Numerische Simulation der Retraktion der Oberkieferfront unter Einsatz der Lingualtechnik

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Shaher Alhiraky

aus Damaskus /Syrien

2021

Angefertigt mit der Genehmigung

der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

2. Gutachter: PD Dr. Christoph Reichert

Tag der Mündlichen Prüfung: 25.02.2021

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften

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

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **7**

1. Einleitung **8**

1.1 Biomechanische Grundlagen des Lückenschlusses in der Kieferorthopädie 10

1.2 Retraktion der Frontzähne mit festsitzenden Apparaturen 14

1.3 Retrahieren der Frontzähne mit der Lingualtechnik 15

1.3.1 Der „Bowing-Effekt“ bei der Lingualtechnik 16

1.3.2 Vermeiden des „Bowing-Effekts“ bei der Lingualtechnik 18

1.4 Grundlagen der Finite-Elemente-Methode 22

1.4.1 Finite-Elemente-Methode in der Kieferorthopädie 23

1.5 Fragestellung und Ziele 26

2. Material und Methoden **27**

2.1 Modellerstellung 27

2.2 Modellierung der Lingualapparatur 29

2.3 Materialparameter 32

2.4 Simulation der Frontzahnretraktion 35

2.5 Koordinatensysteme und Auswertung 37

3. Ergebnisse **41**

3.1 Bewegung der mittleren Schneidezähne 41

3.2 Bewegung der seitlichen Schneidezähne 44

3.3 Bewegung der Eckzähne 47

3.4 Bewegung der ersten Molaren 51

3.5 Dehnungsverteilung im parodontalen Ligament 56

4. Diskussion 59

4.1 Diskussion der Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur 59

4.2 Diskussion von Material und Methode 64

4.3 Ausblick und Wertung 65

5. Zusammenfassung 68

6. Anhang 70

7. Abbildungsverzeichnis 75

8. Tabellenverzeichnis 79

9. Literaturverzeichnis 80

10. Danksagung 87

Abkürzungsverzeichnis

TADs	temporäre Verankerungselemente (eng. “Temporary Anchorage Devices”).
Non-Ex	Ohne Extraktion (eng. “Non-Extraction”)
PDL	Parodontalligament
RZ	Rotationszentrum
M/F	Moment/Kraft-Verhältnis (eng. “Moment/Force”)
FEM	Finite-Elemente-Methode
TMA	Titan-Molybdän-Legierung
E-Modul	Elastizitätsmodul
TPA	Transpalatinalbogen
RBE	Starrkörperelement (eng. “Rigid Body Element”)

1. Einleitung

Eine Extraktionsentscheidung im Zuge der kieferorthopädischen Behandlung stellt immer eine Herausforderung für den Behandler dar. Offensichtlich erscheint eine Behandlung für die Patienten angenehmer, wenn das Ziehen gesunder Zähne vermieden werden kann. Auch aus kieferorthopädischer Sicht ist die Non-Extraktionstherapie für eine oftmals kürzere Behandlungsdauer und einfachere erforderliche Biomechanik bekannt.
In den letzten Jahren hat die Entwicklung der temporären skelettalen Verankerung „temporary anchorage devices, TADs“ ermöglicht, einige der schwierigsten Zahnbewegungen zu bewältigen, und hat dadurch die Möglichkeiten der Non-Ex-Therapie erweitert. Trotzdem bleibt die Extraktion bleibender Zähnen im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung in manchen Fällen unumgänglich, wenn alle anderen Platzbeschaffungsmaßnahmen zu einer übermäßigen Zahnbogenerweiterung oder einer zu großen Protrusion der Frontzähne führen würden.
Zu den häufigsten Gründen für eine Zahnentfernung im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung gehören ein ausgeprägtes Missverhältnis zwischen der Zahn- und der Kiefergröße, die bimaxilläre Protrusion und eine vergrößerte sagittale Stufe bei Klasse-II-Patienten im Rahmen einer sogenannten Camouflage-Behandlung. Am häufigsten werden in der Kieferorthopädie wegen ihrer günstigen Position zwischen den vorderen und hinteren Segmenten die ersten Prämolaren extrahiert (Basciftci und Usumez, 2003; Crossman und Reed, 1978). Durch Entfernung eines Zahnes im Zentrum der Stützzone wird der Platzmangel im Seitenzahnbereich direkt aufgelöst und auf diese Weise gelingt auch die Auflösung des Engstandes in der Front und die Retraktion der protrudierten Frontzähne biomechanisch am einfachsten. Auch bezüglich der Verankerung wird die Extraktion der ersten Prämolaren von den Kieferorthopäden in den meisten Fällen bevorzugt.
Das Schließen von Extraktionslücken kann auf zwei Wegen erfolgen: Entweder werden die Eckzähne distalisiert und anschließend die vier Schneidezähne zusammen retrahiert, oder es wird eine En-Masse-Retraktion aller Schneidezähne und der Eckzähne in einem einzelnen Schritt zusammen durchgeführt. Die zweistufige Retraktion gründet sich auf der Theorie, dass durch die zeitlich versetzte Eckzahn-Retraktion in einem ersten Schritt die Verankerung gesichert sei, weil geringe Kräfte sich auf beide Phasen ver-

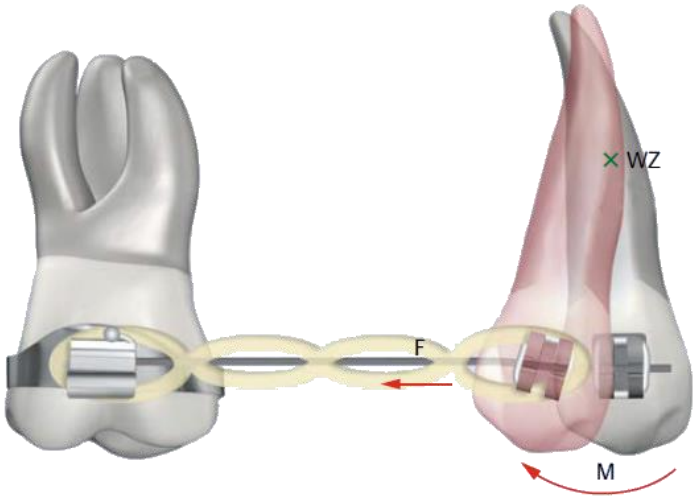
teilen. Bei einem Vergleich der zweistufigen und der En-Masse-Retraktion der oberen Frontzähne haben Heo et al. (2007) keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Verfahren hinsichtlich des Verankerungsverlusts oder des Ausmaßes der Frontzahnretraktion gefunden. Allerdings war die Behandlungsdauer in der Gruppe der En-Masse-Retraktion im Schnitt 4,8 Monate kürzer als in der Vergleichsgruppe.

In einer In-vivo-Studie verglichen Yoshida et al. (2005) die Kippneigung der Schneidezähne bei En-Masse-Retraktion mit der zweistufigen Retraktion. Die initiale Bewegung der oberen Inzisivi wurde mit einem Magnet-Magnetsensoren-Messsystem erfasst. Die Messungen aus der Untersuchung zeigten, dass die Palatinalkippung der Schneidezähne bei zweistufiger Retraktion noch stärker war als bei der En-Masse-Retraktion. Folglich empfahlen die Autoren eine En-Masse-Retraktion, wenn eine Frontzahnkippung nach palatinal unerwünscht ist, beispielsweise bei einem Deckbiss. In einigen klinischen Fällen ist es jedoch ratsam, die Eckzähne erst separat zu distalisieren, beispielsweise beim moderaten oder schweren Frontengstand, um die übermäßige Protrusion der Frontzähne zu vermeiden, sowie bei einem Bukkal- bzw. Außenstand der Eckzähne oder einer Mittellinienverschiebung.

Für den Lückenschluß und die Retraktion der Frontzähne stehen im Prinzip zwei Techniken zur Verfügung: die Schlaufenmechanik (loop mechanics) und die Gleitmechanik (sliding mechanics). Die Schlaufenmechanik ist eine bekannte und effektive Methode. Durch die geringe Reibung des Bogens im Bracket kann die Retraktion unter kontrolliertem Krafteinsatz geschehen. Nicht zu unterschätzen ist jedoch der zeitliche Aufwand, einen Loop-Bogen individuell zu biegen (Gerkhardt, 2000). Auf der anderen Seite steht die anwenderfreundliche Gleitbogenmechanik. Hier wird auf die Biegung komplizierter Schlaufen verzichtet. Die erforderlichen Drehmomente für die körperlichen Bewegungen entstehen durch Anlagerung und Bogendeformität. Neben der Zeitersparnis soll der Wegfall der Schlaufen für die Behandler den zusätzlichen Vorteil haben, dass Nebenwirkungen, wie Kippung und Rotation, reduziert sind und die Irritation des Weichgewebes ausbleibt (Ziegler und Ingervall, 1989).

1.1 Biomechanische Grundlagen des Lückenschlusses in der Kieferorthopädie

Die erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung von Dysgnathien steht in einem engen Zusammenhang mit grundlegenden Kenntnissen über die orthodontische Zahnbewegung selbst und deren biomechanische Parameter (Wichelhaus und Eichenberg, 2012). Das Ziel einer kieferorthopädischen Behandlung ist es, Zähne möglichst effizient und mit minimalen Nebeneffekten für Zahn und Zahnhalteapparat zu bewegen (von Böhl und Kuijpers-Jagtman, 2009). Hierbei ist ein optimales Kraftsystem für die biologische Reaktion des Parodontiums und des Gewebes entscheidend. Unerwünschte Gewebereaktionen, Nekrosen und Wurzelresorptionen können als Begleiterscheinungen abhängig von Kraftapplikation und Dauer der Krafteinwirkung auftreten (Wichelhaus und Eichenberg, 2012). Die biomechanische Reaktion hängt dabei von Faktoren wie Kraftgröße, Richtung (Kraftvektor) und Frequenz ab (Roberts, 2012). Bei den festsitzenden Apparaturen werden die Kräfte üblicherweise von Gummiketten oder Zugfedern auf die Brackets übertragen, wodurch der Kraftansatzpunkt seitlich des Widerstandszentrums der Zähne auftritt. Diese exzentrischen Kräfte erzeugen Drehmomente, die zur Kippung der Zähne in Richtung der angewandten Kräfte führen (Abbildung 1).



WZ = Widerstandszentrum

F = Kraft

M = Moment

Abb. 1: In der kieferorthopädischen Therapie erfolgt die Zahnbewegung über elastische Gummiketten oder NiTi-Zugfedern, die üblicherweise koronal auf die Brackets angebracht werden. Aufgrund dieser exzentrisch angreifenden Kraft entsteht ein Moment, das zu einer Kippung des Zahnes führt. Die Größe des Moments ist abhängig von der Kraftgröße und dem Abstand des Kraftansatzpunkts vom Widerstandszentrum (modifiziert nach Wichelhaus und Eichenberg, 2012).

Die Größe des Drehmoments wird durch die Kraftgröße und den Abstand des Kraftansatzpunktes vom Widerstandszentrum des Zahnes bestimmt. Für einen einwurzeligen Zahn liegt das Widerstandszentrum zwischen zervikalem Wurzeldrittel und halber Wurzellänge, für einen mehrwurzeligen Zahn 1–2 mm apikal der Bi- oder Trifurkation (Pedersen et al. 1990). Die Lage des Widerstandszentrums ist von mehreren Faktoren abhängig, beispielsweise der Wurzelgeometrie, der Qualität und Quantität des umgebenden Knochens und des Parodontalligaments, der Richtung der Kräfte und von der Zahninklination. Auch ist das Widerstandszentrum nicht konstant, da es sich im Zuge der Zahnbewegung durch Veränderung der Einheit Zahn, PDL und Knochen-Attachment in der Lokalisation nach apikal bewegen kann (Wichelhaus und Eichenberg, 2012).

In vielen Fällen, beispielsweise bei der Retraktion der Inzisivi, ist die durch die exzentrische Krafteinleitung entstandene rotatorische Komponente bei der Zahnbewegung unerwünscht. Man strebt hierbei an, die Zähne möglichst körperlich (translatorisch) zu bewegen. Auch biologisch gesehen ist die translatorische Bewegung schonender für die Zähne und die umliegenden Gewebe, da die durch die applizierte Kraft auftretende Spannung in Parodont, Alveolarknochen und Zahn gleichmäßig verteilt wird. Im Gegensatz dazu entstehen bei der kippenden Zahnbewegung Spannungsspitzen im koronalen Bereich des Alveolarknochens und in der Wurzelspitze, die den Parodontalspalt in diesen Bereichen stark komprimieren und zu ungünstigen orthodontischen Nebeneffekten führen können (Wichelhaus und Eichenberg, 2012). In einem Tierversuchsmodell mit Ratten von Nakano et al. (2014) fanden sich in der Gruppe mit kippenden Zahnbewegungen ungefähr doppelt so viele Wurzelresorptionen der Zähne wie in der Gruppe mit körperlichen Zahnbewegungen.

Damit der Zahn bzw. Zahngruppen körperlich bewegt werden, soll die Kraftlinie möglichst durch das Widerstandszentrum verlaufen, was aus anatomischen Gründen jedoch nicht ohne weiteres möglich ist. Klinisch gibt es zwei Möglichkeiten, die kippende Tendenz bei der Zahnbewegung zu minimieren bzw. auszuschalten:

- Eine besteht darin, den Abstand der Kraftwirkungslinie zum Widerstandszentrum zu reduzieren, zum Beispiel mit sogenannten „Power Arms“. Wenn die Kraftlinie durch oder näher zum Widerstandszentrum eines Körpers verläuft, wird kein bzw. ein geringeres Drehmoment erzeugt (Abbildung 2 a).

- Eine weitere Möglichkeit besteht darin, ein entgegengesetztes Drehmoment zu erzeugen, das das Drehmoment, welches durch die angreifende Kraft erzeugt wird, neutralisiert (Abbildung 2 b). Das Verhältnis von der Größe des Drehmoments, das die kippende Tendenz aufheben soll, und der Größe der Kraft, die den Zahn bewegen soll, nennt man „Moment to force ratio“ (M/F-Verhältnis). Durch Variation dieses Verhältnisses kann das Rotationszentrum (RZ) beliebig verschoben werden (Smith und Burstone, 1984).

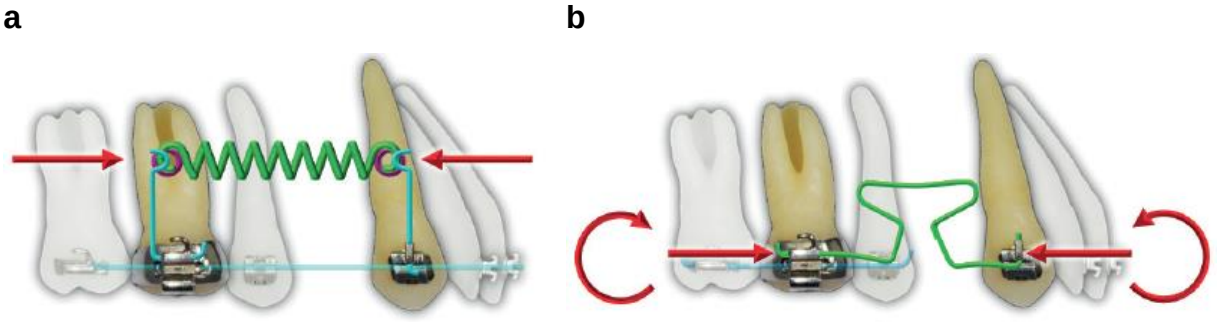
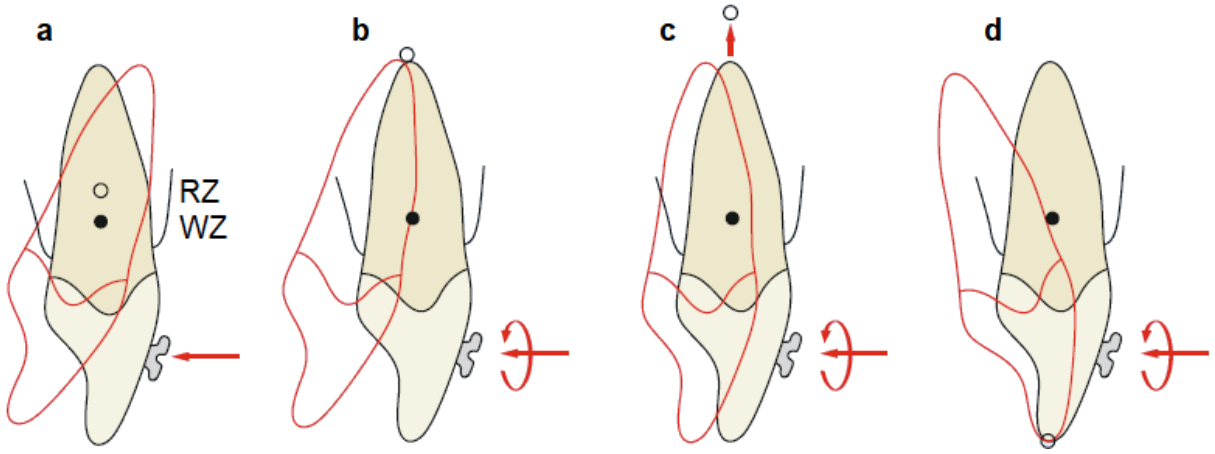


Abb. 2: Um eine körperliche Zahnbewegung zu erreichen, muss die Kraftwirkungslinie mittels sogenannter „Powerhook“ durch das Widerstandszentrum des Zahnes verschoben werden (a) oder ein entgegengesetztes Drehmoment erzeugt werden, um die Kipptendenz des zu bewegenden Zahnes zu neutralisieren (b, modifiziert nach Burstone und Choy, 2015).

Die Abbildung 3 zeigt die Auswirkung des M/F-Verhältnisses auf die Bewegungsart eines Zahnes: Ohne entgegengesetztes Drehmoment ist das M/F-Verhältnis = 0, und so kippt der Zahn in Richtung der aufgebrachten Kraft um ein Rotationszentrum, das fast mit dem Widerstandszentrum des Zahnes übereinstimmt. Diese Art der Bewegung heißt „unkontrollierte Kippung“ (Abbildung 3 a). Erzeugt man ein der Kipptendenz entgegenwirkendes Moment, so entfernt sich das Rotationszentrum vom Widerstandszentrum nach apikal. Bei einem M/F-Verhältnis von ca. 5 liegt das Rotationszentrum am Apex, was immer noch einer Kippung entspricht, jedoch bleibt die Wurzel an Ort und Stelle. So entsteht die sogenannte „kontrollierte Kippung“ (Abbildung 3 b). Steigert man nun das M/F-Verhältnis auf ca. 10, wandert das Rotationszentrum ins Unendliche und es kommt zu einer reinen „Translationsbewegung“, da das angewandte Moment das durch die an-

greifende Kraft entstandene Drehmoment komplett neutralisiert (Abbildung 3 c). Bei weiterer Erhöhung des M/F-Verhältnisses bis ca. 12 schlägt die körperliche Bewegung wieder in eine Kippung um, wobei dann das Rotationszentrum an der Schneidekante liegt und damit die Wurzel allein in Richtung der Kraft bewegt wird. Diese Art der Bewegung nennt man „Wurzeltorque“ (Abbildung 3 d, Harzer, 2011).



Kippung		**Translation**	**Torque**
unkontrolliert	kontrolliert		
(M/F = 0)	(M/F = 5)	(M/F = 10)	(M/F = 12)
RZ = WZ	RZ = Apex	RZ = unendlich	RZ = SK

WZ: Widerstandszentrum; RZ: Rotationszentrum; F: Kraft; M: Drehmoment; SK: Schneidekante.

Abb. 3: Auswirkung des M/F-Verhältnisses auf die Bewegungsart eines Zahnes: (a) unkontrollierte Kippung: bei einem M/F-Verhältnis von 0 ist das Rotationszent um fast deckungsgleich mit dem Widerstandszentrum. (b) Kontrollierte Kippung: bei M/F = 5 liegt das Rotationszentrum jetzt am Apex. (c) Körperliche Bewegung: bei M/F = 10 wandert das Rotationszentrum ins Unendliche (entspricht einer reinen Translation). (d) Wurzeltorque: bei M/F=12 liegt das Rotationszentrum an der Schneidekante (modifiziert nach Harzer, 2011).

Allerdings sind diese Werte des M/F-Verhältnisses wegen individueller Variationen in der Beschaffenheit des PDL und des Alveolarknochens und unterschiedlicher Wurzelmorphologien von Patient zu Patient nur als Richtlinien zum Erzielen der orthodontischen Zahnbewegung zu betrachten. Daher muss das angewandte Kraftsystem stetig

überprüft und eventuell angepasst werden, damit die angestrebte Zahnbewegung erreicht werden kann (Cattaneo et al., 2008).

1.2 Retraktion der Frontzähne mit festsitzenden Apparaturen

Üblicherweise wird in der ersten Phase der kieferorthopädischen Behandlung mit festsitzenden Geräten angestrebt, in vertikaler und horizontaler Ebene einen Idealbogen zu erreichen. Durch den Einsatz elastischer Bögen (meistens aus Nickel-Titan-Legierung) wird ein Ausgleich der Höhe der Bracket-Slots angestrebt, rotierte Zähne werden derotiert und die Bogenform wird gestaltet. Anschließend werden starke Vierkantbögen eingesetzt, um die sagittale Stufe zu korrigieren und ggf. bestehende Extraktionslücken zu schließen (Kahl-Nieke, 2009). Bei Patienten mit protrudierten Frontzähnen, vor allem bei Patienten mit Klasse II-Anomalie oder bimaxillärer Protrusion, erfordert die Behandlung häufig die bilaterale Entfernung der Prämolaren in einem oder beiden Kiefern. Dadurch wird der erforderliche Platz gewonnen, um die Proklination der Schneidezähne und infolge die Konvexität der Weichgewebe im Gesichtsprofil zu reduzieren und dieses zu begradigen (Bills et al., 2005).

Eine dreidimensionale Kontrolle der Zahnbewegung während der Frontzahnretraktion ist essentiell, um die Nebenwirkungen der kieferorthopädischen Behandlung zu minimieren, die Verankerung der Zähne zu gewährleisten und somit die Behandlungsziele effektiv und schnell zu erreichen. Daher müssen die biologischen Reaktionen des Zahns und des Periodontiums sowie die biomechanischen Grundlagen der Zahnbewegung beim Design der kieferorthopädischen Geräte berücksichtigt werden.

Um den bekannten Nebeneffekten auf die Frontzähne während der Retraktion über die Extraktionslücken, wie zum Beispiel dem Torqueverlust oder der Extrusion, vorzubeugen, muss die Zugkraftlinie so nah wie möglich am Widerstandszentrum der Frontzähne verlaufen. Deshalb beschäftigt sich die Literatur mit der Untersuchung und Bestimmung des gemeinsamen Widerstandszentrums des Frontzahnblocks und der Beschreibung geeigneter kieferorthopädischer Geräte, die es ermöglichen, die Kraftwirkungslinie durch dieses ermittelte Widerstandszentrum zu lenken.

Als Faustregel gilt, dass das Widerstandszentrum des Frontsegments sich 9 - 10 mm apikal und ca. 7 mm distal von dem Bracket des lateralen Schneidezahns befindet (Gjessing, 1992). Trotzdem sollte die Bestimmung des Widerstandszentrums individuell für jeden Patienten unter Berücksichtigung der Morphologie des Alveolarknochens und der Wurzeln und der Inklination der Frontzähne berücksichtigt werden. Die klinische Erfahrung zeigt, dass die gewünschte Retraktion der Frontzähne ohne genaue und kontinuierliche Beobachtung zur weiteren Anpassung der Behandlungsmechanik regelmäßig nicht erreicht werden kann, obwohl die Zugkraft theoretisch durch das Widerstandszentrum läuft (Türk et al., 2005).

In einer Studie zur Untersuchung des Last- und Verformungsverhaltens der oberen Schneidezähne mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode zur Bestimmung des gemeinsamen Widerstandszentrums des Frontzahnsegments haben Reimann et al. 2007 herausgefunden, dass sich die einzelnen Schneidezähne unabhängig voneinander bewegt haben, obwohl sie mit einem 0,018"× 0,025"-Stahldraht miteinander verbunden waren. Die Kronen der seitlichen Schneidezähne wurden dabei in einem höheren Umfang verschoben als die mittleren Schneidezähne. Somit gab es für das gesamte Frontzahnsegment mehrere isolierte Widerstandszentren anstelle eines einzelnen gemeinsamen Widerstandszentrums. Auch mit einer Vergrößerung des Querschnittes des verbindenden Drahtes auf den dreifachen Wert und somit der Nutzung des Bogens mit dem größten klinisch angewandten Durchmesser konnte keine gemeinsame Bewegung der vier Schneidezähne erreicht werden. Daher empfehlen die Autoren, dass die Planung der Frontzahnretraktion nicht mehr auf der klassischen Annahme von einem gemeinsamen Widerstandszentrum des Frontsegments basieren sollte. Die unterschiedlichen Positionen der Widerstandszentren der seitlichen und mittleren Schneidezähne im Frontsegment führen zur mehr Kippung, insbesondere der mittleren Schneidezähne. Hier müsse mit einem zusätzlichen aufrichtenden Drehmoment ein Ausgleich geschaffen werden.

1.3 Retrahieren der Frontzähne mit der Lingualtechnik

Bei der Lingualtechnik stellt das Retrahieren der Frontzähne wie auch bei den bukkalen Brackets eine Herausforderung für den Behandler dar, vor allem bezüglich der Veranke-

rung und Torquekontrolle. Aus ästhetischen und mechanischen Gründen werden üblicherweise bei der Lingualtechnik die sechs Frontzähne zusammen retrahiert. Somit kann die Entstehung von Lücken im Frontzahnbereich durch die separate Distalisierung der Eckzähne vermieden werden, die von vielen Patienten als sehr störend empfunden wird. Außerdem erlauben die üblichen Biegungen erster Ordnung distal der Eckzähne die separate Distalisierung der Eckzähne nur begrenzt. Darüber hinaus erfordert die anschließende Retraktion der Schneidezähne einen zusätzlichen Bogenwechsel (Gerkhardt, 2000).

1.3.1 Der „Bowing-Effekt“ bei der Lingualtechnik

Die En-Masse-Retraktion bei der Lingualtechnik ist äußerst vorsichtig durchzuführen, da ein unkontrolliertes Kraftsystem zur Beeinträchtigung der Okklusion und zu einem Verankerungsverlust, dem sogenannten Bowing-Effekt, führen könnte. Der "Bowing-Effekt" zeigt sich sowohl auf vertikaler als auch auf transversaler Ebene. Auf vertikaler Ebene führen die exzentrischen Retraktionskräfte zur Retrusion der Frontzähne und infolgedessen zum Torqueverlust, Bissvertiefung, Vorkontakten zwischen den unteren Frontzähnen und den lingualen Brackets der oberen Frontzähne und zum seitlich offenen Biss im Bereich der Eckzähne und Prämolaren. Dazu tendieren die Molaren dabei nach mesial zu kippen, und so kommt es zum Verankerungsverlust und zur Beeinträchtigung der Okklusion (Abbildung 4). Auf transversaler Ebene verläuft die Kraftwirkungslinie palatinal bzw. lingual zum Widerstandszentrum des Molaren und löst dadurch eine mesiobukkale Rotation des Molaren aus. Diese führt zur Zunahme des transversalen Prämolarenabstands und in extremen Fällen zur bukkalen Nonokklusion bei den Prämolaren (Abbildung 5).

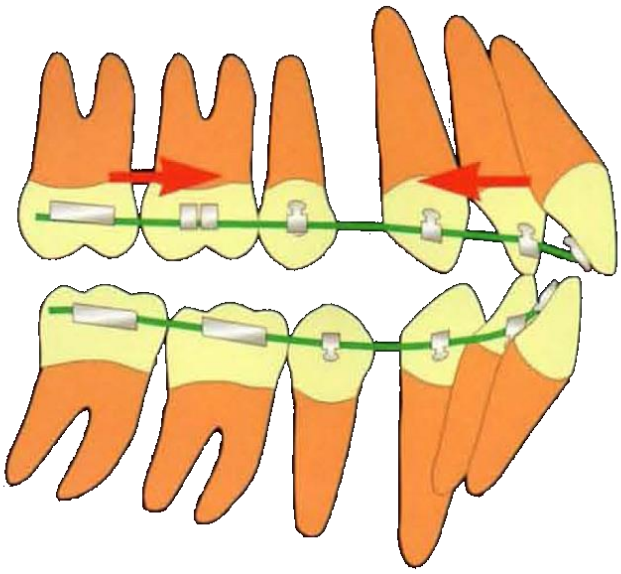


Abb. 4: Ein vertikaler Bowing-Effekt bei der Lingualtechnik zeigt sich durch die Palatinalkippung der Frontzähne, die Vorkontakte zwischen den unteren Frontzähnen und den oberen Brackets, die anteriore Kippung der Molaren und Prämolaren, die posteriore Disklusion und den Verlust der lateralen Funktion (modifiziert nach Scuzzo und Takemoto, 2010).

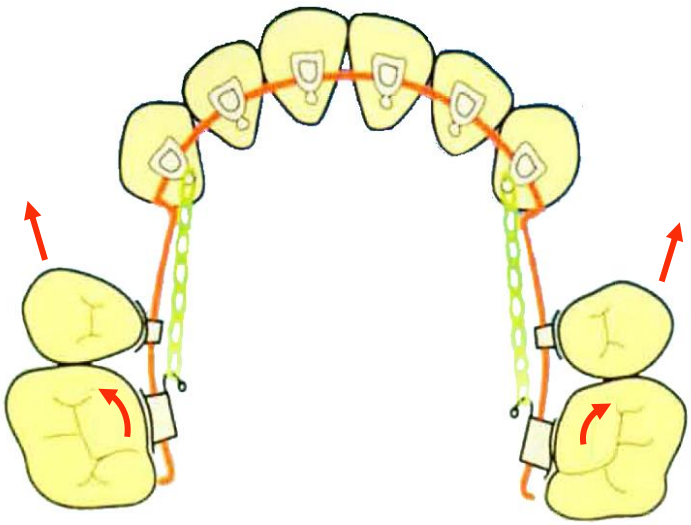


Abb. 5: Der transversale Bowing-Effekt bei der Lingualtechnik zeigt sich durch die mesiobukkale Rotation der Molaren und die Zunahme des transversalen Prämolarenabstands (modifiziert nach Scuzzo und Takemoto, 2010).

Außerdem spielt die anatomische Form der Molaren eine wichtige Rolle, weil die interdentalen Kontaktpunkte im posterioren Segment näher an den bukkalen Flächen der Molaren liegen. Aufgrund des großen lingualen bzw. palatinalen Interdentalraums erzeugen die bei der Lingualtechnik ausgeübten Retraktionskräfte eine stärkere transversale Rotation bei den Molaren als bei der Labialtechnik (Scuzzo und Takemoto, 2010).
In einer Finite-Elemente-Studie haben Lombardo et al. 2014 die En-Masse-Retraktion der Unterkieferfrontzähne zwischen lingualen und labialen festsitzenden Apparaturen verglichen. Hierbei haben sich für die Lingual- und Labialmechanik unterschiedliche Belastungsmuster und damit unterschiedliche Zahnbewegungen entwickelt. Der Bowing-Effekt war bei der Lingualtechnik größer und zeigte sich durch eine stärkere Lingual- bzw. Distalkippung der Schneide- und Eckzähne und die stärkere Rotation der zweiten Prämolaren und ersten Molaren.
In einer vergleichbaren FE-Studie haben Liang et al. 2009 die Torquekontrolle der Oberkieferfrontzähne beim Lückenschluss zwischen der lingualen und labialen Technik verglichen. Das gleiche Kraftsystem, das die oberen Schneidezähne bei der Labialtechnik körperlich retrahiert hat, hat diese Zähne bei der Lingualtechnik nach palatinal gekippt. Um den Torqueverlust während der Retraktion der oberen Schneidezähne mit der Lingualtechnik zu vermeiden, empfehlen die Autoren, den lingualen Wurzeltorque und die intrudierende Ktraft zu erhöhen und die retrahierende Kraft zu reduzieren.

1.3.2 Vermeiden des „Bowing-Effekts“ bei der Lingualtechnik

Um den vertikalen Bowing-Effekt während der En-Masse-Retraktion mit der Schlaufenmechanik zu vermeiden, werden ausreichende entgegengesetzte Drehmomente im anterioren und posterioren Segment im Sinne einer Giebel-Biegung oder kompensatorischen Biegung im Draht ergänzt. In ähnlicher Weise werden auf der Transversalebene leichte kompensatorische Biegungen nach lingual eingebracht. Somit werden der Prämolarenabstand etwas schmaler und der Molarenabstand um einen Höcker breiter gemacht (Scuzzo und Takemoto, 2010). Dafür eignet sich besonders ein Bogen aus Titan-Molybdän-Legierung (TMA) mit einem relativ geringen E-Modul und guter Verformbarkeit. TMA hat etwa 40% der Steifigkeit eines Stahlbogens und damit eine geringere

Kraftentfaltung. Ein rechteckiger Querschnitt und großer Drahtdurchmesser sind ebenfalls vorteilhafte Eigenschaften für einen Retraktionsbogen, um den Torque der Frontzähne zu kontrollieren (Harzer, 2011). Die T-Schlaufen sollen nach Scuzzo und Tekamoto (2010) etwa 1 mm pro Seite alle 6 bis 8 Wochen aktiviert werden, damit die Kräfte möglichst niedrig gehalten werden. Ein Transpalatinalbogen kann der mesiobukkalen Rotation der Molaren auf der transversalen Ebene entgegenwirken. Darüber hinaus ermöglicht das Einbeziehen der ersten und zweiten Molaren in die Lingualapparatur eine ausreichende Kontrolle zur Beibehaltung der Zahnbogenform (Gerkhardt, 2000).

Bei der am weitesten verbreiteten Gleitmechanik (Sliding mechanics) muss der Behandler auch den Bowing-Effekt immer im Auge behalten. Die Frontzahnretraktion soll nur an ausreichend starken Bögen und unter Einbeziehung leichter Kräfte erfolgen (Liang et al., 2009). Nach Ausformen des Zahnbogens und Derotieren der Zähne sollte die weitere Retraktion des Frontsegments an einem steifen Bogen durchgeführt werden, der den unerwünschten Zahnbewegungen entgegenwirken kann. Die Verwendung von elastischen Bögen in dieser Phase würde zu Zahnkippung, Torque- und Verankerungsverlust sowie zur Rotation der Molaren führen. Daher eignen sich besonders gut Stahlbögen mit einem Elastizitätsmodul von ca. 200.000 MPa und einem niedrigen Friktionskoeffizienten im Vergleich zu Bögen aus anderen Legierungen. Die niedrigeren Friktionswerte erleichtern die Zahnbewegung, reduzieren die Nebeneffekte der kieferorthopädischen Behandlung und erhöhen somit die Wirksamkeit der gesamten Mechanik (Rossouw, 2003).

Neben dem Drahtmaterial sind die Länge und der Durchmesser des Drahtes von besonderer Bedeutung. Mit einem modifizierten 3-Punkt-Biegeversuch wurde die Steifigkeit von geraden und pilzförmigen Lingualbögen verschiedener Durchmesser, Querschnitte und Legierungen von Lombardo et al. 2016 untersucht. In dieser Studie zeigten die längeren, pilzförmigen Lingualbögen eine geringere Steifigkeit als die geraden Bögen. Da die pilzförmigen Bögen des Oberkiefers länger als die Unterkieferbögen sind und mehr Biegungen erster Ordnung aufweisen, war der Unterschied in der Steifigkeit zwischen den geraden und pilzförmigen Lingualbögen im Oberkiefer viel stärker ausgeprägt als im Unterkiefer.

Um die stärkere Tendenz zum Bowing-Effekt bei den lingualen Apparaturen zu vermeiden, haben viele Forscher verschiedene Möglichkeiten untersucht, um diese Herausfor-

derung in der Gleitmechanik zu überwinden. Giebel-Biegungen oder kompensatorische Biegungen sowohl in der Sagittal- als auch in der Transversalebene wurden auch in der Gleitmechanik verwendet, um die erforderlichen Drehmomente zu erzeugen. Allerdings hat diese Methode den Nachteil, dass solche Biegungen die Friktion zwischen Draht und Brackets erhöhen könnten (Sung et al., 2003). Ein Transpalatinalbogen und das Einbeziehen der ersten und zweiten Molaren in die Lingualapparatur können auch hier die Nebenwirkungen auf der Transversalebene minimieren (Gerkhardt, 2000).

Um die Kontrolle über die bukkolinguale Kippung der Frontzähne zu verbessern, empfiehlt es sich, einen zusätzlichen Torque in das vordere Segment des Bogens einzubiegen (Lawson, 2013). Diese Biegung dritter Ordnung kann den Torqueverlust der Schneidezähne ausgleichen aber gleichzeitig erzeugt diese auch eine extrusive Kraft auf das Frontsegment sowie eine intrusive Kraft auf die Molaren, was zur Bissvertiefung führen kann (Burstone und Choy, 2015). Darüber hinaus wird empfohlen, intramaxilläre Gummiketten über große intraorale Strecken zu vermeiden. Stattdessen sollen die Seitenzähne mit Achterligaturen zu einer Verankerungseinheit verbunden werden und kürzere Gummiketten von den Prämolaren an die Eckzähne oder an die lateralen Schneidezähne aufgebracht werden (Scuzzo und Takemoto, 2010). Eine weitere Möglichkeit für den Einsatz der Gummiketten bei lingualen Apparaturen ist die sogenannte "Double Cable"-Technik. Hierbei werden die sechs Frontzähne mittels Achterligaturen miteinander verbunden und gleichzeitig zwei Gummiketten pro Quadrant, je eine auf der bukkalen und lingualen Seite, eingesetzt. Jedoch kann die Sichtbarkeit der bukkalen Gummikette den anspruchsvollen Patienten stören (Wiechmann und Grauer, 2016).

Eine andere Technik zum Vorbeugen des Bowing-Effekts besteht darin, den Kraftansatzpunkt zu ändern. Dafür wird die Kraft nicht direkt auf die Brackets, sondern auf einen am Bogen angeschweißten Arm angelegt. Das Verschieben des Angriffspunktes ermöglicht eine Verlagerung der Kraftlinie auf die Höhe des Widerstandszentrums und als Ergebnis werden die kippenden Drehmomente eliminiert. Durch Einstellen der beiden Kraftangriffspunkte, nämlich der Höhe des Powerhooks und der Position des Angriffspunktes am posterioren Segment, kann das für die gewünschte Bewegungsart geeignete Kraftsystem geplant werden (Park et al., 2000; Smith und Burstone, 1984; Tominaga et al., 2009).

In einer FE-Studie zur Bestimmung der optimalen Höhe und Position des Powerhooks bei bukkalen festsitzenden Apparaturen haben Tominaga et al. (2009) festgestellt, dass der mesial des Eckzahns gelötete Powerhook 5,5 mm lang sein sollte, um eine Translation der Frontzähne zu erreichen. Wenn der Powerhook distal des Eckzahns platziert wurde, musste die Armlänge auf 11,2 mm erhöht werden. Bei bukkalen Apparaturen könnten der begrenzte Raum des Mundvorhofs und die individuellen anatomischen Gegebenheiten die Wahl der Länge des Powerhooks jedoch einschränken. Im Gegenzug dazu bietet die ausreichende Breite und Tiefe des Gaumens in der Lingualtechnik mehr Möglichkeiten für die Einstellung des Powerhooks.

Die Mechanik des Powerhooks in der Lingualtechnik wurde in diversen Studien mit verschiedenen Formen untersucht. Grundsätzlich lassen sich bei der Frontzahnretraktion zwei Hauptformen unterscheiden:

- Segmentbogentechnik: Die Frontzähne werden in einem separaten Segment miteinander verbunden und mit Habelarmen ergänzt. Ein Beispiel dafür ist der von Chung et al. (2001) und Kim et al. (2004) entwickelte "C-lingual retractor". Die Retraktionskräfte werden direkt auf die Powerhooks ausgeübt, so dass die Kraftlinie durch das Widerstandszentrum des Frontsegments verläuft (Kim et al., 2004). Auch wenn die Theorie der Segmentbogentechnik unzweifelhaft richtig ist, ist diese Technik in der Praxis jedoch zu kompliziert und fehleranfällig. Unerwünschte Bewegungen, z. B. übermäßige Distalkippung der Eckzähne, könnten während der Behandlung auftreten (Seo et al. 2015).
- Gleitbogenmechanik: Hier werden die Front- und Seitenzähne mit einem durchgehenden Bogen verbunden, an dem der Powerhook befestigt wird. Dadurch entsteht während der Frontzahnretraktion eine erhöhte Friktion und die Bestimmung des Kraftsystems wird komplexer, andererseits kann der Behandler die Zahnbewegung besser steuern. In einer klinischen Studie haben Seo et al. (2015) zwei Formen des C-lingual-Retraktors bei der En-Masse-Retraktion verglichen. Die erste Vergleichsgruppe wurde mit einem üblichen C-lingual-Retraktor ohne posteriore Apparatur und die zweite mit modifiziertem Design durchgeführt, bei dem ein posteriorer Gleitmechanismus hinzugefügt wurde. Es wurde festgestellt, dass das Hinzufügen des Gleitmechanismus eine bessere dreidimensionale Steuerung der

Retraktion der Frontzähne ermöglichte. Effizientere Torquekontrolle des Frontsegmentes und weniger Distalkippung der Eckzähne waren erkennbar.

1.4 Grundlagen der Finite-Elemente-Methode

In der jüngsten Zeit lässt sich beobachten, dass der Einsatz von rechnerbasierten Simulationen in immer mehr Wissenschaftsfelder hineinwirkt. Dank der dynamischen Simulation können die Entwickler schon frühzeitig nachvollziehen, wie neue Produkte sich im praktischen Einsatz verhalten werden. Virtuelle Experimente können in der Simulation unter unterschiedlichen Bedingungen einfach gesteuert und ausgeführt werden. Durch iterative Simulationen und entsprechende Designverbesserungen werden die Schwachstellen der Produkte frühzeitig im Entwicklungszyklus erkannt und beseitigt. So kann der Produktionsaufwand deutlich reduziert und die Markteinführung beschleunigt werden. Jedoch erfordern die anspruchsvollen Simulationen großer oder komplexer Modelle den Einsatz enormer Rechenleistung und hochentwickelte Computerprogramme, wie die Finite-Elemente-Methoden (FEM) mit ihren komplizierten Gleichungsmatrizen (Knop et al., 2015).

Die Finite-Elemente-Methode ist im Grunde ein numerisches Verfahren zur Prognose, wie ein Festkörper unter realen Bedingungen auf bestimmte Belastungen und andere physikalische Einwirkungen reagieren wird. Um das Verhalten eines komplexen Festkörpers unter der Einwirkung verschiedener physikalischer Faktoren zu berechnen, wird der Körper zunächst in viele kleine Elemente aufgeteilt. Die für die Strukturmechanik eingesetzten Elemente unterscheiden sich in ihrer geometrischen Form. Üblich sind in der FEM in 2-D: Dreieck und Viereck und in 3-D: Tetraeder, Prisma und Pyramide (Pentaeder) sowie Hexaeder (Abbildung 6). Das mechanische Verhalten dieser einzelnen Elemente wird mit den elementaren Gesetzen der Elastostatik berechnet. Durch die Verknüpfung des Verhaltens aller einzelnen Elemente mit einem FEM-Computerprogramm lässt sich das Gesamtverhalten des Körpers näherungsweise ableiten (Bourauel, 2003). Genaue Kenntnisse der Struktur und der biomechanischen Eigenschaften vom untersuchten Festkörper sind daher ebenfalls Voraussetzungen, um annähernd realistische Ergebnisse zu erhalten. Dabei steigt die Rechengenauigkeit einer

Simulation mit zunehmender Elementanzahl, genauerer Bestimmung der mechanischen Parameter und realistischeren Gestaltung der Randbedingungen (Haase et al., 1996).

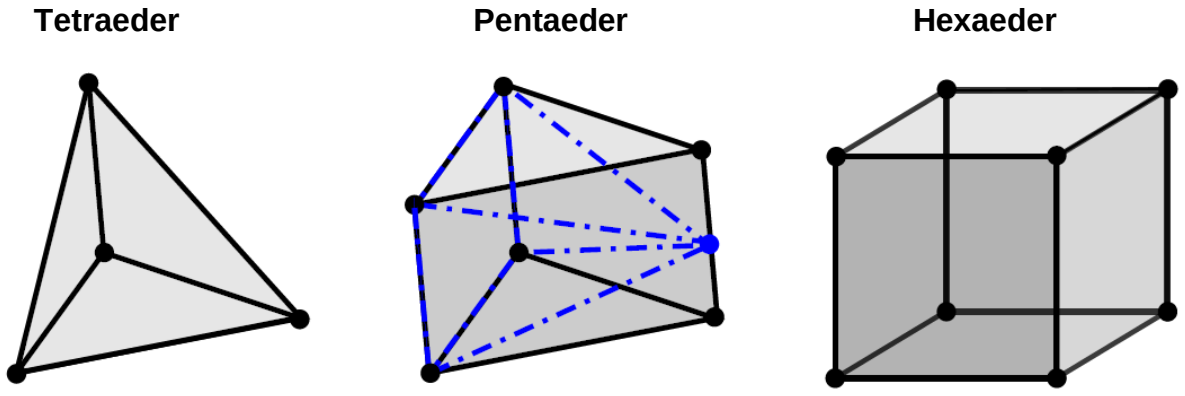


Abb. 6: Klassifizierung von Elementtypen nach der geometrischen Form (modifiziert nach Wagner, 2019).

Mit dem Wissen und der Leistungsfähigkeit der Computer und der Software, die heute für die FEM-Simulation zur Verfügung stehen, lassen sich sehr realistische Rechenmodelle entwickeln und die verschiedensten klinischen Situationen simulieren. Daher hat sich die Finite-Elemente-Methode, die in den Natur- bzw. Ingenieurwissenschaften weit verbreitet und akzeptiert ist, auch in der Medizin durchgesetzt (Mittermeier, 1999).

1.4.1 Finite-Elemente-Methode in der Kieferorthopädie

Nach dem erfolgreichen Einsatz der Finite-Elemente-Methode in den Ingenieurwissenschaften, wurde ihr Anwendungsspektrum um die Medizin und Zahnmedizin erweitert, speziell als medizintechnisches Produkt. Der interessanteste Aspekt hierbei ist das Zusammenspiel von externen Materialen, wie Implantaten, oder von verschiedenen kieferorthopädischen Geräten und menschlichem Gewebe, wie Knochen, PDL und Zähnen, so realitätsnah und genau wiederzugeben, dass Mediziner sich bei ihren Entscheidungen davon leiten lassen können. In der kieferorthopädischen Forschung hat sich die

FEM insbesondere in folgenden Bereichen als wichtiges Instrument erwiesen: Analyse des kraniofazialen Wachstums und der Auswirkungen orthopädischer Kräfte, biomechanische Aspekte von kieferorthopädischen Geräten und kieferorthopädischen Zahnbewegungen (Singh et al., 2016).

Um die kieferorthopädische Zahnbewegung besser zu verstehen, haben Forscher lange Zeit Tierversuche durchgeführt. Obwohl diese Studien viele Informationen über die Zahnbewegung bei Menschen geliefert haben, hat diese Methode, neben der ethischen Fragwürdigkeit, den Nachteil, dass nicht alle Ergebnisse aus Tierversuchen auf den Menschen übertragbar sind. Alternative experimentelle Untersuchungen, wie zum Beispiel photoelastische Versuche, wurden auch von Forschern verwendet, um die Biomechanik der Zahnbewegung zu analysieren. Mit diesen Methoden konnte jedoch nur die Oberfläche des Modells untersucht werden, interne Strukturen, wie das PDL, konnte hierbei nicht berücksichtigt werden (Knop et al., 2015).

Dank der Entwicklung von 3D-Aufnahmen und der fortlaufenden Steigerung der Leistungsfähigkeit von Computern und der Software ist es heutzutage möglich, mithilfe der Finite-Elemente-Methode präzise Modelle zu entwickeln. Die komplexen Strukturen von Zahn, Zahnhalteapparat und Knochen können separat und aus einer großen Elementanzahl modelliert werden. Darüber hinaus wurden umfangreiche experimentelle und theoretische Untersuchungen durchgeführt, um die mechanischen Eigenschaften der verschiedenen beteiligten Strukturen zu bestimmen und infolgedessen die Genauigkeit der Simulationen zu erhöhen (Bourauel, 2003). Die ersten FEM-Arbeiten in der Kieferorthopädie haben sich aufgrund der Bedeutung dieses Themas aus biomechanischer Sicht überwiegend mit der Bestimmung des Widerstandszentrums eines Zahns bzw. einer Zahngruppe befasst. Auf dieser Grundlage haben einige Forscher das Design ihrer kieferorthopädischen Geräte verbessert, um die gewünschten Zahnbewegungen mit möglichst wenigen Nebenwirkungen zu realisieren (Cattaneo et al., 2008; Lombardo et al., 2014; Tominaga et al., 2009; Türk et al., 2005). Beispielsweise wurde in der FEM-Studie von Baghdadi et al. (2019) (Abbildung 7) das biomechanische Verhalten der Unterkieferinzisiven bei Vorliegen von Knochenverlust und Engstand untersucht. Mittels der Finite-Elemente-Methode wurde das Ausmaß der Zahnauslenkung im Modell mit normalem und reduziertem Knochenniveau berechnet und verständlich abgebildet.

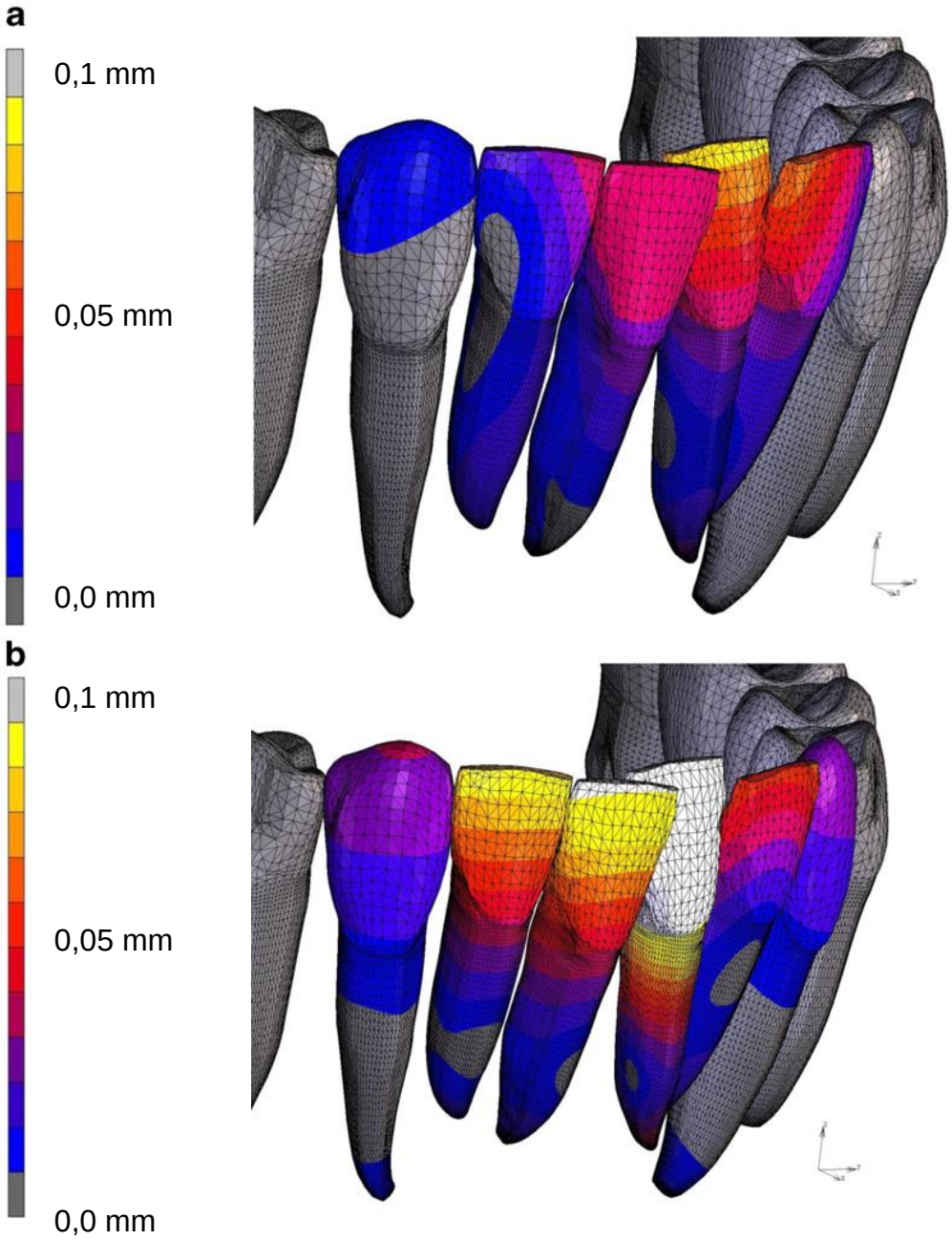


Abb. 7: Auslenkung der Frontzähne im Unterkiefermodell mit normalem (a) bzw. reduziertem (b) Knochenniveau nach dem Einsetzen von einem superelastischen runden Nickel-Titan-Teilbogen mit einem Durchmesser von 0,3 mm (0,012 "). Das Ausmaß der Zahnauslenkung ist farblich kodiert (modifiziert nach Baghdadi et al., 2019).

1.5 Fragestellung und Ziele

In dieser Studie wurde die En-Masse-Retraktion der Oberkieferfrontzähne mit der Lingualtechnik analysiert. In einem Oberkiefermodell mit extrahierten ersten Prämolaren und einer modifizierten lingualen festsitzenden Apparatur wurde der Lückenschluss mit Hilfe von numerischen Verfahren simuliert. Die Lingualapparatur bestand hauptsächlich aus Lingualbrackets, einem pilzförmigen Vollbogen mit zwei Powerhooks mesial der Eckzähne und einem Transpalatinalbogen (TPA) zwischen den ersten Molaren. Die Retraktionskräfte wurden an verschiedenen Positionen sowohl am Transpalatinalbogen als auch an den Powerhooks angesetzt.

Ziel der Studie war es, die biomechanischen Auswirkungen durch die Verschiebung der Wirkungslinie der Retraktionskraft auf die Frontzähne und die Verankerung zu untersuchen. Folgende Fragestellungen wurden dafür definiert:

- Wie verändert sich die Reaktion der Frontzähne auf die unterschiedlichen Wirkungslinien der Retraktionskräfte?
- Wie wirken sich die unterschiedlichen Wirkungslinien der Retraktionskräfte auf die Verankerung aus?
- Wo sollen die Retraktionskräfte aufgebracht werden, um die Nebenwirkungen des Lückenschlusses mit der Lingualtechnik zu minimieren?

2. Material und Methoden

Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über die in dieser Arbeit verwendete Methode. Um die Auswirkung der Änderung der Kraftwirkungslinie auf die zu retrahierenden Frontzähne und die Verankerung beim Lückenschluss in der Lingualtechnik darzustellen, wurde die En-Masse-Retraktion der Oberkieferfrontzähne mit Hilfe von numerischen Verfahren simuliert und analysiert. Die Finite-Elemente-Simulationen erfolgten mithilfe des Programms MSC Marc/Mentat (MSC Software Corp., Santa Ana, Kalifornien, USA). Mit dem FEM-Programm wurde eine geeignete Konstruktion designt, in eine große Anzahl geometrischer Einzelelemente zerlegt und jedem einzelnen Element bestimmte physikalische Materialparameter zugeordnet.

2.1 Modellerstellung

Für diese Studie wurde ein bestehendes Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers von der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie der Universität Bonn verwendet. Dieses dreidimensionale Volumenmodell besteht aus allen 16 Zähnen des Oberkiefers mit umgebendem Parodontalligament (PDL), dem Knochen sowie der Gingiva (Abbildung 8).

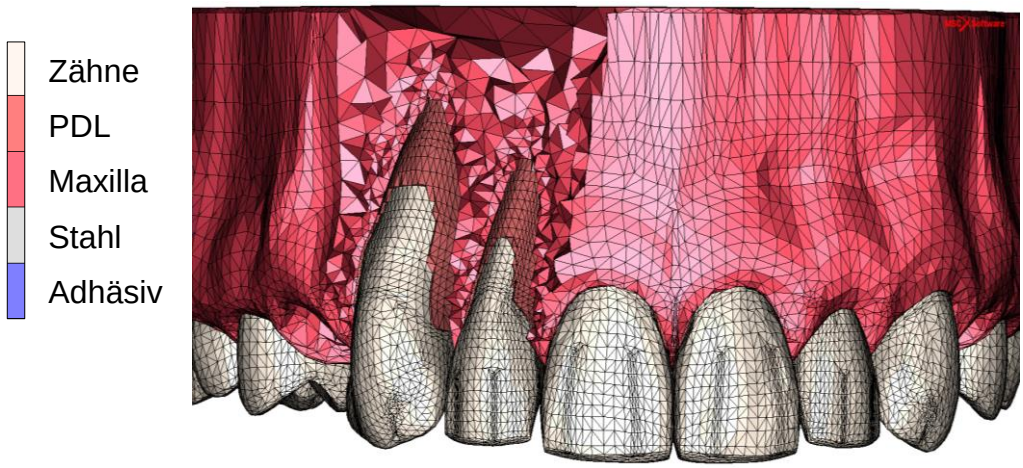


Abb. 8: Das Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie der Universität Bonn. Das Modell besteht aus allen 16 Zähnen mit dem umgebenden Parodontalligament, dem Knochen sowie der Gingiva.

Die Grundlagen des Modells entstanden aus einem kommerziellen dreidimensionalen Datensatz des Oberkiefers der Firma Digimation Corp. (“teeth with roots and gum”, Viewpoint Data Labs, heute Digimation Inc., Lake Mary, FL, USA), der aus den gemittelten Daten der Kiefermorphologie von Kaukasiern stammte. Aus diesem idealisierten FE-Modell des Oberkiefers wurden die ersten Prämolaren entfernt, um sich einem üblichen klinischen Extraktionsfall zu nähern, die die Retraktion der sechs Frontzähne erfordert, um die Extraktionslücken zu schließen. Außerdem wurden auch die dritten Molaren aus dem Modell entfernt, um die Simulation zu vereinfachen. Das verwendete FE-Oberkiefermodell besteht aus 540.010 Tetraeder-Elementen (Abbildung 9).

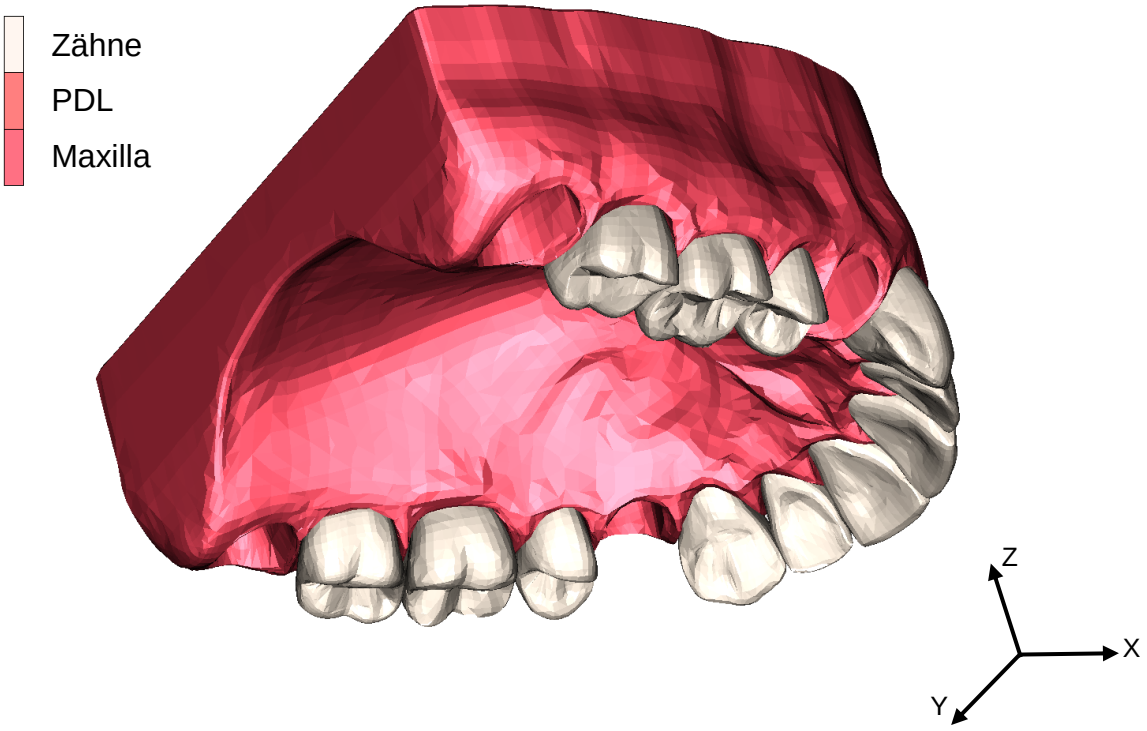


Abb. 9: Das in dieser Untersuchung verwendete FE-Oberkiefermodell mit den extrahierten ersten Prämolaren nähert sich einem üblichen klinischen Extraktionsfall. Zur Vereinfachung der Simulation wurden ebenfalls die dritten Molaren entfernt.

2.2 Modellierung der Lingualapparatur

Der nächste Schritt war die Modellierung einer entsprechenden festsitzenden Lingualapparatur für das FE-Oberkiefermodell. Die Bestandteile der Lingualapparatur umfassten:

- selbstmodellierte Edgewise-Lingualbrackets,
- pilzförmiger Vollbogen mit zwei Powerhooks zwischen den seitlichen Schneidezähnen und den Eckzähnen,
- Transpalatinalbogen zwischen den ersten Molaren und
- zwei Zugfedern, die beidseitig zwischen Transpalatinalbogen und Powerhook angebracht werden sollen.

Erstens wurde ein pilzförmiger Vollbogen der Größe 0,43 x 0,65 mm^2 (0,017" x 0,025") modelliert. Die Bogenform ist entsprechend dem gut ausgeformten Zahnbogen angelegt und genau angepasst, um die Räume zwischen den Bracketbasen und den Zahnoberflächen möglichst klein zu halten. Die zwei Biegungen erster Ordnung (Offsets) distal der Eckzähne gleichen den großen Unterschied in der bukkolingualen Dimension zwischen den Eckzähnen und den ersten Prämolaren aus. Alle anderen Kompensationen wurden später durch Modellieren des Klebers unterhalb der Bracketbasen durchgeführt, um die Lingualapparatur zu individualisieren. Auf diesen Lingualbogen wurden zwei Powerhooks aus rechteckigem Draht zwischen den seitlichen Schneidezähnen und den Eckzähnen angebracht, auf die die Zugkräfte aufgebracht werden sollten (Abbildung 10).

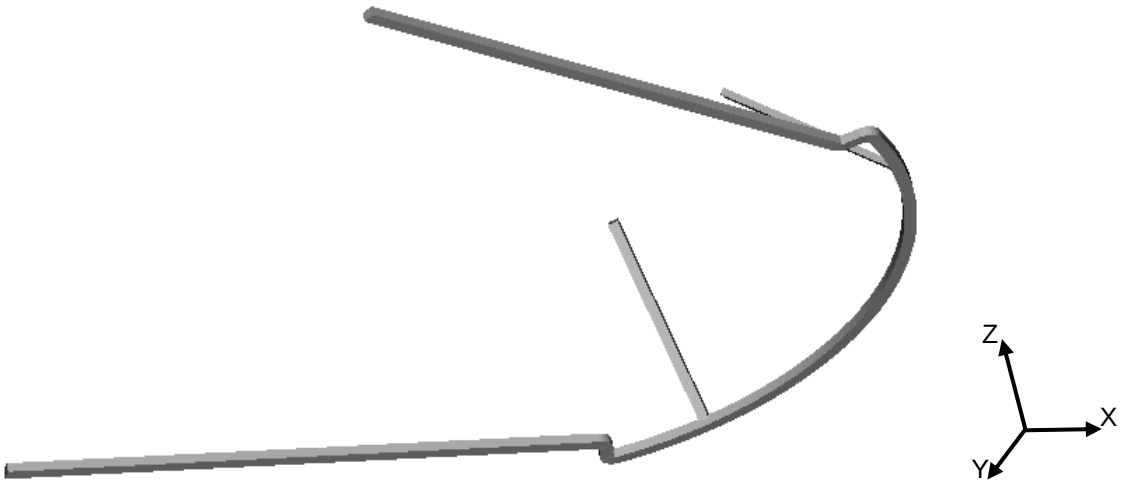


Abb. 10: Der pilzförmige Vollbogen mit zwei Powerhooks zwischen den seitlichen Schneidzähnen und den Eckzähnen.

Des Weiteren wurden zwei Formen von Edgewise-Lingualbrackets, einflügelige Brackets (Single-Brackets) für die sechs Frontzähne und zweiflügelige Brackets (Twin-Brackets) für die Seitenzähne, modelliert. Beide Bracketformen sind Edgewise-Lingualbrackets mit einem 0,46 mm (.018"er) Slot (Abbildung 11). Nach der Positionierung des Vollbogens auf dem ideal ausgerichteten und nivellierten Oberkiefermodell wurden die modellierten Lingualbrackets passiv in der Mitte der Palatinalflächen der Oberkieferzähne positioniert. Anschließend wurden zur Befestigung des Drahtbogens an den Brackets Drahtligaturen modelliert. Diese Konstruktion soll einem üblichen Lückenschluss in einer kieferorthopädischen Behandlung nach einer erfolgreichen Nivellierungsphase mit lingualer Multibracketapparatur ähneln. Da die Zähne des FE-Modells bereits perfekt ausgerichtet und nivelliert waren, befanden sich die Lingualbrackets sehr nah an den palatinalen Oberflächen der Oberkieferzähne. Die Inkongruenzen zwischen Bracketbasis und Zahnoberfläche wurden durch die modellierte Kunststoffbasis ausgeglichen. Dies entspricht der Technik mehrerer Hersteller zur Individualisierung der Lingualapparaturen, bei der die konventionell hergestellten Lingualbrackets mit Kunststoffbasis an der Zahnoberfläche angepasst und individualisiert werden.

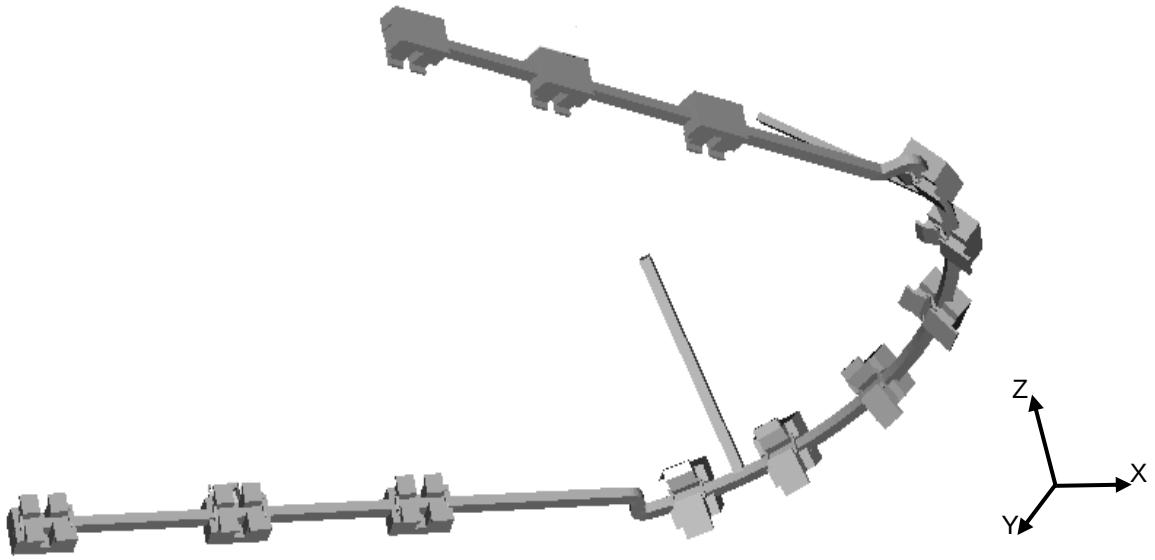


Abb. 11: Die modellierten Edgewise-Lingualbrackets mit einem 0.018"-er Slot: einflügelige Brackets (Single-Brackets) für die sechs Frontzähne und zweiflügelige Brackets (Twin-Brackets) für die Seitenzähne. Die Lingualbrackets wurden so positioniert, dass der Vollbogen passiv durch die Bracketslots laufen kann.

Abschließend wurde ein Transpalatinalbogen (TPA) zwischen den ersten Molaren am Gaumen gestaltet. In der Simulation wurden die Zugkräfte zwischen den Powerhooks und dem Transpalatinalbogen angebracht. Der Transpalatinalbogen sollte hierbei die Molarenverankerung unterstützen und die mesiobukkale Rotation der Molaren verhindern (Abbildung 12).

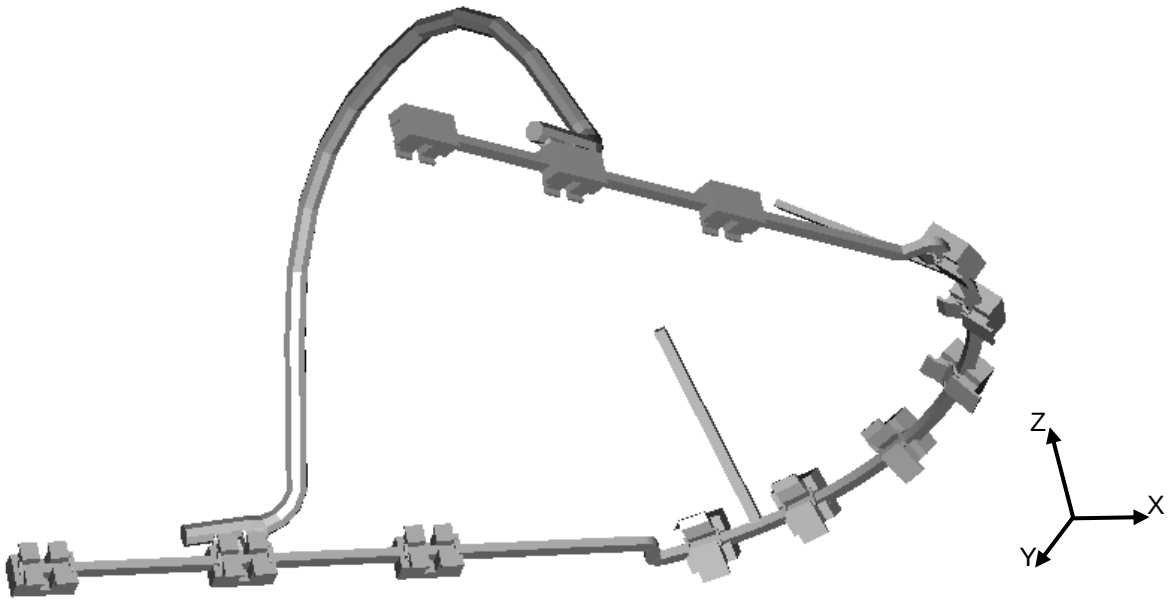


Abb. 12: Der Transpalatinalbogen (TPA) wurde zwischen den ersten Molaren eingesetzt.

Das Gesamtmodell besteht aus 645.854 Elementen und 137.278 Knoten. Als Elementtypen wurden 6-Knoten-Pentaeder für den TPA, 8-Knoten-Hexaeder für den Bogen und 4-Knoten-Tetraeder für den Rest des Modells verwendet. Nichtlineare Berechnungen wurden durchgeführt (Abbildung 13).

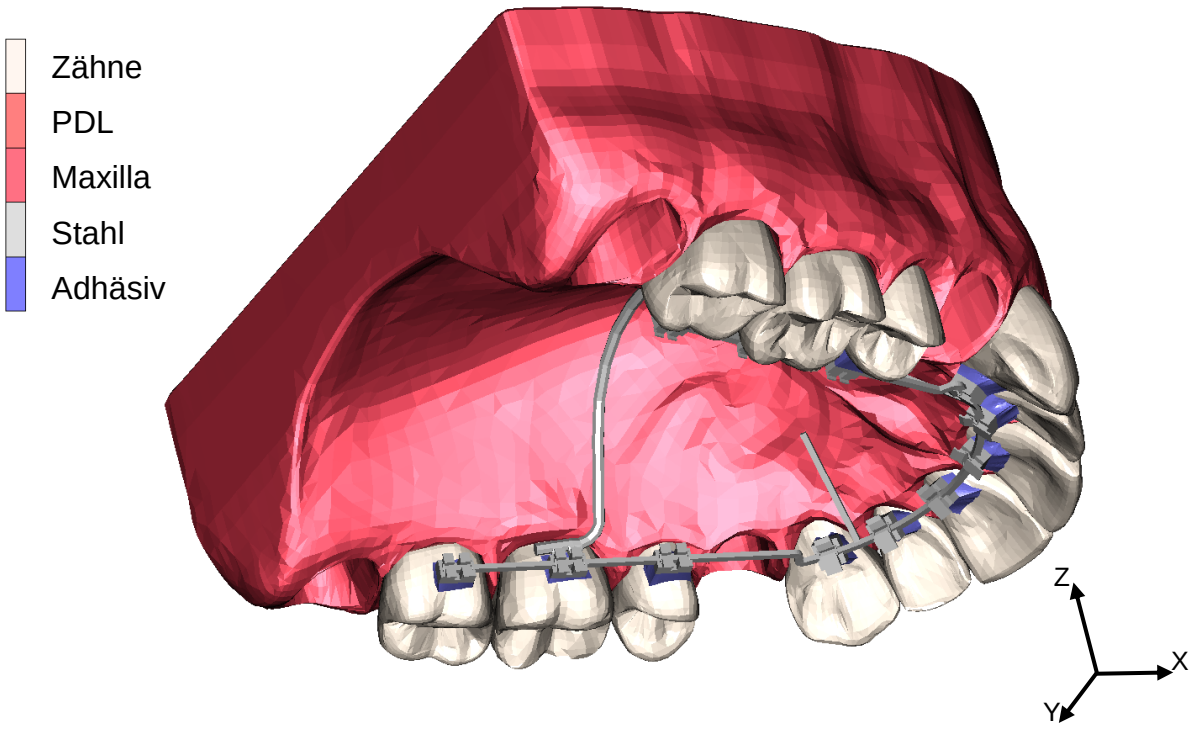


Abb. 13: Das gesamte Finite-Elemente-Modell mit der modellierten Lingualapparatur. Die Lingualbrackets wurden mit Kunststoffbasis an der Zahnoberfläche individualisiert.

Der Lingualapparatur (Lingualbrackets, Vollbogen mit den Powerhooks, Drahtligaturen und Transpalatinalbogen) wurden im Anschluss an die Modellierung die Materialeigenschaften von Edelstahl zugeordnet, der aufgrund seiner hohen Steifigkeit und geringen Reibung der Goldstandard in der Kieferorthopädie ist, insbesondere in der Gleitmechanik. Der Lückenschluss wurde mit beidseitigen Retraktionskräften von 1,5 N durchgeführt, die zwischen dem Transpalatinalbogen und den Powerhooks in verschiedenen Positionen getestet wurden. Die Bewegungsart der Frontzähne und die Reaktion der Verankerung bei den verschiedenen Varianten wurden überprüft.

2.3 Materialparameter

Neben dem genauen Modellieren der verschiedenen anatomischen Strukturen des Finite-Elemente-Modells sollen den einzelnen Elementen Materialeigenschaften zugeordnet werden, um eine annähernd realistische Simulation zu erzeugen. Für FE-Rechnungen

werden zwei physikalische Materialparameter benötigt, nämlich der Elastizitätsmodul (E) und die Querkontraktionszahl (μ):

- Der Elastizitätsmodul, auch Youngscher Modul, oder kurz E-Modul, ist ein Materialkennwert aus der Werkstofftechnik, der den proportionalen Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung im linear-elastischen Bereich bei der Verformung eines festen Körpers beschreibt (Issler, 2003).
- Die Querkontraktionszahl μ, auch Poissonzahl genannt, ist eine dimensionslose Proportionalitätskonstante in der Mechanik bzw. Festigkeitslehre, die den Zusammenhang zwischen Quer- und Längsdehnung bei einachsigem Spannungszustand vermittelt (Issler, 2003).

Tatsächlich sind die untersuchten Strukturen, wie zum Beispiel die Zähne und der Knochen, unterschiedlich zusammengesetzt und die einzelnen Elemente besitzen unterschiedliche physikalische Eigenschaften. Nach den Untersuchungen von Haase et al. (1996) und Vollmer (1998) hat die Differenzierung der Materialeigenschaften des Zahnes in Schmelz und Dentin sowie die Unterteilung des Knochens in Spongiosa und Kompakta einen minimalen Effekt von weniger als 0,1 % auf die ermittelte Zahnauslenkung bei den FEM-Rechnungen. Daher können sowohl die Zähne als auch der Knochen in den FEM-Studien als homogene und isotrope Strukturen mit undifferenziertem E-Modul betrachtet werden.

Die in dieser Studie verwendeten Materialeigenschaften wurden aus früheren Untersuchungen übernommen. Von Abé et al. (1996) wurde für den Zahn, das PDL und den Knochen eine Querkontraktionszahl von μ = 0,30 vorgestellt. In der Simulation wurden den Zähnen und dem Knochen, beide ohne Differenzierung in ihre einzelnen Materialien, E-Moduln von E_{Zahn} = 20.000 MPa sowie $E_{Knochen}$ = 2.000 MPa zugeordnet (Spears et al., 1993; Haase et al., 1996).

Aufgrund seiner komplexen Struktur und der verschiedenen Komponenten hat sich die Darstellung des biomechanischen Verhaltens des PDLs in numerischen Verfahren schon immer als eine große Herausforderung für die Forscher herausgestellt. Das PDL bewirkt zum einen über hydrodynamische Dämpfung eine Abfederung und Verteilung der kurzfristigen und stoßartigen Kaubelastung auf den umliegenden Knochen, ermöglicht zum anderen aber auch durch seine biologische Reaktion eine Zahnbewegung nach längerfristigen Belastungen. Diese beiden Eigenschaften des PDLs werden aus

Sicht der Biomechanik getrennt betrachtet und können unterschiedlichen mechanischen Modellen für das Verhalten des PDLs untergeordnet werden (Bourauel et al., 1999).
Die Bestimmung der physikalischen Eigenschaften des PDLs wurde in kombinierten experimentellen und theoretischen Untersuchungen durchgeführt (Bourauel et al., 1999; Dorow et al., 2002; Hinterkausen et al., 1998; Toms und Eberhardt, 2003; Vollmer et al., 2000). Die Ergebnisse aus den experimentellen Versuchen, bei denen zahnmedizinische Präparate in speziellen Messaufbauten mit geeigneten Kräften belastet wurden, wurden mit den Berechnungen der FEM-Simulationen verglichen. Anschließend wurden die Elastizitätseigenschaften der einzelnen Strukturen im FE-Modell entsprechend geändert, bis eine Anpassung des theoretischen und experimentellen Verhaltens des PDLs erreicht wurde. In dieser Weise erhält man den E-Modul des PDLs. Die Untersuchungen von Poppe (2001), Poppe et al. (2002), Vollmer (1998) zeigten, dass das Kraft/Auslenkungs-Verhalten der Zahnbeweglichkeit bei Kraftanstieg nicht linear ist. Jedoch kann das Verhalten des PDLs mittels zweier verschiedener Elastizitätsmoduln sehr gut simuliert werden: einer für die initiale Phase der Belastung mit einem niedrigeren Wert und ein zweiter mit einem höheren Wert für einen weiteren Kraftanstieg über diese initiale Belastung hinaus. In einer Studie an acht Humanpräparaten haben Poppe et al. (2002) die Mittelwerte der Elastizitätsparameter des PDLs wie folgt bestimmt (Tabelle 1):

Tabelle 1: Die Mittelwerte der Elastizitätsparameter des PDLs nach Poppe et al. (2002). Die Grenzdehnung G1/2 trennt den Bereich mit hoher Elastizität von dem mit niedriger Elastizität.

Parameter	Werte
E1	0,05 MPa
E2	0,28 MPa
G1/2	7,5 %

Diese Elastizitätsmoduln ermöglichen eine realistische numerische Simulation der Zahnbewegung mit kieferorthopädischen Kräften im Finite-Elemente-Verfahren. Der Lingualapparatur (Lingualbrackets, Vollbogen mit den Powerhooks, Drahtligaturen und Transpalatinalbogen) wurde die Materialeigenschaft von Edelstahl zugeordnet. Insbesondere seine hohe Elastizitätsgrenze und sein hoher Elastizitätsmodul sind vorteilhaft,

um eine konstante Kraftabgabe über einen längeren Zeitraum sicherzustellen. Die hohe Steifigkeit und die geringe Reibung von Edelstahl eignen sich ebenfalls gut zum Lückenschluss mit der Gleitmechanik. Die Materialparameter von Edelstahl wurden wie folgt festgelegt: Elastizitätsmodul E= 200.000 MPa, Querkontraktionszahl μ = 0,30.

2.4 Simulation der Frontzahnretraktion

Für die Berechnungen wurde das FE-Modell an seiner knöchernen Basis, entsprechend der Biomechanik eines Oberkiefers im Schädel, in allen Freiheitsgraden fixiert, um eine Verschiebung des gesamten Modells durch die aufgebrachten Kräfte zu vermeiden (Abbildung 14). Die En-Masse-Retraktion wurde mit zwei Zugkräften durchgeführt, die symmetrisch und gleichmäßig zwischen dem Transpalatinalbogen und den Powerhooks auf unterschiedlichen Höhenniveaus aufgebracht wurden. Die beiden Zugkräfte hatten eine physikalische Größe von 1,5 N, die von mehreren Forschern für En-Masse-Retraktionen empfohlen wurde (Güray und Orhan, 1997; Tominaga et al., 2009).

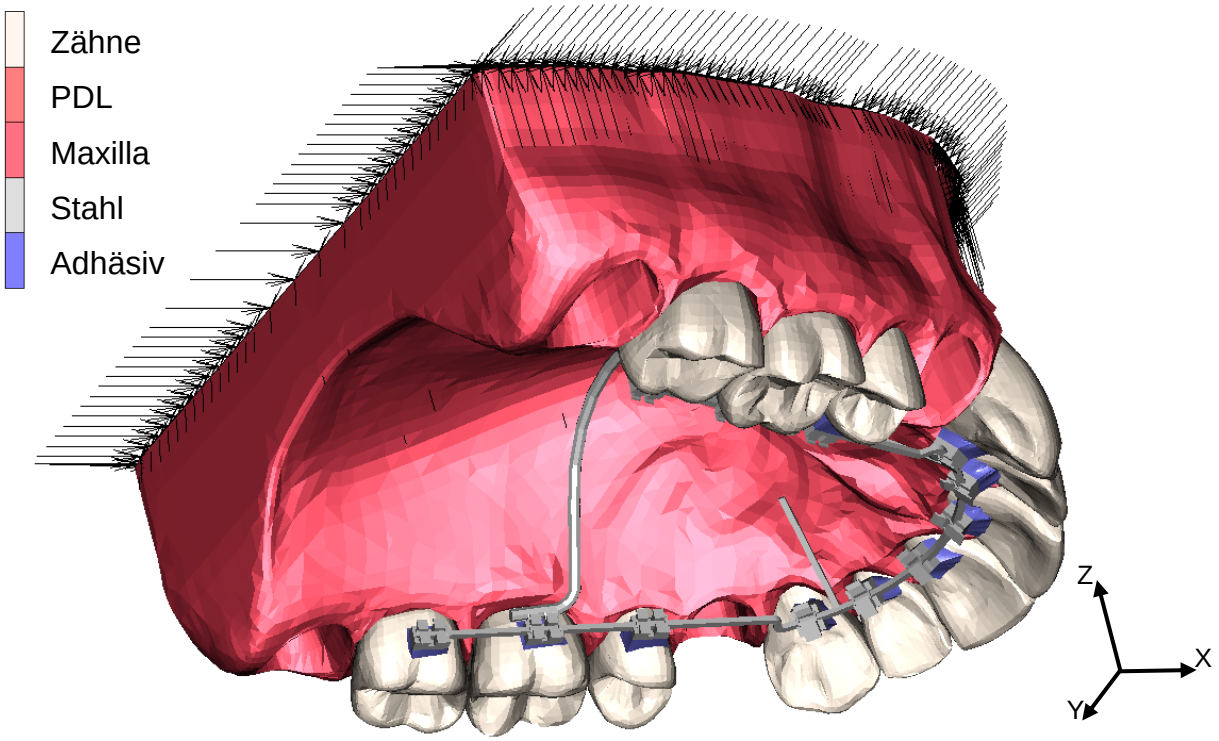


Abb. 14: Das FE-Modell wurde an seiner knöchernen Basis in allen Freiheitsgraden fixiert, um eine Verschiebung des gesamten Modells durch die aufgebrachten Kräfte zu vermeiden.

Die Retraktionskräfte wurden in unterschiedlichen Positionen auf den Transpalatinalbogen und die Powerhooks ausgeübt, um die Auswirkungen der unterschiedlichen Kraftlinien auf die Bewegungsart der Zähne zu überprüfen. Vier Positionen an den Powerhooks und drei am Transpalatinalbogen wurden für die Angriffspunkte der Zugkräfte gewählt. Entsprechend des Abstands vom Vollbogen wurden die folgenden Punkte ausgesucht:

- An den Powerhooks 4, 6, 8 und 10 mm.
- Am Transpalatinalbogen 4, 6 und 8 mm (Abbildung 15).

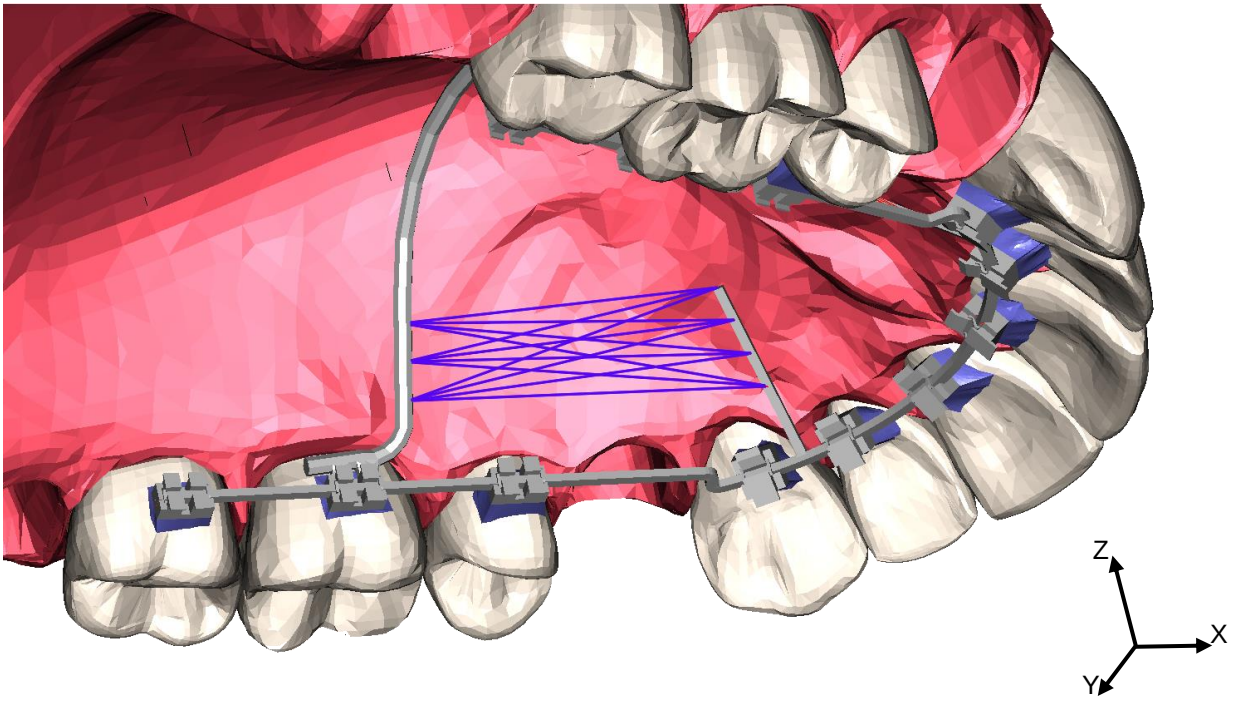


Abb. 15: Für die Angriffspunkte der Zugkräfte wurden vier Positionen an den Powerhooks und drei am Transpalatinalbogen gewählt.

Dies ergab insgesamt zwölf verschiedene Kombinationen der Zugfederpositionen. Im Folgenden werden diese wie folgt bezeichnet (Tabelle 2).

Tabelle 2: 12 Positionsmöglichkeiten der Zugfedern in der Simulation. V: der vordere Angriffspunkt, H: der hintere Angriffspunkt.

		Position an den Powerhooks			
		4 mm	6 mm	8 mm	10 mm
Position am TPA	4 mm	V4-H4	V6-H4	V8-H4	V10-H4
	6 mm	V4-H6	V6-H6	V8-H6	V10-H6
	8 mm	V4-H8	V6-H8	V8-H8	V10-H8

Es wurden 12 Finite-Elemente-Simulationen durchgeführt. Bei jeder Simulation wurden gleichzeitig zwei identische Zugkräfte aufgebracht. Die beiden Zugkräfte von jeweils 1,5 N wurden auf beiden Seiten symmetrisch auf die ausgewählte Position aufgebracht. Mit der Finite-Elemente-Methode wurde der Lückenschluss mit den verschiedenen Federpositionen simuliert. Die initialen Bewegungen der Front- und Seitenzähne wurden betrachtet und anschließend miteinander verglichen.

2.5 Koordinatensysteme und Auswertung

Ein kartesisches Koordinatensystem diente als Referenz zur Beschreibung der Bewegungen der Zähne im dreidimensionalen Raum. Das Koordinatensystem bestand aus drei Achsen:

- Die X-Achse: dorsal-ventral bzw. posterior-anterior.
- Die Y-Achse: rechts-links.
- Die Z-Achse: kaudal-kranial bzw. unten-oben (Abbildung 16).

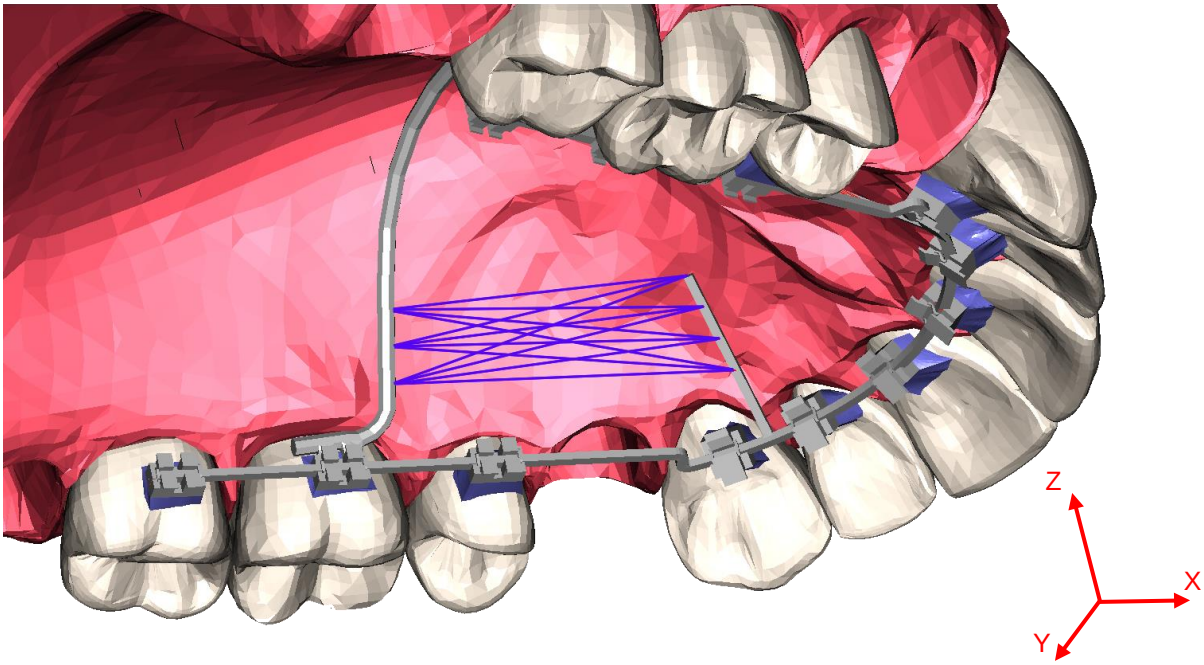


Abb. 16: Das Koordinatensystem in dieser Untersuchung besteht aus der X-Achse in posterior-anteriorer Richtung, der Y-Achse von rechts nach links und der Z-Achse in kaudal-kranialer Richtung.

Die Beschreibung der Zahnbewegung mit einem kartesischen Koordinatensystem unterscheidet sich von der üblichen Beschreibung in der Kieferorthopädie. Dies liegt an dem hufeisenförmigen Verlauf der Zahnreihen. Aufgrund dieses Verlaufes unterscheidet sich die Betrachtungsweise von Zahn zu Zahn (Sander et al., 2011). Um die Ergebnisse dieser Simulationen korrekt darzustellen, sollten die Koordinateneingaben des kartesischen Koordinatensystems unter Berücksichtigung der anatomischen Position jedes einzelnen Zahns ausgewertet werden.

Nach der Simulation des Lückenschlusses wurden die Auslenkungen der Mitte der Schneidekante der mittleren und seitlichen Schneidezähne, der Höckerspitze der Eckzähne, der Spitze des mesiobukkalen Höckers der ersten Molaren sowohl die Auslenkungen der Wurzelspitze der sechs Frontzähne und der Spitze der mesiobukkalen Wurzel der ersten Molaren im dreidimensionalen Raum mithilfe des globalen kartesischen Koordinatensystems gemessen, um eine präzise Darstellung der Zahnbewegungen zu erhalten. Darüber hinaus wurden die Rotationen der RBEs (Rigid Body Elements) in der Mitte der Schneidekante der Schneidezähne, an der Höckerspitze der Eckzähne und an

der Spitze des mesiobukkalen Höckers der ersten Molaren um die globalen Koordinatenachsen erhoben.

Zur genauen Bestimmung der Bewegungsart jedes einzelnen Zahnes wurden die initialen Auslenkungen der Zahnkronen als auch der Wurzelspitzen betrachtet. Die initialen Auslenkungen wurden in einem räumlichen kartesischen Koordinatensystem in drei Komponenten (X, Y, Z) parallel zu den Koordinatenachsen zerlegt. Zusätzlich wurden die Rotationen der RBE-Punkte auf jedem Zahn um alle drei Koordinatenachsen erhoben, um eine bessere Vorstellung der dreidimensionalen Bewegungen der Zähne zu bekommen. Die Koordinatenachsen X und Z verlaufen in posterior-anteriorer und vertikaler Richtung und bilden dadurch die Sagittalebene. Durch die Kombination der beiden linearen Bewegungskomponenten X und Z lässt sich die Zahnbewegung in dieser Ebene gut darstellen. Die Zahnrotation um die Koordinatenachse Y befindet sich auch in der Sagittalebene und hilft dabei die Bewegungsart des Zahnes darzustellen (Abbildung 17).

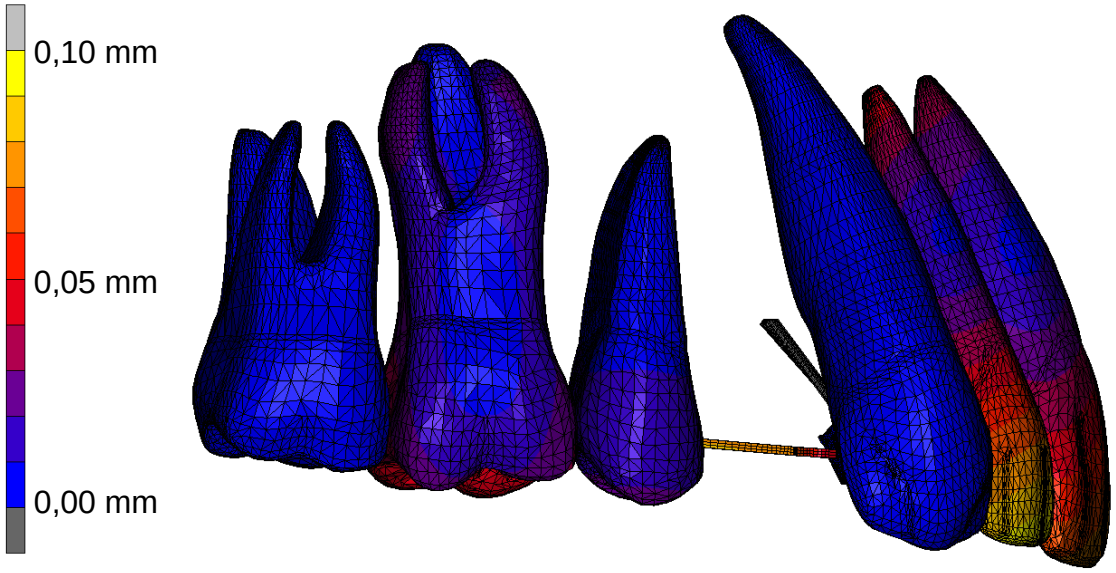


Abb. 17: Die Auslenkung der Zähne entlang der Koordinatenachsen X und Z sowie die Zahnrotation um die Koordinatenachse Y stellen die initiale Bewegungsart der Zähne in der Sagittalebene dar.

Die Bewegungen in der Transversalebene zeigten sich durch die linearen Bewegungskomponenten auf den Koordinatenachsen X und Y, die von posterior nach anterior und von rechts nach links verlaufen. Durch die Rotationen um die Koordinatenachse Z können die Zahnrotationen in dieser Ebene beobachtet werden, beispielweise die transversale Rotation der Molaren (Abbildung 18). Damit die Beschreibung der Bewegung im kartesischen Koordinatensystem klinisch korrekt interpretiert wird, muss die anatomische Position des bewegten Zahns berücksichtigt werden. Beispielsweise deuten die Bewegungskomponenten der X-Achse auf bukkopalatinale Bewegungen in den mittleren Schneidezähnen und gleichzeitig auf mesiodistale Bewegungen in den Molaren hin.

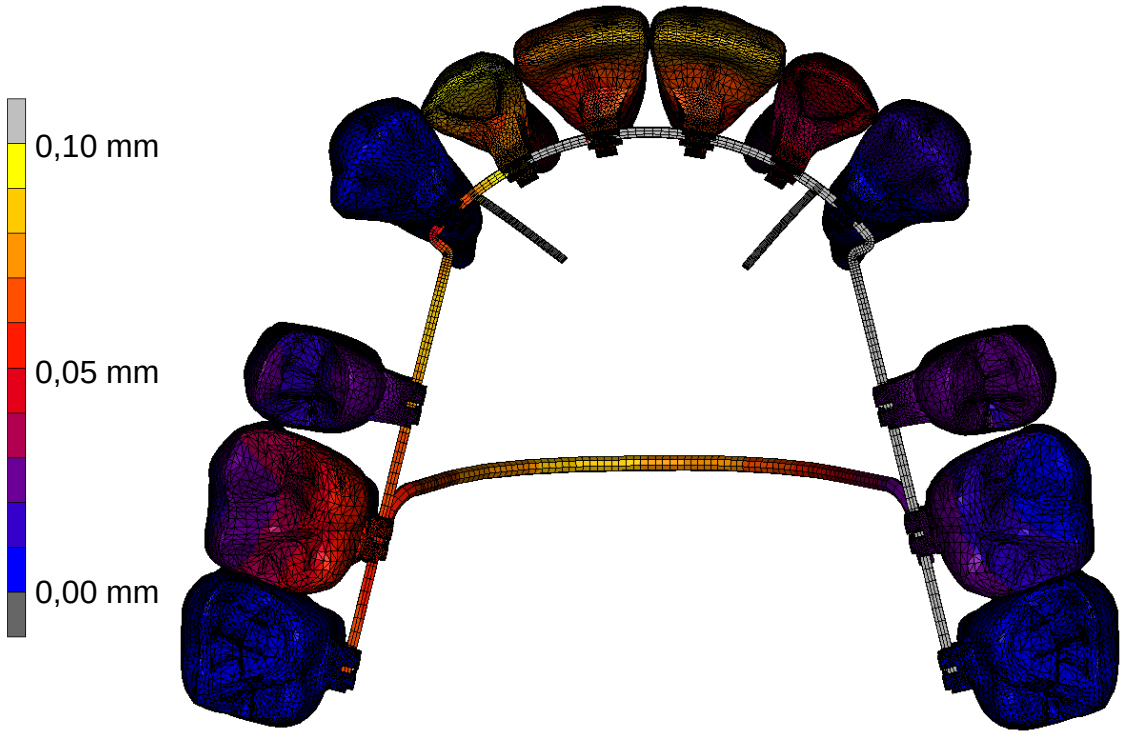


Abb. 18: Die Auslenkung der Zähne entlang der Koordinatenachsen X und Y sowie die Zahnrotation um die Koordinatenachse Z stellen die initiale Bewegungsart der Zähne auf der Transversalebene dar.

3. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der numerischen Simulationen vorgestellt. Die En-Masse-Retraktion der Frontzähne wurde in dieser Untersuchung in einem Oberkiefermodell mit extrahierten ersten Prämolaren und einer modifizierten lingualen festsitzenden Apparatur mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode simuliert. Die Retraktionskräfte wurden in unterschiedlichen Positionen auf den Transpalatinalbogen und die Powerhooks ausgeübt, um die Auswirkungen der unterschiedlichen Kraftlinien auf die Bewegungsart der Zähne zu überprüfen. Bei den zwölf verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten der Zugfederpositionen wurden die initialen Bewegungen der Front- und Seitenzähne betrachtet und anschließend miteinander verglichen.
Die ermittelten Ergebnisse der Simulationen wurden in zwei Tabellen im Anhang zusammengefasst. Die Tabelle 3 zeigt die initialen Auslenkungen der Zahnkronen als auch der Zahnwurzelspitzen der betrachteten Zähne entlang der drei Koordinatenachsen X, Y und Z. Anschließend zeigt die Tabelle 4 die Rotationen der RBE-Punkte um alle drei Koordinatenachsen. Des Weiteren wurde die Bewegungsart jedes einzelnen Zahnes separat betrachtet und zur besseren Übersicht in Diagrammen dargestellt.

3.1 Bewegung der mittleren Schneidezähne

Um die bukkopalatinale Bewegung der mittleren Schneidezähne darzustellen, werden die Rotationen der Zähne um die Y-Achse und die lineare Bewegungskomponente X betrachtet. Um alle Werte in einem Diagramm deutlich darzustellen, sind die 12 Positionen der Zugfeder entsprechend der Position am Transpalatinalbogen (4, 6 und 8 mm) in 3 Gruppen aufgeteilt. Jeder Gruppe wird ihre eigene Farbe zugeteilt. Die horizontale Achse zeigt die Position der Zugfeder am Powerhook in mm und die vertikale Achse zeigt das Ausmaß der Rotation oder Auslenkung. Die Abbildung 19 zeigt die Rotationen der mittleren Schneidezähne um die Y-Achse. Die En-Masse-Retraktion rief eine Palatinalkippung der mittleren Schneidezähne in allen verschiedenen Positionen der Zugfeder hervor. Die Palatinalkippung der mittleren Incisivi lag zwischen 3,6 ° und 5,1 °. Während die Position der Zugfeder am Transpalatinalbogen eine untergeordnete Rolle spiel-

te, nahm die Palatinalkippung mit zunehmender Länge des Powerhooks zu. Im Durchschnitt führte jeder weitere Millimeter in der Länge des Powerhooks zu einer um 4,5 % größeren Kippung.

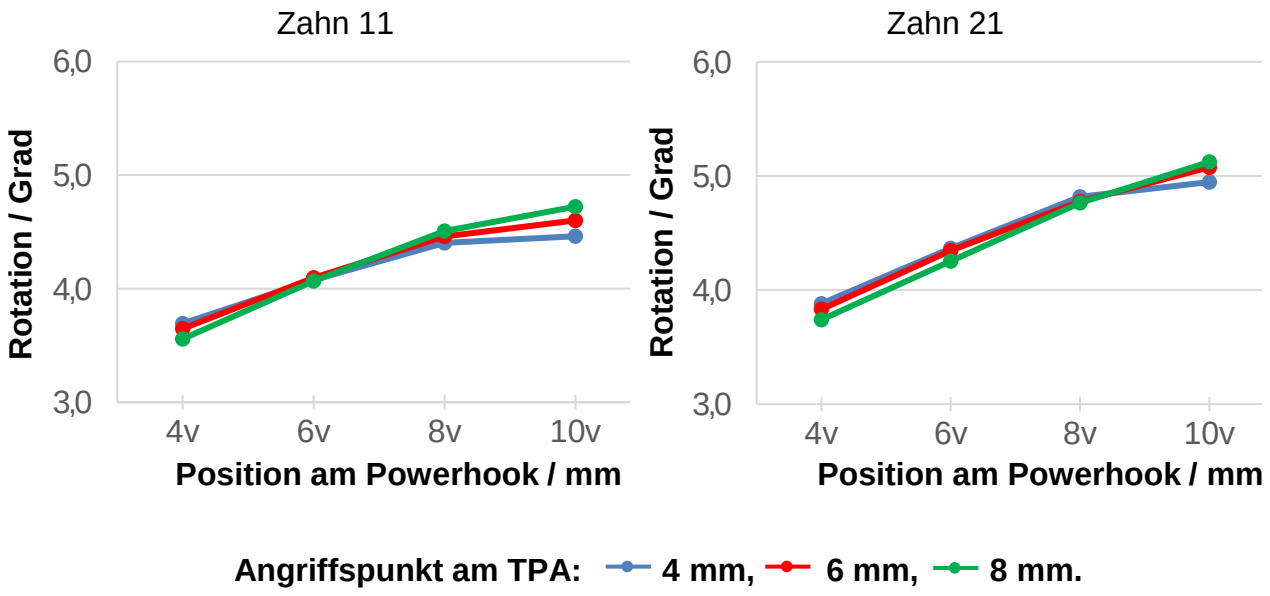


Abb. 19: Rotation des Zahns 11 (links) und des Zahnes 21 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°).

Die linearen Auslenkungen der Schneidekanten als auch der Wurzelspitzen der mittleren Schneidezähne auf der X-Achse sind in Abbildung 20 dargestellt. Die Schneidekanten der Zähne 11 und 21 haben sich nach posterior im Bereich von -61,3 µm bis -82,0 µm bzw. von -68,1 µm bis -92,9 µm bewegt, während die Wurzelspitzen der Zähne sich nach anterior im Bereich von +24,8 µm bis +31,5 µm bzw. von +26,5 µm bis +36,8 µm bewegt haben. Die längeren Powerhooks sorgten für größere Auslenkungen der Schneidekanten sowie der Wurzelspitzen der mittleren Schneidezähne. Die Position der Zugfeder am Transpalatinalbogen spielte hier nur eine kleine Rolle.

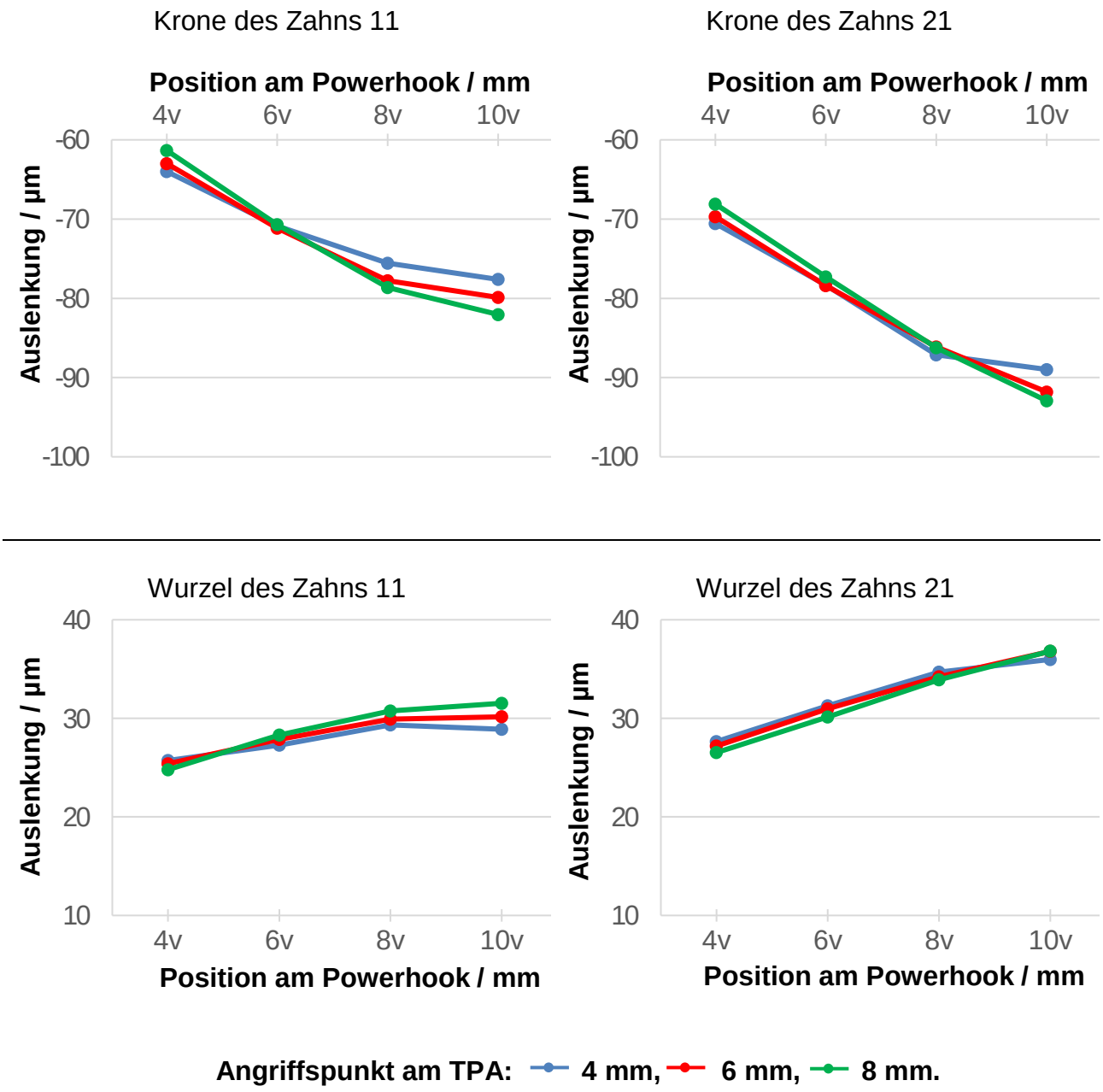


Abb. 20: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der mittleren Schneidezähne auf der X-Achse in µm.

Die Auslenkungen auf der Y-Achse zeigen die seitlichen Bewegungen der mittleren Schneidezähne (Tabelle 3). Hierbei lag das Ausmaß der Bewegung der Schneidekanten der Zähne 11 und 21 im Bereich von -3,8 µm bis -7,0 µm bzw. von -2,9 µm bis -5,5 µm und die Wurzelspitzen dieser Zähne im Bereich von +3,4 µm bis +6,1 µm bzw. von -0,2

µm bis +0.8 µm. Die lateralen Bewegungen der mittleren Schneidezähne auf der Y-Achse sind im Vergleich zu den Bewegungen auf der X- und Z-Achse sehr gering. Vertikal bewegte sich die Schneidekante des Zahns 11 zwischen 10,4 µm und 12,5 µm und die des Zahns 21 zwischen 14,8 µm und 18,6 µm nach kaudal, die Wurzelspitze des Zahns 11 zwischen 16,5 µm und 23,3 µm und die des Zahns 21 zwischen 16,3 µm und 24,2 µm nach kranial (Tabelle 3). Auch in dieser Dimension führten die längeren Powerhooks zu etwas größeren Auslenkungen der Schneidekanten und der Wurzelspitzen.
Zusammenfassend ergab sich bei allen Simulationen der Frontzahnretraktion mit verschiedenen Positionen der Zugfeder eine unkontrollierte Kippung der mittleren Schneidezähne. Dies ist deutlich an der Bewegung der Zahnkronen nach posterior und kaudal sowie an der Wurzelbewegung in die entgegengesetzte Richtung nach anterior und kranial zu erkennen. Die lateralen Bewegungen der mittleren Schneidezähne sind im Vergleich zu den sagittalen und vertikalen Bewegungen klein. Die unkontrollierte Palatinalkippung der mittleren Schneidezähne nimmt mit zunehmender Länge des Powerhooks zu, während die Position der Zugfeder am Transpalatinalbogen eine untergeordnete Rolle spielt.

3.2 Bewegung der seitlichen Schneidezähne

Die Rotationen der seitlichen Schneidezähne um die Y-Achse sind in Abbildung 21 dargestellt. Die seitlichen Schneidezähne zeigten eine posteriore Kippung bei allen verschiedenen Positionen der Zugfeder, aber der Rotationsbetrag war zwischen 12 und 22 unterschiedlich. Während sich der Zahn 12 von 4,1 ° bis 5,3 ° drehte, betrug die Rotation des Zahns 22 zwischen 1,4 ° und 2,1 °. Im Schnitt führten längere Powerhooks zu einer etwas geringeren Rotation der seitlichen Schneidezähne. Im Gegensatz dazu verursachten gingivalere Positionen am TPA größere Rotationen.

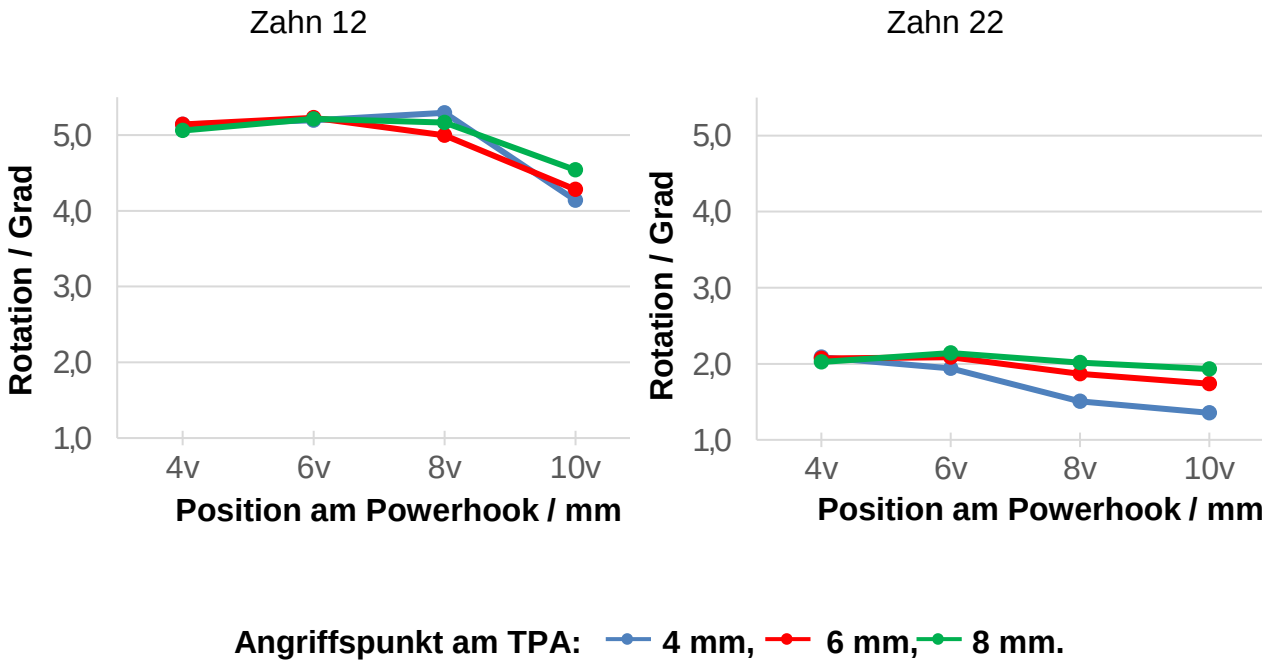


Abb. 21: Rotation des Zahns 12 (links) und des Zahnes 22 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°).

Die Abbildung 22 zeigt die linearen Auslenkungen der Schneidekante und der Wurzelspitze der beiden seitlichen Schneidezähne auf der X-Achse. Die Schneidekanten der Zähne 12 und 22 bewegten sich nach posterior im Bereich von -65,0 µm bis -80,6 µm bzw. von -29,7 µm bis -37,8 µm, während die Wurzelspitzen der Zähne sich nach anterior im Bereich von +25,8 µm bis +33,8 µm bzw. von +5,2 µm bis +13,2 µm bewegten. Die längeren Powerhooks sorgten durchschnittlich für etwas geringere Auslenkungen der Schneidekanten sowie der Wurzelspitzen der seitlichen Schneidezähne. Im Gegensatz dazu verursachten die gingivaleren Positionen am TPA größere Auslenkungen.

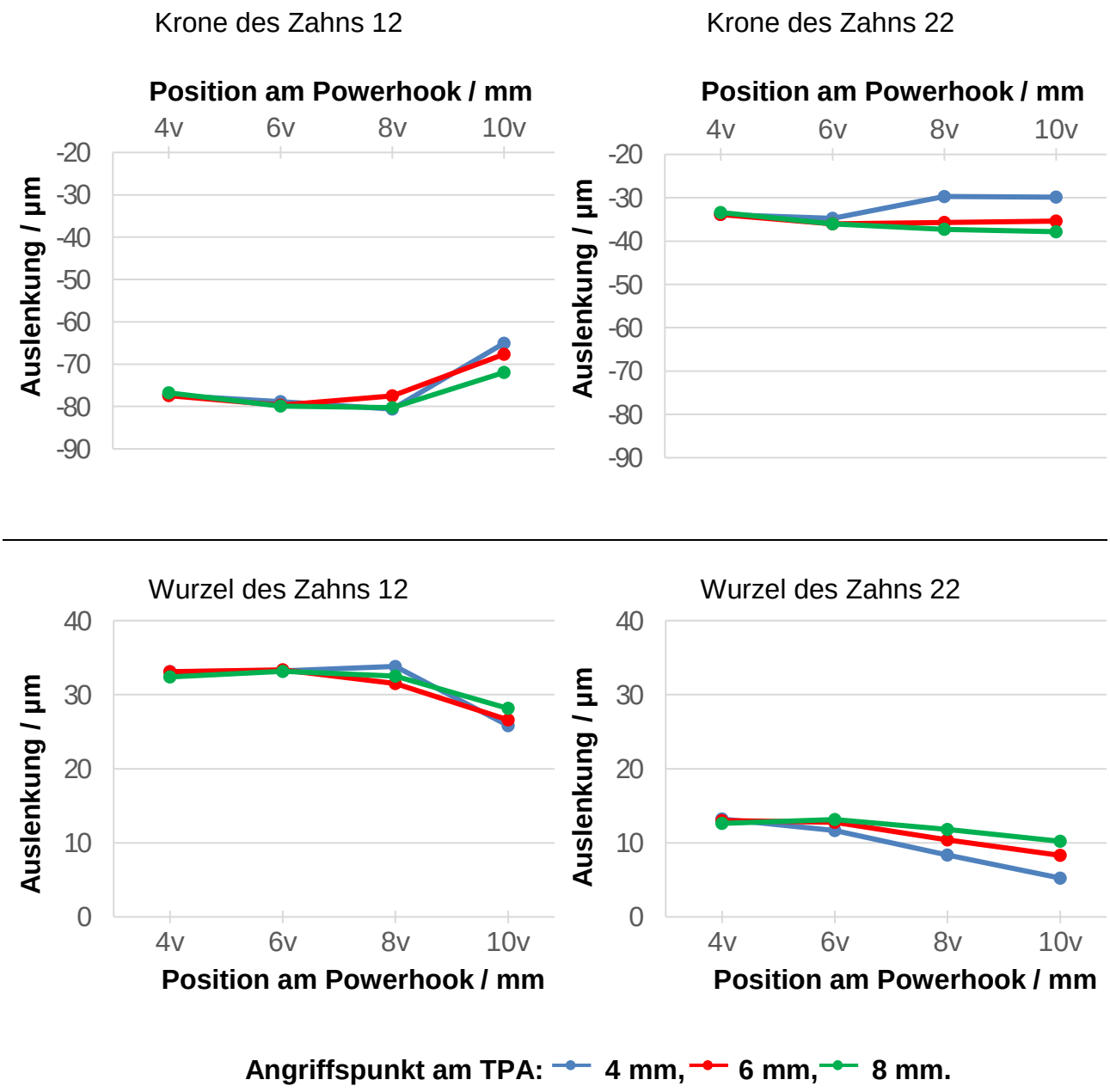


Abb. 22: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der seitlichen Schneidezähne auf der X-Achse in µm.

Lateral haben sich die Schneidekanten der Zähne 12 und 22 auf der Y-Achse im Bereich von +47,5 µm bis +57,1 µm bzw. von -24,9 µm bis -36,8 µm und die Wurzelspitzen dieser Zähne im Bereich von -18,9 µm bis -22,5 µm bzw. von +10,0 µm bis +15,3 µm

bewegt (Tabelle 3). Die lateralen Schneidezähne zeigten signifikant größere laterale Bewegungen als die mittleren Schneidezähne. Auf der Z-Achse bewegte sich die Schneidekante des Zahns 12 zwischen -14,4 µm und -25,5 µm und die des Zahns 22 zwischen -5,7 µm und +0.4 µm. Die Wurzelspitze des Zahns 12 bewegte sich zwischen +26,4 µm und +34,0 µm und die des Zahns 22 zwischen +17,4 µm und +26,5 µm (Tabelle 3).

Wenn die Bewegung der seitlichen Schneidezähne in den drei Dimensionen gleichzeitig berücksichtigt wird, können sie wie folgt beschrieben werden: die Schneidekanten der seitlichen Schneidezähne bewegten sich bei allen Simulationen nach posterior medial und kaudal, die Wurzelspitzen in die entgegengesetzte Richtung nach anterior lateral und kranial. Unter Berücksichtigung der anatomischen Position entspricht die initiale Bewegung der seitlichen Schneidezähne einer unkontrollierten Palatinalkippung. Längere Powerhooks führten zu einer etwas geringeren Palatinalkippung der seitlichen Schneidezähne. Im Gegensatz dazu verursachen die gingivaleren Positionen am TPA eine größere Kippung.

3.3 Bewegung der Eckzähne

In den Simulationen drehte sich der Eckzahn 13 um die Y-Achse zwischen 0,0 ° und 0,8 ° und der Eckzahn 23 ebenfalls zwischen 0,2 ° und 1,0 ° nach posterior (Abbildung 23). Während die Position der Zugfeder am Transpalatinalbogen eine untergeordnete Rolle spielte, nahm die posteriore Rotation der Eckzähne mit zunehmender Länge des Powerhooks deutlich ab. Durchschnittlich führte jeder weitere Millimeter in der Länge des Powerhooks zu einer um 21,8 % geringeren Rotation der Eckzähne. Bei den längsten Powerhooks in dieser Simulation (von 10 mm) blieb die posteriore Kippung des Eckzahns 13 aus, während die Kippung des Eckzahns 23 bei 0,2 ° minimal war.

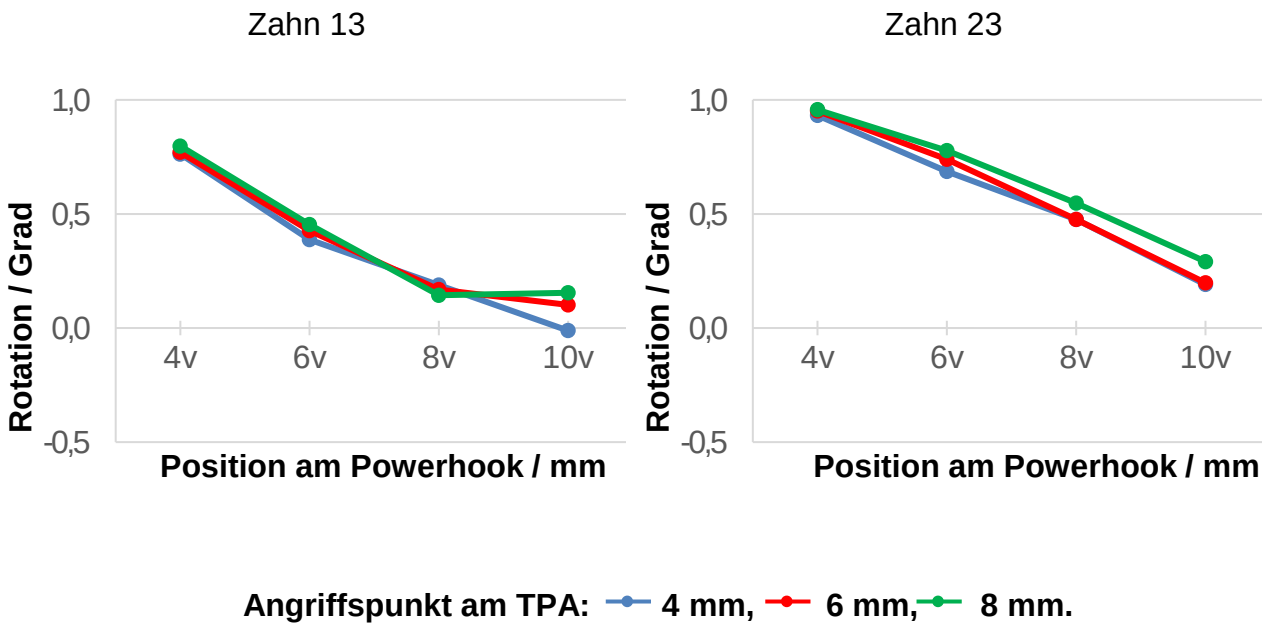


Abb. 23: Rotation des Zahns 13 (links) und des Zahnes 23 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°).

Die linearen Auslenkungen der Eckzähne auf der X-Achse sind in Abbildung 24 dargestellt. Die Höckerspitzen der Zähne 13 und 23 bewegten sich im Bereich von -13,6 µm bis +2,7 µm bzw. von -20,5 µm bis -0,2 µm, die Auslenkungen der Wurzelspitzen der Eckzähne lagen im Bereich von +0,6 µm bis +5,5 µm bzw. von +2,5 µm bis +7,6 µm. Bei Verlängerung der Powerhooks nahm sowohl die posteriore Bewegung der Eckzahnkrone als auch die anteriore Bewegung der Wurzel deutlich ab.

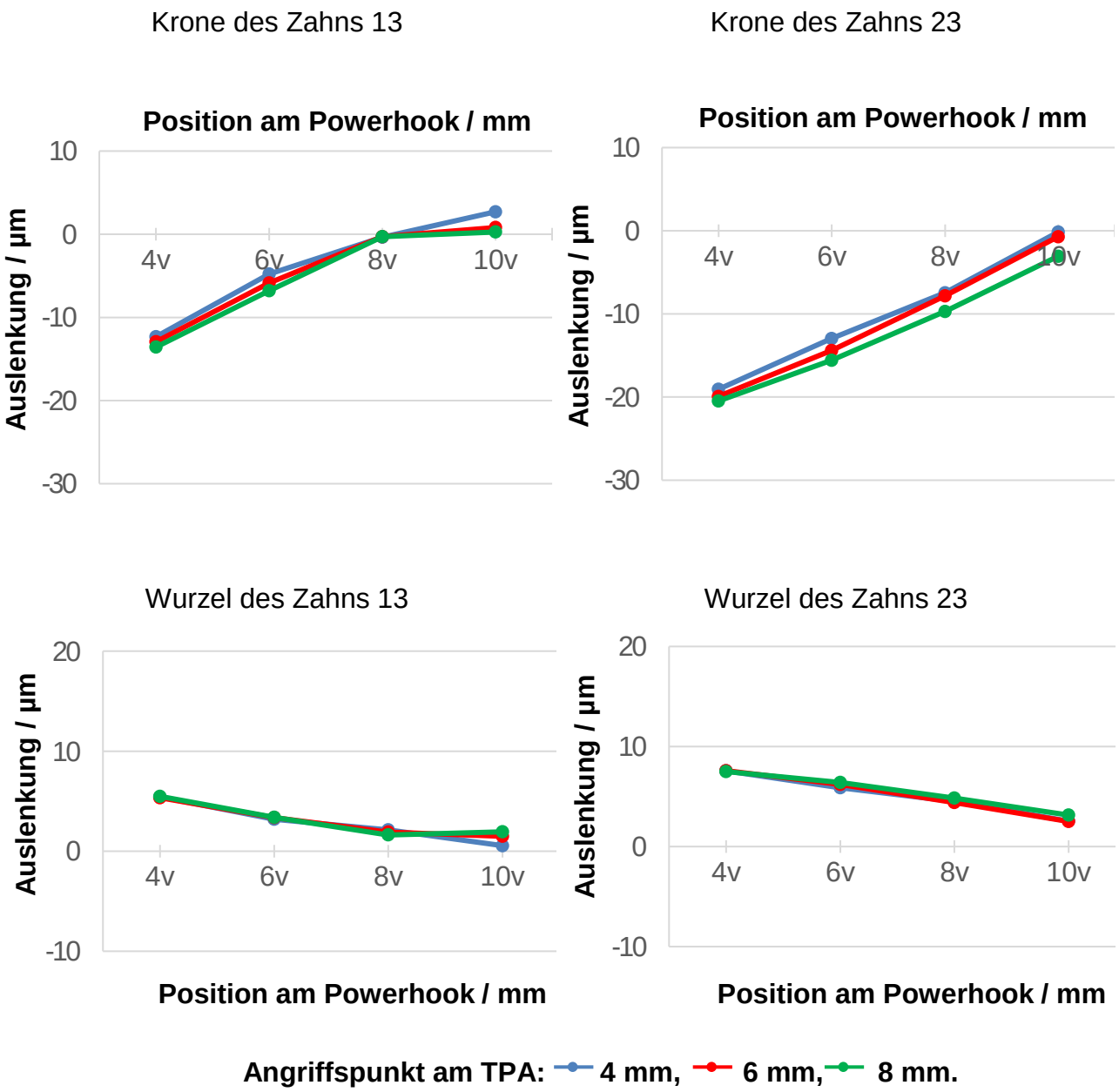


Abb. 24: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der Eckzähne auf der X-Achse in µm.

Auf der Y-Achse bewegten sich die Kronen der Eckzähnen 13 und 23 im Bereich von -5,6 µm bis +15,5 µm bzw. von -25,6 µm bis +5,0 µm und die Wurzelspitzen dieser Zähne im Bereich von -7,2 µm bis +2,1 µm bzw. von -1,4 µm bis +10,2 µm (Abbildung 25). Bei Vergrößerung der Länge des Powerhooks nahm die mediale Auslenkung der Eckzahnkrone ab. Nach unseren Berechnungen blieb die mediale Auslenkung der Krone

des Zahns 13 mit einer Länge des Powerhooks von 7,0 mm und des Zahns 23 mit einer Länge des Powerhooks von 9,4 mm aus. Mit noch längeren Powerhooks kippten die Eckzähne sogar leicht nach lateral.

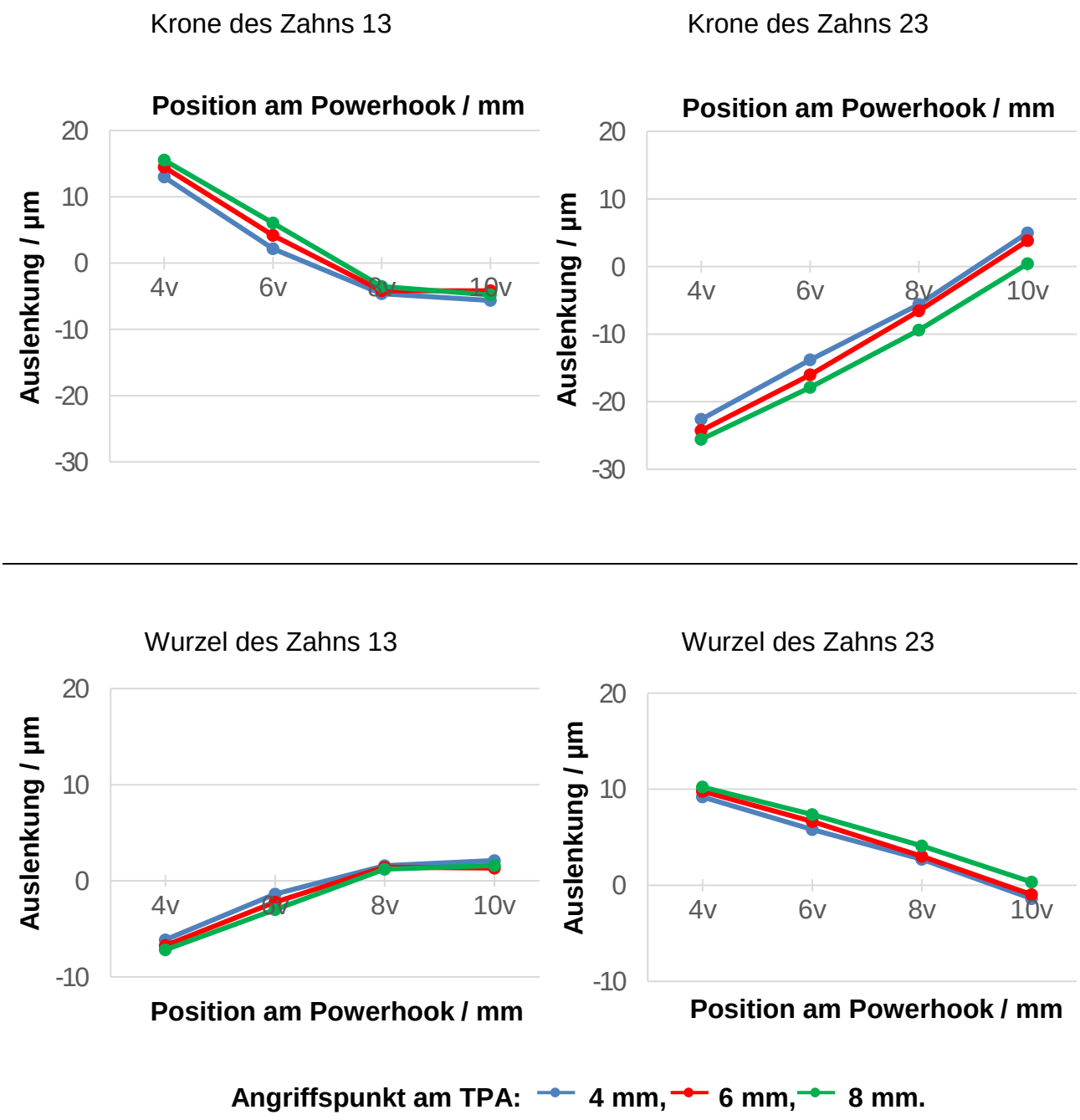


Abb. 25: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der Eckzähne auf der Y-Achse in µm.

Vertikal zeigten die Kronen der Eckzähne immer eine kaudale Auslenkung, die beim Zahn 13 zwischen 4,5 µm und 7,5 µm und beim Zahn 23 zwischen 7,3 µm und 10,7 µm lag. Die vertikalen Auslenkungen der Wurzelspitze des Zahns 13 lagen im Bereich zwischen -9,8 µm und +6,2 µm und der des Zahns 23 zwischen -8,1 µm und +9,3 µm (Tabelle 3). Über die Änderung der Federposition wurde in unseren Messungen sehr deutlich, dass die Bewegungsart der Eckzähne geändert werden konnte. Hierbei war die Länge des Powerhooks wichtiger als die Position am Transpalatinalbogen. Mit dem kürzesten Powerhook in dieser Simulation von 4 mm bewegte sich die Eckzahnkrone nach distal palatinal und kaudal. Bei Vergrößerung der Länge des Powerhooks nahmen die distalen und palatinalen Verschiebungen der Eckzahnkronen ab. Mit den längsten Powerhooks in dieser Simulation von 10 mm trat die distale Kippung der Eckzähne nicht mehr auf und die Eckzähne wanderten nach bukkal. Die Eckzahnkronen wurden bei allen Positionen der Zugfeder leicht extrudiert.

3.4 Bewegung der ersten Molaren

Die Reaktion der ersten Molaren auf die verschiedenen Federpositionen unterschied sich von der Reaktion der Frontzähne. Die Position der Feder am Transpalatinalbogen hatte einen größeren Einfluss auf die Bewegungsart der ersten Molaren als die Länge des Powerhooks. Damit die Diagramme der Rotationen und Auslenkungen der ersten Molaren übersichtlicher werden, sind die 12 Positionen der Zugfeder entsprechend der Länge des Powerhooks (4, 6, 8 und 10 mm) in 4 Gruppen aufgeteilt. Jeder Gruppe wurde ihre eigene Farbe zugeteilt. Die horizontale Achse zeigt die Position der Zugfeder auf dem Transpalatinalbogen in mm und die vertikale Achse das Ausmaß der Rotation oder Auslenkung. Abbildung 26 zeigt die Rotationen der ersten Molaren um die Y-Achse. Die En-Masse-Frontzahnretraktion rief eine anteriore Kippung der ersten Molaren bei allen verschiedenen Positionen der Zugfeder hervor. Die anteriore Kippung lag zwischen 1,4 ° und 2,9° für Zahn 16 und zwischen 1,3° und 2,5 ° für Zahn 26. Während die Länge des Powerhooks eine untergeordnete Rolle spielte, nahm die anteriore Kippung der ersten Molaren mit gingivaleren Positionen der Zugfeder am Transpalatinalbogen ab. Im

Durchschnitt führte jeder Millimeter der Zugfederpositionierung Richtung gingival am Transpalatinalbogen zu einer um 13,5 % geringeren anterioren Kippung.

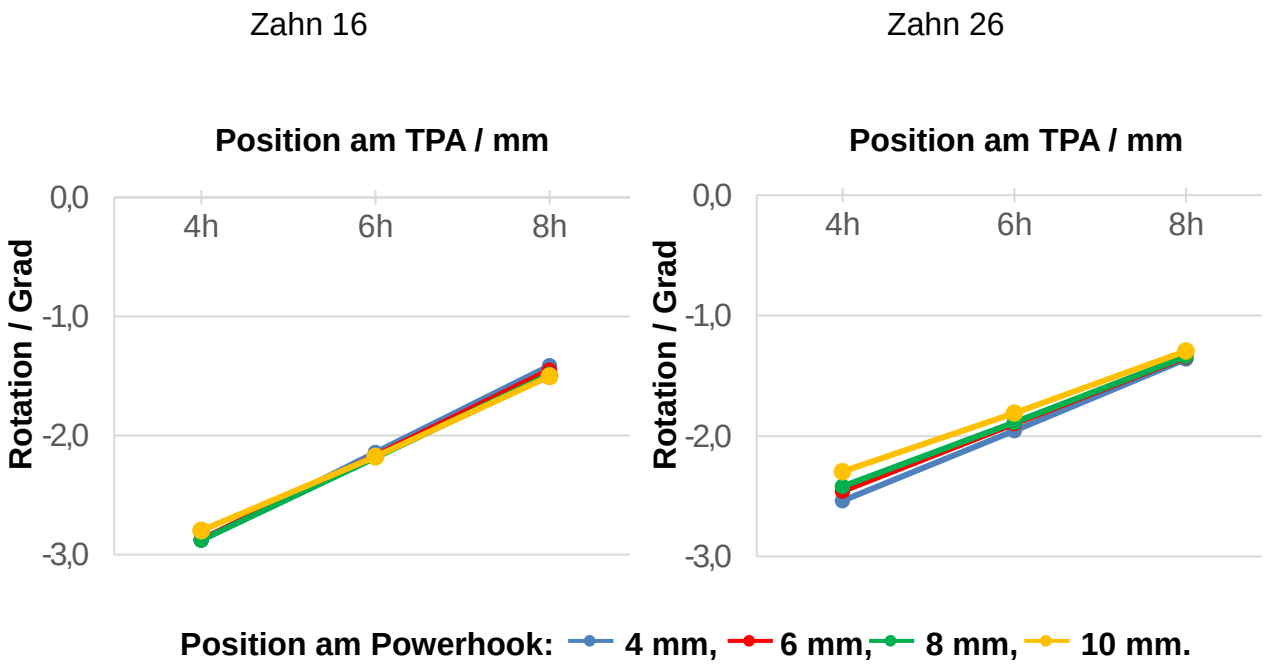


Abb. 26: Rotation des Zahns 16 (links) und des Zahnes 26 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°).

Die linearen Auslenkungen der Kronen sowie der Wurzeln der ersten Molaren auf der X-Achse sind in Abbildung 27 dargestellt. Die Krone der Zähne 16 und 26 bewegte sich im Bereich von +8,8 µm bis +33,7 µm bzw. von +8,0 µm bis +28,8 µm. Während sich die Wurzelspitzen der Zähne im Bereich von -10,7 µm bis -19,7 µm bzw. von -9,4 µm bis -16,9 µm nach posterior bewegten. Mit zunehmend gingivaleren Position der Federn am Transpalatinalbogen nahmen die anteriore Auslenkung der Molarenkrone und die posteriore Auslenkung der Wurzelspitze ab.

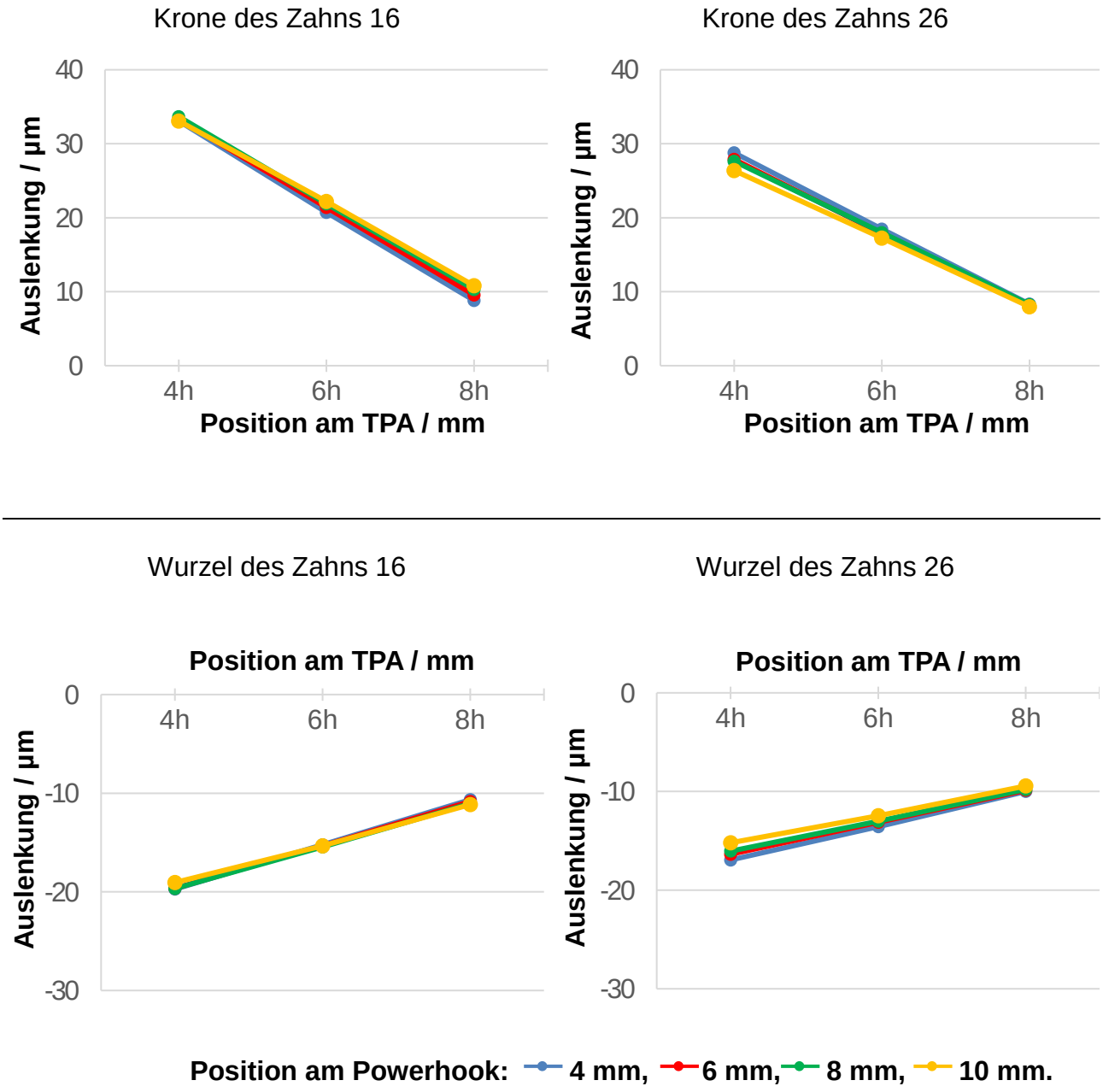


Abb. 27: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der ersten Molaren auf der X-Achse in µm.

Die lateralen Auslenkungen der ersten Molaren sind in der Abbildung 28 dargestellt. Die Kronen der Zähnen 16 und 26 bewegten sich auf der Y-Achse im Bereich von -27,7 µm bis +1,6 µm bzw. von -2,1 µm bis +31,5 µm und die Wurzelspitzen dieser Zähne im Be-

reich von -9,1 µm bis -1,9 µm bzw. von +2,3 µm bis +9,6 µm. Bei Vergrößerung der Länge des Powerhooks nahm die laterale Auslenkung der ersten Molaren ab, während die weiter gingivalen Federpositionen am Transpalatinalenbogen zu zunehmenden lateralen Auslenkungen führten.

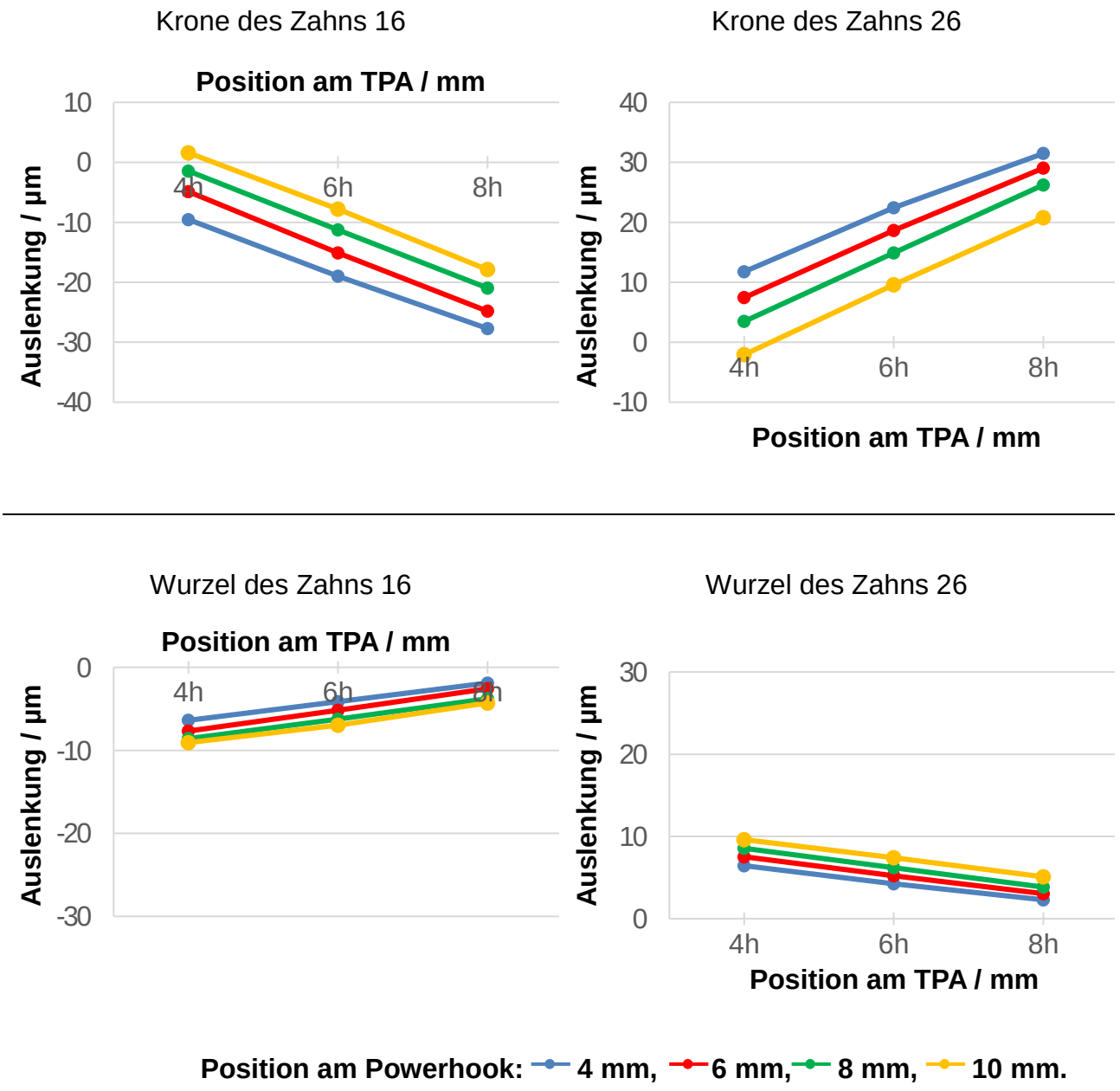


Abb. 28: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der ersten Molaren auf der Y-Achse in µm.

Die Rotation der ersten Molaren um die Z-Achse ist von klinischer Bedeutung, da sie die Drehung der Molaren auf der Tansversalebene als bekannte Reaktion auf palatinal verlaufende Zugkräfte darstellt. Wie Abbiludung 29 zeigt, drehten sich die ersten Molaren bei allen Federpositionen von mesial nach außen. Die längeren Powerhooks verursachten eine etwas geringere Rotation, durchschnittlich führte jeder weitere Millimeter in der Länge des Powerhooks zu einer um 1,4 % geringeren Drehung. Die gingivaleren Positionen der Feder am Transpalatinalbogen wirkten sich gegenläufig auf die ersten Molaren aus. Jeder Millimeter weiter gingival als die 4 mm-Position am Transpalatinalbogen führte zu einer 5,4 % größeren Rotation.

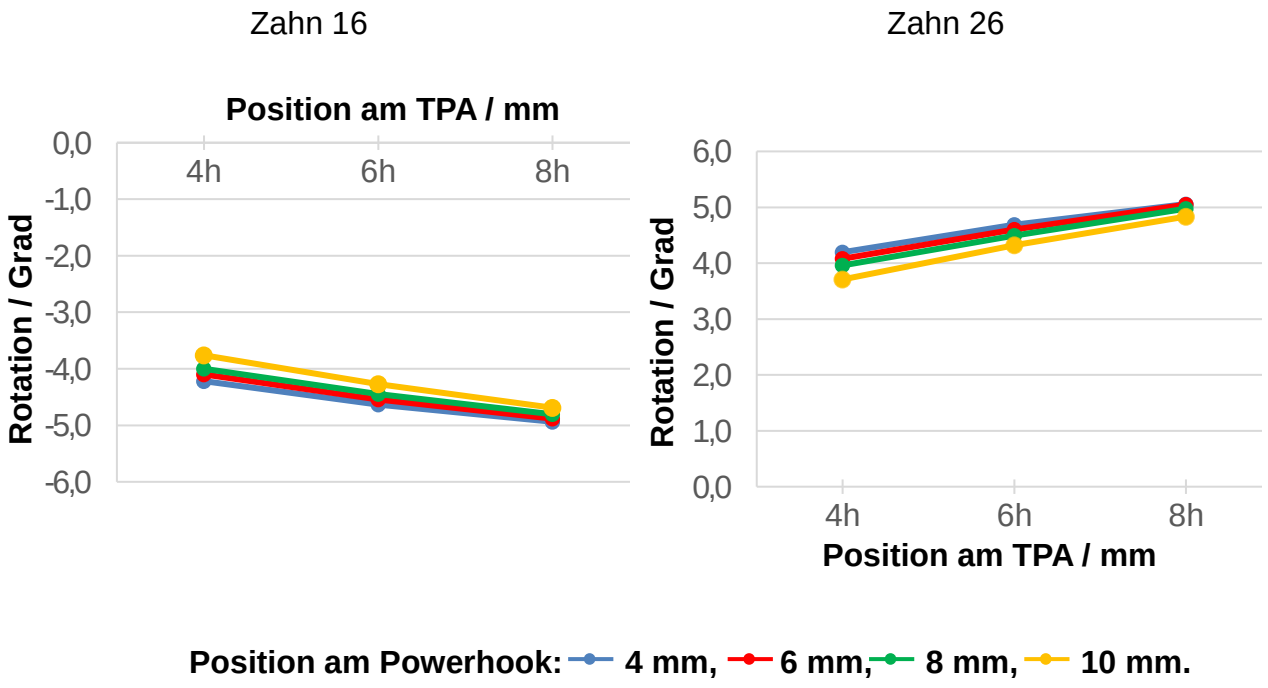


Abb. 29: Rotation des Zahns 16 (links) und des Zahnes 26 (rechts) um die Z-Achse in Grad (°).

In der vertikalen Richtung zeigten die Kronen der ersten Molaren immer eine kaudale Auslenkung, die beim Zahn 16 zwischen 3,0 µm und 7,6 µm und beim Zahn 26 zwischen 3,3 µm und 7,7 µm lag. Die vertikalen Auslenkungen der Wurzelspitze des Zahns 16 lagen im Bereich zwischen -1,9 µm und +1,4 µm und der des Zahns 26 zwischen -1,7 µm und +1,1 µm (Tabelle 3). Mit zunehmend gingivalerer Position der Feder am Transpalatinalbogen nahm die kaudale Auslenkung der Molarenkronen ab.

Die Reaktion der ersten Molaren während der En-Masse-Retraktion kann durch Verschiebung der Kraftwirkungslinie beeinflusst werden. Bei Positionierung der Zugfeder am Transpalatinalbogen 4 mm apikal vom Drahtbogen und an den 4 mm langen Powerhooks bewegte sich die Molarenkrone nach anterior bukkal und kaudal und drehte sich nach mesiobukkal. Die Spitze der mesiobukkalen Wurzel bewegte sich nach anterior und medial. Bei Positionierung der Zugfeder gingivaler am Transpalatinalbogen nahm die Mesialkippung ab und die mesiobukkale Drehung der Molaren zu. Die Länge des Powerhooks hatte dagegen wenig Einfluss auf die Bewegungsart der ersten Molaren.

3.5 Dehnungsverteilung im parodontalen Ligament

Ein Überblick über die Verteilung der Verzerrungen im PDL hilft, den Knochenumbauprozess und die Zahnbewegung besser zu verstehen. Aus diesem Grund werden die entstandenen Berechnungen hier in grafischer Form mit Farbcodierung dargestellt. Die in den Simulationen berechneten Verzerrungen im PDL wurden in Prozent [%] unter Verwendung einer Skala mit einem Farbverlauf von blau (geringste Verzerrung) über rot nach gelb (größte Verzerrung) angegeben.

Die Abbildung 30 zeigt die Verzerrungsverteilung im PDL bei vier Zugfederpositionen. Alle Kombinationen haben den gleichen Angriffspunkt am Transpalatinalbogen (6 mm) und unterscheiden sich nur durch die Länge des Powerhooks (4, 6, 8 und 10 mm) voneinander. Die Verzerrungen im PDL der Schneidezähne waren stärker und weniger homogen als im PDL der Eckzähne. In allen Kombinationen war die Verzerrung im PDL der Inzisiven stärker im Bereich des Zahnhalses und des Apex als in der Wurzelmitte, was auf eine unkontrollierte Kippung der Schneidezähne hinweist. Im Gegensatz zu den Schneidezähnen führte die Verlängerung des Powerhooks bei den Eckzähnen zu einer gleichmäßigeren Verzerrungsverteilung im PDL und damit zu einer körperlichen Bewegung der Eckzähne. Jedoch wurde die Verzerrungsverteilung im PDL der Molaren kaum von der Länge des Powerhooks beeinflusst.

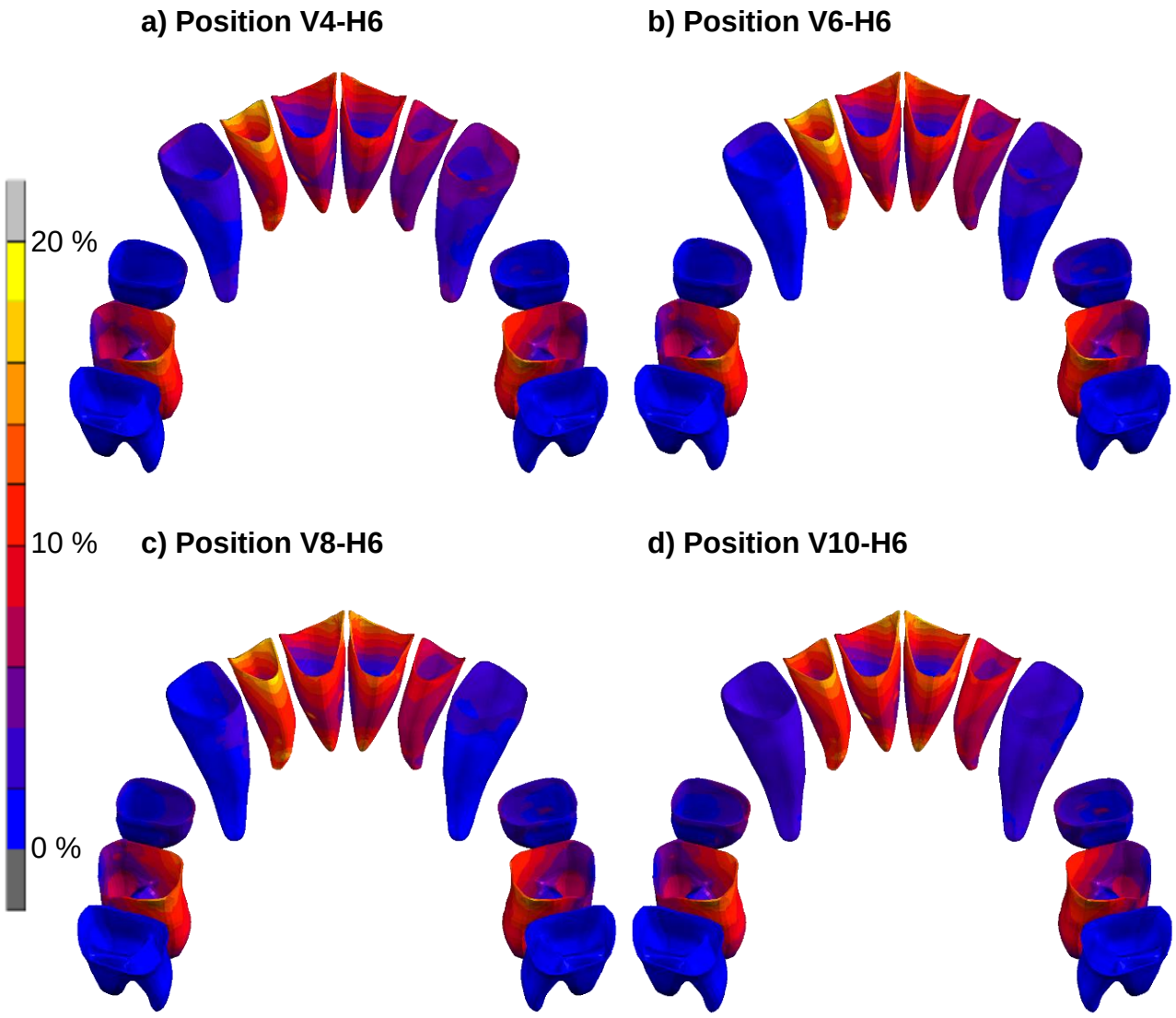


Abb. 30: Verzerrungsverteilung im PDL bei vier Zugfederpositionen: a) V4-H6, b) V6-H6, c) V8-H6 und d) V10-H6. In allen Positionen war die Verzerrung im PDL der Inzisiven stärker im Bereich des Zahnhalses und des Apex als in der Wurzelmitte. Die Verlängerung des Powerhooks führte bei den Eckzähnen zu einer gleichmäßigeren Verzerrungsverteilung.

Die Abbildung 31 zeigt den Einfluss des Angriffspunkts am Transpalatinalbogen auf die Verankerungszähne. Da sind drei Zugfederpositionen dargestellt. Alle Kombinationen haben die gleiche Länge des Powerhooks (6 mm) aber unterschiedliche Angriffspunkte am Transpalatinalbogen (4, 6 und 8 mm apikal des Drahtbogens). Bei der 4 mm-Position war die Verzerrung im PDL der Molaren im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze stärker lokalisiert und im Bereich der Wurzelspitze sehr gering. Dies weist da-

rauf hin, dass dieses Kraftsystem zu einer Kippung der Molaren führte. Wenn die Zugkraft tiefer am Transpalatinalbogen angriff, verteilte sich die Verzerrung im PDL der Molaren gleichmäßiger entlang der Wurzeloberfläche. Dies deutet darauf hin, dass die Molaren mehr Translation als Kippung zeigten. Im Gegensatz zu den Molaren hatte die Zugfederposition am Transpalatinalbogen nur einen geringen Einfluss auf die Verzerrungsverteilung im PDL der Frontzähne.

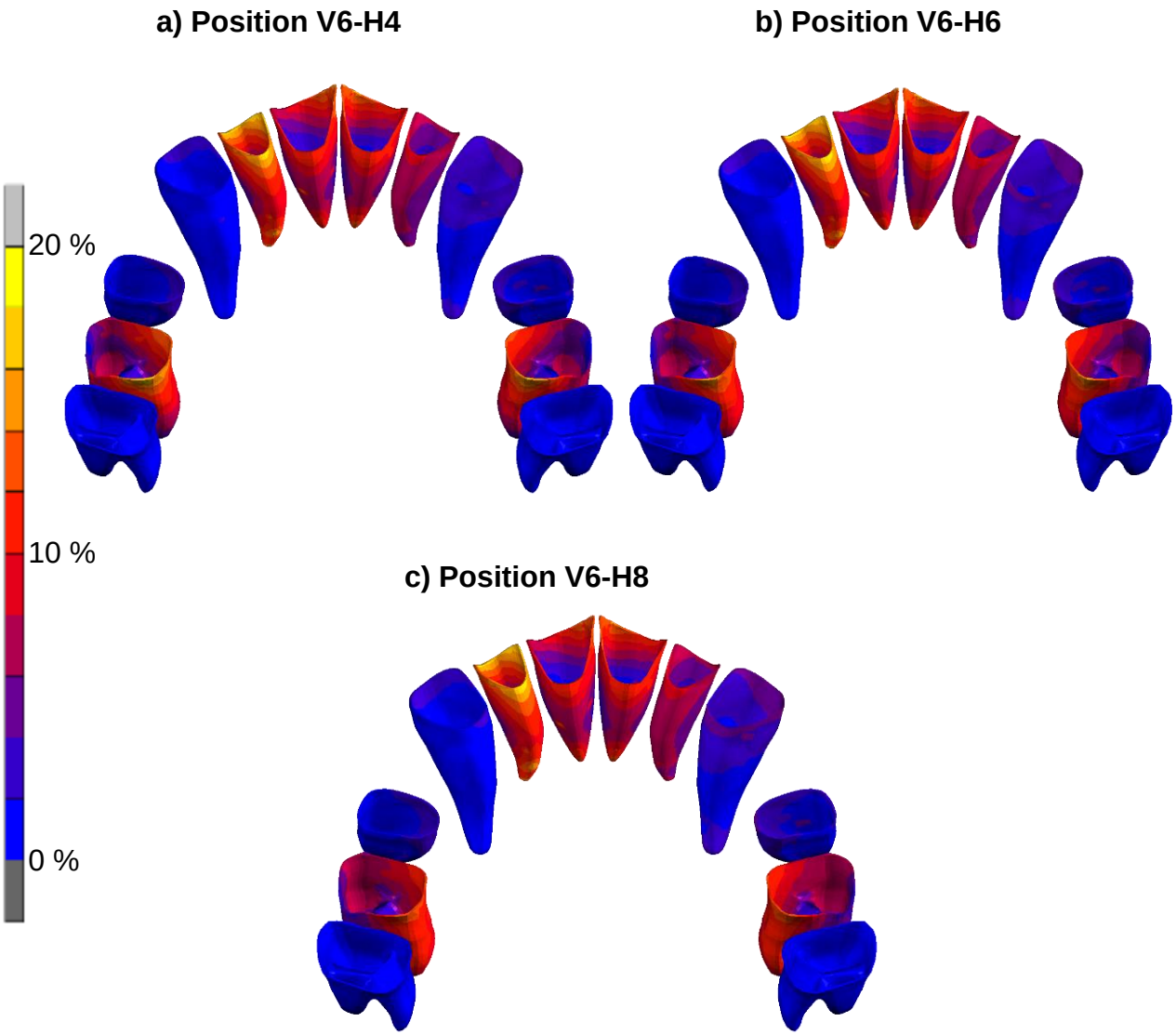


Abb. 31: Verzerrungsverteilung im PDL bei drei Zugfederpositionen: a) V6-H4, b) V6-H6 und c) V6-H8. Gingivalere Positionen am TPA führten zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Verzerrung im PDL der Molaren, veränderten jedoch die Verzerrungsverteilung bei den Frontzähnen nicht.

4. Diskussion

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse dieser Untersuchung in Bezug auf die Fragestellung und im Hinblick auf die aktuelle wissenschaftliche Literatur kritisch diskutiert und die Arbeit hinsichtlich ihrer Materialien und Methoden bewertet.

4.1 Diskussion der Ergebnisse und Vergleich mit der Literatur

In dieser Arbeit wurde der Einfluss des Angriffspunkts der Zugkraft auf die Bewegungsart der Frontzähne und auf die Verankerung beim Lückenschluss mit der Lingualtechnik numerisch untersucht. In einem FE-Oberkiefermodell mit extrahierten ersten Prämolaren wurde eine festsitzende Lingualapparatur modelliert. Die Lingualapparatur bestand hauptsächlich aus selbstmodellierten Lingualbrackets, pilzförmigem Vollbogen mit zwei Powerhooks mesial der Eckzähne und einem Transpalatinalbogen zwischen den ersten Molaren. Mit Hilfe der Finite-Element-Methode wurde die En-Masse-Retraktion der Frontzähne mit zwei identischen Retraktionskräften von jeweils 1,5 N an 12 unterschiedlichen Positionen zwischen dem Transpalatinalbogen und den Powerhooks simuliert.
Die initialen Auslenkungen der Kronen- und Wurzelspitzen sowie die Rotationen der sechs Frontzähne und der ersten Molaren wurden ermittelt. Die Auslenkungen und die Rotationen der Zähne wurden im räumlichen kartesischen Koordinatensystem in drei Komponenten (X, Y, Z) parallel zu den Koordinatenachsen zerlegt.
Ziel der Untersuchungen war es, die biomechanischen Auswirkungen der Verschiebung der Wirkungslinie der Retraktionskräfte auf die Frontzahnretraktion und die Verankerung mit der Lingualtechnik zu klären und die am besten geeignete Position der Zugkräfte zu finden, um die Nebenwirkungen dieser Technik zum Lückenschluss gering zu halten. Unsere FE-Simulationen zeigten, dass die sechs Frontzähne unterschiedlich auf die Retraktionskräfte reagierten und sich nicht als ein Segment mit gemeinsamem Widerstandzentrum bewegten, wie es in früheren theoretischen Studien angenommen wurde (Gjessing, 1992; Pedersen et al. 1990; Smith und Burstone, 1984). Dies steht im Einklang mit der FE-Untersuchung von Reimann et al. (2007), bei denen keine gemeinsame Bewegung der vier Schneidezähne erreicht werden konnte, auch wenn das Front-

segment mit einem sehr starren Draht verblockt war. In ähnlicher Weise stellten Türk et al. (2005) in einer klinischen Studie zur Bestimmung des Widerstandszentrums der oberen Schneidezähne bei der Retraktion fest, dass die gewünschte Retraktion der Frontzähne ohne genaue und kontinuierliche Beobachtung zur weiteren Anpassung der Behandlungsmechanik regelmäßig nicht erreicht werden kann, obwohl die Zugkraft theoretisch durch das Widerstandszentrum verläuft.

Die Auswertung unserer Simulationsergebnisse zeigt eine deutliche Tendenz zur Palatinalkippung und zum Torqueverlust der Schneidezähne, ebenso wie zur Distalkippung der Eckzähne bei der En-Masse-Retraktion mit der Lingualtechnik. Diese erhöhte Tendenz zum vertikalen "Bowing Effekt" in der Lingualtechnik im Vergleich zu konventionellen vestibulären Apparaturen ist in der Literatur gut dokumentiert (Lawson, 2013; Riolo et al., 2018). In einer mathematischen Studie analysierten Geron et al. (2004) die Zahnbewegung der oberen Schneidezähne, wenn vertikale Kräfte auf labiale und linguale Brackets ausgeübt wurden. Sie stellten fest, dass bei lingualen Geräten die Reaktion der Frontzähne von der Bracketposition und der initialen Inklination des Zahns abhängig ist.

Nach ihrer Berechnung führte eine Intrusionskraft auf die Lingualbracket zu einer labialen Wurzelbewegung, wenn der Winkel zwischen der Längsachse des Schneidezahns und der Senkrechten auf der Okklusionsebene zwischen -30 ° (Retroklination) und +20 ° (Proklination) lag. Eine palatinale Wurzelbewegung wurde erst ab einer Inklination von +20 ° entwickelt.

Unsere Ergebnisse stimmen auch mit anderen Finite-Elemente-Studien überein, wie die Finite-Element-Studie von Liang et al. (2009). In dieser Studie wurde festgestellt, dass ein Torqueverlust bei der Retraktion der oberen Schneidezähne mit der Lingualtechnik wahrscheinlicher ist als mit der labialen Apparatur. Dementsprechend empfahlen die Autoren, den lingualen Wurzeltorque und die intrudierende Kraft zu erhöhen und die retrahierende Kraft zu verringern, um einen Torqueverlust bei der Frontretraktion mit der Lingualtechnik zu vermeiden. In einer ähnlichen FE-Studie aus dem Jahr 2014 stellten Lombardo et al. fest, dass die Lingualkippung der Schneidezähne und die Distalkippung der Eckzähne während der En-Masse-Retraktion im Unterkiefer mit der Lingualtechnik stärker sind als mit den vestibulären Apparaturen. Die Belastung der Frontzähne mit dem lingualen Bracketsystem war höher als die mit der labialen Apparatur. Dies ist auf den geringeren Interbracket-Abstand im Frontzahnbereich zurückzuführen.

Das Aufbringen der Retraktionskräfte auf die gingivaleren Positionen des Powerhooks führte in unserer Simulation zu einer etwas geringeren Palatinalkippung der seitlichen Schneidezähne, jedoch zu einer stärkeren Kippung der mittleren Schneidezähne. Gingivalere Positionen am TPA hatten einen sehr kleinen Einfluss auf die mittleren Schneidezähne, führten jedoch zu einer stärkeren Kippung der seitlichen Schneidezähne. Das entspricht der Studie von Feng et al. 2019, in der das Schließen der Extraktionslücken mit der individualisierten Lingualtechnik und Minischraubenverankerung simuliert wurde. In dieser Studie wurde festgestellt, dass die Powerhooks, die sich zwischen den seitlichen Schneidezähnen und den Eckzähnen befinden, zu einer besseren Torquekontrolle führen können als die Powerhooks, die distal der Eckzähne sind. Jedoch konnte ein akzeptabler Torque an den Oberkieferfrontzähnen auch mit einem Powerhook von 10 mm nicht erreicht werden.

Im Gegensatz zu unserer Untersuchung stellten Kim et al. (2004) fest, dass eine körperliche Retraktion des Frontsegments möglich ist. In dieser Studie wurde der "C-Retraktor" verwendet, um die Frontzähne in einem separaten Segment ohne posteriore Apparatur zu retrahieren. Die Retraktionskräfte wurden zwischen einer Gaumenplatte und den Powerhooks des C-Retraktors aufgebracht. Die Autoren stellten fest, dass eine Länge des Powerhooks von 10 mm für die körperliche Retraktion des Frontsegments erforderlich ist. Mit der gleichen Methode fanden Mo et al. (2013) heraus, dass Powerhooks von 7 und 10 mm zu einer kontrollierten Kippung der mittleren Schneidezähne führten und eine tatsächliche Retraktion der Wurzeln nur bei einer Länge des Powerhooks von 13 mm möglich war. Wird der Torqueverlust beim Lückenschluß nicht kontrolliert, kann dies zu erheblichen vertikalen Abweichungen der Schneidezähne führen und damit zur Beeinträchtigung der Okklusion und der Ästhetik. Nach Stamm et al. (2000) führt ein Torqueverlust von 10 ° zu einer Extrusion der Schneidezähne von 1,2 mm. Um diesen Effekten entgegenzuwirken, wurden verschiedene Maßnahmen empfohlen, beispielweise das Hinzufügen eines Extra-Torque im Bogen oder im Setup Modell (Lawson, 2013), die Einbiegung einer Kompensationskurve (Lombardo et al., 2014; Sung et al., 2003) und die Anwendung leichter Zugkräfte (Liang et al. 2009).

Im Gegensatz zu den Schneidezähnen war der Einfluss der verschiedenen Kraftwirkungslinien auf die initiale Bewegung der Eckzähne in unserer Simulation sehr entscheidend. Hierbei war die Länge des Powerhooks sehr viel wichtiger als die hintere

Position am Transpalatinalbogen. Die Distal- und Palatinalkippung der Eckzähne nahm mit zunehmender Länge des Powerhooks ab. Nach unseren Berechnungen führte jeder weitere Millimeter in der Länge des Powerhooks zu einer um 21,8 % geringeren Distalkippung der Eckzähne. Bei den längsten Powerhooks in dieser Simulation (10 mm) blieb die posteriore Kippung des Eckzahns 13 aus, während die Kippung des Eckzahns 23 bei 0,2 ° minimal war. Im Gegensatz zu unserer Studie zeigten die Eckzähne in der Studie von Feng et al. (2019) eine Tendenz zur labialen Kippung der Zahnkrone und zur palatinalen Kippung der Wurzel. Jedoch hat, ähnlich wie bei unseren Berechnungen, die zunehmende Länge des Powerhooks diese Tendenz verstärkt. Um die durch die Retraktionskraft verursachte Distalkippung und Rotation des Eckzahns zu vermeiden, empfiehlt Lawson (2013) den Eckzahn mit einer Stahlligatur, insbesondere bei Einsatz von Edgewise-Lingualbrackets, stramm zu ligieren.

Im Allgemeinen stellt die Lingualtechnik keine hohen Anforderungen an die Verankerung und kann mit konventionellen Verankerungsmaßnahmen und grundlegenden mechanischen Prinzipien in den meisten Fällen zufriedenstellende Ergebnisse erzielen (Geron, 2006). Scuzzo und Takemoto (2010) begründeten den geringeren Verankerungsverlust in den Extraktionsfällen, die mit Lingualtechnik behandelt wurden, mit der Nähe der Lingualbrackets zum Widerstandszentrum der Molaren. Darüber hinaus bewirken die lingual ausgeübten Zugkräfte eine gewisse Lingualkippung und mesiobukkale Rotation der Molaren, was zu einer Art kortikaler Knochenverankerung führt.

In unseren Simulationen zeigten die Molaren eine Tendenz zur Mesialkippung und mesiobukkaler Rotation. Diese Bewegungsart stimmt mit den Ergebnissen anderer Studien überein, wie beispielsweise der Studie von Sung et al. (2003), in der die Autoren über eine bukkale Verschiebung der Prämolaren und eine Mesialkippung der Molaren während der Eckzahndistalisierung mit der Lingualtechnik berichteten. Des Weiteren wurde in der FEM-Studie von Lombardo et al. (2014) festgestellt, dass die Lingualtechnik im Vergleich zur Bukkaltechnik zu mehr mesiobukkalen Rotationen und zu weniger Mesialkippung der Seitenzähne führte. Die Reaktion der ersten Molaren während des Lückenschlusses konnte durch die Verschiebung der Kraftwirkungslinie beeinflusst werden. Hierbei spielte die hintere Position der Kraft am Transpalatinalbogen die entscheidende Rolle. Wenn die Zugkraft tiefer am Transpalatinalbogen angriff, nahm die Mesialkippung der ersten Molaren ab. Im Durchschnitt führte jeder Millimeter kranial der 4 mm-Position

am Transpalatinalbogen zu einer um 13,5 % geringeren anterioren Kippung. Nach unseren Berechnungen sollten die Zugkräfte auf der rechten Seite 12,2 mm und auf der linken Seite 12,9 mm von dem Vollbogen entfernt angebracht werden, um die Mesialkippung der ersten Molaren vollständig zu verhindern. Die asymmetrischen Reaktionen der Zähne an den Seiten des Oberkiefers in unserer Simulation können auf die kleinen förmlichen Unterschiede zwischen den beiden Hälften des FE-Modells und der modifizierten Lingualapparatur, die unterschiedlichen Positionen der Brackets, die möglichen Vorspannung im Bogen und die unterschiedlichen Winkel der Powerhooks zurückgeführt werden.

Vergleichbar mit unseren Ergebnissen fanden Jang et al. (2010) in ihrer FE-Studie heraus, dass die beste Position für die Minischrauben im Gaumen für das ideale Kraftsystem, um eine körperähnliche Frontretraktion zu erzielen, 8 mm apikal des Zahnhalses des ersten Molaren ist. Außerdem übten Mo et al. (2013) eine Retraktionskraft mithilfe einer C-Gaumenplatte auf einer Höhe von 12 mm apikal zur üblichen Position eines Lingualbrackets aus, um den Frontzahntorque während des Lückenschlusses mit dem C-Retraktor zu kontrollieren.

Die mesiobukkale Rotation der ersten Molaren war trotz der Verwendung eines TPA in allen Simulationen zu erkennen. Wenn die Zugfeder am Transpalatinalbogen nach kranial verschoben wird, nimmt die mesiobukkale Rotation der ersten Molaren sogar zu. Jeder Millimeter weiter kranial der 4 mm-Position auf dem Transpalatinalbogen führte zu einer 5,4 % größeren Rotation. Die Powerhook-Länge hatte jedoch wenig Einfluss auf die Rotation. Um den Nebeneffekten auf die Molaren entgegenzuwirken, können verschiedene Maßnahmen verwendet werden, beispielweise die Einbiegung einer Kompensationskurve in die Transversalebene (Lombardo et al., 2014; Sung et al., 2003), das Einsetzen kurzer Gummiketten von den Prämolaren zu den Eckzähnen (Scuzzo und Takemoto, 2010) oder von den Molaren zu den Eckzähnen (Lawson, 2013) und die Verteilung der Zugkräfte auf die bukkale und linguale Seite mit der sogenannten "Double Cable" Mechanik (Wiechmann und Grauer, 2016).

4.2 Diskussion von Material und Methode

In dieser Arbeit wurde die En-Masse-Retraktion der Oberkieferfrontzähne mit der Lingualtechnik mithilfe der Finite-Elemente-Methode simuliert und analysiert, um die Auswirkung der verschiedenen Kraftwirkungslinie auf die Bewegungsart der Front- und Seitenzähne darzustellen. Die Finite-Elemente-Methode weist im Allgemeinen einige Einschränkungen auf, da es sich um ein In-vitro-Experiment handelt, in dem komplexe Strukturen aus verschiedenen Materialen genau modelliert und die entsprechenden Materialparameter zugewiesen werden sollen. In den meisten Fällen ist es nicht möglich, alle mit dem Experiment verbundenen Variablen zu berücksichtigen (Feng et al., 2019; Singh et al., 2016). Darüber hinaus ist die FEM ausschließlich in der Lage, die initiale Reaktion eines Zahns auf die Einwirkung eines Kraftsystems zu simulieren. Diese Auslenkungen liegen in einer Größenordnung von etwa 0,2 mm oder einem Grad. Kieferorthopädische Zahnbewegungen erreichen aber häufig Größenordnungen von mehreren Millimetern oder einigen zehn Grad (Bourauel, 2003).

Auf der anderen Seite sind jedoch andere experimentelle Methoden zur Untersuchung der kieferorthopädischen Zahnbewegung, wie die photoelastischen Versuche, ebenfalls limitiert. Damit kann nur die Oberfläche des Modells, nicht aber die internen Strukturen wie das PDL, untersucht werden. Tierversuche sind auf menschliches Gewebe nur eingeschränkt übertragbar und klinische Versuche an Menschen sind nicht immer möglich (Knop et al., 2015). Deshalb ist die Finite-Elemente-Methode mit den heute zur Verfügung stehenden Programmsystemen ein nützliches und gleichzeitig einfach zu erlernendes Werkzeug zur Lösung einer Vielzahl unterschiedlicher mechanischer Probleme im Vergleich zu den anderen Methoden (Bourauel, 2003).

Die Lingualapparatur in unserer Arbeit bestand aus selbstmodellierten Edgewise-Lingualbrackets, die horizontale Slots haben und durch den Klebstoff auf der Bracketbasis individualisiert wurden. Bei vollständig individualisierten Lingualbrackets und Bögen, wie dem Incognito-System, können die Brackets näher an den Lingualflächen der Frontzähne angebracht werden als die mit der Kleberbasis individualisierten Lingualbrackets. Neben der Verbesserung des Patientenkomforts werden die vertikalen Diskrepanzen, die aus dem Torqueverlust entstehen, verringert (Lawson, 2013). Lingualapparaturen mit vertikalem Slot in den anterioren Brackets, wie beim Incognito- oder WIN-System,

bieten eine bessere Rotations- und Torquekontrolle beim Lückenschluss als die Brackets mit horizontalem Slot. Das liegt daran, dass die vertikalen Slots verhindern, dass der Draht bei der Retraktion der Frontzähne aus den Bracketslots herausgezogen wird. Darüber hinaus sind die elastischen Eigenschaften eines Drahtes von seinen Dimensionen abhängig. Wenn ein Vierkantdraht ribbonwise eingesetzt wird, ist seine Steifheit in der vertikalen Dimension größer als in der horizontalen und kann daher dem vertikalen Bowing-Effekt besser entgegenwirken als der edgewise eingesetzte Draht (Williams et al., 2000). Allerdings ist die Zahnkippung in mesio-distaler Richtung in den Brackets mit vertikalen Slots schwieriger zu kontrollieren, außerdem kann die größere Flexibilität der ribbonwise ausgerichteten Bögen in der transversalen Dimension zur Verformung der Bogenform führen (Inami et al., 2018). Dem gegenüber bereitet der Lückenschluss mit horizontalen Slots keine Schwierigkeiten in den Bewegungen zweiter Ordnung und die edgewise ausgerichteter Bögen sind steif genug in der Transversalebene, um dem transversalen Bowing-Effekt zu wiederstehen. Jedoch ist die Torquekontrolle bei horizontalen Slots schlechter und die Eckzähne zeigen eine erhöhte Tendenz zu rotieren, weshalb diese mit Stahlligaturen gesichert werden müssen (Lawson, 2013).
Die in unserer Studie modellierten pilzförmigen Lingualbögen sind aufgrund der beiden Biegungen erster Ordnung länger als die in der Straight-Wire-Technik verwendeten Bögen, wie im Alias-System. Die Erhöhung der Bogenlänge reduziert die Steifigkeit und erhöht daher den Bowing-Effekt (Lombardo et al., 2016). Allerdings erfordert die Straight-Wire-Technik eine dicke Klebebasis, um die Lingualbrackets zu individualisieren und erhöht damit, wie bereits beschrieben, die Schwierigkeit der Torquekontrolle (Lawson, 2013).

4.3 Ausblick und Wertung

Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen die Bedeutung der Biomechanik für die Planung der kieferorthopädischen Behandlung. Der Behandler sollte die Grundlagen der Biomechanik beherrschen und diese angemessen umsetzen, um die gewünschte Bewegungsart zu erreichen und die Nebenwirkungen der kieferorthopädischen Behandlung zu minimieren. Unsere Studie stimmt im Wesentlichen mit ähnlichen Untersuchungen (Feng

et al., 2019; Kim et al., 2011; Mo et al. 2013) überein, dass es durch Änderung des Angriffspunkts der Retraktionskraft mithilfe des Powerhooks möglich ist, die Wirkungslinie der Kraft zu verschieben und dadurch die Bewegungsart der Zähne zu steuern. Andererseits zeigen die unterschiedlichen Empfehlungen für die geeignetste Angriffsstelle der Retraktionskraft zwischen den Studien und sogar zwischen den beiden Seiten des Oberkiefers in unserer Simulation, dass es nicht möglich ist, ein einheitliches Design der Lingualapparatur für alle Patienten zu entwerfen. Aufgrund der Unterschiede in der Anatomie und Stellung der Zähne sowie der Knochenqualität und -quantität und vieler anderer Faktoren zwischen den Probanden müssen die Ergebnisse unserer Studie und der anderen Studien für jeden Patienten individuell angepasst und überprüft werden (Reimann et al., 2007; Türk et al., 2005).

In diesen Simulationen wurde nur die initiale Auslenkung der Zähne berechnet, die nur die erste Tendenz der Zahnbewegung darstellt. Das Verhalten der Zähne bei einer Bewegung von mehreren Millimetern bis zum vollständigen Lückenschluss bedarf einer weiteren Klärung. Dies könnte durch klinische Untersuchungen oder durch umfangreichere FE-Simulationen erreicht werden, bei denen die gesamte Zahnbewegung in eine Vielzahl vieler kleiner aufeinanderfolgender Schritte aufgeteilt wird. Aus den berechneten mechanischen Belastungen des Zahnhalteapparats in jedem Schritt wird der Umbau des Alveolarknochens um die Zahnwurzel mithilfe der "Bone Remodeling Theorien" berechnet. Anschließend wird das FE-Modell so modifiziert, dass es den Knochenumbau durch eine geänderte Stellung der Zahnwurzel im Modell darstellt (Bourauel, 2003).

Diese Arbeit stellt einen kleinen Schritt auf dem Weg zu einem besseren Verständnis der biomechanischen Aspekte des Lückenschlusses mit der Lingualtechnik dar und erfordert weitere umfassendere Untersuchungen, um ein zuverlässiges Protokoll für die Behandler zu erstellen. Die Ergebnisse unserer Simulationen zeigen, dass die Finite-Elemente-Methode wichtige Informationen über die initialen Reaktionen der Zähne liefern kann. Jedoch können die fortlaufenden technischen Entwicklungen und die genauere Bestimmung der Materialparameter der verschiedenen beteiligten Strukturen zu besseren und präziseren Simulationen der biologischen Zahnbewegung führen. Allerdings sind umfangreichere FE-Simulationen für die gesamte Zahnbewegung während des Lückenschlusses und der klinischen Untersuchungen gewünscht.

Schließlich wäre es interessant, die verschiedenen Möglichkeiten in der Lingualtechnik zu simulieren und zu vergleichen, zum Beispiel Edgewise- mit Ribbonwise-Lingualbrackets, Straight-Wire-Technik mit voll individualisierten Bögen oder den herkömmlichen Lückenschluss mit der Verwendung der temporären Verankerungselemente.

5. Zusammenfassung

Extraktionsfälle stellen besonders in der Lingualtechnik eine Herausforderung für die Behandler dar. Eine En-Masse-Retraktion bei der Lingualtechnik ist äußerst vorsichtig durchzuführen, da ein unkontrolliertes Kraftsystem zur Beeinträchtigung der Okklusion und zu einem Verankerungsverlust, dem sogenannten Bowing-Effekt, führen könnte. Eine der Techniken zum Vorbeugen des Bowing-Effekts besteht darin, die Zugkräfte nicht direkt auf die Brackets, sondern auf einen Powerhook aufzubringen. Ziel dieser Studie war es, die biomechanischen Auswirkungen durch die Verschiebung der Wirkungslinie der Retraktionskraft auf die Frontzähne und die Verankerung zu untersuchen.
Dafür wurde die En-Masse-Retraktion der Frontzähne in einem idealisierten Oberkiefermodell mit extrahierten ersten Prämolaren und einer modifizierten lingualen festsitzenden Apparatur mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode simuliert. Die Lingualapparatur bestand aus selbstmodellierten Edgewise-Lingualbrackets, einem pilzförmigen Vollbogen der Größe 0,43 x 0,65 mm2 (0,017" x 0,025") mit zwei Powerhooks zwischen den seitlichen Schneidezähnen und den Eckzähnen und einem Transpalatinalbogen zwischen den ersten Molaren. Der Lückenschluss wurde mit beidseitigen Retraktionskräften von 1,5 N durchgeführt, die zwischen dem Transpalatinalbogen und den Powerhooks in zwölf verschiedenen Positionen angebracht wurden. Das FE-Modell wurde an seiner knöchernen Basis, entsprechend der Biomechanik eines Oberkiefers im Schädel, in allen Freiheitsgraden fixiert („fixed displacement“), um eine Verschiebung des gesamten Modells durch die aufgebrachten Kräfte zu vermeiden.
Die Auswertung der Simulationsergebnisse zeigte eine deutliche Tendenz zum Bowing-Effekt in der Vertikal- und Transversalebene. Diese lässt sich an der Palatinalkippung der Schneidezähne, der Distalkippung der Eckzähne und der Mesialkippung und mesiobukkalen Rotation der Molaren erkennen. Die Verschiebung der Retraktionskräfte auf die gingivaleren Positionen des Powerhooks konnte die Palatinalkippung der mittleren und seitlichen Schneidezähne nicht ausgleichen und spielte bei der Verankerung eine untergeordnete Rolle, verringerte jedoch die Distal- und Palatinalkippung der Eckzähne. Nach unseren Berechnungen führte jeder weitere Millimeter in der Länge des Powerhooks zu einer um 21,8 % geringeren Distalkippung der Eckzähne. Um die posteriore

Kippung der Eckzähne vollständig zu vermeiden, sollte die Länge des Powerhooks auf der rechten Seite durchschnittlich 10,7 mm und auf der linken Seite 11,9 mm betragen.
Auf der anderen Seite konnte eine Verschiebung des Angriffspunkts der Zugkraft auf den Transpalatinalbogen in apikaler Richtung die mesiobukkale Rotation der ersten Molaren nicht verhindern, aber die Mesialkippung der Molaren verringern. Im Durchschnitt führte jeder Millimeter kranial der 4 mm-Position am Transpalatinalbogen zu einer um 13,5 % geringeren anterioren Kippung der Molaren. Nach unseren Berechnungen sollten die Zugkräfte auf der rechten Seite 12,2 mm und auf der linken Seite 12,9 mm von dem Vollbogen entfernt angebracht werden, um die Mesialkippung der ersten Molaren vollständig zu verhindern. Die asymmetrischen Reaktionen der Zähne an den Seiten des Oberkiefers in unserer Simulation können auf die kleinen Unterschiede zwischen den beiden Hälften des FE-Modells und der modifizierten Lingualapparatur zurückgeführt werden.

6. Anhang

Tabelle 3 zeigt die initialen Auslenkungen der Zahnkronen als auch der Zahnwurzelspitzen jedes einzelnen Zahnes entlang der globalen Koordinatenachsen X, Y und Z in µm. Die Ergebnisse der 12 Simulationen mit verschiedenen Kombinationen der Zugfederpositionen wurden in den Tabellenspalten zusammengefasst.

Zahn		**v4 h4**	**v6 h4**	**v8 h4**	**v10 h4**	**v4 h6**	**v6 h6**	**v8 h6**	**v10 h6**	**v4 h8**	**v6 h8**	**v8 h8**	**v10 h8**
11 Krone	X	-64,0	-70,9	-75,6	-77,6	-63,0	-71,2	-77,8	-79,9	-61,3	-70,7	-78,6	-82,0
	Y	-3,8	-5,2	-7,0	-5,8	-4,3	-5,0	-5,3	-5,7	-4,5	-4,3	-5,0	-5,7
	Z	-11,5	-11,8	-11,5	-11,7	-10,9	-11,7	-12,4	-11,9	-10,4	-11,8	-12,5	-12,1
Wurzel	X	25,7	27,3	29,3	28,9	25,4	27,9	29,9	30,2	24,8	28,3	30,8	31,5
	Y	3,4	4,9	6,1	5,8	3,8	4,7	5,3	5,7	3,9	4,0	5,0	5,6
	Z	16,7	18,8	21,0	21,4	16,8	19,3	21,2	22,3	16,5	19,3	21,7	23,3
12 Krone	X	-77,3	-78,9	-80,6	-65,0	-77,4	-79,7	-77,5	-67,7	-76,8	-79,9	-80,3	-72,0
	Y	51,5	53,7	55,4	47,5	51,7	54,6	55,0	50,0	52,2	55,4	57,1	53,3
	Z	-25,5	-24,2	-23,8	-14,5	-25,4	-23,9	-20,2	-14,4	-23,9	-23,1	-20,8	-15,1
Wurzel	X	33,1	33,2	33,8	25,8	33,1	33,3	31,5	26,6	32,4	33,2	32,5	28,1
	Y	-20,2	-21,1	-21,9	-18,9	-20,3	-21,4	-21,7	-19,8	-20,5	-21,8	-22,5	-21,1
	Z	26,4	29,0	30,8	29,8	26,6	29,8	32,3	31,7	27,9	30,8	33,6	34,0
13 Krone	X	-12,3	-4,8	-0,4	2,7	-12,9	-5,9	-0,3	0,8	-13,6	-6,8	-0,3	0,3
	Y	13,0	2,2	-4,6	-5,6	14,5	4,2	-4,2	-4,2	15,5	6,1	-3,6	-4,8
	Z	-6,7	-5,7	-5,8	-7,3	-6,1	-5,4	-5,3	-7,5	-6,1	-4,9	-4,5	-7,1

Fortsetzung nächste Seite

Zahn		v4 h4	v6 h4	v8 h4	v10 h4	v4 h6	v6 h6	v8 h6	v10 h6	v4 h8	v6 h8	v8 h8	v10 h8
13 Wurzel	X	5,4	3,2	2,1	0,6	5,3	3,3	1,9	1,5	5,5	3,4	1,6	1,9
	Y	-6,1	-1,4	1,6	2,1	-6,7	-2,2	1,4	1,3	-7,2	-3,0	1,2	1,6
	Z	4,3	-1,8	-6,1	-9,8	5,6	-0,4	-5,6	-8,3	6,2	1,1	-4,7	-7,8
16 Krone	X	33,1	33,3	33,7	33,1	20,7	21,4	21,9	22,2	8,8	9,6	10,3	10,8
	Y	-9,5	-4,9	-1,4	1,6	-19,0	-15,1	-11,3	-7,8	-27,7	-24,8	-21,0	-17,9
	Z	7,6	7,2	6,9	7,0	5,3	5,2	5,1	4,9	3,3	3,2	3,1	3,0
Wurzel	X	-19,7	-19,6	-19,7	-19,1	-15,2	-15,3	-15,4	-15,3	-10,7	-10,8	-11,0	-11,2
	Y	-6,4	-7,7	-8,6	-9,1	-4,1	-5,2	-6,2	-7,0	-1,9	-2,6	-3,8	-4,3
	Z	0,5	0,7	0,8	1,4	-0,8	-0,6	-0,2	0,0	-1,9	-1,7	-1,4	-1,2
21 Krone	X	-70,6	-78,3	-87,1	-89,0	-69,7	-78,4	-86,1	-91,8	-68,1	-77,3	-86,2	-92,9
	Y	-2,9	-3,9	-5,5	-4,2	-3,4	-3,8	-4,0	-4,3	-3,6	-3,3	-3,8	-4,3
	Z	-15,4	-16,7	-18,6	-18,0	-15,1	-16,4	-17,6	-18,4	-14,8	-15,9	-17,4	-18,3
Wurzel	X	27,6	31,3	34,7	36,0	27,2	31,0	34,2	36,8	26,5	30,1	33,9	36,8
	Y	0,0	0,2	0,8	-0,2	0,3	0,2	0,0	-0,2	0,4	0,0	0,0	-0,2
	Z	16,7	19,3	21,6	22,9	16,7	19,5	21,8	23,7	16,3	19,2	21,9	24,2
22 Krone	X	-33,8	-34,8	-29,7	-29,9	-33,9	-36,0	-35,7	-35,4	-33,4	-36,0	-37,3	-37,8
	Y	-24,9	-30,2	-29,3	-33,0	-25,3	-29,5	-33,8	-36,1	-25,4	-28,2	-33,7	-36,8
	Z	-5,7	-4,7	-0,7	0,4	-4,9	-3,8	-2,5	-0,7	-4,1	-2,7	-1,8	-0,4

Fortsetzung nächste Seite

Zahn		**v4 h4**	**v6 h4**	**v8 h4**	**v10 h4**	**v4 h6**	**v6 h6**	**v8 h6**	**v10 h6**	**v4 h8**	**v6 h8**	**v8 h8**	**v10 h8**
22 Wurzel	X	13,2	11,7	8,4	5,2	13,0	12,8	10,4	8,3	12,6	13,1	11,8	10,2
	Y	10,0	12,9	12,7	13,2	10,2	12,2	14,3	14,7	10,2	11,4	14,3	15,3
	Z	17,4	19,9	20,8	21,7	18,3	21,3	23,0	24,5	18,9	22,1	24,7	26,5
23 Krone	X	-19,1	-12,9	-7,4	-0,2	-19,9	-14,4	-7,8	-0,7	-20,5	-15,5	-9,7	-3,1
	Y	-22,6	-13,8	-5,6	5,0	-24,3	-16,0	-6,5	3,8	-25,6	-17,9	-9,4	0,4
	Z	-10,7	-9,6	-8,9	-7,8	-10,2	-9,6	-8,3	-7,3	-9,7	-9,4	-8,4	-7,7
Wurzel	X	7,6	5,9	4,5	2,5	7,6	6,2	4,4	2,5	7,5	6,4	4,8	3,1
	Y	9,2	5,8	2,7	-1,4	9,8	6,6	3,0	-1,0	10,2	7,4	4,1	0,3
	Z	6,8	2,2	-2,3	-8,1	8,1	3,6	-1,4	-7,1	9,3	4,8	0,3	-5,2
26 Krone	X	28,8	27,9	27,6	26,4	18,5	17,9	18,0	17,2	8,3	8,1	8,3	8,0
	Y	11,8	7,4	3,5	-2,1	22,5	18,6	14,9	9,6	31,5	29,0	26,2	20,8
	Z	7,7	7,1	6,8	6,2	6,0	5,4	5,4	4,8	4,0	3,9	3,9	3,3
Wurzel	X	-16,9	-16,4	-16,0	-15,2	-13,6	-13,1	-13,0	-12,5	-10,0	-9,9	-9,8	-9,4
	Y	6,4	7,5	8,6	9,6	4,3	5,2	6,2	7,4	2,3	3,0	3,8	5,1
	Z	0,3	0,4	0,7	1,1	-0,7	-0,6	-0,1	0,0	-1,7	-1,4	-1,1	-0,9

Tabelle 4 zeigt die initialen Rotationen jedes einzelnen Zahnes um drei Koordinatenachsen X, Y und Z in Grad. Die Ergebnisse der 12 Simulationen mit verschiedenen Kombinationen der Zugfederpositionen wurden in den Tabellenspalten zusammengefasst.

Zahn		v4 h4	v6 h4	v8 h4	v10 h4	v4 h6	v6 h6	v8 h6	v10 h6	v4 h8	v6 h8	v8 h8	v10 h8
11	X	-0,7	-0,9	-1,2	-1,1	-0,7	-0,9	-1,0	-1,1	-0,7	-0,7	-0,9	-1,1
	Y	3,7	4,1	4,4	4,5	3,6	4,1	4,5	4,6	3,6	4,1	4,5	4,7
	Z	1,2	1,6	2,2	2,1	1,3	1,5	1,7	2,1	1,3	1,3	1,5	2,0
12	X	2,3	2,5	2,6	2,4	2,3	2,5	2,7	2,5	2,4	2,6	2,8	2,7
	Y	5,1	5,2	5,3	4,1	5,1	5,2	5,0	4,3	5,1	5,2	5,2	4,5
	Z	2,2	2,1	2,1	1,3	2,2	2,1	1,8	1,3	2,0	2,0	1,8	1,4
13	X	0,5	-0,1	-0,4	-0,4	0,6	0,1	-0,4	-0,4	0,7	0,2	-0,3	-0,4
	Y	0,8	0,4	0,2	0,0	0,8	0,4	0,2	0,1	0,8	0,5	0,1	0,2
	Z	0,5	0,5	0,5	0,3	0,5	0,4	0,4	0,4	0,5	0,4	0,4	0,5
16	X	0,4	0,7	0,8	1,0	-0,1	0,1	0,3	0,5	-0,6	-0,4	-0,2	0,0
	Y	-2,9	-2,9	-2,9	-2,8	-2,1	-2,2	-2,2	-2,2	-1,4	-1,5	-1,5	-1,5
	Z	-4,2	-4,1	-4,0	-3,8	-4,6	-4,5	-4,4	-4,3	-4,9	-4,9	-4,8	-4,7
21	X	-0,1	-0,1	-0,3	-0,2	-0,2	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2	-0,1	-0,1	-0,2
	Y	3,9	4,4	4,8	4,9	3,8	4,3	4,8	5,1	3,7	4,3	4,8	5,1
	Z	0,1	-0,2	0,1	0,0	0,1	-0,1	-0,1	0,2	0,1	0,0	-0,1	0,2

Fortsetzung nächste Seite

Zahn		v4 h4	v6 h4	v8 h4	v10 h4	v4 h6	v6 h6	v8 h6	v10 h6	v4 h8	v6 h8	v8 h8	v10 h8
22	X	-1,4	-1,9	-2,0	-2,2	-1,4	-1,8	-2,2	-2,4	-1,4	-1,6	-2,2	-2,4
	Y	2,1	1,9	1,5	1,4	2,1	2,1	1,9	1,7	2,0	2,1	2,0	1,9
	Z	-0,4	0,2	0,6	0,7	-0,4	0,0	0,5	0,6	-0,3	-0,2	0,4	0,6
23	X	-1,3	-0,7	-0,2	0,4	-1,4	-0,9	-0,3	0,3	-1,5	-1,0	-0,5	0,1
	Y	0,9	0,7	0,5	0,2	1,0	0,7	0,5	0,2	1,0	0,8	0,5	0,3
	Z	0,2	0,0	-0,2	-0,4	0,3	0,1	-0,1	-0,4	0,3	0,1	-0,1	-0,3
26	X	-0,4	-0,6	-0,8	-1,1	0,1	-0,1	-0,3	-0,6	0,6	0,4	0,3	0,0
	Y	-2,5	-2,5	-2,4	-2,3	-2,0	-1,9	-1,9	-1,8	-1,4	-1,3	-1,3	-1,3
	Z	4,2	4,1	4,0	3,7	4,7	4,6	4,5	4,3	5,1	5,0	5,0	4,8

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: In der kieferorthopädischen Therapie erfolgt die Zahnbewegung über elastische Gummiketten oder NiTi-Zugfedern, die üblicherweise koronal auf die Brackets angebracht werden. Aufgrund dieser exzentrisch angreifenden Kraft entsteht ein Moment, das zu einer Kippung des Zahnes führt. Die Größe des Moments ist abhängig von der Kraftgröße und dem Abstand des Kraftansatzpunkts vom Widerstandszentrum (modifiziert nach Wichelhaus und Eichenberg, 2012). 10

Abb. 2: Um eine körperliche Zahnbewegung zu erreichen, muss die Kraftwirkungslinie mittels sogenannter „Powerhook“ durch das Widerstandszentrum des Zahnes verschoben werden (a) oder ein entgegengesetztes Drehmoment erzeugt werden, um die Kipptendenz des zu bewegenden Zahnes zu neutralisieren (b, modifiziert nach Burstone und Choy, 2015). 12

Abb. 3: Auswirkung des M/F-Verhältnisses auf die Bewegungsart eines Zahnes: (a) unkontrollierte Kippung: bei einem M/F-Verhältnis von 0 ist das Rotationszent um fast deckungsgleich mit dem Widerstandszentrum. (b) Kontrollierte Kippung: bei M/F = 5 liegt das Rotationszentrum jetzt am Apex. (c) Körperliche Bewegung: bei M/F = 10 wandert das Rotationszentrum ins Unendliche (entspricht einer reinen Translation). (d) Wurzeltorque: bei M/F=12 liegt das Rotationszentrum an der Schneidekante (modifiziert nach Harzer, 2011). 13

Abb. 4: Ein vertikaler Bowing-Effekt bei der Lingualtechnik zeigt sich durch die Palatinalkippung der Frontzähne, die Vorkontakte zwischen den unteren Frontzähnen und den oberen Brackets, die anteriore Kippung der Molaren und Prämolaren, die posteriore Disklusion und den Verlust der lateralen Funktion (modifiziert nach Scuzzo und Takemoto, 2010). 17

Abb. 5: Der transversale Bowing-Effekt bei der Lingualtechnik zeigt sich durch die mesiobukkale Rotation der Molaren und die Zunahme des transversalen Prämolarenabstands (modifiziert nach Scuzzo und Takemoto, 2010). 17

Abb. 6: Klassifizierung von Elementtypen nach der geometrischen Form (modifiziert nach Wagner, 2019). 23

Abb. 7: Auslenkung der Frontzähne im Unterkiefermodell mit normalem (a) bzw. reduziertem (b) Knochenniveau nach dem Einsetzen von einem superelastischen runden Nickel-Titan-Teilbogen mit einem Durchmesser von 0,3 mm (0,012 "). Das Ausmaß der Zahnauslenkung ist farblich kodiert (modifiziert nach Baghdadi et al., 2019). 25

Abb. 8: Das Finite-Elemente-Modell des Oberkiefers der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie der Universität Bonn. Das Modell besteht aus allen 16 Zähnen mit dem umgebenden Parodontalligament, dem Knochen sowie der Gingiva. 27

Abb. 9: Das in dieser Untersuchung verwendete FE-Oberkiefermodell mit den extrahierten ersten Prämolaren nähert sich einem üblichen klinischen Extraktionsfall. Zur Vereinfachung der Simulation wurden ebenfalls die dritten Molaren entfernt. 28

Abb. 10: Der pilzförmige Vollbogen mit zwei Powerhooks zwischen den seitlichen Schneidzähnen und den Eckzähnen. 29

Abb. 11: Die modellierten Edgewise-Lingualbrackets mit einem 0.018"-er Slot: einflügelige Brackets (Single-Brackets) für die sechs Frontzähne und zweiflügelige Brackets (Twin-Brackets) für die Seitenzähne. Die Lingualbrackets wurden so positioniert, dass der Vollbogen passiv durch die Bracketslots laufen kann. 30

Abb. 12: Der Transpalatinalbogen (TPA) wurde zwischen den ersten Molaren eingesetzt. 31

Abb. 13: Das gesamte Finite-Elemente-Modell mit der modellierten Lingualapparatur. Die Lingualbrackets wurden mit Kunststoffbasis an der Zahnoberfläche individualisiert. 32

Abb. 14: Das FE-Modell wurde an seiner knöchernen Basis in allen Freiheitsgraden fixiert, um eine Verschiebung des gesamten Modells durch die aufgebrachten Kräfte zu vermeiden. 35
Abb. 15: Für die Angriffspunkte der Zugkräfte wurden vier Positionen an den Powerhooks und drei am Transpalatinalbogen gewählt. 36
Abb. 16: Das Koordinatensystem in dieser Untersuchung besteht aus der X-Achse in posterior-anteriorer Richtung, der Y-Achse von rechts nach links und der Z-Achse in kaudal-kranialer Richtung. 38
Abb. 17: Die Auslenkung der Zähne entlang der Koordinatenachsen X und Z sowie die Zahnrotation um die Koordinatenachse Y stellen die initiale Bewegungsart der Zähne in der Sagittalebene dar. 39
Abb. 18: Die Auslenkung der Zähne entlang der Koordinatenachsen X und Y sowie die Zahnrotation um die Koordinatenachse Z stellen die initiale Bewegungsart der Zähne auf der Transversalebene dar. 40
Abb. 19: Rotation des Zahns 11 (links) und des Zahnes 21 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°). 42
Abb. 20: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der mittleren Schneidezähne auf der X-Achse in µm. 43
Abb. 21: Rotation des Zahns 12 (links) und des Zahnes 22 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°). 45
Abb. 22: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der seitlichen Schneidezähne auf der X-Achse in µm. 46
Abb. 23: Rotation des Zahns 13 (links) und des Zahnes 23 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°). 48
Abb. 24: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der Eckzähne auf der X-Achse in µm. 49
Abb. 25: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der Eckzähne auf der Y-Achse in µm. 50
Abb. 26: Rotation des Zahns 16 (links) und des Zahnes 26 (rechts) um die Y-Achse in Grad (°). 52
Abb. 27: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der ersten Molaren auf der X-Achse in µm. 53

Abb. 28: Die Auslenkungen der Kronen (obere Reihe) und der Wurzeln (untere Reihe) der ersten Molaren auf der Y-Achse in µm. 54

Abb. 29: Rotation des Zahns 16 (links) und des Zahnes 26 (rechts) um die Z-Achse in Grad (°). 55

Abb. 30: Spannungsverteilung im PDL bei vier Zugfederpositionen: a) V4-H6, b) V6-H6, c) V8-H6 und d) V10-H6. In allen Positionen war die Spannung im PDL der Inzisiven stärker im Bereich des Zahnhalses und des Apex als in der Wurzelmitte. Die Verlängerung des Powerhooks führte bei den Eckzähnen zu einer gleichmäßigeren Spannungsverteilung. 57

Abb. 31: Spannungsverteilung im PDL bei drei Zugfederpositionen: a) V6-H4, b) V6-H6 und c) V6-H8. Gingivalere Positionen am TPA führten zu einer gleichmäßigeren Verteilung der Verzerrung im PDL der Molaren, veränderten jedoch die Spannungsverteilung bei den Frontzähnen nicht. 58

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Die Mittelwerte der Elastizitätsparameter des PDLs nach Poppe et al. (2002). Die Grenzdehnung G1/2 trennt den Bereich mit hoher Elastizität von dem mit niedriger Elastizität. 34

Tab. 2: 12 Positionsmöglichkeiten der Zugfedern in der Simulation. V: der vordere Angriffspunkt, H: der hintere Angriffspunkt. 37

Tab. 3: zeigt die initialen Auslenkungen der Zahnkronen als auch der Zahnwurzelspitzen jedes einzelnen Zahnes entlang der globalen Koordinatenachsen X, Y und Z in µm. Die Ergebnisse der 12 Simulationen mit verschiedenen Kombinationen der Zugfederpositionen wurden in den Tabellenspalten zusammengefasst. 70

Tab. 4: zeigt die initialen Rotationen jedes einzelnen Zahnes um drei Koordinatenachsen X, Y und Z in Grad. Die Ergebnisse der 12 Simulationen mit verschiedenen Kombinationen der Zugfederpositionen wurden in den Tabellenspalten zusammengefasst. 73

9. Literaturverzeichnis

Abé H, Hayashi K, Sato M. Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs. Springer Verlag, Tokyo, 1996

Baghdadi D, Reimann S, Keilig L, Reichert C, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical analysis of initial incisor crowding alignment in the periodontally reduced mandible using the finite element method. J Orofac Orthop 2019; 80:184-193

Basciftci FA, Usumez S. Effects of extraction and nonextraction treatment on class I and class II subjects. Angle Orthod 2003; 73: 36–42

Bills DA, Handelman CS, BeGole EA. Bimaxillary dentoalveolar protrusion: traits and orthodontic correction. Angle Orthod 2005; 75: 333–339

Von Böhl M, Kuijpers-Jagtman AM. Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. Eur J Orthod 2009; 31: 30–36

Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A. Simulation of orthodontic tooth movements. A comparison of numerical models. J Orofac Orthop 1999; 60: 136-151

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

Burstone CJ, Choy K. The biomechanical foundation of clinical orthodontics. Quintessence, USA, 2015: 275-322

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

Chung KR, Oh MY, Ko SJ. Corticotomy-assisted orthodontics. J Clin Orthod 2001; 35: 331–339

Crossman IG, Reed RT. Long term results of premolar extractions in orthodontic treatment. Br J Orthod 1978; 5: 61–66

Dorow C, Krstin N, Sander FG. Experimental model of tooth mobility in the human "in vivo". Biomecd Tech 2002; 47: 20-25

Feng Y, Kong WD, Cen WJ, Zhou XZ, Zhang W, Li QT, Guo HY, Yu JW. Finite element analysis of the effect of power arm locations on tooth movement in extraction space closure with miniscrew anchorage in customized lingual orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2019; 156: 210-219

Gerkhardt K. Lingualtechnik. In: Diedrich P. Praxis der Zahnheilkunde Band 11/II, Kieferorthopädie II-Therapie. 4. Auflage. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 2000: 233-246

Geron S, Romano R, Brosh T. Vertical forces in labial and lingual orthodontics applied on maxillary incisors - a theoretical approach. Angle Orthod 2004; 74: 195-201

Geron S. Anchorage considerations in lingual orthodontics. Semin Orthod 2006; 12: 167-77

Gjessing P. Controlled retraction of maxillary incisors. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 101: 120-131

Güray E, Orhan M. “En masse” retraction of maxillary anterior teeth with anterior headgear. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997; 112: 473–79

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

Harzer W. Kieferorthopädie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2011: 174-176

Heo W, Nahm DS, Baek SH. En masse retraction and two step retraction of maxillary anterior teeth in adult class I women. A comparison of anchorage loss. Angle Orthod 2007; 77: 973–978

Hinterkausen M, Bourauel C, Siebers G, Haase A, Drescher D, Nellen B. In vitro analysis of the initial tooth mobility in a novel optomechanical setup. Med Eng Phys 1998, 20: 40-49

Inami T, Ito G, Miyazawa K, Tabuchi M, Goto S. Ribbon-wise customized lingual appliance and orthodontic anchor screw for the treatment of skeletal high-angle maxillary protrusion without bowing effect. Angle Orthod 2018; 88: 830-840

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

Jang HJ, Roh WJ, Joo BH, Park KH, Kim SJ, Park YG. Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by double J-retractor with palatal miniscrews. Angle Orthod 2010; 80: 1023-1028

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie. 3. Edition. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2010: 239-240

Kim JS, Kim SH, Kook YA, Chung KR, Nelson G. Analysis of lingual en masse retraction combining a C-lingual retractor and a palatal plate. Angle Orthod 2011; 81: 662-669

Kim SH, Park YG, Chung K. Severe class II anterior deep bite malocclusion treated with a C-lingual retractor. Angle Orthod 2004; 74: 280-285

Knop L, Gandini L, Shintcovsk R, Gandini M. Scientific use of the finite element method in orthodontics. Dental Press J Orthod 2015; 20: 119-125

Lawson RB. Extraction treatment in lingual orthodontics. J Orthod 2013; 40: 38-48

Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 135: 316–322

Lombardo L, Scuzzo G, Arreghini A, Gorgun O, Ortan YO, Siciliani G. 3D FEM comparison of lingual and labial orthodontics in en masse retraction. Prog Orthod 2014; 15: 38

Lombardo L, Carlucci A, Palone M, Mollica F, Siciliani G. Stiffness comparison of mushroom and straight SS and TMA lingual archwires. Prog Orthod 2016; 17: 27

Mittermeier J. Werkstoffkundliche Untersuchungen und Finite Elemente Analyse von vollkeramischen Zahnklebebrücken. Herbert Utz Verlag, 1999: 27-28

Mo SS, Kim SH, Sung SJ, Chung KR, Chun YS, Kook YA, Nelson G. Torque control during lingual anterior retraction without posterior appliances. Korean J Orthod 2013; 43: 3-14

Nakano T, Hotokezaka H, Hashimoto M, Sirisoontorn I, Arita K, Kurohama T, Darendeliler MA, Yoshida N. Effects of different types of tooth movement and force magnitudes on the amount of tooth movement and root resorption in rats. Angle Orthod 2014; 84: 1079-1085

Park YC, Choy K, Lee JS, Kim TK. Lever-arm mechanics in lingual orthodontics. J Clin Orthod 2000; 34: 601-605

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

Poppe M. Bestimmung der Materialparameter von humanem Parodontalligament und Lage der Widerstandszentren von einwurzeligen Zähnen. Med Diss. Universität Bonn, 2001

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

Reimann S, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. Eur J Orthod 2007; 29: 219-224

Riolo C, Finkleman S, Kaltschmidt C. Lingual orthodontics: understanding the issues is the key to success with lingual mechanics. Semin Orthod 2018; 24: 271–285

Roberts WE. Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics: current principles & techniques. 5th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 2011: 287-343

Rossouw PE. Friction: an overview. Semin Orthod 2003; 9: 218-222

Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Kieferorthopädie (ZMK-Heilkunde). Thieme, 2011

Scuzzo G, Takemoto K. Lingual orthodontics: a new approach using stb light lingual system & lingual straight wire. 1st Edition. Quintessence; 2010

Seo KW, Kwon SY, Kim KA, Park KH, Kim SH, Ahn HW, Nelson G. Displacement pattern of the anterior segment using anterior-posterior lingual retractor combined with a palatal plate. Korean J Orthod 2015; 45: 289–298

Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in orthodontics: finite element analysis. J Int Soc Prev Community Dent 2016; 6: 110–114

Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984, 85: 294-307

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

Stamm T, Wiechmann D, Heinecken A, Ehmer U. Relation between second and third order problems in lingual orthodontic treatment. J Ling Orthod 2000; 3: 5–11

Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 441-450

Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. A 3D finite element study. Angle Orthod 2009; 79: 1102-1107

Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 657-665

Türk T, Elekdag-Türk S, Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. Eur J Orthod 2005; 27: 196-201

Vollmer D. Numerische und experimentelle Analyse der initialen Zahnbeweglichkeit. ISKP, Universität Bonn, Diplomarbeit 1998

Vollmer D, Haase A, Bourauel C. Halbautomatische Generierung von Finite- Elemente-Netzen zahnmedizinischer Präparate. Biomed Tech 2000; 45: 62-69

Wagner M. Lineare und nichtlineare FEM: Eine Einführung mit Anwendungen in der Umformsimulation mit LS-DYNA®. 2. Auflage, Springer Vieweg, 2019 :75-76

Wichelhaus A, Eichenberg T. Kieferorthopädie - Therapie Band 1: Grundlegende Behandlungskonzepte. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2012

Wiechmann D, Grauer D. Lingual appliance treatment. In: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. Orthodontics: current principles and techniques, Mosby, 6 Edition, 2016: 768-772

Williams JK, Cook PA, Isaacson KG, Thom AR. Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen – Grundlagen und klinische Anwendung. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2000

Yoshida N, Jost-Brinkmann P, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Vergleich der Kipptendenz von Frontzähnen bei En-Masse-Retraktion und zweistufiger Retraktion - Eine In-vivo-Analyse. Kieferorthop 2005, 19: 45-48

Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 95: 99-106

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel für die Überlassung dieses Dissertationsthemas.

Bei Herrn Dr. rer. nat. Ludger Keilig bedanke ich mich sehr für seine kompetente Unterstützung bei der Arbeit am Computer und die Überprüfung und Optimierung der Rechnungen.

Mein Dank gilt auch Frau Dr. med. dent. Nicola Juranek für das Korrekturlesen der Arbeit.

Letztens danke ich meinen Eltern meiner Frau und meinen Kindern von Herzen für ihre bedingungslose und liebevolle Unterstützung.