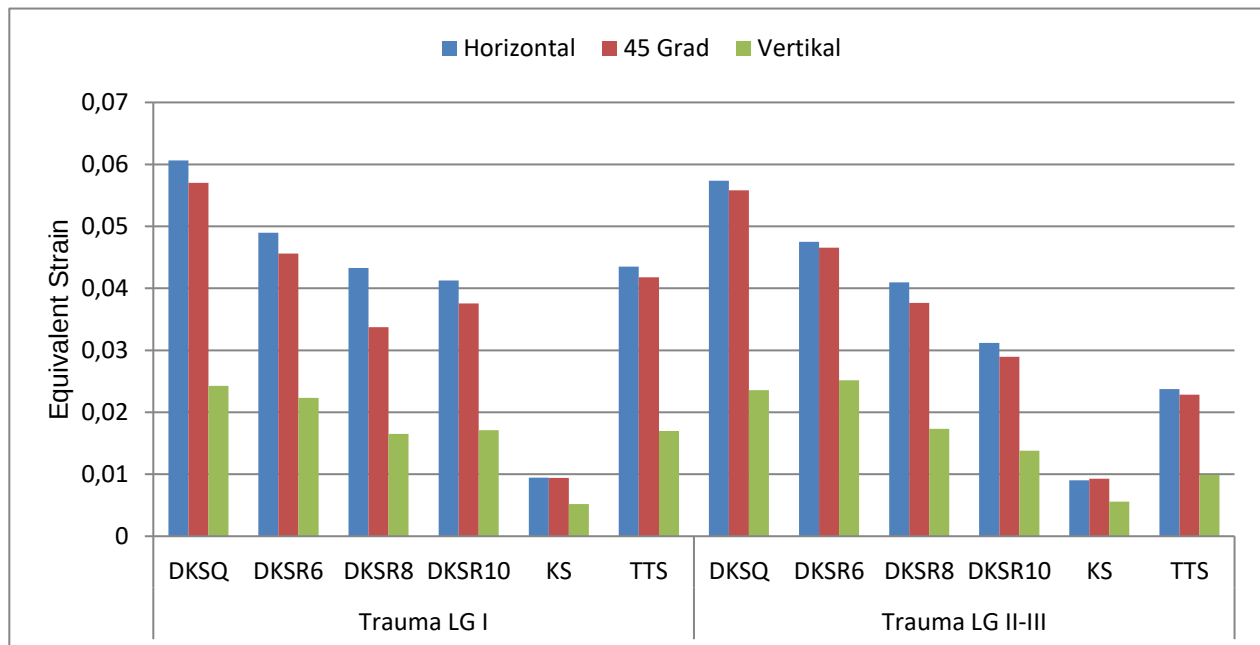


Abb. 41: Grafische Darstellung der Equivalent Strain-Werte aller sechs Schienen unter horizontaler Belastung in Abhängigkeit von den beiden Schädigungsgraden. Die höchsten Verformungen zeigt die Schiene DKSQ, gefolgt von TTS und DKSR6, während die rigide Schiene KS die Verformung aufweist. Die Schienen DKSR10 und DKSR8 zeigen eine moderate Verformung, wobei sich mit zunehmendem Drahtdurchmesser eine deutlich verbesserte Stabilität beobachten lässt.

4. Diskussion

4.1 Kritische Betrachtung der Methodik

Die verwendete Finite-Elemente-Analyse (FEA) ermöglicht zwar detaillierte bio-mechanische Einblicke, doch bleiben methodische Einschränkungen bestehen. Dynamische Kräfte des Kauens sowie patientenspezifische Variablen wie Knochen-qualität, Alter und individuelle Heilungsbedingungen wurden nicht berücksichtigt. Darüber hinaus hängen die Aussagekraft und Übertragbarkeit der Ergebnisse stark von der Genauigkeit der Modellgeometrien sowie der verwendeten Materialparameter ab. Abweichungen in diesen Eingabewerten können die Spannungsverteilung und das Verformungsverhalten erheblich beeinflussen. Dies betrifft insbesondere die Auswertung der Zahnauslenkung, der Verzerrung im Bereich des Parodontalligaments sowie der Belastungsverteilung innerhalb der untersuchten Schienen. Dennoch bieten die gewonnenen Ergebnisse wertvolle Hinweise für klinische Entscheidungen und tragen dazu bei, Therapieansätze biomechanisch besser zu verstehen.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Einfluss von Schienung und PDL-Schädigung auf die Zahnbeweglichkeit

In dieser Studie wurde analysiert, wie sich verschiedene Zahnschienen auf die Zahnbeweglichkeit nach dentoalveolären Verletzungen auswirken. Ziel war es, die natürliche physiologische Beweglichkeit verletzter Zähne wiederherzustellen, vergleichbar mit gesunden Zähnen.

Es zeigte sich deutlich, dass Verletzungen des Parodontalligaments (PDL) stark die Zahnbeweglichkeit erhöhen. Ohne Schienung war bei leichter Schädigung (LG I) die Zahnbeweglichkeit etwa doppelt, bei starker Schädigung (LG II–III) sogar etwa viermal so hoch wie bei gesunden Zähnen. Diese Ergebnisse spiegeln klinische Erfahrungen wider, wonach unbehandelte Traumazähne deutlich instabiler sind und schlechter heilen (Göllner et al., 2010).

Die getesteten Schienen unterschieden sich signifikant hinsichtlich ihrer Wirksamkeit in der Reduktion der erhöhten Zahnbeweglichkeit; die Auswahl der Schienung sollte jedoch gezielt und in Abhängigkeit vom Schädigungsgrad des parodontalen Ligaments erfolgen:

- Die Komposit-Schiene (KS) zeigte zwar die höchste Stabilität, jedoch führte ihre starke Immobilisation zu Beweglichkeitswerten weit unterhalb der physiologischen Norm. Klinisch könnte dies die Regeneration des Parodontiums behindern.
- Die Draht-Komposit-Schiene mit 1,0 mm Durchmesser (DKSR10) bot eine gute Stabilität, allerdings näherte sich die Zahnbeweglichkeit weniger den physiologischen Werten an als bei DKSR8.
- Die Draht-Komposit-Schiene mit 0,8 mm Durchmesser (DKSR8) stellte den optimalen Kompromiss zwischen Stabilität und physiologischer Beweglichkeit dar und kam den Beweglichkeitswerten von gesunden Zähnen am nächsten.
- Die Draht-Komposit-Schiene mit 0,6 mm Durchmesser (DKSR6) und die Titan-Trauma-Schiene (TTS) waren flexibler und erlaubten höhere Beweglichkeit, jedoch weniger Stabilisierung, was sie eher für leichte Verletzungen empfehlenswert macht.
- Die quadratische Draht-Komposit-Schiene (DKSQ) zeigte mittlere Werte bezüglich Stabilität und Beweglichkeit, konnte jedoch nicht die hervorragenden bio-mechanischen Eigenschaften der DKSR8 erreichen.

4.2.2 Vergleich der 3D-Zahnauslenkung in Prozent bezogen auf den Normwert

Tab. 21 zeigt die relative Zahnauslenkung (%) im Vergleich zum Normwert (Gesund – Ohne Schiene). Die Zahnauslenkung in den verschiedenen Belastungsrichtungen wurde normiert, indem die Messwerte auf den Normwert ohne Schiene bezogen und in Prozent dargestellt wurden (Referenzwert = 100 %). Dies ermöglicht eine vergleichende Bewertung des Schienungseffekts unter verschiedenen Traumabelastungen und Schienenarten.

In der Gruppe Trauma LG I zeigen die Schienen DKSR8 (Horizontal: 91,3 %, 45°: 94,5 %, Vertikal: 95,7 %) sowie DKSQ (Horizontal: 104,4 %, 45°: 107,9 %, Vertikal: 107,2 %) die geringste Abweichung zum Normwert. Sie können daher als biomechanisch vorteilhafte Schienen in dieser Traumabelastung angesehen werden.

In der Gruppe Trauma LG II–III zeigt die Schiene DKSR10 (Horizontal: 105.7 %, 45°: 113.3 %, Vertikal: 122.8 %) die geringste Abweichung zu den Normwerten und stellt somit die biomechanisch effektivste Schienenvariante für diese Traumabelastung dar.

Tab. 21: Relative Zahnauslenkung (%) in drei Raumrichtungen im Vergleich zu dem Normwert (Gesund ohne Schiene = 100 %) bei verschiedenen Schienenarten und Trauma-belastungen. Werte darüber zeigen eine erhöhte, Werte darunter eine reduzierte Zahn-beweglichkeit an.

Modellvariante	Schienenart	Horizontal [%]	45 Grad [%]	Vertikal [%]
Gesund - Ohne Schiene		100,0	100,0	100,0
Trauma LG I	DKSQ	104,4	107,9	107,2
	DKSR6	111,9	116,5	117,6
	DKSR8	91,3	94,5	95,7
	DKSR10	84,5	89,0	89,9
	KS	34,7	41,4	49,8
	TTS	132,8	130,6	107,2
Trauma LG II-III	DKSQ	148,6	158,0	167,7
	DKSR6	163,6	173,5	187,3
	DKSR8	135,1	145,6	154,3
	DKSR10	105,7	113,3	122,8
	KS	48,1	57,7	71,8
	TTS	275,2	262,2	197,7

4.2.3 Verzerrung in den Parodontalfasern

Die Verzerrung der Parodontalfasern spielt eine zentrale Rolle im Heilungsprozess, da sie entscheidend die Regeneration des Parodontiums beeinflusst. Auch hier zeigten sich deutliche Unterschiede zwischen den Schienen:

- Die Komposit-Schiene (KS) reduzierte die Verzerrungen im PDL erheblich, allerdings unter die physiologisch sinnvollen Werte. Dies könnte klinisch problematisch sein, da ausreichende mechanische Reize essenziell für die Heilung sind.
- Die Draht-Komposit-Schiene DKSR8 erzielte Verzerrungswerte nahe am physiologischen Zustand gesunder Zähne und könnte somit optimal sein, um Heilungsprozesse zu fördern.
- DKSR10 und DKSQ zeigten moderate Verzerrungen, wobei DKSR10 etwas näher am idealen physiologischen Bereich lag als DKSQ.
- DKSR6 und TTS wiesen deutlich höhere Verzerrungen auf, welche die Heilung möglicherweise weniger optimal unterstützen könnten, speziell bei schwereren Verletzungen.

4.2.4 Verformung der Schienen

Die Analyse der Verformbarkeit der Schienen ergab ebenfalls wesentliche Unterschiede:

- Die Komposit-Schiene (KS) zeigte die geringste Verformung, was auf ihre hohe Festigkeit zurückzuführen ist. Diese Eigenschaft könnte bei schweren Verletzungen von Vorteil sein, bei leichteren Verletzungen jedoch nachteilig aufgrund einer übermäßigen Immobilisation wirken.
- DKSR10 und DKSR8 hatten eine moderate Verformbarkeit, mit DKSR8 als besonders günstigem Mittelweg zwischen Stabilität und Flexibilität, optimal für die klinische Anwendung bei mittelschweren Verletzungen.
- DKSQ zeigte ebenfalls moderate Verformbarkeit, jedoch nicht ganz so vorteilhaft wie DKSR8 aufgrund etwas höherer Steifigkeit.
- DKSR6 und TTS wiesen die höchste Flexibilität und somit größte Verformbarkeit auf, was für leichte Verletzungen klinisch geeignet sein könnte, jedoch bei mittelschweren und schweren Verletzungen möglicherweise unzureichende Stabilität bietet.

4.3 Diskussion im Licht der bestehenden Literatur

4.3.1 Schienungseffekt auf die Zahnbeweglichkeit im Vergleich mit der Literatur

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den biomechanischen Einfluss unterschiedlicher Schientypen auf die Reduktion der Zahnbeweglichkeit unter traumatischen Bedingungen zu analysieren. Zur besseren Einordnung der Ergebnisse wurden diese mit den Daten aus früheren Studien verglichen, insbesondere mit den Arbeiten von Arx et al. (2001) und Berthold et al. (2009). Ein Vergleich der biomechanischen Parameter zwischen den einzelnen Schienungssystemen ist Tab. 22 und 23 zu entnehmen.

Tab. 22: 3D-Zahnauslenkung in mm bei Trauma LG I (normiert auf Zustand Trauma LG I ohne Schiene = 1,00).

Schiene	Horizontal	45 Grad	Vertikal
Ohne	1,00	1,00	1,00
DKSQ	0.64	0.63	0.54
DKSR6	0.68	0.69	0.60
DKSR8	0.56	0.56	0.49
DKSR10	0.52	0.52	0.46
KS	0.21	0.24	0.25
TTS	0.81	0.77	0.54

Tab. 23: Effektivität verschiedener Schientypen bezüglich der Minimierung der Zahnbeweglichkeit bei Trauma LG I (KS = 100 %).

Schiene	Horizontal [%]	45 Grad [%]	Vertikal [%]
DKSQ	33,3	38,3	46,5
DKSR6	31,1	35,5	42,4
DKSR8	38,1	43,8	52,1
DKSR10	41,1	46,5	55,4
KS	100,0	100,0	100,0
TTS	26,2	31,7	46,5

Die Studie von Arx et al. (2001) untersuchte vier verschiedene Schientypen an gesunden Freiwilligen unter standardisierten Bedingungen. Die Zahnbeweglichkeit wurde mithilfe des Periotest-Geräts gemessen Tab.24. Die Ergebnisse zeigten, dass rigide Schienen – insbesondere die Resin-Schiene (RS), die der KS in der vorliegenden Studie entspricht – die größte Reduktion der Zahnbeweglichkeit erzielten.

Die relative Effektivität verschiedener Schientypen im Vergleich zur Resin-Schiene (RS = 100 %) ist in Tab. 25 dargestellt (nach Arx et al., 2001).

Tab. 24: Schienungseffekt (Δ PTV) beim mittleren Schneidezahn (Arx et al., 2001).

Schiene	ΔPTV horizontal	ΔPTV vertikal
TTS	1,5	1,3
DKSQ	1,9	0,9
BS	2,8	2,6
RS	5,0	2,6

Tab. 25: Effektivität verschiedener Schientypen (Δ PTV) relativ zur Resin-Schiene (RS = 100 %) (Arx et al., 2001).

Schiene	Horizontal [%]	Vertikal [%]
TTS	30,2	50,0
DKSQ	37,4	32,8
DBS	56,1	98,5
RS	100,0	100,0

Auch Berthold et al. (2009) untersuchten den Schienungseffekt anhand vertikaler und horizontaler Periotest-Werte die in Tab. 26 dargestellt sind. Dabei wurden vier Schientypen bewertet, die denen der vorliegenden Studie sehr ähnlich sind. Auch hier zeigte sich,

dass die KS die höchste Effektivität aufwies, während TTS erneut den geringsten Schienungseffekt hatte.

Die relative Effektivität verschiedener Schientypen basierend auf der Veränderung des Periotest-Wertes (Δ PTV) im Vergleich zur Komposit-Schiene (KS = 100 %) ist in Tab. 27 dargestellt (Berthold et al., 2009). Ein Vergleich der relativen Effektivität verschiedener Schientypen bei horizontaler und vertikaler Belastung zwischen den Studien ist in Tab. 28 dargestellt.

Tab. 26: Schienungseffekt (Δ PTV) des traumatisierten mittleren Schneidezahns (Berthold et al., 2009).

Schiene	Δ PTV horizontal	Δ PTV vertikal
DKSQ	19,4	1,0
DKSR	14,6	1,5
KS	42,8	12,7
TTS	11,6	3,1

Tab. 27: Effektivität verschiedener Schientypen (Δ PTV) relativ zur Komposit-Schiene (KS = 100 %) (Berthold et al., 2009).

Schiene	Horizontal [%]	Vertikal [%]
DKSQ	45,3	7,5
DKSR	34,1	11,6
KS	100,0	100,0
TTS	27,0	24,1

Tab. 28: Vergleich der Effektivität (Δ PTV) verschiedener Schienen horizontal und vertikal zwischen den Studien.

Schiene	Berthold H	Arx H	Eigene H	Berthold V	Arx V	Eigene V
DKSQ	45,3	37,4	33,3	7,5	32,8	46,5
DKSR	34,1	-	31,1	11,6	-	42,4
TTS	27,0	30,2	26,2	24,1	50,0	46,5

Diese Beobachtungen unterstreichen die Bedeutung der Schienensteifigkeit für die Primärstabilität traumatisierter Zähne. In Übereinstimmung mit den Empfehlungen der IADT (International Association of Dental Traumatology) sollte die Auswahl der Schiene abhängig von der Traumaklasse und der erforderlichen Stabilität erfolgen.

4.3.2 Vergleich mit der Studie von Kwan et al. (2011): Einfluss der Schienendicke auf die Zahnbeweglichkeit

In der experimentellen Untersuchung von Kwan et al. (2011) wurde der Einfluss von acht verschiedenen Zahntraumaschienen auf die Zahnbeweglichkeit nach Replantation untersucht. Dabei kam ein menschliches Leichenmodell zum Einsatz. Die Zahnbeweglichkeit wurde mithilfe des Periotest-M gemessen. Pro Schiene wurden drei Messungen am avulsierten Zahn sowohl vor als auch nach der Schienung durchgeführt. Der Schienungseffekt wurde als Differenz der PTV-Werte vor und nach Schienung definiert (Δ PTV).

Tab. 29 zeigt den Schienungseffekt (Δ PTV) von vier Schientypen, wie sie von Kwan et al. berichtet wurden. Die Komposit-Schiene (KS) zeigte die höchste Effektivität und wurde als Referenzwert (100 %) gesetzt. Die DKSR-Schienen zeigten einen Trend zunehmender Stabilität mit wachsender Schienendicke.

Tab. 29: Schienungseffekt (Δ PTV) von KS, DKSR5, DKSR4 und DKSR3 (Kwan et al. 2011).

Schiene	Schienungseffekt (Δ PTV)	Δ PTV Prozentuell
DKSR3	4,8	15,1
DKSR4	9,1	28,7
DKSR5	18,6	58,7
KS	31,7	100,0

Ein vergleichbares Ergebnis zeigte auch die vorliegende Studie, bei der ebenfalls eine höhere Effektivität bei dickeren Schienen festgestellt wurde. Dies ist in Tab. 30 dargestellt, in der die relative Effektivität der DKSR-Schienen mit zunehmendem Querschnitt sichtbar wird. Auch hier dient die KS als Referenz (100 %).

Tab. 30: Relative Effektivität verschiedener DKSR-Schienen im Vergleich zur KS (vorliegende Studie).

Schiene	Horizontal [%]	45 Grad [%]	Vertikal [%]
DKSR6	31,1	35,5	42,4
DKSR8	38,1	43,8	52,1
DKSR10	41,1	46,5	55,4
KS	100,0	100,0	100,0

Der Vergleich mit der Studie von Kwan et al. (2011) bestätigt, dass die mechanische Rigidität einer Schiene – insbesondere ihre Materialstärke – ein wesentlicher Faktor für deren Stabilisierungseffekt ist. Sowohl im Leichenmodell als auch in der vorliegenden Studie wurde deutlich, dass dickere Schienen wie DKSR10 eine höhere Effektivität hinsichtlich der Reduktion der Zahnbeweglichkeit aufweisen als dünnere Varianten. Diese Erkenntnisse unterstreichen die Bedeutung der gezielten Schienenauswahl, insbesondere bei der Versorgung replanzierter oder stark traumatisierter Zähne.

4.3.3 Einordnung der Ergebnisse im Kontext der S2k-Leitlinie

Die S2k-Leitlinie „Therapie des dentalen Traumas“ der DGMKG und DGZMK (2022) empfiehlt für die Mehrzahl dentoalveolärer Verletzungen den Einsatz funktioneller, flexibler Schienungssysteme, um eine ausreichende Stabilisierung bei gleichzeitiger Erhaltung physiologischer Zahnbeweglichkeit zu gewährleisten und das Risiko einer Zahnankylose zu minimieren.

Die Ergebnisse der vorliegenden Finite-Elemente-Analyse bestätigen diese Empfehlung. Flexible Schienen reduzierten die Zahnauslenkung im Vergleich zum ungeschienten Zustand deutlich, ohne die Beweglichkeit vollständig zu unterdrücken, und zeigten eine günstigere Spannungs- und Verzerrungsverteilung im Parodontalligament als rigide Schienen. Die rigide Kompositschiene führte zwar zur stärksten Immobilisation, ging jedoch mit einer veränderten Belastungsverteilung im Parodont einher.

Bei stark geschädigtem Parodontalligament (Lockerungsgrad II–III) konnte gezeigt werden, dass flexible Schienen die Zahnbeweglichkeit nicht immer auf physiologische Werte reduzieren. Dies unterstreicht die Notwendigkeit einer differenzierten, schädigungsgradabhängigen Auswahl der Schienenrigidität im Sinne der leitlinienbasierten Therapie.

4.4 Klinische Empfehlungen und Schlussfolgerung

Die vorliegenden Finite-Elemente-Analysen zeigen, dass der biomechanische Effekt von Traumaschienen wesentlich vom Schweregrad der dentoalveolären Verletzung abhängt. Insgesamt unterstreichen die Ergebnisse die Bedeutung einer adäquaten Schienung, die

eine kontrollierte, physiologische Zahnbeweglichkeit zulässt und nicht ausschließlich auf eine rigide Immobilisation abzielt.

Bei leichten dentoalveolären Traumata mit geringer parodontaler Schädigung (Lockerungsgrad I) erscheinen flexible Schienungssysteme, wie DKSR6 oder die Titan-Trauma-Schiene, biomechanisch geeignet, da sie eine ausreichende Stabilisierung bei gleichzeitiger Erhaltung funktioneller Mikrobewegungen ermöglichen.

Bei mittelschweren bis schweren Verletzungen (Lockerungsgrade II–III) weist die DKSR10-Schiene eine günstige Balance zwischen Stabilität und physiologischer Beweglichkeit auf und kann daher als besonders geeignet angesehen werden.

Bei schweren dentoalveolären Traumata mit ausgeprägter parodontaler Schädigung (Lockerungsgrad III) kann hingegen der Einsatz einer rigiden Kompositschiene (KS) biomechanisch sinnvoll sein, um eine maximale Stabilisierung zu gewährleisten. Die DKSQ-Schiene stellt eine mögliche Alternative dar, erreicht jedoch nicht die biomechanisch günstigen Eigenschaften der DKSR10.

Insgesamt sollte die Auswahl der Schienungstechnik stets schädigungsgradabhängig und unter Berücksichtigung der klinischen Gesamtsituation erfolgen.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Doktorarbeit wurden die biomechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Zahnschienen bei dentoalveolären Verletzungen mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) untersucht. Ziel der Studie war es, die optimale Schienung zu ermitteln, welche einerseits eine ausreichende Stabilisierung traumatisierter Zähne gewährleistet und andererseits die physiologische Beweglichkeit der Zähne bestmöglich erhält, um eine optimale Heilung des Parodontalligaments (PDL) zu fördern.

Hierfür wurden numerische Simulationen mit einem dreidimensionalen Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers durchgeführt. Dabei wurden drei Modellvarianten erstellt: ein gesundes Modell sowie zwei traumatisierte Modelle, die den Lockerungsgraden I (leicht) und II–III (stark) entsprachen. Diese Modelle wiesen unterschiedliche Weiten des Parodontalspaltes und variierende Elastizitätsmoduln des PDL auf, um realitätsnahe klinische Bedingungen nach Trauma abzubilden.

Untersucht wurden sechs unterschiedliche Traumaschienen: vier Draht-Komposit-Schienen mit unterschiedlichen Drahtdurchmessern und Formen (0,6 mm: DKSR6, 0,8 mm: DKSR8, 1,0 mm: DKSR10, quadratisch DKSQ), eine Komposit-Schiene (KS) und eine Titan-Trauma-Schiene (TTS). Die Belastungen wurden in horizontaler, vertikaler sowie in einer 45°-Richtung aufgebracht, um verschiedene klinisch relevante Belastungs-szenarien zu simulieren.

Die Ergebnisse zeigten deutlich, dass bereits leichte Schäden am Parodontalligament zu einer erheblichen Erhöhung der Zahnbeweglichkeit führen. Ohne Schienung lag die Beweglichkeit bei leicht geschädigtem PDL (LG I) mit etwa 0,75 mm rund doppelt so hoch, bei stark geschädigtem PDL (LG II–III) mit ca. 1,87 mm sogar etwa viermal so hoch wie bei gesunden Zähnen (ca. 0,46 mm). Die Anwendung von Schienen führte zu einer signifikanten Reduktion dieser pathologischen Beweglichkeit beispielsweise konnten bei Verwendung der Schiene DKSR8 Werte von 0,42 mm bei leicht geschädigtem PDL (LG I) und 0,62 mm bei stark geschädigtem PDL (LG II–III) erreicht werden.

Dabei erwies sich die Komposit-Schiene (KS) als die Schiene mit der stärksten Immobilisierung der Zähne. Allerdings führte dies auch zu einer unerwünschten Reduktion der physiologischen Zahnbeweglichkeit, was aus klinischer Sicht problematisch sein könnte, da eine gewisse natürliche, physiologische Beweglichkeit für die Heilung des Parodontalligaments essenziell ist. Die Draht-Komposit-Schiene DKSR10 zeigte den besten Kompromiss zwischen ausreichender Stabilisierung und Erhalt der physiologischen Beweglichkeit. Diese Schiene erzielte Beweglichkeits- und Verzerrungswerte im Parodontalligaments, die sehr nahe an denen gesunder Zähne lagen, und ermöglichte somit optimale biomechanische Bedingungen für die Regeneration. Die Draht-Komposit-Schienen DKSR8 und DKSQ boten ebenfalls eine moderate Stabilisierung und Beweglichkeit, wobei DKSR8 etwas näher an den idealen physiologischen Werten lag als DKSQ. Die Schienen DKSR6 und TTS wiesen hingegen eine höhere Flexibilität und damit geringere Stabilisierung auf, was sie für die Behandlung leichter Traumata geeigneter macht.

Zusammenfassend empfiehlt sich die Verwendung der DKSR10-Schiene besonders für mittelschwere bis schwere dentoalveoläre Verletzungen (Lockerungsgrad I bis II–III), da sie die physiologische Beweglichkeit optimal unterstützt und gleichzeitig ausreichende Stabilität bietet. Rigide Schienen wie die KS sollten nur bei sehr schweren Verletzungen eingesetzt werden, während flexiblere Schienen wie DKSR6 oder TTS für leichte Traumata empfohlen werden.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Alters- und Geschlechtsverteilung von Patienten mit dento-alveolären Traumata (modifiziert nach Mahmoodi et al., 2015)	11
Abbildung 2:	Verteilung von insgesamt 2.319 geschädigten Zähne im Gebiss nach Zahntrauma (modifiziert nach Mahmoodi et al., 2015)	12
Abbildung 3:	Verteilung der Verletzungsarten von 4.763 Patienten mit dentoalveolären Verletzungen (modifiziert nach Tuli et al., 2005)	13
Abbildung 4:	Verteilung der Unfallorte von Patienten mit dentoalveolären Verletzungen (modifiziert nach Tuli et al., 2005)	13
Abbildung 5:	Vergleich zwischen Sportlern, die Mundschutz trugen, und Sportlern, die bei Verletzungen keinen Mundschutz trugen (modifiziert nach Azadani et al., 2023)	14
Abbildung 6:	Darstellung des anatomischen Aufbaus eines unteren Schneidezahns im Sagittalschnitt mit einem gesunden PDL (modifiziert nach Junqueira et al., 1996)	15
Abbildung 7:	Physiologische Zahnbeweglichkeit in Abhängigkeit von steigender Krafteinwirkung (modifiziert nach Rateitschak und Wolf, 2012). A: Elastischer Bereich mit reversibler Verlagerung des Zahns durch Verformung des Parodontalspalts (PDL). B: Übergang vom elastischen in den strukturell begrenzten Bereich mit zunehmend eingeschränkter Zahnbewegung durch Kontakt mit knöchernen Strukturen. Die dargestellte Kurve zeigt den typischen nicht-linearen Verlauf der Kraft-Verschiebungs-Beziehung eines Zahns innerhalb seines physiologischen Bewegungsrahmens	18
Abbildung 8:	Absolutwert des dreidimensionalen bukkalen Verschiebungs-vektors bei verschiedenen Kraftschritten (modifiziert nach Göllner et al., 2010).	19
Abbildung 9:	Einteilung der Zahnfrakturen (modifiziert nach Schwenzer und Ehrenfeld, 2009).	20

Abbildung 10:	Exemplarische Darstellung der Verletzungen des Zahnhalteapparates: a) Extrusion, b) laterale Luxation, c) Intrusion und d) Avulsion (modifiziert nach Quinn und Halepas, 2023).	21
Abbildung 11:	Geometrische Elementtypen (modifiziert nach Deger, 2001)	26
Abbildung 12:	Das Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers umfasst die Zähne 14 bis 24 inklusive des parodontalen Ligaments (PDL), einer Schiene sowie der Kunststoffbefestigung und den Kieferknochen. Die einzelnen Elemente sind auf der linken Seite mit entsprechender farblicher Kennung aufgelistet.	28
Abbildung 13:	Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers in detaillierter Darstellung, von oben nach unten: idealisierter Kieferknochen, parodontales Ligament (PDL), Zähne 14 bis 24 sowie TTS-Schiene mit Kunststoffbefestigungen.	29
Abbildung 14:	Das dreidimensionale Volumenmodell besteht aus den Oberkieferzähnen (14 bis 24) mit umgebendem parodontalen Ligament (PDL), dem angrenzenden Kieferknochen sowie der Gingiva.	30
Abbildung 15:	Darstellung der drei verschiedenen Modelle, die in dieser Studie untersucht wurden. Links: gesundes FE-Modell mit normalem Parodontalspalt von 0,2 mm. Mitte: geschädigtes FE-Modell entsprechend Lockerungsgrad I mit erweitertem Parodontalspalt von etwa 0,5 mm in bukkopalatinaler Richtung. Rechts: stark geschädigtes FE-Modell entsprechend Lockerungsgrad II–III mit erweitertem Parodontalspalt von etwa 1,1 mm in bukkopalatinaler Richtung.	31
Abbildung 16:	Die sechs untersuchten Traumaschienen in der Ansicht von oben nach unten: a. Draht-Komposit-Schiene Rund 0,60 mm Durchmesser; b. Draht-Komposit-Schiene Rund 0,80 mm Durchmesser; c. Draht-Komposit-Schiene Rund 1,0 mm Durchmesser; d. Draht-Komposit-Schiene Quadratisch 0,48 x 0,63 mm ² ; e. Komposit-Schiene; f. Titan-Trauma-Schiene.	33
Abbildung 17:	Ergebnisse der Sensitivitätsanalysen im Vergleich zur Referenzstudie (Göllner et al. 2010).	36

- Abbildung 18: Kontaktparameter, die in der Studie verwendet wurden. In der Simulation wurde für die Kontaktpaarung Zahn – Schiene ein berührender Kontakt (Touching Contact) definiert, um mögliche Relativbewegungen realitätsnah abzubilden. Für alle übrigen Körperpaarungen wurde kein expliziter Kontakt definiert, da diese intern vernetzt sind oder direkt gekoppelt. 38
- Abbildung 19: Darstellung der fixierten Bereiche an der Rückseite des FE-Oberkiefermodells. Die rosa Pfeile deuten auf die fixierten Bereiche hin, an denen eine (bc_fixed) „fixed displacement“-Randbedingung wirkt und Verschiebungen in allen Raumrichtungen unterbindet. Der lila Pfeil kennzeichnet die auf Zahn 11 wirkende vertikale Kraft (bc_kraftangriff). 39
- Abbildung 20: die Position der aufgetragenen Kraft am koronalen Drittel der Zahnkrone dargestellt. Der Pfeil deutet das RBE an, das die definierte Krafteinleitungsfläche mit einem zentralen Kontrollpunkt koppelt. Dadurch wird die Kraft gleichmäßig über die Fläche verteilt und eine realitätsnahe Belastungssituation simuliert. 40
- Abbildung 21: Die drei verschiedene Belastungsrichtungen. a. Horizontale Belastung; b. Schrägbelastung bei 45 Grad; c. Vertikale Belastung. 41
- Abbildung 22: Beispiel einer farblich kodierten Darstellung der im FE-Modell berechneten Zahnauslenkungen. Die nebenstehende Skala zeigt die Zuordnung der Werte von blau (geringste Auslenkung/ Dehnung) über rot bis gelb (größte Auslenkung/Dehnung) an. 44
- Abbildung 23: Einheitliche Skalierung der Zahnauslenkung im Bereich von 0 bis 1 mm. Werte unterhalb des Skalenbereichs werden in Dunkelgrau, Werte oberhalb in Hellgrau dargestellt. 45
- Abbildung 24: 3D-Zahnauslenkungen (Total Displacement Frontalansicht) von Zahn 11 unter einer Belastung von 100 N bei den drei Modellen ohne Schienung (a) Gesundes Modell, (b) Modell mit LG I, (c) Modell mit LG II–III. Deutlich ist die gesteigerte Zahnauslenkung bei den geschädigten Modellen zu erkennen. 47

- Abbildung 25: 3D-Zahnauslenkungen (Total Displacement Okklusalansicht) von Zahn 11 unter einer Belastung von 100 N bei den drei Modellen ohne Schienung (a) Gesundes Modell, (b) Modell mit LG I, (c) Modell mit LG II–III. Die geschädigten Modelle zeigen eine deutlich erhöhte Auslenkung des Zahns unter Krafteinwirkung. 47
- Abbildung 26: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL mit LG I. a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10; d. DKSQ; e. KS; f. TTS. Die unterschiedlichen Schienungseffekte der sechs Schienenvarianten von der rigiden Schienung (KS) bis zur flexiblen Schienung (TTS) sind deutlich erkennbar. 49
- Abbildung 27: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei den stark geschädigten PDL mit LG II–III. a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10; d. DKSQ; e. KS; f. TTS. Die unterschiedlichen Stabilisierungseigenschaften der sechs Schientypen von der rigiden Komposit-schiene (KS) bis zur flexibelsten Variante (TTS) lassen sich klar differenzieren. 49
- Abbildung 28: 3D-Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen. Die Modelle ohne Schienung weisen eine deutlich erhöhte Zahn-auslenkung auf. Darüber hinaus lassen sich klare Unterschiede in der schienenden Wirkung der sechs getesteten Schienen erkennen. 50
- Abbildung 29: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die X-Achse. Bei den geschädigten Modellen ohne Schienung ist eine deutlich verstärkte Zahnauslenkung zu beobachten. Im Vergleich dazu zeigen die sechs untersuchten Schientypen signifikante Unterschiede hinsichtlich ihrer stabilisierenden Wirkung. 52
- Abbildung 30: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die Z-Achse. Die Ergebnisse verdeutlichen die signifikante Wirkung der Zahnschiene auf die Reduktion der vertikalen Zahnauslenkung. Die höchsten Auslenkungen traten bei den ungeschienten, geschädigten Modellen auf, während die rigide

Schiene (KS) die größte Stabilisierung bot. Zwischen den Schientypen zeigen sich deutliche Unterschiede in ihrer stabilisierenden Wirkung.

54

Abbildung 31: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung Front-View bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, LG I und LG II–III). Deutlich erkennbar ist eine zunehmende Verzerrung mit steigendem Lockerungsgrad.

55

Abbildung 32: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung Top-View bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, LG I und LG II–III). Mit steigendem Lockerungsgrad kommt es zu einer ausgeprägten Zunahme der Dehnung, vor allem im zervikalen Bereich der betroffenen Zähne.

56

Abbildung 33: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG I). a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10; d. DKSQ; e. KS; f. TTS. Die dargestellten Modelle zeigen unterschiedliche Verzerrungsmuster in Abhängigkeit von der Steifigkeit der jeweiligen Schiene.

57

Abbildung 34: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL (LG II–III). a. DKSR6; b. DKSR8; c. DKSR10; d. DKSQ; e. KS; f. TTS. Bei stark geschädigtem Zahnhalteapparat (LG II–III) zeigen die rigiden Schienenvarianten KS und DKSQ die geringste Dehnung im Parodontalspalt und damit die beste Stabilisierung. Die flexiblen Varianten, insbesondere TTS und DKSR6, weisen deutlich höhere Dehnungswerte auf. Innerhalb der DKSR-Gruppe nimmt die Stabilität mit steigendem Drahtdurchmesser zu (DKSR10 > DKSR8 > DKSR6).

58

Abbildung 35: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung (y-Achse) in den 15 FE-Modellen (x-Achse). Das Balkendiagramm verdeutlicht die Zusammenhänge zwischen Schädigungsgrad, Schientyp und mechanischer Belastung. Ohne Schienung steigen die Belastungswerte stark an. KS liefert in allen Szenarien die

geringsten Verzerrungen, während TTS die schwächste entlastende Wirkung zeigt.

59

Abbildung 36: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung (y-Achse) in den 15 FE-Modellen (x-Achse). Das Balkendiagramm verdeutlicht die Effekte der Schienung über alle Modelle hinweg. Es zeigt deutlich die Belastungsreduktion durch starre Schienen wie KS und DKSR10 sowie die limitierte Wirkung der flexiblen TTS-Schiene.

61

Abbildung 37: Verzerrung der Parodontalfasern unter vertikaler Belastung (y-Achse) in den 15 FE-Modellen (x-Achse). Das Diagramm veranschaulicht deutlich die stabilisierende Wirkung der Schienung – insbesondere durch KS und DKSR10 – sowie die Belastungszunahme bei fehlender oder flexibler Schienung.

63

Abbildung 38: Grafische Darstellung der von Mises Stress-Werte aller sechs Schienen unter horizontaler Belastung in Abhängigkeit von den beiden Schädigungsgraden. Die Grafik zeigt: KS bleibt bei beiden Schädigungsgraden konstant niedrig belastet. DKSR6, DKSQ und TTS weisen die höchsten Spannungen auf, wobei sich bei LG II–III die Differenzen zwischen den Schientypen noch verstärken.

64

Abbildung 39: von Mises-Spannungen in den sechs Schienen unter horizontaler Belastung bei leicht geschädigtem PDL (LG I). Es zeigt sich erneut die geringste Spannung bei KS. Die restlichen Schienen, insbesondere DKSR6 und DKSQ, sind deutlich stärker belastet. TTS schneidet hier ebenfalls schlechter ab als die DKSR10.

65

Abbildung 40: Verformung der Schienen mit den sechs Schienen unter horizontaler Belastung bei den stark geschädigten PDL / LG II-III. KS hat die geringste Spannung, während DKSR6, DKSQ und TTS besonders stark belastet sind.

65

Abbildung 41: Grafische Darstellung der Equivalent Strain-Werte aller sechs Schienen unter horizontaler Belastung in Abhängigkeit von den beiden Schädigungsgraden. Die höchsten Verformungen zeigt die Schiene DKSQ, gefolgt von TTS und DKSR6, während die rigide

Schiene KS die Verformung aufweist. Die Schienen DKSR10 und DKSR8 zeigen eine moderate Verformung, wobei sich mit zunehmendem Drahtdurchmesser eine deutlich verbesserte Stabilität beobachten lässt.

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Empfehlungen zur Schienung nach Zahntrauma gemäß der aktuellen S2k-Leitlinie (DGMKG und DGZMK 2022).	24
Tabelle 2: Materialparameter der in der Studie verwendeten Zahn- und Knochengewebe.	34
Tabelle 3: Materialparameter der in der Studie verwendeten parodontalen Ligamente (PDL).	36
Tabelle 4: Materialparameter der in der Studie verwendeten Schienen und Kunststoff.	37
Tabelle 5: 3D-Zahnauslenkungen (Total Displacement) von Zahn 11 unter einer Belastung von 100 N bei den drei Modellen ohne Schienung (gesund, Lockerungsgrad I und Lockerungsgrad II–III).	46
Tabelle 6: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL mit LG I.	48
Tabelle 7: 3D-Zahnauslenkungen mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL mit LG II-III.	48
Tabelle 8: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die X-Achse.	51
Tabelle 9: Zahnauslenkung des Zahnes 11 in den 15 FE-Modellen in Bezug auf die Z-Achse.	53
Tabelle 10: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, Lockerungsgrad I und Lockerungsgrad II–III).	55
Tabelle 11: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei den leicht geschädigtem PDL (LG I).	56
Tabelle 12: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL (LG II-III).	57
Tabelle 13: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, LG I und LG II–III).	59

Tabelle 14: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG I).	60
Tabelle 15: Verzerrung der Parodontalfasern unter einer Belastung in 45-Grad-Richtung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG II-III).	60
Tabelle 16: Verzerrung der Parodontalfasern unter vertikaler Belastung bei den drei ungeschienten Modellen (gesund, Lockerungsgrad I und Lockerungsgrad II–III).	61
Tabelle 17: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei leicht geschädigtem PDL (LG I).	62
Tabelle 18: Verzerrung der Parodontalfasern unter horizontaler Belastung mit den sechs Schienen bei stark geschädigtem PDL (LG II-III).	62
Tabelle 19: Belastungen in Form des von Mises Stresses aller sechs untersuchten Schienen. Die Werte sind jeweils für die beiden Schädigungsgrade dargestellt.	64
Tabelle 20: In der folgenden Darstellung sind die Verzerrungswerte in Form des Equivalent Strain für alle sechs untersuchten Schienen aufgeführt. Die Ergebnisse sind jeweils für die beiden Schädigungsgrade dargestellt.	66
Tabelle 21: Relative Zahnauslenkung (%) in drei Raumrichtungen im Vergleich zu dem Normwert (Gesund ohne Schiene = 100 %) bei verschiedenen Schienenarten und Traumabelastungen. Werte darüber zeigen eine erhöhte, Werte darunter eine reduzierte Zahnbeweglichkeit an.	70
Tabelle 22: 3D-Zahnauslenkung in mm bei Trauma LG I (normiert auf Zustand Trauma LG I ohne Schiene = 1,00).	71
Tabelle 23: Effektivität verschiedener Schientypen bezüglich der Minimierung der Zahnbeweglichkeit bei Trauma LG I (KS = 100 %).	72
Tabelle 24: Schienungseffekt (Δ PTV) beim mittleren Schneidezahn (Arx et al., 2001).	72
Tabelle 25: Effektivität verschiedener Schientypen (Δ PTV) relativ zur Resin-Schiene (RS = 100 %) (Arx et al., 2001).	72

Tabelle 26: Schienungseffekt (Δ PTV) des traumatisierten mittleren Schneidezahns (Berthold et al., 2009).	73
Tabelle 27: Effektivität verschiedener Schientypen (Δ PTV) relativ zur Komposit-Schiene (KS = 100 %) (Berthold et al., 2009).	73
Tabelle 28: Vergleich der Effektivität (Δ PTV) verschiedener Schienen horizontal und vertikal zwischen den Studien.	73
Tabelle 29: Schienungseffekt (Δ PTV) von KS, DKSR5, DKSR4 und DKSR3 (Kwan et al. 2011).	74
Tabelle 30: Relative Effektivität verschiedener DKSR-Schienen im Vergleich zur KS (vorliegende Studie).	74

8. Literaturverzeichnis

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

Andreasen JO, Andreasen FM, Mejäre I, Cvek M. Healing of 400 intraalveolar root fractures. 2. Effect of treatment factors such as treatment delay, repositioning, splinting type and period and antibiotics. Dent Traumatol 2004; 20: 203-211

Arx T, Filippi A, Lussi A. Comparison of a new dental trauma splint device (TTS) with three commonly used splinting techniques. Dent Traumatol 2001; 17: 266-274

Azadani EN, Peng J, Townsend JA, Collins CL. Traumatic dental injuries in high school athletes in the United States of America from 2005 to 2020. Dent Traumatol 2023; 39: 109-118

Bastone EB, Freer TJ, McNamara JR. Epidemiology of dental trauma: a review of the literature. Aust Dent J 2000; 45: 2-9

Berthold C, Thaler A, Petschelt A. Rigidity of commonly used dental trauma splints. Dent Traumatol, 2009; 25: 248-255

Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation orthodontischer Zahnbewegungen: Ein Vergleich numerischer Modelle. J Orofac Orthop 1999; 60: 136-151

Bourauel C, Reimann S, Rahimi A, Keilig L. Anwendung numerischer Methoden in der Zahnheilkunde - Computersimulation kieferorthopädischer, implantologischer und prothetischer Behandlungsaufgaben Teil 1. Digit Dent News 2007; 1: 14-18

Bourauel C. Aspekte der kieferorthopädischen Biomechanik. ZM 2003; 22: 30-34

Bourauel C. Die orthodontische Zahnbewegung: Numerische Modellbildung und biomechanische Validierung. Habilitationsschrift, Medizinische Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, Universität Bonn, 1998

Callister WD, Rethwisch DG. Materials science and engineering: An introduction (10th ed.). New Jersey: Wiley, 2020

Deutsche Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (DGMKG) und Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), 2022: S2k-Leitlinie (Langfassung): Therapie des dentalen Traumas bleibender Zähne. https://www.dgzmk.de/documents/10165/1373255/LL_083-004_S2k_Dental_Trauma_lang_2022.pdf (Zugriffsdatum: 04.07.2025)

Deger Y. Die Methode der Finiten Elemente. Grundlagen und Einsatz in der Praxis. Renningen-Malmsheim: Expert-Verlag, 2001; 4-41

Fan J, Caton JG. Occlusal trauma and excessive occlusal forces: Narrative review, case definitions, and diagnostic considerations. J Periodontol 2018; 89: 214-222

Farah J W, Craig R G, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. J Oral Rehab 1989; 16: 603-611

Fullmer HM, Sheetz JH, Narkates AJ. Oxytalan connective tissue fibers: a review. J Oral Pathol 1974; 3: 291-316

Glendor U. Aetiology and risk factors related to traumatic dental injuries-A review of the literature. Dental Traumatol 2009; 25: 19-31

Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries- a 12 year review of the literature. Dental Traumatol 2008; 24: 603-611

Göllner M, Holst A, Berthold C, Schmitt J, Wichmann M, Holst S. Noncontact intraoral measurement of force-related tooth mobility. Clin Oral Investig 2010; 14: 551-557

Haa HC, Yang IH, Oh SH, Kim TJ. Effects of orthodontic forces on the periodontal ligament. Korean J Orthod 1996; 26: 23-31

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung, 6. Auflage. Köln: Dt. Zahnärzte Verlag, 2013

Huang Y, Corpas LS, Martens W, Jacobs R, Lambrichts I. Histomorphological study of myelinated nerve fibres in the periodontal ligament of human canine. *Acta Odontol Scand* 2011; 69: 279-286

Jayakumar P, FelsyPremila G, Muthu MS, Kirubakaran R, Panchanadikar N, Al-Qassar SS. Bite force of children and adolescents: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Pediatr Dent* 2023; 47: 39-53

Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. *Histologie*. Berlin: Springer Verlag, 1996

Kawarizadeh A, Bourauel C, Jäger A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *Eur J Orthod* 2003; 25: 569-578

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

Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003; 14: 13-29

Krastl G, Filippi A, Zöller JE, Weiger R. Endodontic management of traumatized permanent teeth. *Dent Traumatol* 2000; 16: 15-26

Kwan SC, Johnson JD, Cohenca N. The effect of splint material and thickness on tooth mobility after extraction and replantation using a human cadaveric model. *Dent Traumatol*, 2011; 28: 277-281

Kör H. Die biomechanischen Eigenschaften des Parodontalligaments. *Dtsch Zahnärztl Z* 1971; 26: 1352-1358

Lourenço AL, Jager N, Prochnow C, Milbrandt Dutra DA, Kleverlaan CJ. Young's modulus and Poisson ratio of composite materials: Influence of wet and dry storage. *Dent Mater J* 2020; 39: 657-663

Mahmoodi B, Rahimi-Nedjat R, Weusmann J, Azaripour A, Walter C, Willershausen B. Traumatic dental injuries in a university hospital: a four-year retrospective study. *BMC Oral Health* 2015; 15: 139

Mandel U, Viidik A. Effect of splinting on the mechanical and histological properties of the healing periodontal ligament in the vervet monkey (*Cercopithecus aethiops*). *Arch Oral Biol.* 1989; 34: 209-217

Masset A, Staszyk C, Gasse H. The blood vessel system in the periodontal ligament of the equine cheek teeth - part I: The spatial arrangement in layers. *Ann Anat* 2006; 188: 529-533

Meinken, A.: Finite Elemente in der Praxis. Grundlagen und Beispiele für die Anwendung von MARC/MENTAT (Edition expertsoft, Band 50). Renningen-Malmsheim: expert-Verlag, 2001

Mid TT, Mid PS, Kiik K, Toropova N. Structure of periodontal ligament fibers in human teeth. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 11-16

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the material properties of the human periodontal ligament and the position of the centers of resistance in single-rooted teeth. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 358-370

Quinn B, Halepas S. Fractured and Avulsed Teeth. In: Niekrash CE, Ferneini EM, Goupil MT, eds. *Dental Science for the Medical Professional: An Evidence Based Approach*. Springer: Cham Schweiz, 2023: 329-335

Radlanski RJ. *Curriculum Orale Struktur und Entwicklungsbiologie*. Berlin: Quintessenz, 2011

Rateitschak KH, Wolf HF, Rateitschak-Plüss EM. Band 1: Parodontologie. *Farbatlanten der Zahnmedizin*. 3. überarb. und erw. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2012

Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993; 26: 111-119

Schluger S, Yuodelis R, Page RC, Johnson RH. Periodontal Diseases: Basic Phenomena, Clinical Management, and Occlusal and Restorative Interrelationships. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger (Lippincott Williams & Wilkins), 1990: 759

Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. 5th ed. Stuttgart: Thieme, 2000

Schroeder HE. Development, structure, and function of periodontal tissues. In: Oksche A, Vollrath L, eds. The Periodontium. Handbook of Microscopic Anatomy, vol. 5/5. Berlin: Springer, 1986: 233-275

Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Zahnärztliche Chirurgie. 4th ed. Stuttgart; New York: Thieme, 2009

Schäfer E, Petschelt A, Raab W H M, Weiger R, Hülsmann M, Berthold C, Bartel C. Schienentherapie nach dentoalveolären Traumata. Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und DGZ. 2005; 60: 358-359

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik: Band 1. Berlin: Quintessenz Verlags, 2011

Tsukada H, Ishikawa H, Nakamura S, Yoshida S. Developmental changes of the vasculature in the periodontal ligament of rat molars: a scanning electron microscopic study of microcorrosion casts. J Periodont Res 2000; 35: 201-207

Tuli T, Hächl O, Rasse M, Kloss F, Gassner R. Dentoalveoläre Traumen: Analyse von 4 763 Patienten mit 6 237 Verletzungen in zehn Jahren. Mund Kiefer Gesichtschirurgie 2005; 9: 324-329

Wills DJ, Picton DCA, Davies WIR. An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. J Periodontal Res 1972; 7: 42-51

Wolf HF. Periodontology. Color Atlas of Dental Medicine. 3rd rev. and extended ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005

Zienkiewicz OC, Taylor RL. The Finite Element Method. 5th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Arbeit wurde am Institut für Oralmedizinische Technologie am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unter der Betreuung von Prof. Dr. Christoph Bourauel durchgeführt.

Sämtliche Analysen wurden nach entsprechender Einarbeitung durch Herrn Dr. rer. nat. Ludger Keilig eigenständig von mir im Zentrallabor der Oralmedizinischen Technologie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Bonn durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte in Abstimmung mit Prof. Dr. Christoph Bourauel sowie Herrn Dr. rer. nat. Ludger Keilig.

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich ChatGPT, um die Lesbarkeit und Sprache des Manuskripts zu verbessern. Nach der Verwendung dieses Tools habe ich die entsprechenden Passagen überprüft und bearbeitet und übernehme die volle Verantwortung für den Inhalt der veröffentlichten Dissertationsschrift.

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

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt folgenden Personen, ohne deren Hilfe die Anfertigung dieser Doktorarbeit nicht möglich gewesen wäre:

Zunächst möchte ich mich herzlich bei meinem Doktorvater, Prof. Dr. Christoph Bourauel, für die Betreuung dieser Arbeit und die freundliche Hilfe während meiner gesamten Promotion bedanken.

Ferner danke ich Herrn Dr. rer. nat. Ludger Keilig für die hilfsbereite und wissenschaftliche Betreuung sowie seine wertvollen Ratschläge.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie, die mich stets ermutigt, motiviert und unterstützt hat, auch in schwierigen Zeiten weiterzumachen.