

Universität Ulm
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik für Kieferorthopädie und Orthodontie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki

**Alignermodifikationen
zur verbesserten Drehmomentübertragung für die
palatinale Translationsbewegung eines
oberen mittleren Schneidezahns**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von
Sophia Weber
geboren in Freiburg, Deutschland

2021

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Bernd Lapatki
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Bernd Haller
Tag der Promotion:	13.10.2022

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	II
1 Einleitung	1
1.1 Hinführung	1
1.2 Entwicklung der Alignertherapie.....	3
1.3 Zahnbewegung	7
1.4 Indikationen der Alignertherapie	11
1.5 Alignermodifikationen.....	12
1.6 Systematische Literaturrecherche.....	13
1.7 Problemstellung	31
1.8 Ziel der Studie	33
2 Material und Methoden	34
2.1 Überblick	34
2.2 Phase 1: Mechanische Untersuchung.....	34
2.3 Phase 2: Geometrische Untersuchung	51
3 Ergebnisse	59
3.1 Phase 1: Mechanische Untersuchung.....	59
3.2 Phase 2: Geometrische Untersuchung	78
4 Diskussion.....	87
5 Zusammenfassung.....	98
6 Literaturverzeichnis	100
7 Anhang.....	108
8 Danksagung.....	111
9 Lebenslauf.....	112

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
°C	Grad Celsius
Abb.	Abbildung
ABO-System	American Board of Orthodontics Objective Grading System
AL	Aligner
Att.	Attachment
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CATIA	Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application
cm ²	Quadratzenimeter
CONSORT	Consolidated Standards of Reporting Trials
CRIS	Checklist for Reporting In vitro Study
CT	Computertomographie
DLP	Digital Light Processing
DI	Discrepancy Index
E	Ebene
FE	Finite-Elemente
FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
Fx	mesio-distale Kraft [N]
Fy	labio-palatinaler Kraft [N]
Fz	vertikale Kraft [N]
GRADE	Grading quality of evidence and strength of recommendations
HD	High Definition
inz.	inzisal
IQR	Interquartile range, Interquartilsabstand
jew.	jeweils
L	Linie
lab	labial
LED	Light-Emitting Diode
M/F Ratio	Drehmoment-Kraft-Verhältnis
Mod.	Modifikation

MT	Modifikationstiefe [mm]
Mx	labio-palatinales Drehmoment [Nmm]
My	mesio-distales Drehmoment [Nmm]
Mz	Drehmoment um die vertikale Zahnlongsachse [Nmm]
N	Newton
n	Anzahl
Nm	Nanometer
Nmm	Newton Millimeter
OGS-Score	Objective Grading System
OK	Oberkiefer
P	Punkt
pal	palatinal
PDL	Parodontales Ligament
PET-G	Polyethylenterephthalat-Glykol
PICOS	Population, Intervention, Comparison, Outcomes, Study design
PR	Power Ridge
PRISMA	Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses
PVS	Polyvinylsiloxan
R	Radius
sog.	sogenannt
SPS	Smart Positioning System
STL	Standard Triangulation/Tesselation Language
T	Zeitpunkt
Tab.	Tabelle
UK	Unterkiefer
UV	ultraviolett
vs.	versus
Wz	Widerstandszentrum
Zahn 11	mittlerer rechter oberer Schneidezahn
Zahn 12	seitlicher rechter oberer Schneidezahn
Zahn 21	mittlerer linker oberer Schneidezahn
Zahn 22	seitlicher linker oberer Schneidezahn
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

1.1 Hinführung

Der jahrzehntelange Einsatz von abnehmbaren, thermoplastischen Schienen zur Therapie bestimmter Zahnfehlstellungen oder als Retention des Behandlungsergebnisses ist als eine bekannte kieferorthopädische Behandlungsmethode anzusehen [2, 42]. Hohen Zuspruch fand diese Behandlungsalternative insbesondere in der Erwachsenentherapie durch ihre ideale Ästhetik, den hohen Tragekomfort sowie durch die Gewährleistung einer guten Mundhygiene [1, 2, 8, 47, 70]. Durch die sich ausweitenden digitalen Methoden im Rahmen der in-office-Herstellung steigt das Interesse an der Alignertherapie stetig, sodass man inzwischen auch schwierigere und umfangreichere Zahnbewegungen mittels Aligner wagt. Das Konzept der Herstellung der kieferorthopädischen Apparaturen basierend auf individuellen Setups stützte sich ursprünglich auf Kesling (1945) mit der Einführung der „Tooth Positioning Appliance“ [40]. In dieser Hinsicht wurden bimaxilläre elastische Schienen zunächst aus Kautschuk und später aus Silikon hergestellt, welche nicht nur für die Stabilisierung der Zahnposition, sondern auch für die Feineinstellung der Zähne am Ende der kieferorthopädischen Therapie genutzt wurden [41]. Ein weiterer Meilenstein war die Einführung der Tiefziehtechnik, sodass neue, dünnere Materialien eingesetzt und der Anwendungsbereich des Aligners erweitert wurde [54]. Mit der Markteinführung der Systeme Invisalign® (Align Technology, Santa Clara, Kalifornien) sowie Clear-Aligner® (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) eröffnete sich die Möglichkeit, moderate Malpositionen durch graduelle Zahnbewegungen mittels einer Serie aufeinander aufbauender semielastischer Alignern aus Polyurethan zu korrigieren [17]. Die Hauptunterscheidungsmerkmale dieser Systeme umfassen sowohl die Folienstärke der Aligner als auch das Staging (Zahnbewegungsausmaß pro Behandlungsschritt) [44]. Das Invisalign® System (Align Technology, Santa Clara, Kalifornien) auf der einen Seite verwendet Setupschritte zwischen 0,1 und 0,2 mm bei der einheitlichen Folienstärke von 0,75 mm [8]. Auf der anderen Seite basiert das Clear Aligner®-System (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) auf größeren Setup-Schritten von 0,5 bis zu 1,0 mm, wobei die Schienenstärke von 0,5 bis 0,75 mm sequentiell erhöht wird [44]. Generell beruht das Alignerkonzept auf dem Unterschied zwischen der tatsächlichen Zahnposition und der im Setup eingestellten therapeutischen Zahnstellung [47, 82]. Aufgrund dieser Diskrepanz werden die Schienen lokal deformiert, was durch die

Rückstellkraft zu einer Kraft- und Drehmomentapplikation auf die Zähne und anschließend zur graduellen Zahnbewegung führt (Abb. 1) [29, 31]. Dabei hängen die Art und die Richtung der Zahnbewegungen vom Abstand zwischen dem Zahnwiderstandszentrum und den Kraftapplikationspunkten ab, die sich (anatomisch begründet) im Bereich der Zahnkrone befinden [21, 22].

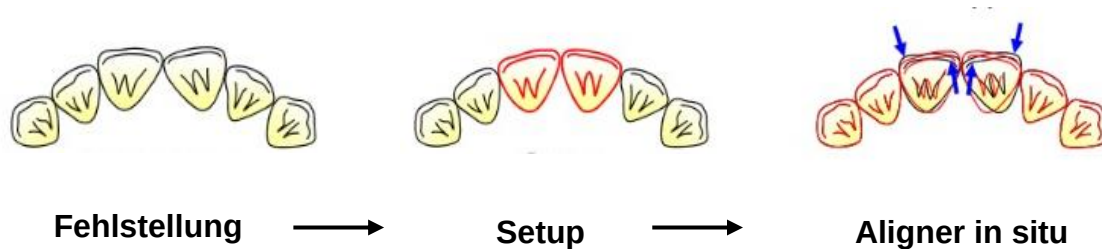


Abbildung 1. Die Korrektur der Malposition des Patienten wird im Setup korrigiert, welches Grundlage für die Herstellung des Aligners ist. Beim Einsetzen des Aligners kommt es durch die Inkongruenz der Schiene und der Zahnposition des Patienten zur Aufdehnung des Aligners, was zur Kraft- und Drehmomentapplikation und damit zur Zahnbewegung führt.

Um eine körperliche Zahnbewegung zu erreichen, muss zusätzlich zu einer Kraft in Bewegungsrichtung ein Gegendrehmoment erzeugt werden, welches dem kippend wirkenden Drehmoment der Kraft (sog. Kippmoment) entgegenwirkt. Letzteres entsteht aufgrund des Abstandes zwischen Kraftapplikationspunkt im Kronenbereich und dem sog. Widerstandszentrum des Zahns im Wurzelbereich [2, 21, 34]. Für einen sog. Wurzeltorque (d. h. eine überwiegende Wurzelbewegung) muss das Gegendrehmoment sogar größer als das Kippmoment sein. Für körperliche Zahn- und Wurzeltorquebewegungen müssen zusätzliche Modifikationen in spezifischen geometrischen Formen eingeführt werden, um ein ausreichend großes Gegendrehmoment mittels Erzeugung eines Kräftepaars zu generieren [22, 32]. Beispiele solcher Alignermodifikationen sind Komposit-Attachments, welche temporär auf der Zahnoberfläche befestigt werden oder eine erhöhte Alignersteifigkeit der zervikalen Region, wie sie bereits beim Invisalign® System als Power Ridges inkorporiert sind [21, 76, 77]. Die Effekte dieser Modifikationen sind schwer vorhersagbar, weil sich die Kontakte zwischen Zahn und Aligner durch die andauernde Zahn- bewegung ständig verschieben [32, 77]. Das resultierende Kräftesystem ist demnach komplex und es ist durch die jeweilige Zahnmorphologie und die gewünschte Zahn- bewegung beeinflusst [32]. Demnach wird das Indikationsspektrum der

Alignertherapie trotz der Etablierung als anerkanntes orthodontisches Therapiekonzept kontrovers diskutiert [69].

1.2 Entwicklung der Alignertherapie

Die Grundlage des Behandlungskonzepts mit Aligner lieferte Kesling im Jahr 1945 mit seinem Artikel „The Philosophy of the Tooth Positioning Appliance“ [40]. Diese einteilige, bimaxilläre elastische Silikonschiene diente anfangs nur zur Stabilisierung der Zahnstellung nach Entbänderung [48]. Der klassische Positioner wurde ebenfalls dazu genutzt, um nach der Gesichtsbogenregistrierung finale Zahnbewegungen nach Entbänderung durchzuführen und somit um eine Feineinstellung der Okklusion zu erreichen [54]. Zur Erstellung des Setups zur Zahnstellungskorrektur wurden die zu bewegenden Zähne aus dem Gipsmodell des jeweiligen Patienten separiert (d.h. segmentiert) und mit Wachs an der Zielposition wiederbefestigt (Abb. 2) [33, 54]. Nach der Anfertigung des manuellen Setups wurde auf einem Duplikat dieses Modells das Gerät individuell angefertigt (Abb. 2) [33, 54]. Im Jahr 1959 lieferte Nahoum als Erster eine Beschreibung einer Tiefziehmaschine, mit der man im Vakuumverfahren Schienenretainer herstellen konnte [54, 55].

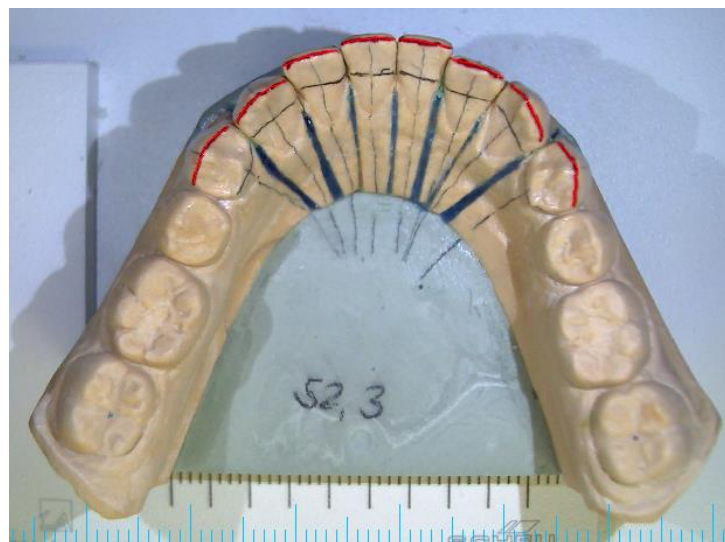


Abbildung 2. Manuelles Setup aus einem Gipsmodell eines Patienten in der Oberkieferaufsicht (Universität Ulm, 2021). Dabei wurden die zu korrigierenden Zähne segmentiert und an der gewünschten Position mit Wachs wiederbefestigt. Das Setup diente nicht nur der Therapieplanung, sondern auch zur Herstellung des orthodontischen Geräts auf dem Duplikat des Setup-Modells.

Durch diese Erleichterung im Herstellungsverfahren verwendeten nachfolgend Ponitz (1971) und andere Kieferorthopäden Kunststoffschienen als Retentionsgeräte oder auch für kleine Zahnstellungskorrekturen [54]. Zur Anerkennung von

Alignern trug ebenfalls McNamara 1985 bei, indem er 1,0 mm starke Biocryl®-Platten beschrieb, die er zur Verfeinerung der Okklusion im finalen Abschnitt der orthodontischen Therapie einsetzte [53]. Generell war zu dieser Zeit kein Material mit einer adäquaten Steifigkeit verfügbar, welches elastisch genug für die Durchführung größerer Zahnbewegungen bei gleichzeitig geringer Kraftapplikation war [20]. McNamara wies bereits 1985 auf die Limitationen der Alignertherapie hin und lehnte deshalb zum einen Bewegungen von mehr als einem Zahn pro Quadranten ab und warnte zum anderen vor Molarenbewegungen [54]. Weil mit den derzeit gebräuchlichen Apparaturen nur kleine Zahnbewegungen möglich waren, entwickelte O. Yoshii (1994) aus neuen Silikonen eine elastische Apparatur, um größere Zahnbewegungen bei gleichzeitig geringer Kraftapplikation zu ermöglichen [54]. Dieser sogenannte Osamu-Retainer bestand aus einer Kombination aus einer weich- und einer hartelastischen Folie, die miteinander verklebt wurden [54]. Mit diesen doppelschichtigen Elasto-Apparaturen wurden Zahnbewegungen von zwei bis zu vier Millimetern möglich. Dabei befand sich die weichelastische Folie an der Innenfläche des Aligners und reduzierte somit die Krafteinwirkung auf die zu bewegendenden Zähne. Weil die weiche Folie im inzisalen bzw. im okklusalen Bereich zur Vermeidung einer Bissöffnung des Patienten entfernt werden musste, gestaltete sich die Schienenherstellung als sehr aufwändig [54]. Auch die erhöhte Schienenstärke und die Gefahr, dass sich die Folien voneinander ablösen, galten als Nachteile der Elasto-Apparatur [20, 54]. Mit der Weiterentwicklung der Polymere konnten stabile Schienenapparaturen aus nur einem Material hergestellt werden, sodass Materialien wie Polyvinylacetat-Polyethylen oder Polyurethan Anwendung fanden [61]. 1994 präsentierte Sheridan den sogenannten Essix-Retainer (Raintree Essix, Inc., Louisiana, USA), welcher primär als Retentionsapparatur die Frontzähne („the social six“) stabilisierte [54, 73, 74]. Das Schienenmaterial war jedoch fester als das bisherige, sodass mit Spezialzangen Druckpunkte in die Kunststoffschiene eingebracht werden konnten [54, 74]. Mit der Essix-Apparatur wurde die Zahnmobilisation deshalb nicht mittels laborgefertigter Setups hervorgerufen, sondern mit stuhlgefertigten Druckpunkten und Fenstern in der Schiene („Divots and Windows“) [54, 73, 74]. Dabei bewirkte der Druckpunkt den Kraftangriff am Zahn, während das Fenster in der Schiene den erforderlichen Platz zur Zahnbewegung in die korrigierte Position ermöglichte [73]. Zum Einpressen des Druckpunktes konnte entweder der Hillard Thermoplier® [35] mit einer externen Heizquelle oder der sogenannte Divoter®

verwendet werden, welcher ein integriertes Heizelement besitzt [54]. Der mit einer Spezialzange manuell eingepresste Druckpunkt bewirkte in Abhängigkeit von seiner Position unterschiedliche Zahnbewegungen: Wenn er mehr inzisal platziert wurde, dominierte die Kippung und eine gingivale Position führte zu einer Erhöhung des körperlichen Anteils der Zahnbewegung [20, 73]. Wenn der Druckpunkt mehr distal gesetzt wurde, rief dies eine Bewegung um eine mesiale, vertikale Achse hervor, während die mesiale Position eine Bewegung um eine distale, vertikale Achse verursachte [20, 73]. Sheridan beschrieb außer den Druckpunkten und Aussparungen in der Schiene außerdem auf der Schmelzoberfläche des Zahns angebrachte Erhöhungen aus Füllungskunststoff („Bumps“), welche ebenfalls dazu benutzt wurden, die Schienen während der Therapie zu aktivieren [20, 73, 74]. Vorteile dieser Schienenmodifikationen waren die reduzierte Laborzeit und die Möglichkeit einer Therapieanpassung am Behandlungsstuhl [73, 74].

Mit der Markteinführung des Clear-Aligners® (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) und der Invisalign®-Technologie (Align Technology, Santa Clara, Kalifornien) eröffnete sich in den 1990er Jahren die Möglichkeit, Zahnfehlstellungen durch graduelle Zahnverschiebungen durch eine Serie durchsichtiger, semielastischer Polyurethanschienen zu therapieren [8, 43, 46, 81]. Bei dem 2001 in Deutschland eingeführten Invisalign®-System werden zunächst Kieferabformungen des Patienten aus additionsvernetztem Silikon eingescannt. Auf der Grundlage der digitalen Kiefermodelle erfolgt dann die computergestützte 3D-Simulation der gewünschten Zahnbewegungen und des Behandlungsergebnisses (Abb. 4) [19].

Damit die Zahnfehlstellung in kleinen Schritten korrigiert werden kann, wurde mit dem Stereolithographieverfahren für jedes Setup ein 3D-Druckmodell hergestellt [7]. Dieses diente jeweils als Basis für den tiefgezogenen Aligner, wobei eine Tragezeit für jede Schiene von 14 Tagen zugrunde gelegt wurde [8]. Mit der von Align Technology GmbH entwickelten Software ClinCheck®, ein computergestütztes 3D-Planungs- und Herstellungsverfahren, kann das Behandlungsergebnis virtuell dargestellt werden [19]. Durch die digital angefertigten Setups („computer-aided design“, CAD) und durch die computerunterstützte Herstellung der Schienen („computer-aided manufacturing“, CAM) wird der Zahnbewegungsumfang pro Schritt auf 0,1 - 0,25 mm reduziert, wobei die verwendeten Polyurethanschienen eine einheitliche Folienstärke von 0,75 mm aufweisen [8, 20].

Im Gegensatz dazu beruht das von T-W. Kim im Jahr 1998 erstmals publizierte Clear-Aligner®-System auf manuellen Setup-Schritten im Gipsmodell [44]. Diese Methode erforderte für jedes Setup eine neue Kieferabformung des Patienten, welche als Grundlage für die Korrektur der Zahnstellung diente und auf welcher danach die Schienenapparatur hergestellt wurde [45]. Bei diesem System besteht jedes Setup aus einer Serie von drei unterschiedlichen Schienendicken 0,5 mm (soft), 0,625 mm (medium), 0,75 mm (hart), wobei der Schienenwechsel für den Patienten wöchentlich erfolgte (Abb. 3).

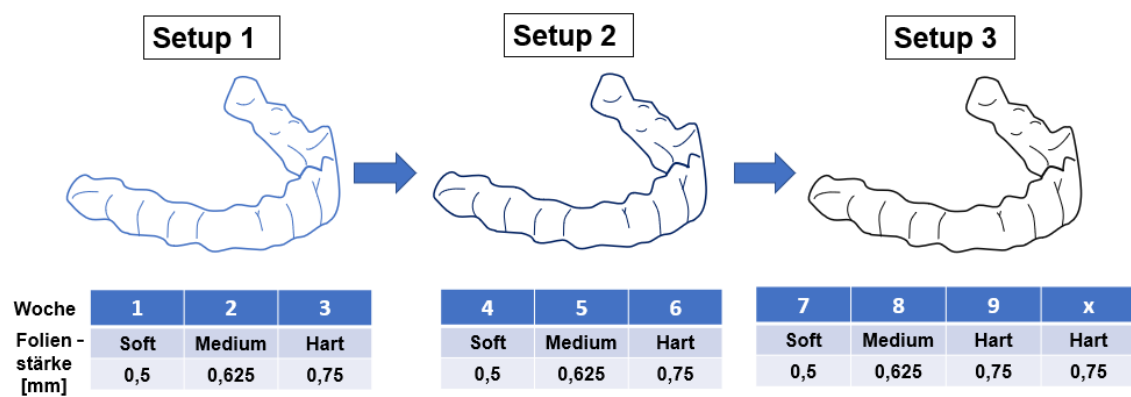


Abbildung 3. Durch die sequentiell aufsteigende Folienstärke von 0,5 mm (soft) bis zu 0,75 mm (hart) pro Setup wird beim Clear Aligner®-Konzept ein adäquates Kraftniveau erhalten, sodass pro Behandlungsschritt ein Zahnbewegungsumfang zwischen 0,5 und 1,0 mm möglich ist. Die Anzahl der benötigten Schienen richtet sich nach dem Ausmaß der Zahnfehlstellungen.

Durch die aufsteigende Folienstärke wird ein adäquates Kraftniveau aufrechterhalten, sodass pro Behandlungsschritt ein Zahnbewegungsumfang von initial 0,5 bis zu 1,0 mm erreicht werden kann. Durch die Weiterentwicklung des Dreischienensystems mit einer computergestützten Setupkontrolle und der Clear Aligner®-Software konnte eine Vorhersage über die Anzahl der benötigten Schienen auf der Grundlage des Ausmaßes der Zahnfehlstellungen getroffen werden. Dabei wurde das initiale Patientenmodell mit dem virtuellen Behandlungsergebnis überlagert, sodass das gewünschte Bewegungsausmaß der Zähne ersichtlich wurde. Dabei wurde die digitale Weiterentwicklung des manuellen CA® Clear Aligner-Systems als „CA® digital“ bezeichnet. Die digitale dreidimensionale Planung basiert dabei beim CA® digital auf dem 3D-Alignermodul,

welcher Bestandteil der Software OnyxCeph³™ (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Deutschland) ist (Abb. 4).

Der Vorteil des Ersetzens der anfangs manuellen Erstellung der Aligner durch das digitale CA® Clear Aligner-System ist zum einen die komplette virtuelle Darstellung der Behandlungsschritte und die digitale Setup-Erstellung mit der Durchführung kleinerer Zahnfehlstellungskorrekturen. Zum anderen erwies sich die Möglichkeit der digitalen Modellarchivierung als vorteilhaft. Zusätzlich bietet die Alignerherstellung im Praxislabor für den Behandler auch finanzielle Vorteile.

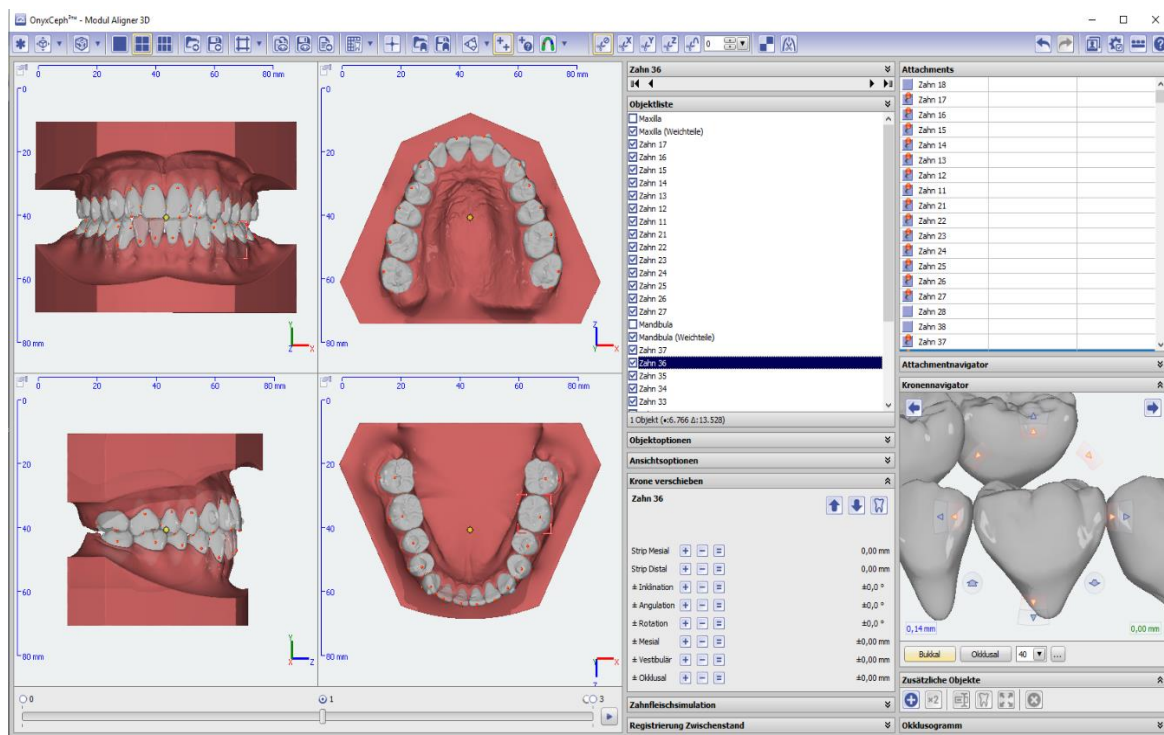


Abbildung 4. Das Bildschirmfoto der Software OnyxCeph³™ (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Deutschland) zeigt die dreidimensionale digitale Alignerplanung zur Setup-Erstellung für den jeweiligen Patienten. Für jeden Zahn kann das gewünschte Bewegungsausmaß virtuell dargestellt und 3D geplant werden. Anschließend können die Modelle virtuell archiviert werden (Universität Ulm, 2020).

1.3 Zahnbewegung

1.3.1 Biologische Grundlagen der Zahnbewegung

Der Zahn ist im Kiefer durch den Zahnhalteapparat verankert [5]. Letzterer setzt sich aus der Gingiva, dem Wurzelzement, dem Desmodont und dem Alveolarknochen zusammen [5]. Die physiologische Zahnwanderung und die orthodontische Zahnbewegung basieren gemeinsam auf dem morphologischen Umbau des gesamten Zahnhalteapparats [38]. Wirkt eine orthodontische Kraft auf den Zahn ein, ergibt

sich eine Spannungsverteilung im Parodontalspalt, die durch Reaktionsketten von physikalischen, biochemischen und zellulären Vorgängen im Zahnhalteapparat zur Veränderung der Knochenstruktur führt [5, 79]. Bei der Kraftapplikation auf den Zahn entstehen im Desmodont Druckzonen mit Einengung und Zugzonen mit Erweiterung des Parodontalspalts [38, 58, 71, 79]. Je nach Lokalisation, Einwirkungsdauer, Betrag und Ausdehnung der Kraft variieren diese und können somit zu unterschiedlichen biologischen Reaktionen führen [27, 38, 58, 71, 79]. Durch den veränderten Blutfluss infolge der Kraftwirkung ändern sich der Sauerstoffpartialdruck und das chemische Milieu, sodass biologisch aktive Agenzien wie Prostaglandine, Zytokine (z.B. das Interleukin 1b), verschiedene Enzyme und Wachstumsfaktoren freigesetzt werden, welche die zelluläre Aktivität in den Kompressions- bzw. in den Zugzonen des PDL beeinflussen [36, 51]. Demzufolge findet eine Knochenresorption auf der Druck- und eine Knochenapposition auf der Zugseite (sog. Knochenremodellation) statt [5, 51].

1.3.2 Kraft- und Drehmomentapplikation für die orthodontische Zahnbewegung

Iwasaki et al. [37] folgern in ihrer Studie, dass reduzierte, kontinuierlich applizierte Kräfte zu einer gesteigerten Geschwindigkeit der Zahnbewegung führen. Die Folge exzessiver Kraftapplikation wie z.B. beim vierten biologischen Wirkungsgrad nach A.M. Schwarz mit Kräften über $0,5 \text{ N/cm}^2$ und damit über dem kapillaren Druck ist die Zerquetschung des parodontalen Gewebes [4, 38]. Nachteilig gestaltet sich nicht nur die auftretende Stagnation der Zahnbewegung, sondern auch die Gefahr von irreversiblen Wurzelresorptionen [3, 10, 11, 38, 84]. Nach Ren et al. [66] muss eine ideale Kraft eine maximale Zahnbewegung bei minimalem Gewebeschaden gewährleisten. Dadurch kann die Vitalität des Gewebes des parodontalen Ligaments aufrechterhalten werden, sodass eine Resorption und eine Apposition des unterstützenden Gewebes stattfinden kann [4, 56, 66]. Dabei hängt die ideale Kraftgröße vom Zahntyp, von der jeweiligen Zahnbewegungsform und vom jeweiligen Individuum ab und ist nicht standardisierbar [64, 66]. Entscheidende Faktoren für die Wahl der Krafthöhe sind zum einen die Höhe des kapillaren Drucks im PDL und zum anderen die Größe der effektiven Wurzeloberfläche in Abhängigkeit von der Zahnbewegungsform. Für die Translationsbewegung als Parallelverschiebung wird die gesamte Wurzeloberfläche in der Bewegungsrichtung herangezogen. Im

Gegensatz dazu muss bei der Torquebewegung als reine Wurzelbewegung ein Reduktionsfaktor berücksichtigt werden. Grund dafür ist, dass sich die Kraftapplikation bei dieser Bewegung nur auf den apikalen Teil der Wurzeloberfläche beschränkt. Basierend auf diesen Erkenntnissen wurden mehrere Empfehlungen für die verschiedenen Bewegungsarten beschrieben. Proffit et al. [64] empfiehlt für die körperliche Zahnbewegung die Anwendung von Kräften im Intervall zwischen 0,75 bis zu 1,25 N [50]. Bei wurzelresorbierten Zähnen und bei geschädigtem Attachment müssen die Kraftgrößen verringert werden [38]. Iwasaki et al. [37] und Ricketts et al. [67] weisen für die palatinale Translation auf die Kraftgrößen von 0,4 bzw. 1,5 N hin. Der Wert der optimalen Kraft (F_y) setzt sich dabei aus dem Produkt der projizierten Wurzeloberfläche und dem applizierten Druck zusammen. Bei Betrachtung der Drehmomente gibt es derzeit für die palatinale Translationsbewegung einen Mangel an fundierten Richtwerten für die ideale Drehmomentgröße (M_x). Generell muss zur Bestimmung dieses Richtwerts jedoch das Zusammenspiel zwischen der empfohlenen Kraft und den anatomischen Strukturen wie der Lage des Zahnwiderstandszentrums, der Zahnwurzellänge und der Kronenmitte in Betracht gezogen werden.

1.3.3 Biomechanik und Arten der Zahnbewegung

Die Biomechanik beschreibt ein Ursache-Wirkungsprinzip zwischen mechanischer Beanspruchung des Organismus, der Gewebe und ihrer Struktur. Die Änderung der Zahnposition innerhalb des Alveolarfortsatzes ist das Ziel der kieferorthopädischen Therapie und stellt eine Interaktion zwischen Körpern und Kräften dar [68]. Da der Zahn als gestützter starrer Körper seine Form bei Belastung nicht ändert, resultiert eine Zahnbewegung [6, 38]. Die Bewegungsarten bei Krafteinwirkung werden in Bezug auf sein Widerstandszentrum beschrieben, das als Analogon zum Schwerpunkt zum freien starren Körper gilt [6]. Die möglichen Bewegungsformen sind die Translation (körperliche Zahnbewegung), die Rotation (Drehung um eine Achse) und eine Kombination zwischen der Translation und der Rotation (Abb. 5) [38]. Dabei ist die Bewegungsart abhängig vom Abstand zwischen dem Kraftapplikationspunkt und dem Widerstandszentrum des Zahns [21, 22, 34]. Als gelagerte Körper im Parodont wird das Zahnwiderstandszentrum bevorzugt als Referenzpunkt zur Beschreibung des Kraft- und Drehmomentsystems herangezogen [6, 28, 68]. Die genaue Lokalisation des Widerstandszentrums ist abhängig von

der jeweiligen Wurzelmorphologie, der -länge, der Wurzelanzahl, der Höhe des Attachments und von der Dicke und Qualität sowohl von der Bindegewebsmanschette als auch des Parodontalligaments [38, 80]. Bei einem Zahn mit einem physiologischen Parodont und Knochenniveau liegt das Widerstandszentrum etwa auf einem Viertel bis zu einem Drittel des Abstands vom Alveolarkamm zur Wurzelspitze [13].

Das Widerstandszentrum wird als derjenige Punkt definiert, an dem eine Einzelkraft eine reine Translation des Zahns bewirkt [6, 57, 80]. Da ein direkter orthodontischer Kraftangriff aus anatomischen Gründen nicht direkt am Widerstandszentrum des Zahns möglich ist, erfolgt die Kraftapplikation im Kronenbereich. Das Produkt aus dem senkrechten Abstand des Kraftapplikationspunkt zum Widerstandszentrum und der angewendeten Krafthöhe ergibt ein auf den Zahn wirkendes Drehmoment [38].

$$\mathbf{M = Kraft\ F \times Abstand\ a}$$

Demnach erfährt der Zahn durch das entstandene Drehmoment eine Rotationsbewegung mit einem Rotationszentrum [20, 57]. Je weiter entfernt der Kraftansatz vom Widerstandszentrum erfolgt, umso größer ist die Rotationskomponente in Relation zur Translationskomponente [38]. Die Beziehung zwischen dem Kräfte- und Drehmomentsystem und der resultierenden Zahnbewegung kann mit dem Kraft-Drehmomentverhältnis (M/F-Ratio) beschrieben werden [65, 80].

Die Lage des Kraftapplikationspunktes zum Widerstandszentrum unterscheidet sich für die verschiedenen Zahnbewegungen wie der Translation, der Wurzelbewegung und der Kippung. Zahnkippungen können in kontrollierte und unkontrollierte Kippungen differenziert werden [38, 65]. Bei der unkontrollierten Kippung liegt der Kraftapplikationspunkt koronal des Widerstandszentrums, woraus eine Kronenbewegung in Krafrichtung und eine Wurzelbewegung in die entgegengesetzte Richtung erfolgt (Abb. 5a) [38]. Durch diese einzelne horizontale exzentrische Krafteinwirkung im inzisalen Kronenbereich rotiert der Zahn um sein Widerstandszentrum [20]. Im Gegensatz dazu wird bei einer kombinierten Kraftapplikation im Sinne eines Kräftepaares ein Gegendrehmoment erzeugt, welches

dem durch die exzentrische Kraft erzeugte Drehmoment entgegenwirkt [79]. Dabei wird das Rotationszentrum nach apikal verschoben, sodass eine kontrollierte Kippung entsteht (Abb. 5b) [38].

Im Gegensatz dazu verläuft bei der Translation der Kraftangriff durch das Widerstandszentrum des Zahns und sowohl die Zahnkrone als auch -wurzel bewegen sich gerichtet in gleicher Weise (Abb. 5c) [79, 80]. Voraussetzung ist die Einführung eines ausreichend hohen Gegendrehmomentes, das in gleicher Höhe, jedoch aus entgegengesetzter Richtung wie das Kippmoment einwirkt [38, 79]. Bei der reinen Wurzelbewegung, die auch Wurzeltorquebewegung genannt wird, liegt der Kraftangriff apikal des Widerstandszentrum des Zahns und das Rotationszentrum wird nach inzisal verschoben (Abb. 5d) [60, 79]. Dabei verändert sich die Zahnwurzel weiter als die Krone, was durch eine Erhöhung des Gegendrehmoments über das immanente Drehmoment erreicht wird [38]. Um einen Zahn entweder kontrolliert zu kippen bzw. eine reine Translation oder eine reine Wurzelbewegung zu erreichen, bedarf es eines komplexen Kraft-Drehmomentsystems [38, 60].

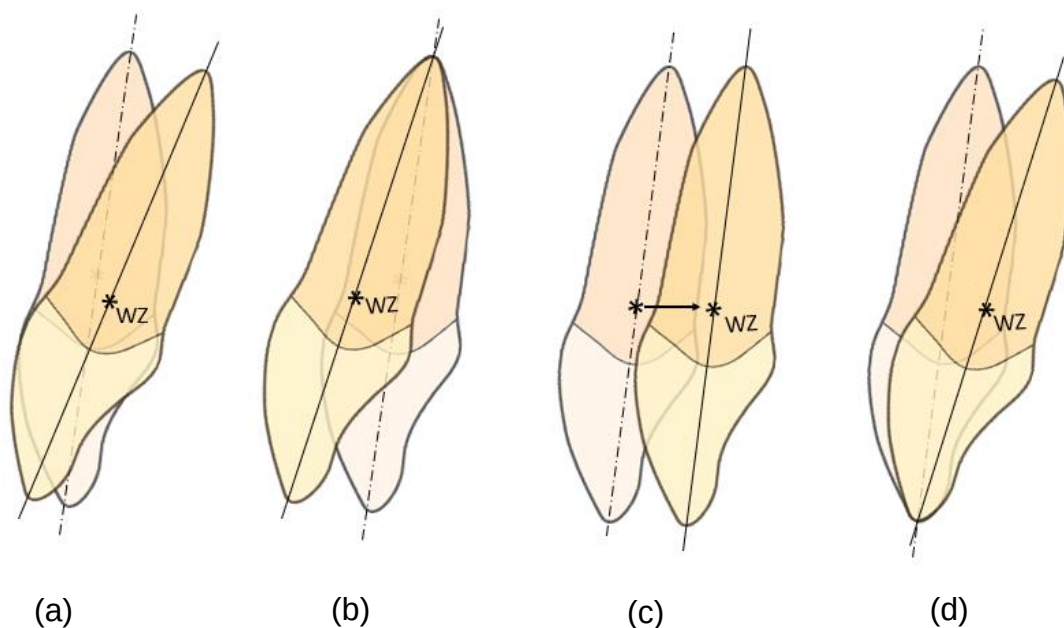


Abbildung 5. Orthodontische Zahnbewegungen in Abhängigkeit von der Distanz des Kraftangriffs zum Widerstandszentrum (WZ): Unkontrollierte Kippung (a), kontrollierte Kippung (b), Translation (c) und Wurzeltorque (d). Dabei ist die Zahnposition nach erfolgter Bewegung orange dargestellt.

1.4 Indikationen der Alignertherapie

Inzwischen werden Aligner zur Korrektur von verschiedenen Arten von Zahnfehlstellungen eingesetzt. Unter anderem eignen sie sich zur Auflösung von leichten bis

mittelgradigen frontalen Eng- und Lückenständen durch die labio-palatinale Kippung oder Rotation von Frontzähnen [39, 59, 69]. Auch Pro- und Retrusionsbewegungen der Front gehören zum Indikationsspektrum des Aligners [39, 59, 69]. Voraussetzungen für kompliziertere Bewegungen wie z.B. geringe In- und Extrusionsbewegungen ist der Zusatz von Alignermodifikationen [39, 59, 69]. Dazu eignen sich auf der Zahnoberfläche adhäsiv befestigte Kunststoffformen (sog. Attachments) [59, 69]. Diese verbessern die dreidimensionale Kontrolle der Bewegungen [59, 69]. Aufgrund der ungünstigen Zahnmorphologie sind Derotationen von rundlichen Zähnen wie von Eckzähnen oder Prämolaren mit Alignern nur bedingt möglich [69, 76, 77]. Auch der körperliche Zahnlückenschluss nach Prämolarenextraktion ist nur begrenzt durchführbar [2]. Anstatt mit körperlichen Zahnbewegungen der Nachbarzähne zur Lücke hin ist eher mit Zahnkippen zu rechnen [2]. Auch translatorischen Zahnbewegungen bis hin zu Wurzeltorquebewegungen sind bedingt durch die Entstehung kollateraler Kräfte Grenzen gesetzt [16, 21, 30, 84].

1.5 Alignermodifikationen

Zur verbesserten Vorhersagbarkeit orthodontischer Zahnbewegungen wie der körperlichen Zahnbewegung oder zur Wurzelbewegung wurden Alignermodifikationen eingeführt. Diese sollen die unerwünschten, kollateralen Kräfte minimieren und den Anteil des Bewegungsmusters der körperlichen Zahnbewegung erhöhen [7, 74]. Ein Beispiel solcher Alignermodifikationen sind zahnfarbene Komposit-Attachments (Abb. 6a), welche temporär auf der Zahnoberfläche befestigt werden [7, 26, 29, 69, 76, 77]. Durch die Unterschnitte im Bereich des Attachments nimmt auch die Retention des Aligners an den Zähnen zu. In Abhängigkeit von der aktiven Fläche des Attachments soll das Gegendrehmoment erhöht werden, um eine verbesserte Kontrolle bei der gewünschten Zahnbewegung zu ermöglichen (Abb. 6a) [14, 26, 29, 64]. Die andere Form von Alignermodifikationen sind Schienenverstärkungen in Form von Druckpunkten bzw. -linien im Bereich des marginalen Gingivalrands (Abb. 6b) [21, 22, 26]. Von der Firma Align Technology GmbH werden diese Druckpunkte als „Power Ridges“ deklariert und seit 2007 vermarktet [15].

Die Druckpunkte können auf zwei verschiedenen Wegen in den Aligner eingebracht werden. Entweder können sie mit Spezialzangen direkt in den Aligner an der gewünschten Position manuell eingepresst werden, wobei die geometrische Form

durch die Zangenspitze vorgegeben wird [7], oder es wird zunächst entweder eine Kerbe in der gewünschten geometrischen Form in das Gipsmodell oder direkt durch den CAD/CAM-Prozess in ein 3D gedrucktes Patientenmodell als Negativform eingebracht. Durch die geometrisch definierte Vertiefung im Patientenmodell kann der Druckpunkt direkt mit dem Tiefziehverfahren in der vorgegebenen Position in den Aligner integriert werden.

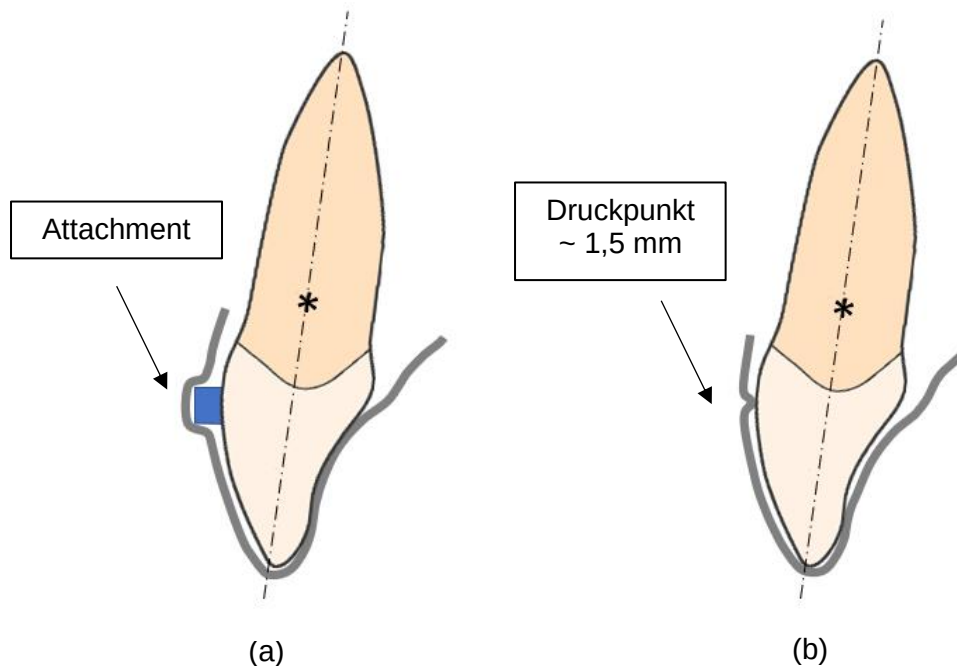


Abbildung 6. Alignermodifikationen in Form von Attachments (a) und Druckpunkten (b). Attachments sind Kompositschichten, welche temporär auf der Zahnoberfläche befestigt werden (a). Eine andere Art von Alignermodifikationen sind Druckpunkte, die entweder zuerst als Negativform in das Arbeitsmodell und anschließend mit dem Tiefziehen in die Aligner integriert werden oder die direkt mit Spezialzangen in die Schienen eingepresst werden (b).

1.6 Systematische Literaturrecherche

1.6.1 Fragestellung und Suchterm

Das Potenzial von Alignern für körperliche Zahnbewegungen wird in den aktuellen biomechanischen Studien kontrovers diskutiert. Ziel der systematischen Literaturrecherche war die Beantwortung folgender Fragestellungen: Kann man mit Alignern eine körperliche Zahnbewegung bzw. Torquebewegung von Frontzähnen erzeugen? Und, falls nicht, welche Modifikationen müssen dafür verwendet werden? Welche geometrischen Formen müssen Alignermodifikationen aufweisen? Dabei wird unter Torque eine Zahnwurzelbewegung mit dem Rotationspunkt an der Inzisalkante verstanden.

1.6.2 Methoden der Literaturrecherche

Um die bisherige Literatur bezüglich der Fragestellung des Reviews zu registrieren, bewerten und interpretieren zu können, wurde ein Systematic Review gemäß den PRISMA-Guidelines (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) durchgeführt. Zu Beginn wurde ein Protokoll zur Darstellung der Suchmethoden und der Struktur des Reviews erstellt.

1.6.2.1 Suchprotokoll

Am 04.07.2018 wurde eine systematische Literaturrecherche durchgeführt, welche die Jahre 1991 bis 2018 umfasste. Um eine Auswahl mit allen potenziell relevanten Titeln zu treffen, fand die in Tab. 1 dargestellte Suchstrategie Anwendung. Der Suchstring wurde ohne eine Einschränkung durch Fremdsprachen in den folgenden elektronischen Datenbanken eingesetzt:

- PubMed
- Science Direct
- Cochrane Central Register of Controlled Clinical Trials
- IEEE Explorer
- NLM Catalog: Journals referenced in the NCBI Databases

Um das Risiko von Publikationsbias zu senken, wurde zusätzlich mittels Google Scholar eine limitierte Suche der grauen Literatur durchgeführt. Die Referenzliste der selektierten Artikel und die mit diesen in Verbindung stehenden Quellen wurden manuell ebenfalls überprüft. Nach der Elimination der Dubletten wurden die Studien nach Titel und deren Kurzzusammenfassung (Abstract) gefiltert (Abb. 7). Des Weiteren wurden die Artikel mit den zuvor festgelegten Inklusions- und Exklusionskriterien (Tab. 2) weiter aussortiert. Anschließend wurden die selektierten Artikel durch zwei weitere unabhängige Personen per Diskussion ausdifferenziert. Beim Datenselektionsprozess der eingeschlossenen Artikel wurde das PICOS-Konzept (Population, Intervention, Comparison, Outcomes, Study design) angewendet (Tab. 5).

Tabelle 1. Suchstrategie der elektronischen Datenbanken für die systematische Literaturrecherche im Jahr 2018, welche die Jahre 1991 bis 2018 umfasste. Der Suchstring wurde ohne die Einschränkung durch Fremdsprachen eingesetzt (Universität Ulm). Das Thema der Literaturrecherche war die Translations- bzw. die Torquebewegung von Frontzähnen mittels Alignern.

Elektronische Datenbank	Suchterm
PubMed	(Aligner[title] OR aligners[title] OR clear aligner[title]) AND (orthodontic* OR tooth) AND (bodily movement OR translator movement OR translation OR labial OR palatal OR force OR moment OR attachment OR pressure OR invisalign) NOT (DNA OR proteinbiosynthesis OR pain)
Science Direct	(Aligner OR aligners OR clear aligner AND (orthodontic OR orthodontics OR tooth) AND (bodily movement OR translator movement OR translation OR labial OR palatal OR force OR moment OR attachment OR pressure OR invisalign) and not (pain OR DNA OR proteinbiosynthesis))
Cochrane Central Register of Controlled Clinical Trials	(Aligner OR aligners OR clear aligner AND (orthodontic OR orthodontics OR tooth) AND (bodily movement OR translator movement OR translation OR labial OR palatal OR force OR moment OR attachment OR pressure OR invisalign) and not (pain OR DNA OR proteinbiosynthesis))
IEEE Explorer	("Document title"aligner OR "Document title"aligners OR clear aligner AND (orthodontic* OR tooth) AND (bodily movement OR translator movement OR translation OR labial OR palatal OR force OR moment OR attachment OR pressure OR invisalign) NOT (DNA OR proteinbiosynthesis OR pain))
NLM Catalog: Journals referenced in the NCBI Databases	(Aligner OR aligners OR clear aligner AND (orthodontic OR orthodontics OR tooth) AND (bodily movement OR translator movement OR translation OR labial OR palatal OR force OR moment OR attachment OR pressure OR invisalign) and not (pain OR DNA OR proteinbiosynthesis))

Tabelle 2. Inklusions- und Exklusionskriterien des Datenselektionsprozesses im Rahmen der systematischen Literaturrecherche 2018 (Universität Ulm). Das Thema der Literaturrecherche war die Translations- bzw. die Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner.

Inklusionskriterien	Exklusionskriterien
Randomisierte und nicht randomisierte Interventionsstudien (Bsp. Cross-Over, Parallelgruppen)	Systematic Reviews und Meta-Analysen
Beobachtungsstudien mit Kontrollgruppe: Kohorten-Studien, Fall-Kontroll-Studien, Querschnittsstudien	Briefe, Kommentare, Autorendebatten, Expertenmeinungen basierend auf Theorie/Laborforschung/Konsens
In-Vitro-Studien	Fallstudien
Biomechanische Studien	Studien mit chirurgischen Techniken
Prospektive und retrospektive Studien an menschlichen Versuchspersonen mit bleibendem Gebiss (Mindestalter 15 Jahre)	Studien mit Versuchspersonen, die genetische Störungen und schwere Gesichtsmisbildungen besitzen (Syndrome und LKG-Spaltpatienten)
Quasi-experimentelle Studien ohne Randomisierung	Zusammenfassungen
Studien mit adäquater statistischer Analyse und definierten Deskriptionen des Materials und der angewandten Technik	Studien, die sich nicht auf die Reviewfragestellungen beziehen

1.6.2.2 Studienqualität und Evidenzgrad

Durch die Variation der Aussagekraft und Übertragbarkeit der verschiedenen Artikel wurde ein spezielles Bewertungssystem entworfen, um die Publikationen bei der Ergebniszusammenstellung nach Qualität systematisch zu gewichten (Abb. 3). Angelehnt an die CRIS-Guidelines (Checklist for Reporting In vitro Study) und an die CONSORT-Guidelines (Consolidated Standards of Reporting Trials) wurde ein Punktesystem entworfen, mit dem die methodische Qualität und der Evidenzgrad eingeschätzt wurden (Tab. 3). Dabei wurde jede Studie in Abhängigkeit von der erreichten Gesamtpunktzahl, den Kategorien (A) hoch, (B) moderat, (C) niedrig und (D) sehr niedrig bezüglich der Studienqualität basierend auf dem GRADE-System [9] (Grading quality of evidence and strength of recommendations) zugeordnet (Tab. 4).

Tabelle 3. Individuelles Qualitätsbewertungssystem in Anlehnung an bestehende Guidelines zur objektiven Einschätzung des Evidenzgrades der Studien innerhalb der Literaturrecherche 2018 zur Translations- bzw. Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner (Universität Ulm, 2017-2018).

Qualitätskriterium				1P	2P	3P	4P	5P
Studiendesign	Systematic Reviews/Meta-Analysen							x
	Interventionsstudien						x	
	Kohortenstudien					x		
	Fallkontroll- und Querschnittsstudien				x			
	Biomechanische und In-Vitro-Studien			x				
Methoden	Systematic Review/Meta-Analyse	Probengröße	Anzahl selektierter Studien	0-1	2-3	4-5	6-7	n ≥ 8
		Einleitung	Titel, Grundprinzip, Fragestellung(en)					
		Abstract	Datenbanken, Intervention, Ergebnis					
		Reviewprotokoll	Registrierungsnummer					
		Recherche	Datenbanken, -suche, Jahre					
		Darstellung	Diagramme/Tabellen					
		Bias	Nachvollziehbarkeit, Evidenzgrad, Daten-selektion, graue Literatur					
		Analyse	Objektivität, Resultat					
		Methode	Struktur, Guidelines (PRISMA)					
	In-Vitro-Studie	Probengröße	Stichprobengröße, Messwiederholungen	0-9	10-19	20-29	30-39	n ≥ 40
		Probenherstellung	Probenvorbereitung, -verlust					
		Material/Software	Versuchsaufbau, -durchführung					
		Messgenauigkeit	Rechengesetze, Angabe aller Ergebnisse					
		Messeinheit	Maßstab, Messgröße					
		Darstellung	Diagramme/Tabellen					
		Bias	Studiendurchführung					
		Analyse	Statistik, Interpretation, Guidelines					
		Anwendbarkeit	Versuchsbedingungen, Ausstattung					
	In-Vivo-Studie	Probengröße	Teilnehmeranzahl	0-9	10-19	20-29	30-39	n ≥ 40
		Teilnehmerauswahl	Ein-/Ausschlusskriterien, Drop-Out-Rate					
		Kontrollgruppe	Kontrollgruppe					
		Versuchsdurchführung	Material, Software, Messgenauigkeit					
		Randomisierung Verblindung	Randomisierung, Verblindung					x
			Randomisierung				x	
			Pseudo-Randomisierung, Verblindung			x		
			Pseudo-Randomisierung		x			
			Verblindung	x				
		Endpunkt	Datenqualität und -variabilität					
		Bias	Studiendurchführung					
		Analyse	Statistik, Dateninterpretation					
		Anwendbarkeit	Diagnose, Validität					

Tabelle 4. Qualitätsklassifizierung nach GRADE [9] zur Einschätzung der Aussagekraft der Studien innerhalb der systematischen Literaturrecherche 2018 zur palatinalen Translations- bzw. Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner (Universität Ulm). Unterschieden wurden vier Kategorien: hoch (A), mittel (B), niedrig (C) und sehr niedrig (D).

Hoch (A)	Es ist unwahrscheinlich, dass weitere Forschung in diesem Bereich unser Vertrauen in den geschätzten Effekt ändern wird.
Mittel (B)	Es ist wahrscheinlich, dass unser Vertrauen in den geschätzten Effekt durch weitere Forschung erheblich beeinflusst wird und sich der geschätzte Effekt dadurch ändern kann.
Niedrig (C)	Es ist sehr wahrscheinlich, dass unser Vertrauen in den geschätzten Effekt durch weitere Forschung erheblich beeinflusst und sich der geschätzte Effekt dadurch sehr wahrscheinlich ändern wird.
Sehr niedrig (D)	Jegliche Effektschätzung ist sehr unsicher.

In dieses spezielle Bewertungssystem wurde die mit der Studienqualität in Verbindung stehende interne und externe Validität eingearbeitet. Als Voraussetzung für die Anwendbarkeit der Studienresultate beruht die interne Validität mitunter auf der Freiheit von Bias, der Integrität des Studiendesigns, der Drop-Out-Rate und auf der adäquaten Messmethode. Für die Übertragbarkeit steht die externe Validität, welche auch das Potenzial zur Generalisierbarkeit und die Möglichkeit der Effektmodifikation vertritt.

1.6.3 Studienergebnisse der systematischen Literaturrecherche

Der Selektionsprozess der Artikel ist als Flow-Diagramm gemäß den PRISMA-Guidelines in Abbildung 7 illustriert. Die elektronische Datenbankrecherche umfasste 152 Artikel, zu denen sich 25 manuell gesuchte Artikel addierten. 33 Publikationen wurden für die Volltext-Analyse herangezogen und nach den Ein- und Ausschlusskriterien (Tab. 2) aussortiert, sodass am Ende acht Studien für die qualitative Synthese ausgewertet werden konnten (Abb. 7). Zwei der selektierten Artikel stellen experimentelle In-Vitro-Studien dar und vier Beiträge gehören als klinische Untersuchungen zu den In-Vivo-Studien. Bis auf zwei der am Ende eingeschlossenen Studien entstammten alle Artikel der PubMed-Recherche. Unter den nicht in Pubmed zu findenden Beiträgen war einer der relevanten Artikel in Science Direct zu finden und ein weiterer Beitrag entstammte der manuellen Recherche.

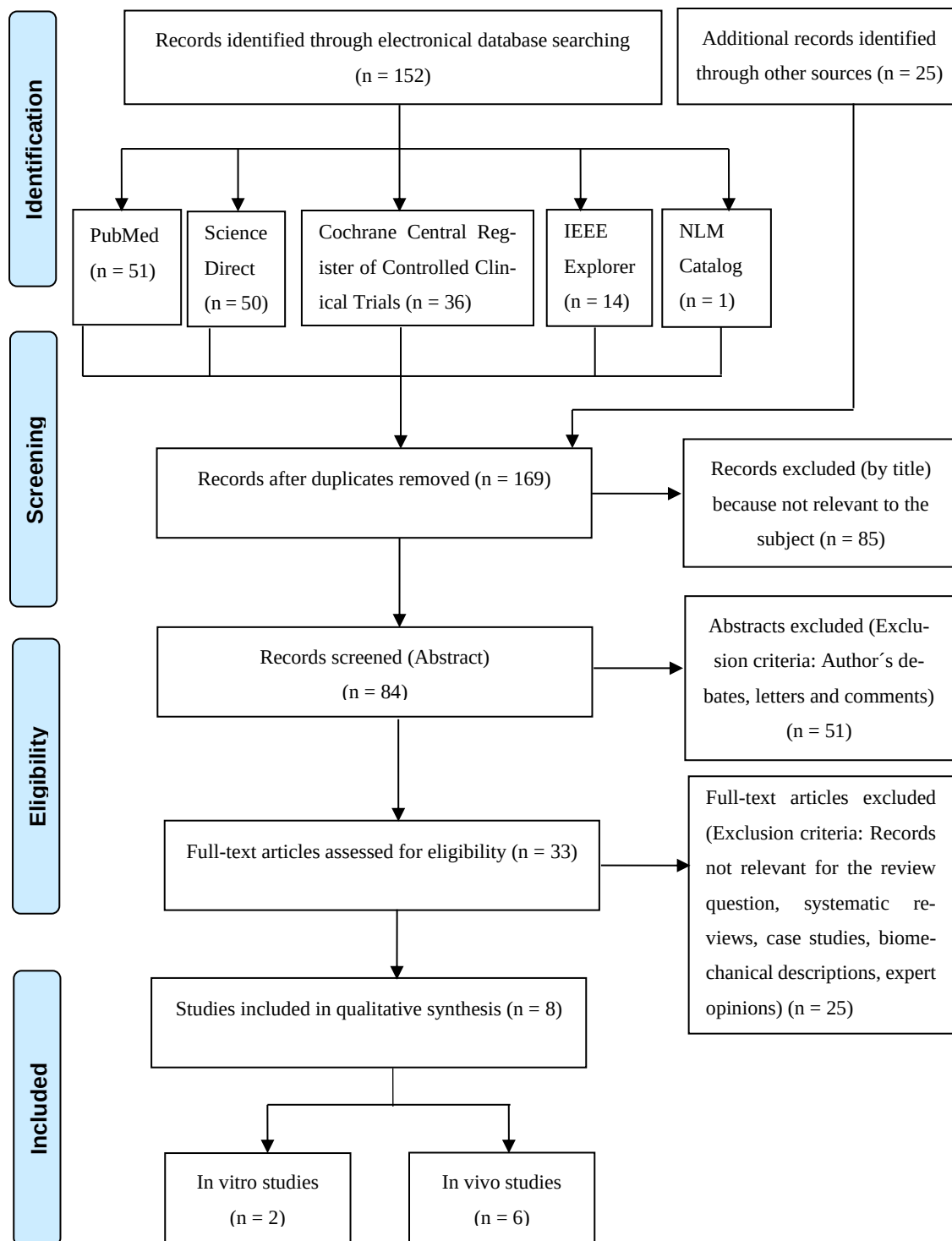


Abbildung 7. Datenselektionsprozess der systematischen Literaturrecherche 2018 als PRISMA Flow Diagram (2009). Das Thema der Recherche war die Translations- bzw. Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner (Universität Ulm). Am Ende wurden acht Studien für die qualitative Synthese herangezogen.

1.6.3.1 Qualitätsanalyse

In Bezug auf das zuvor beschriebene Bewertungssystem erhielt nur eine Studie den Qualitätsgrad „B“, welche durch ihre adäquate methodische Vorgehensweise eine moderate Aussagekraft aufweist (Tab. 5) [21]. Als experimentelle Studie müssen diese Ergebnisse jedoch durch weitere klinische Untersuchungen überprüft und bestätigt werden. Die meisten Studien wurden durch eine niedrige Stichprobengröße, das Fehlen einer Kontrollgruppe oder durch die lückenhafte Beschreibung ihres Studienprotokolls mit einem niedrigen Evidenzgrad („C“) bewertet [18, 30, 49, 84]. Vor allem durch Fehler im Studiendesign mit einem hohen Risiko zur Ergebnisverzerrung war der Evidenzgrad für drei Publikationen sehr niedrig („D“) [17, 76, 77]. Dementsprechend müssen die Schlussfolgerungen dieser Studien durch die eingeschränkte Anwendbarkeit kritisch betrachtet werden. Die prospektive Studie von Drake et al. [18] musste einen Punkteverlust durch die niedrige Teilnehmeranzahl ($n = 15$) hinnehmen. Zudem trugen das Risiko von Selektionsbias bedingt durch die intransparente Darstellung der Ein- und Ausschlusskriterien der Patienten und die unvollständige Beschreibung der verwendeten Aligner (Hersteller, Material, Folienstärke) zum niedrigen Evidenzgrad bei. Die Studie von Grünheid et al. [30] wurde ebenfalls mit „C“ bewertet, weil zum einen der Endpunkt der Therapie nicht definiert wurde und zum anderen weil Methoden zur adäquaten Randomisierung oder Verblindung nicht eingesetzt wurden. Durch die fehlende Erfahrung des Behandlers, durch die unzureichende statistische Auswertung der Ergebnisse und die lückenhafte Beschreibung der Materialien wurde die Studie von Li et al. [49] mit „C“ bewertet. Die klinische Studie von Zhang et al. [84] weist als retrospektive Studie das Risiko von Selektionsbias auf. Auch das Fehlen einer Kontrollgruppe sowie eines Randomisierungs- oder Verblindungsprozesses trug zur eingeschränkten klinischen Anwendbarkeit bei. Einbußen am Punktesystem mussten Djeu et al. [17] sowohl aufgrund der Inkomparabilität der Gruppen als auch durch das Fehlen der Follow-Up- bzw. der Drop-Out-Rate, hinnehmen, was zu Attritionsbias führen kann. Die Studie weist auch durch die lückenhafte Angabe der Messwerte eine Tendenz zum „Selective Outcome Reporting“ und damit zu Meldebias auf. Ein weiterer Faktor für die Studienqualitätswertung mit „D“ war die mangelnde Erfahrung des Behandlers. In der Studie selbst heißt es, „das Behandlungsergebnis sei immer nur so gut, wie auch die Kenntnisse des Behandlers seien, egal, welche Apparatur Anwendung finde“ [17]. Verschiedene Gründe trugen jeweils bei der experimentellen und bei der

klinischen Studie von Simon et al. [76, 77] zur Bewertung mit einem sehr niedrigen Evidenzgrad („D“) bei. Zunächst war in der biomechanischen In-Vitro-Studie zweifelhaft, ob das initiale Spiel zwischen dem Messzahn und den approximalen Kräften berücksichtigt wurde [77]. Auch der Referenzpunkt für die gemessenen Kräfte und Drehmomente war unklar [77]. Auf der einen Seite sprachen die höheren Drehmomente (M_y) für Aligner mit Attachments im Vergleich zu Alignern ohne Modifikationen für die Zahnkrone als Referenzpunkt. Auf der anderen Seite wurde ein idealisiertes Zahnwiderstandszentrum als Bezug beschrieben. Zusätzlich fehlte die Richtungsangabe und eine Beschreibung des Frontzahntorques. Die positiven Messwerte der Kräfte (F_z) und die negativen Drehmomentwerte (M_x) (Abb. 4 der Studie) sprachen für einen labialen Wurzeltorque, jedoch müssten sich die Power Ridges dafür auf der Palatinalfläche des Aligners befinden. Im Gegensatz dazu müssten die Drehmomente (M_x) für einen palatinalen Wurzeltorque in dieser Abbildung positive Werte annehmen. Die dritte Möglichkeit ist ein Vorzeichenfehler der numerischen Werte innerhalb der Studienauswertung. Die klinische Studie von Simon et al. [76] wies durch die fehlende Randomisierung ein erhöhtes Risiko von Selektionsbias und durch das Umgehen einer adäquaten Verblindung die Tendenz zu Performance- und Detektionsbias auf. Beide Studien von Simon et al. [76, 77] wurden von Align Technology GmbH gesponsert, was das Risiko für einen Bias weiter erhöhte.

1.6.3.2 Körperliche Zahnbewegungen und Torquebewegungen mittels Alignern

Die dem Review zugrundeliegende Fragestellung, ob mit Alignern körperliche Zahnbewegungen bzw. Torquebewegungen von Frontzähnen erzeugt werden können, wird kontrovers diskutiert. Die Schlussfolgerungen der Studien unterschieden sich hinsichtlich der Verwendung von Alignern mit oder ohne Modifikationen. In der experimentellen Studie von Elkholy et al. [21] wurden die auftretenden Kräfte (F_y) und Drehmomente (M_x) während der labio-palatinalen Auslenkung eines mittleren oberen Schneidezahns gemessen. Dabei unterschieden sich die verwendeten Aligner hinsichtlich des Fabrikats und der Folienstärke und es wurden ausschließlich Aligner ohne Modifikationen getestet. Ein berechnetes M/F-Ratio von 0 mm bezogen auf das Zahnwiderstandszentrum entspräche einer reinen Translation. Im Gegensatz dazu nahmen die M/F-Ratios in der Studie bei einer Auslenkung des

Messzahns von 0,25 mm Werte zwischen -9,91 und -12,22 mm an, was mit einer unkontrollierten Kippung des Zahns gleichgesetzt wurde [21]. Hinsichtlich des Stagings empfehlen Elkholy et al. [21] eine Einschränkung des Bewegungsumfanges. Die von den Herstellern von PET-G-Aligner empfohlenen Werte zwischen 0,5 und 1,0 mm pro Setup wurden basierend auf ihren Studienergebnissen als zu hoch angesehen. Die Studie von Drake et al. [18] untersuchte die Zahnbewegung der zwei oberen mittleren Inzisivi während einer geplanten labio-palatinalen Translation von 2,0 mm bei einem Staging von 0,5 mm. Die gemessenen Werte der resultierenden Zahnbewegung gemessen an der Inzisalkante, am Kronenzentrum und am Apex (1,1 mm, 1,56 mm, -0,73 mm) deuteten auf eine unkontrollierte Kippung anstatt auf eine körperliche Zahnbewegung hin ($p = 0,72$). Mit Bezug auf das Zahnwiderstandszentrum untersuchten Grünheid et al. [30] mit Alignern ohne Modifikationen die auftretenden Zahnbewegungen (Translation und die Wurzelorquebewegung). Für alle Zahntypen wurden klinisch relevante Unterschiede zwischen der geplanten und der erreichten Zahnpositionen festgestellt. Für die oberen mittleren Schneidezähne wurden Kippmomente mit einer Torque-Differenz von $1,75^\circ \pm 2,86^\circ$ verzeichnet. Lediglich für die oberen seitlichen Schneidezähne wurden keine statistisch signifikanten Diskrepanzen zwischen der geplanten und der tatsächlichen Zahnstellung registriert ($0,08^\circ \pm 2,93^\circ$). Inwieweit die Morphologie oder die Position der Zähne im Aligner dieses Ergebnis beeinflussten, muss noch abschließend geklärt werden. Die Studie von Li et al. [49] untersuchte die Therapie von Extraktionsfällen mittels Alignern unter Zuhilfenahme von Kompositattachments. Im Vergleich zur Multibrackettherapie war das Potenzial des Invisalign®-Systems bezugnehmend auf den Wurzelorque limitiert, was sich in der gemessenen bukkolingualen Inklination der Zähne äußerte (OGS-Score Invisalign®: $-3,55 \pm 1,36$ Punkte ($p = 0,002$)). Mit einer Teilnehmeranzahl von 32 Patienten untersuchte die retrospektive Studie von Zhang et al. [84] die Genauigkeit der Zahnbewegung von oberen und unteren Inzisivi und Eckzähnen mit Alignern der Folienstärke 0,8 mm mit Attachments. Die Werte der Diskrepanz zwischen der geplanten und der erreichten Zahnposition gemessen an der Zahnkrone waren für die oberen und unteren Zähne jeweils $0,376 \pm 0,041$ mm und $0,398 \pm 0,037$ mm. Im Gegensatz dazu betrugen die Differenzen ermittelt an der Zahnwurzel $2,062 \pm 0,12$ mm für die oberen und $0,941 \pm 0,154$ mm für die unteren anterioren Zähne. Die größere Differenz an der

Zahnwurzel im Vergleich zur -krone deutete auf eine Zahnkipfung statt der gewünschten Translation hin. Für die Evaluation der Effizienz des Alignersystems im Vergleich zum Bracket-System verwendeten Djeu et al. [17] Methoden des „American Board of Orthodontics objective grading system“ (ABO-System). Dabei verlor das Aligner-Konzept hinsichtlich der bukkolingualen Inklination und der Wurzelan-gulation mit Werten von $-4,19 \pm 2,73$ und $-3,56 \pm 2,35$ mehr Punkte als die Bracket-gruppe mit Werten von jeweils $-2,81 \pm 2,63$ und $-2,85 \pm 1,87$. Demnach schlussfol-gerte die Studie die Unfähigkeit des Aligners zur Durchführung dieser Zahnbewe-gungen. In der klinischen und in der experimentellen Studie von Simon et al. [76, 77] wurde unter anderem die Torquebewegung von Frontzähnen isoliert von ande-ren Bewegungsmustern untersucht. Es wurde ein Vergleich zwischen Attachments und Druckpunkten durchgeführt, wobei letztere als Druckpunkte im Invisalign®-System vermarktet werden. Dabei wurde eine Torquebewegung von durchschnitt-lich 29° bei einem Staging von 1° bis $1,2^\circ$ geplant [76, 77]. Betrachtet wurde statt der eigentlichen Torquebewegung eine Inklinationsveränderung bzw. die Kronen-bewegung der Zähne [76, 77]. Selbst mit Alignermodifikationen lag die Genauigkeit dieser Zahnbewegung für die Aligner mit Power Ridges nur bei 51,5% und bei Alignern mit Attachments bei 49,1%. Der Bezugspunkt für die Kräfte und Drehmo-mente war die Kronenmitte. Dabei bewegten sich die meisten Zahnkronen nach pa-latinal [77]. Allerdings kippten manche der getesteten Zahnkronen auch nach labial. Dadurch, dass manche Zahnkronen nach labial, und manche nach palatinal gekippt wurden, wurde die Torquebewegung nicht bei allen Zähnen zuverlässig übertragen [76, 77]. Obwohl die Präzision der Torquebewegung mit etwa 50% angegeben war, schloss die Studie, dass unter Zuhilfenahme von Druckpunkten diese Form der Zahnbewegung möglich sei.

Der Aussage, dass das Potential von Alignern ohne Modifikationen zur Erzeugung körperlicher Zahnbewegungen oder Torquebewegungen limitiert sei, schlossen sich alle selektierten Studien an.

1.6.3.3 Einfluss von Alignermodifikationen auf die Effizienz des Wurzel-torques und der körperlichen Zahnbewegung

Um eine verbesserte Kontrolle der Torquebewegung bzw. der Translation zu erreichen, werden Aligner mit Kompositattachments oder Alignermodifikationen in

Form von Drucklinien oder -punkten im Bereich des marginalen Gingivarandes ausgestattet [21, 49, 76, 77, 84]. Die meisten Studien vermuteten, dass Alignermodifikationen den lokalen Schienenwiderstand erhöhen würden [17, 21, 30, 49, 84]. Nur in den Studien von Simon wurden verschiedene Modifikationen miteinander verglichen [76, 77]. Dabei wurden für die Torquebewegung horizontal ellipsoide Attachments und Power Ridges getestet [76, 77]. Dabei war das Drehmoment M_y in labio-palatinaler Richtung für die Power Ridges mit 7,9 Nmm höher als das Drehmoment der Attachments mit 6,7 Nmm [76, 77]. Auch die Genauigkeit der Druckpunkte war um 2,4% höher, sodass diese favorisiert wurden [76, 77].

1.6.3.4 Geometrische Form der verwendeten Alignermodifikationen

Das Design der Hilfsmittel in Form von Kompositattachments oder Druckpunkten (z.B. Power Ridges) wurde in nur drei der selektierten Publikationen und von nur zwei verschiedenen Autoren beschrieben [76, 77, 84]. Dabei wurde von rechteckigen Torque-Attachments Gebrauch gemacht. Simon et al. [76, 77] charakterisieren die Alignermodifikationen für die Torquebewegung der oberen, zentralen Frontzähne als horizontal ellipsoide Attachments und als Power Ridges des Invisalign®-Systems. Insgesamt konnten diese Studien die dritte Fragestellung dieses Reviews nur vage beantworten, bedingt durch die Tatsache, dass nur drei Studien die Modifikationen beschrieben. Auch die Heterogenität im Studiendesign und eine unzureichende Beschreibung der Modifikationsgeometrie und -position erschwerten die Klärung dieser dritten Fragestellung.

Tabelle 5. Datenextraktion und -selektion nach PICOS (Population, Intervention, Comparison, Outcomes, Study design) der systematischen Literaturrecherche 2018 (Universität Ulm). Das Thema der Recherche war die Translations- bzw. Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner.

Modifikationsform	Evidenzgrad	Population	Zahntyp	Intervention	Comparison	Outcomes			Study Design
						Translation / Torque möglich?	Verbesserung durch Alignermodifikation?	Geometrie der Form	
Elkholy et al., 2015 [21]	B	n = 27	Oberer mittlerer linker Schneidezahn	Labio-palatinale Translation des Zahns 21 in 0,01 mm-Schritten um $\pm 0,25$ mm	Duran® (0,5 / 0,625 / 0,75 mm), Erkodur® (0,5 / 0,6 / 0,8 mm) und Track-A® (0,5 / 0,63 / 0,8 mm)	Nein (ohne Mod.); M/F-Ratios (Referenz Widerstandszentrum): Zwischen -9,91 und -12,22 mm (unkontrollierte Kippung)	Ja	Keine Angabe	In-Vitro
Drake et al., 2012 [18]	C	n = 15	Obere rechte und linke mittlere Schneidezähne	Labio-palatinale Translation bis 2,0 mm; Staging: 0,5 mm / Setup	Überlagerung von CTs, PVS-Abdrücken, Fotos T0 (Start) and T8 (Ende); Wöchentlicher (Duplikat) vs. zweiwöchentlicher Alignerwechsel	Nein; Bewegung Inzisalkante $1,1 \pm 0,3$ mm (wöchentlicher Wechsel), $1,07 \pm 0,33$ mm (zweiwöchentlicher Wechsel) ($\rho = 0,72$); Bewegung Kronenzentrum: 1,56 mm; Apex: -0,73 mm	Keine Angabe	Keine Angabe	Prospektive Studie
Grünheid et al., 2017 [30]	C	n = 30	Alle Zähne	Evaluation der körperlichen Zahn- und Torquebewegung mit Referenz zum ABO Model Grading System	Überlagerung der Gipsmodelle T0 (Start) and T1 (Ende) mit Position im ClinCheck®; Referenz: Mesio-bukkale Höckerspitze erster Molar und mesio-inzisaler Punkt mittlerer Schneidezahn	Nein; Differenz geplanter / erreichter Torque: Oberer zweiter Molar: $-2,13^\circ \pm 4,19$; Kippung anstatt körperlicher Zahnbewegung für alle Zähne, außer oberer lateraler Inzisivus ($0,08^\circ \pm 2,93^\circ$)	Ja	Keine Angabe	Retrospektive Studie

Tabelle 5. Datenextraktion und -selektion nach PICOS (Population, Intervention, Comparison, Outcomes, Study design) der systematischen Literaturrecherche 2018 (Universität Ulm). Das Thema der Recherche war die Translations- bzw. Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner.

Modifikationsform	Evidenzgrad	Population	Zahntyp	Intervention	Comparison	Outcomes			Study Design
						Translation / Torque möglich?	Verbesserung durch Alignermodifikation?	Geometrie der Form	
Li et al., 2015 [49]	C	n = 152	Alle Zähne	Evaluation des Lückenschlusses nach Extraktion mit Attachments mit DI-Index und mit ABO-OGS-System	Invisalign®- vs. Bracket-System (jew. 76 Pat.); FRS and Gipsmodelle T1 (Start) und T2 (Ende)	Nein; OGS-Score Wurzelposition Invisalign® / Brackets: $-4,79 \pm 1,46$ Punkte / $-1,0 \pm 0,68$ Punkte ($p = 0,12$) Bukklinguale Inklination Invisalign® / Brackets: $-3,55 \pm 1,36$ Punkte / $-5,85 \pm 2,68$ Punkte ($p = 0,002$)	Ja	Keine Angabe	Prospektive Studie
Zhang et al., 2015 [84]	C	n = 32	Obere und untere Inzisivi und Eckzähne	Genauigkeit der anterioren Zahnbewegung mit Alignern der Folienstärke 0,8 mm mit Attachments	Überlagerung von CT und Gipsmodelle T0 (Start) und T1 (Ende) vs. virtuelles Setup	Nein; Diskrepanz Zahnkrone OK / UK: $0,376 \pm 0,041$ mm / $0,398 \pm 0,037$ mm Diskrepanz Wurzel OK / UK: $2,062 \pm 0,12$ mm / $0,941 \pm 0,154$ mm	Ja	Rechteckige Torque-Att.	Retrospektive Studie

Tabelle 5. Datenextraktion und -selektion nach PICOS (Population, Intervention, Comparison, Outcomes, Study design) der systematischen Literaturrecherche 2018 (Universität Ulm). Das Thema der Recherche war die Translations- bzw. Torquebewegung von Frontzähnen mittels Aligner.

Modifikationsform	Evidenzgrad	Population	Zahntyp	Intervention	Comparison	Outcomes			Study Design
						Translation/Torque möglich?	Verbesserung durch Alignermodifikation?	Geometrie der Form	
Djeu et al., 2005 [17]	D	n = 96	Alle Zähne	Effizienz der Zahnbewegung mit Methoden des ABO-Systems	Gipsmodelle und Panoramaschichtaufnahme T0 (Start) and T1 (Ende) Invisalign® vs. Bracket-System mit dem OGS-Score	Nein; OGS-Score insgesamt Invisalign® / Brackets: -45,35 ± 15,56 Punkte / -32,21 ± 11,73 Punkte Bukkollinguale Inklination Invisalign® / Brackets: -4,19 ± 2,73 Punkte / -2,81 ± 2,69 Punkte	Ja	Keine Angabe	Retrospektive Studie
Simon et al., 2014 [77]	D	n = 970	Obere mittlere Inzisivi und erster Molar	Torque obere Inzisivi (>10°); (Split-Mouth-Design); Staging: 1,1°-1,2°/ Aligner (PR / Att.)	Torque Inzisivi: 10 mit Att. vs. 10 mit PR	Ja; Torque Inzisivi: Fz Att. > Fz PR My PR (7,9 Nmm) > Att. (6,7 Nmm)	Ja	Power Ridges (Invisalign®) und horizontal ellipsoide Att.	In-Vitro
Simon et al., 2014 [76]	D	n = 30	Obere mittlere Inzisivi	Torque obere Inzisivi: (>10°); Split-Mouth-Design; Staging: 1°/ Aligner (PR / Att.)	Gipsmodelle T0 (Start) und T1 (Ende) vs. Position in ClinCheck® Torque Inzisivi: 7 Patienten mit Power Ridges vs. 7 mit Attachments	Ja; Torque Inzisivi: Genauigkeit mit PR: 51,5% (24-75); Mit Att.: 49,1% (30-72)	Ja	Power Ridges (Invisalign®) und horizontal ellipsoide Att.	Retrospektive Studie

1.6.4 Zusammenführung der Studienergebnisse

1.6.4.1 Qualitätsfaktor

Die Ermittlung des Evidenzgrades, insbesondere für die experimentellen Studien, gestaltete sich durch die Heterogenität des Studiendesigns als anspruchsvoll. Dadurch dass das verwendete Bewertungssystem individuell entworfen wurde, ist ein gewisses Maß an Subjektivität enthalten. Die Resultate der Qualitätspunktzahl waren jedoch äquivalent zu den Einschätzungen des Autors. Erschwerend stellte sich die Tatsache dar, dass es für In-Vitro-Studien keine vorgegebenen Richtlinien zur Versuchsdurchführung gibt. Lediglich die sogenannten CRIS-Guidelines stellen eine Möglichkeit zur Anwendung in klinischen Studien dar. Eine weitere Limitation der In-Vitro-Studien stellte die eingeschränkte klinische Anwendbarkeit ihrer Ergebnisse dar. Weitere klinische Studien sind notwendig, um die Anwendbarkeit der Ergebnisse aus experimentellen Studien zu untersuchen. Insgesamt beinhalteten die meisten Publikationen der Alignertherapie ein erhöhtes Risiko für einen Bias und folglich ist sowohl die Zuverlässigkeit als auch die Validität der Studienergebnisse eingeschränkt. Eine Sonderform von Bias wies die In-Vitro-Studie von Elkholy et al. [21] auf, welche von der gleichen Forschungsgruppe durchgeführt wurde. Dieser Faktor stellt ein erhöhtes Risiko von Voreingenommenheit dar, sodass die Objektivität und die Ergebnissicherheit bei der Studiauswertung limitiert war. Insgesamt lag der Durchschnitt der Punktezahl zur Qualitätsbewertung bei einem Wert von 26,25 Punkten, was dem niedrigen Evidenzgrad „C“ entsprach. Die fehlende Kontrollgruppe, Randomisierung oder Verblindung und Fehler im Studiendesign trugen im Wesentlichen zum niedrigen Evidenzlevel bei. Auch eine reduzierte Stichprobengröße und eine invalide Messmethode führten zur eingeschränkten Übertragbarkeit der Studienergebnisse.

1.6.4.2 Analyse der Studienergebnisse

Die erste Fragestellung des Reviews war: Können mit Alignern körperliche Zahnbewegungen bzw. Torquebewegungen durchgeführt werden? Alle eingeschlossenen Studien trugen die Auffassung, dass das Potenzial des Aligners zur Durchführung einer reinen Translations- oder Torquebewegung ohne Modifikationen limitiert war. Auch Djeu et al. [17] verneinten diese erste Fragestellung des Reviews und manifestierten, dass herausnehmbare Aligner zwar eine Kippung der Zahnkrone

übertragen könnten, eine Torquebewegung jedoch durch die reduzierte Bewegungskontrolle nicht möglich sei. Die Erklärung dafür ist die exzentrische Kraftapplikation an der Zahnkrone mit großer Distanz zum Widerstandszentrum, was zu einem Kippmoment führte [21]. Dabei sei das durch die zervikalen und inzisalen Kontaktbereiche des Aligners generierte Kräftepaar aufgrund der reduzierten lokalen Alignersteifigkeit nicht groß genug, um ein adäquates Gegendrehmoment zu generieren [21]. Infolgedessen dominiere das kippend wirkende Drehmoment an der Zahnkrone [21]. Elkholy et al. [21] vertreten die Meinung, dass ein komplexes Kraft-Drehmoment-System notwendig sei, damit eine körperliche Zahnbewegung oder eine verbesserte Torquekontrolle mittels Alignern möglich sei. Dabei bezieht sich die Studie auf die errechneten Werte der Kraft-Drehmoment-Verhältnisse (M/F-Ratio) für PET-G-Aligner während der körperlichen labio-palatinalen Auslenkung eines oberen zentralen Schneidezahns [21]. Dabei würde ein Wert des M/F-Ratios von 0 mm bedeuten, dass der Kraftvektor direkt durch das Zahnwiderstandszentrum verläuft [21]. Die errechneten Werte für das M/F-Ratio befanden sich in einem Intervall zwischen -9,91 und -12,22 mm und repräsentieren eine unkontrollierte Kippung des Messzahns [21]. Obwohl die Genauigkeit der Torquebewegung von Frontzähnen selbst unter Zuhilfenahme von Alignermodifikationen nur bei 42% lag, gestanden die Studien von Simon et al. [76, 77] dem Aligner unter Verwendung von Attachments oder Power Ridges das Potenzial zur Torquebewegung zu. Durch den sehr niedrigen Evidenzlevel („D“) sind diese Aussagen jedoch kritisch zu betrachten [76, 77].

Auch das Überschreiten des vorgeschriebenen Bewegungsausmaßes pro Behandlungsschritt galt als weiterer limitierender Faktor für die Translation oder Torquekontrolle [21, 76]. Demnach geht eine Erhöhung des Stagings mit einer Zunahme der Kollateralkräfte auf Kosten einer reduzierten Effizienz der gewünschten Zahnbewegung einher [76]. Obwohl Hersteller von PET-G Alignern Setup-Schritte von 0,5 bis zu 1,0 mm vorgeben, wird dieses Bewegungsausmaß basierend auf den Studienergebnissen von Elkholy et al. [21] als überhöht angesehen. Simon et al. [76] gaben in ihrer Studie ein Staging von 0,25 mm für Aligner mit und ohne Modifikationen an. Die empfohlenen Werte müssten angesichts der Heterogenität der untersuchten Zahntypen, des Studiendesigns und der verschiedenen Aligner-Systeme (PET-G-basierte Aligner, Invisalign®) kritisch betrachtet werden. Dementsprechend sind

weitere biomechanische und klinische Studien notwendig, um genauere Empfehlungen angeben zu können.

Hinsichtlich der verwendeten Alignermodifikationen stellen temporär auf der Zahnoberfläche befestigte Kompositattachments die am häufigsten verwendeten Hilfsmittel zur verbesserten Effizienz der körperlichen Zahnbewegung und der Torquebewegung dar. Simon et al. [76, 77] beschrieben auch die lokal erhöhte Steifigkeit des Aligners in der zervikalen Region in Form von Power Ridges (Invisalign®-System) für die Torquebewegung der oberen Frontzähne. Ob die Alignermodifikationen einen Vor- oder Nachteil für die körperliche Zahnbewegung und für die Torquebewegung darstellen, war Gegenstand der zweiten Fragestellung des Reviews und wurde in sieben der selektierten Studien thematisiert. Die einzige Studie, die diesen Aspekt nicht spezifizierte, stammte von Drake et al. [18]. Die übrigen eingeschlossenen Studien empfahlen den Zusatz von Alignermodifikationen zur Verbesserung der biomechanischen Eigenschaften [17, 21, 30, 49, 76, 77, 84].

Die dritte Fragestellung des Reviews, welche geometrischen Formen die Alignermodifikationen aufweisen müssten, konnte nur vage beantwortet werden. Grund dafür ist, dass diese Frage lediglich in drei der selektierten Publikationen thematisiert wurde [76, 77, 84]. Auch die Position der Modifikationen und die geometrische Ausführung wurde in den Studien nur ungenau beschreiben. Ein Vergleich zwischen verschiedenen Geometrien von Modifikationen wurde lediglich in zwei Studien durchgeführt [76, 77]. Dabei war das Drehmoment M_y in labio-palatinaler Richtung für Power Ridges mit 7,9 Nmm höher als das Drehmoment für Attachments mit 6,7 Nmm [76, 77]. Auch die Genauigkeit der Druckpunkte war für die Torquebewegung um 2,4% höher, sodass diese favorisiert wurden [76, 77].

Generell waren die Studienergebnisse durch die Heterogenität der aktuellen Publikationen hinsichtlich der körperlichen Zahnbewegung und der Torquebewegung nicht direkt vergleichbar. Weitere Studien sollten ihren Fokus auf verschiedene Zahntypen legen, sodass fundierte Empfehlungen für die jeweiligen Alignermodifikationen im Rahmen der in-office Herstellung der Schienen für die jeweiligen Zahnbewegungsformen zur Verfügung stehen. Um die Validität der Ergebnisse sicherzustellen, sind weitere kontrollierte klinische Studien mit einer adäquaten Randomisierung und einer ausreichenden Teilnehmeranzahl erforderlich.

1.6.5 Schlussfolgerungen der systematischen Literaturrecherche

- Die körperliche labio-palatinal Zahnbewegung oder die Torquebewegung von Zähnen wird auch mit modifizierten Alignern nur unzuverlässig übertragen.
- Der Zusatz von Alignermodifikationen in Form von Attachments, Druckpunkten oder einer veränderten Alignergeometrie steigert die Effizienz der Translations- oder der Torquebewegung. Eine spezielle Empfehlung für die geometrische Form und Position der Modifikationen steht derzeit nicht zur Verfügung.
- Um die Genauigkeit der körperlichen Zahnbewegung und der Torquekontrolle zu verbessern, muss ein auf das Alignersystem abgestimmtes Staging eingehalten werden.
- Weitere randomisierte, kontrollierte Studien zur Erhöhung der Evidenz und der Vorhersagbarkeit der Zahnbewegung sind erforderlich.

1.7 Problemstellung

Die aktuellen Studien belegen die Limitationen von Alignern ohne Modifikationen zur körperlichen labio-palatinalen Bewegung von oberen Frontzähnen oder zum Wurzeltorque [17, 18, 21, 30, 49, 76, 77, 84]. Selbst mit Alignermodifikationen werden entsprechend dieser Studien diese Bewegungen nur unzuverlässig übertragen [30, 49, 76, 77, 84].

Eine mögliche Hypothese für das limitierte Potenzial von Alignern für labio-palatinal Translationen von Inzisivi könnte auf folgenden Aspekten basieren: Der Aligner wird auf dem Setup-Modell mit der geplanten palatinalen Zielposition des Zahns hergestellt (Abb. 8a). Dadurch biegt sich der Aligner beim Einsetzen durch den Unterschied zwischen der aktuellen und der im Aligner eingestellten Zahnposition labial auf (Abb. 8b). Bedingt durch die Rückstellkraft der Schiene entsteht eine Krafteinwirkung auf den Zahn. Der initiale Angriffspunkt der Kraft befindet sich dabei am labialen Kontaktpunkt der Zahnkrone mit der Schiene im inzisalen Kronenbereich. Durch den großen Abstand zum Widerstandszentrum entsteht ein kippend wirkendes Drehmoment am Widerstandszentrum [21, 32, 83]. Dies führt zu einer initialen Zahnkipfung nach palatinal [21, 32, 83]. Gleichzeitig verschiebt sich mit dieser initialen Kippung der labiale Kontaktpunkt von inzisal nach apikal und die

Kraftgröße nimmt ab. Die Kraftabnahme ist auf die reduzierte Schienensteifigkeit im zervikalen Bereich zurückzuführen. Durch die initiale Kippung entsteht eine zweite Kontaktkraft an der palatinalen Fläche der Schiene. Diese bildet zusammen mit der labialen Kraft ein Kräftepaar, welches am Widerstandszentrum ein Gegendrehmoment auslöst (Abb. 8c). Um eine körperliche Zahnbewegung zu erzeugen, muss das Gegendrehmoment das Kippmoment vollständig ausgleichen [2, 21, 34]. Durch die niedrige Alignersteifigkeit im zervikalen Bereich ist das Kräftepaar und damit das Gegendrehmoment nicht groß genug, um dem Kippmoment vollständig entgegenzuwirken [21]. Es entsteht eine partielle, unkontrollierte Zahnkippung. Für eine körperliche palatinale Zahnbewegung müsste die zervikale Alignersteifigkeit („ F_{lab} “) erhöht werden [21]. Erst dann könnten am Widerstandszentrum sowohl ein nach palatinal gerichtetes (negatives) Drehmoment (M_x) als auch eine nach palatinal gerichtete (negative) Kraft (F_y) als Voraussetzung für die palatinale Translationsbewegung zu messen sein.

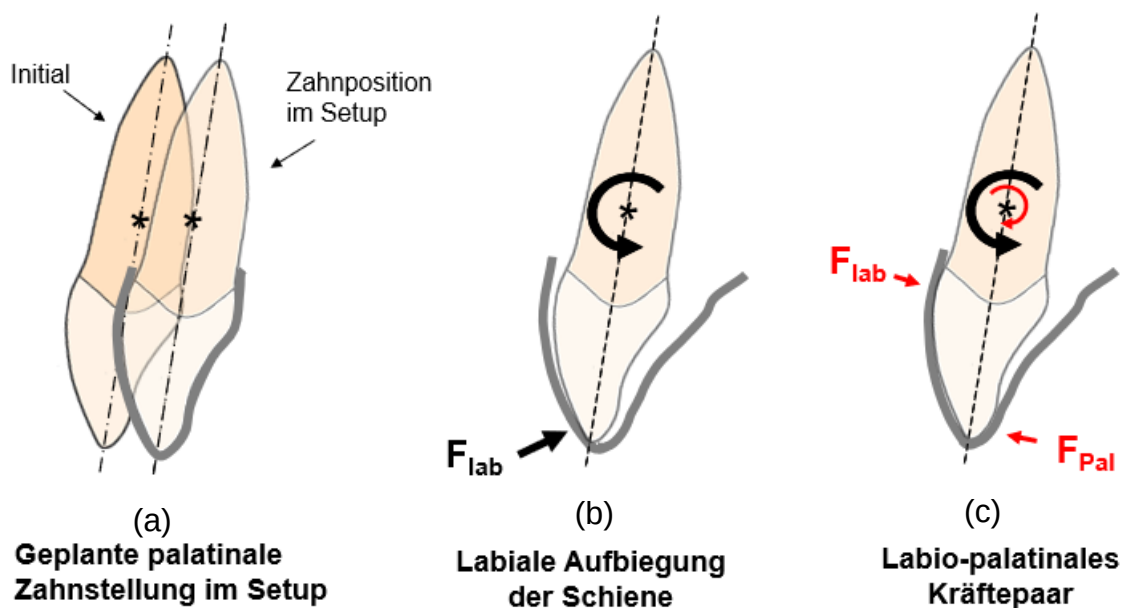


Abbildung 8. Schematische Erklärung der biomechanischen Limitation des Aligners ohne Modifikationen zur palatinalen Translationsbewegung eines Frontzahns. Durch die palatinale Zahnstellung im Setup (a) biegt sich der Aligner beim Einsetzen labial auf. Durch die exzentrische labiale Kraftapplikation (F_{lab}) (b) entsteht ein kippend wirkendes Drehmoment am Widerstandszentrum und führt zur initialen Zahnkippung. Die Höhe des induzierten Gegendrehmoments durch das generierte Kräftepaar (c) ist nicht hoch genug, um das Kippmoment vollständig auszugleichen, sodass eine unkontrollierte Zahnkippung resultiert.

Der Zusatz von Alignermodifikationen in Form von Attachments, Druckpunkten oder einer veränderten Alignergeometrie könnte zur Erhöhung der zervikalen Schienensteifigkeit beitragen [21, 34, 78, 83]. Dadurch könnte die labio-zervikale Kontaktkraft

und damit das Gegendrehmoment zur Verhinderung der unerwünschten labialen Kronenkipfung erhöht werden [21, 76, 77]. Die Effekte dieser Modifikationen sind jedoch schwer vorhersagbar, weil sich die Kontakte zwischen Zahn und Aligner durch die andauernde Zahnbewegung ständig verschieben [32, 77].

1.8 Ziel der Studie

Die Mehrzahl der aktuellen biomechanischen Studien beschreiben das limitierte Potenzial von Alignern ohne Modifikationen zur palatinalen körperlichen Zahnbewegung bzw. zur palatinalen Wurzeltorquebewegung von oberen Inzisivi. Mit dem Zusatz von Alignermodifikationen könnte die niedrige Schienensteifigkeit besonders im zervikalen Alignerbereich lokal erhöht werden, sodass der Anteil der körperlichen Zahnbewegung zunimmt. Ziel dieser Studie war die experimentelle Untersuchung verschiedener Alignermodifikationen auf das Potential von Alignern für körperliche Bewegungen von oberen mittleren Schneidezähnen in palatinaler Richtung mittels Alignern aus Polyethylenterephthalat-Glykol (PET-G). Für eine palatinale Translationsbewegung wäre sowohl eine nach palatinal gerichtete Kraft als auch ein nach palatinal gerichtetes Drehmoment nötig. Es wurden verschiedene Alignermodifikationen hinsichtlich ihrer Druckpunktgeometrie und -tiefe untersucht. Auch der Einfluss der Folienstärke wurde in der mechanischen Untersuchung analysiert. Weil das jeweilige Kraft-Drehmomentsystem des Aligners auch von der jeweiligen aktiven Fläche des integrierten Druckpunkts beeinflusst wird, wurde in der geometrischen Untersuchung auch die Tiefziehbarkeit der Modifikationen evaluiert.

2 Material und Methoden

2.1 Überblick

Das Ziel der experimentellen Studie war die Analyse des Alignerpotenzials zur Durchführung einer palatinalen Translationsbewegung eines rechten oberen mittleren Schneidezahns mit modifizierten Alignern. Als Modifikationen wurden Druckpunkte in verschiedenen Geometrien und Modifikationstiefen getestet. Während der simulierten palatinalen Translationsbewegung des Messzahns 11 wurden die auftretenden Kräfte und Drehmomente in Referenz zum Zahnwiderstandszentrum gemessen. Für die Messung wurde ein Frasaco® Oberkiefermodell mit separiertem Zahn 11 (Messzahn) verwendet. Der Messzahn war mit einem darunter befestigten 3D Kraft- und Drehmomentsensor gekoppelt und konnte durch einen Hexapod in allen drei Dimensionen verschoben und rotiert werden. Dadurch konnten verschiedene Fehlstellungen des Messzahns simuliert und dabei die auf den Messzahn einwirkenden Kräfte und Drehmomente gemessen werden (Phase 1 der Studie). Da die jeweilige aktive Fläche des Druckpunkts und damit die Modifikationstiefe einen Einfluss auf die Kraft- und Drehmomentkomponenten ausübt, wurde zusätzlich zu den mechanischen Messungen auch die Tiefziehbarkeit der Aligner in Abhängigkeit von der Druckpunktform, der geplanten -tiefe und der Folienstärke untersucht (Phase 2).

2.2 Phase 1: Mechanische Untersuchung

2.2.1 Messaufbau

Der Versuchsaufbau (Abb. 9) bestand aus einem Oberkiefer (OK)-Frasaco® Modell (Frasaco® GmbH, Tett nang, Deutschland), von dem der rechte obere mittlere Schneidezahn (Messzahn 11) separiert wurde. Der Messzahn wurde mit einem 3D-Kraft-Drehmomentsensor (Nano 17 Sensor, ATI Industrial Automation, Apex, Markham, Ontario, Kanada) gekoppelt. Dieser zeichnete die auftretenden Kräfte und Drehmomente während des Experiments auf. Zur Simulation verschiedener Malpositionen des Messzahns 11 wurde dieser zusammen mit dem darunter befestigten Kraft-Drehmomentsensor auf einer 3D-Bewegungseinheit in Form eines

Hexapods montiert (PI M-850; Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, Karlsruhe, Deutschland).

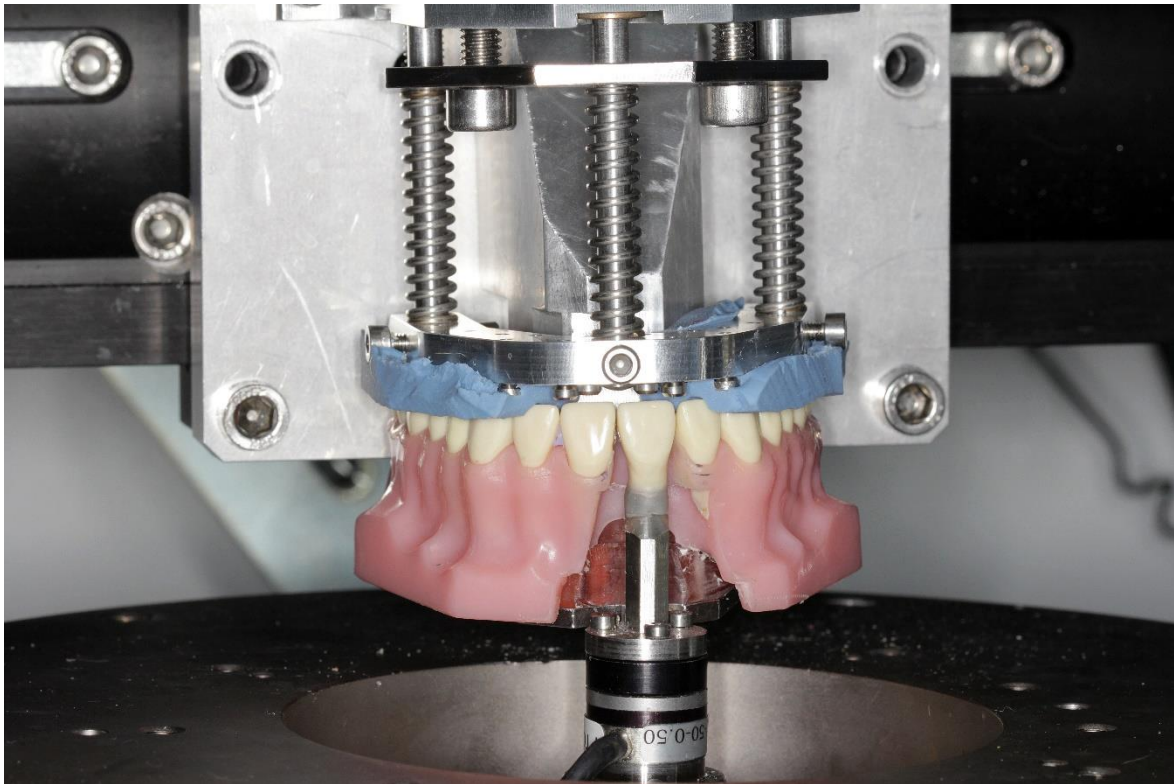


Abbildung 9. Detaillierte Ansicht des Testapparats, welche den mittleren Schneidezahn eines Oberkiefer-Frasaco® Modells (Messzahn 11) in Neutralposition zeigt, der durch einen dreidimensionalen Kraft-Drehmomentsensor mit dem Hexapod gekoppelt ist (Universität Ulm, 2018-2020). Die hufeisenförmige Aluminiumplatte mit dem Silikonwall diente zur Fixation des Aligners auf der Zahnreihe.

Der Hexapod besteht aus sechs teleskopartig ausfahrbaren Beinen und besitzt somit eine Beweglichkeit in allen sechs (d.h. drei rotatorische und drei translatorische) Freiheitsgraden (Abb. 10). Die Software Labview® (National Instruments Corporation, Texas, USA) wurde benutzt, um alle Bewegungen und Fahrtwege der Messapparatur zu kontrollieren. Die Position der Aligner wurde dabei mit einem hufeisenförmigen Sicherungsbügel mit einem zugehörigen Silikon-Abdruckmaterial (Silaplast Futur; Detax, Ettlingen, Deutschland) gehalten. Das gesamte Messsystem wurde von einer thermostatischen Klimakammer zur Aufrechterhaltung von 37°C umschlossen.

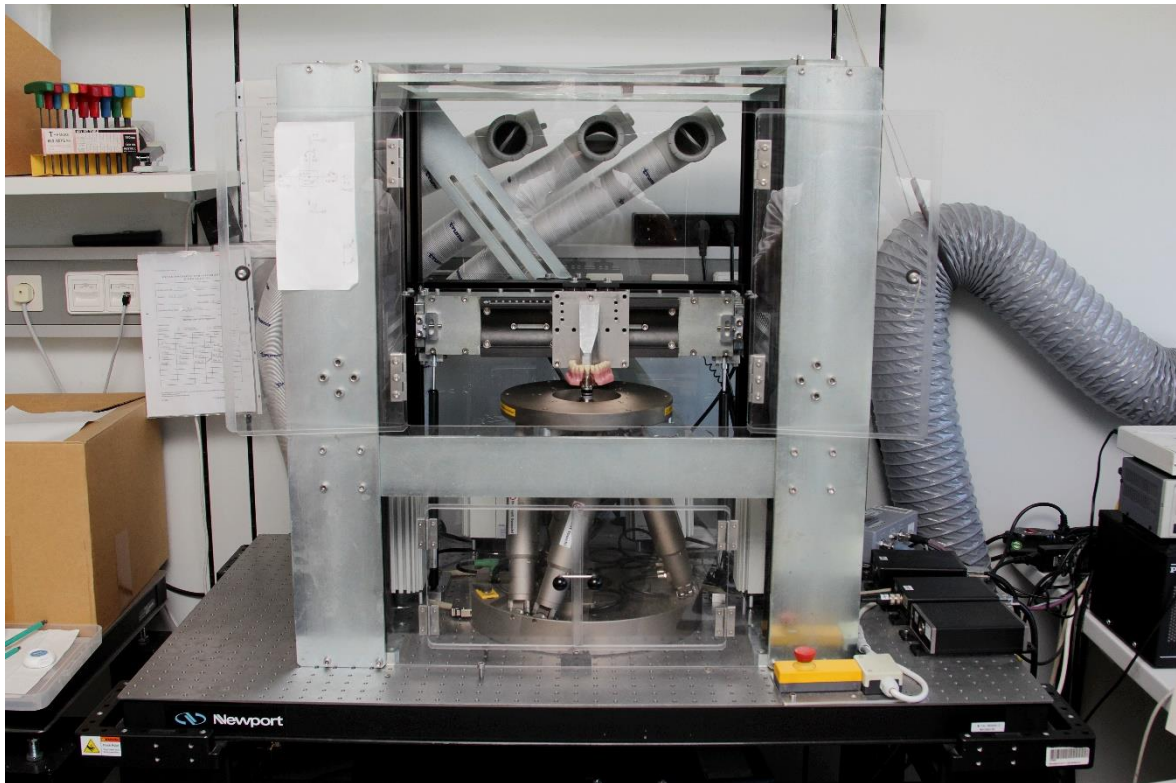


Abbildung 10. Übersicht des Testapparats, welcher die verschiedenen Komponenten des Messaufbaus zeigt (Universität Ulm, 2018-2020). Zur Annäherung an das intraorale Milieu wurde eine Temperatur von 37° durch die umgebende Klimakammer aufrechterhalten.

2.2.2 Kraft- und Drehmomentsensor

Der mit dem Messzahn verbundene Sensor (Nano 17 Sensor, ATI Industrial Automation, Apex, USA) zeichnete alle sechs Kraft- und Drehmomentkomponenten auf (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z), sodass alle drei kartesischen Koordinaten x , y und z berücksichtigt wurden (Abb. 10). Der Sensor besteht aus gehärtetem Edelstahl mit integrierten Verbindungsstücken aus hochfestem Aluminium und misst die Belastung der Sensorplatte mittels dreier Halbleiter-Dehnungsmessstreifen. Der Sensor verfügt außerdem über eine Temperaturkompensation, welche seine Messgenauigkeit optimiert. Die Messwerte des Sensors wurden zu einem angeschlossenen Computer transferiert, wobei der Messbereich jeweils für F_x und F_y ± 12 N, für F_z ± 17 N und für M_x , M_y und M_z ± 120 Nmm betrug.

2.2.3 Temperaturkontrollkammer

Der Versuchsaufbau wurde von einer speziell konstruierten geschlossenen Kammer umschlossen (Abb. 10). Dadurch konnte die Körpertemperatur von 37°C simuliert werden. Diese Genauigkeit von ± 0.3 °C wurde durch einen Temperatursensor (Universal-Thermostat „UT 200“, Conrad electronics, Hirschau, Deutschland) aufrechterhalten. Dafür befanden sich in der Kammer vier Heizlüfter (HG „Vario“ Gebläseheizung, RO/SE Blechverarbeitung GmbH & Co. KG, Bad Birnbach, Deutschland). Zur Isolation des gesamten Testapparats vor der umgebenden Zimmertemperatur dienten die Kammerwände aus Plexiglas.

2.2.4 Vorbereitung des Oberkiefer-Frasaco® Modells

Zur Vorbereitung des Oberkiefer-Frasaco® Modells wurde zunächst der Messzahn 11 separiert [20]. Bevor die Trennung des Zahns vom restlichen OK-Frasaco® Modell erfolgte, wurde zunächst ein Alginatabdruck (Bluebrint™ Cremix; Dentsply De Trey-DeDent, Konstanz, Deutschland) genommen [20]. Der Abdruck diente der Sicherung und Reproduktion der Neutralposition des Messzahns [20]. Anschließend wurde basierend auf diesem Alginatabdruck das zugehörige Gipsmodell aus einem Superhartgips Typ IV (GC Fujirock® EP, GC Deutschland GmbH, München, Deutschland) erstellt [20]. Zur Übertragung der Neutralposition des Messzahns wurde nachfolgend auf dem Gipsmodell eine 1,0 mm dicke Kunststoffschiene (Duran, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) zur Positionierung tiefgezogen [20]. Nach der Separation des Messzahns vom Frasaco® Modell wurde letzteres mesial und distal um ca. 0,5 mm reduziert, um ausreichend Platz für die Bewegung des Messzahns zu schaffen und um Kollisionen während der Messung zu vermeiden (Abb. 9) [20].

Angelehnt an ein Gerät von Engelke [25] wurde die Wurzel des Messzahns 11 senkrecht zur Zahnlongsachse gekürzt, sodass eine plane Fläche der Wurzel entstand [20]. Anschließend wurde der Sensor mit dem Messzahn gekoppelt. Zur Einstellung des Messzahns in die Neutralposition im Hexapod diente die hierfür angefertigte Positionierungsschiene in der Folienstärke von 1,0 mm. Zur Feineinstellung wurde der Zahn im Folgenden mit kleinen, linearen Bewegungen so lange zur Neutralposition gefahren, bis durch den Positionierungsaligner nur noch

minimalste Kräfte und Drehmomente von max. 0,1 N bzw. 0,1 Nmm auf den Messzahn einwirkten [20].

2.2.5 Design der getesteten Modifikationen

Bevor die Modifikationen digital entworfen wurden, wurde ein 3D-Scan des original OK-Frasaco® Modells mit dem d-STATION^{3D}-Scanner (Firma Breuckmann GmbH, Meersburg, Deutschland) erstellt. Um eine einheitliche Länge der Aligner zu gewährleisten, wurden die Modelle digital in einer Distanz von 3 mm unterhalb des marginalen Gingivalsaums des Messzahns 11 getrimmt.

In diesem Experiment wurden drei verschiedene digital erstellte Druckpunktformen in unterschiedlichen Tiefen untersucht. Die untersuchten Geometrien waren: Doppel-Kugel (Abb. 11a), Halbmond (Abb. 11b) und Zylinder (Abb. 11c). Die negativen Impressionen in der labialen Zahnoberfläche des Messzahns bildeten die Basis für die Druckpunkte im tiefgezogenen Aligner.

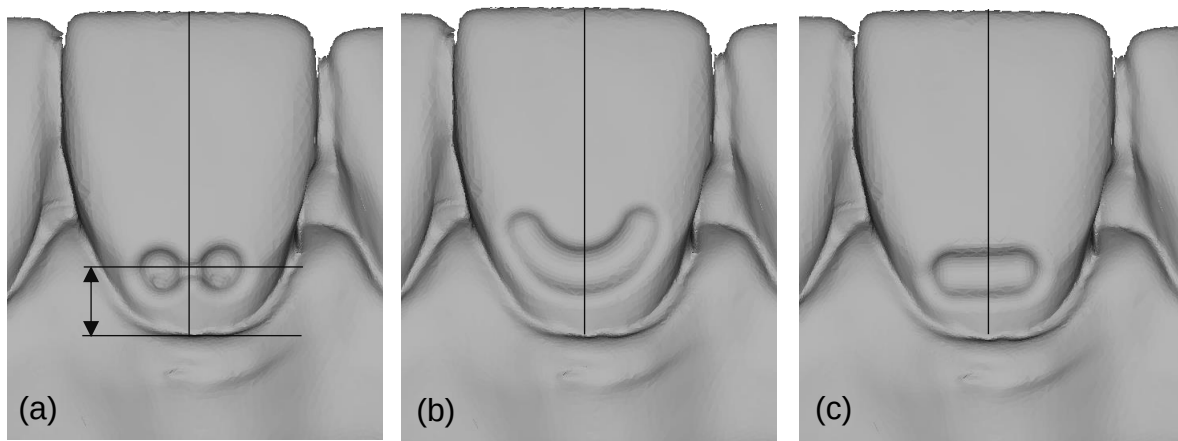


Abbildung 11. Schematische Abbildung des Messzahns mit den kugel- (a), halbmond- (b) und zylinderförmigen (c) Vertiefungen in der vestibulären Zahnoberfläche. Die negativen Impressionen bildeten die Grundlage für Druckpunkte im tiefgezogenen Aligner. Die geometrisch definierten Formen wurden digital mit der Konstruktionssoftware CATIA® in das Oberkiefermodell inseriert (Universität Ulm). Referenzstrukturen waren die Kronenlängsachse und der Gingivalsaum.

Die geometrisch definierten Vertiefungen wurden 2 mm oberhalb des marginalen Gingivalsaums und senkrecht zur Zahnlängsachse als Referenzstruktur positioniert. Die getesteten Modifikationstiefen betrugen für jede Geometrie 0,5, 1,5 und 2,0 mm.

Die detaillierte Konstruktion und Position der Druckpunkte integriert in die Oberfläche des Messzahns ist in der Abbildung 13 abgebildet.

Von jeder Geometrie wurden drei Modelle mit Druckpunkttiefen von 0,5, 1,5 und 2,0 mm entworfen. Zusätzlich diente ein Oberkiefermodell ohne Modifikationen als Referenzmodell. Zur einheitlichen reproduzierbaren Positionierung wurden die Modifikationen digital mit der CAD/CAM-Software CATIA® (CATIA® V5-6R201, Dassault Systèmes, Vélizy Villacoublay, Frankreich) in die vordefinierte Zahnoberfläche inseriert und von dieser separiert. Die zurückgebliebenen geometrisch definierten Impressionen in der Zahnoberfläche stellten dann als Negativform die Basis für die Druckpunkte im tiefgezogenen Aligner dar. Die Kanten der Formen wurden zirkulär am Übergang der Modifikation zur Zahnoberfläche mit einem Radius von 0,25 mm abgerundet.

Zusätzlich zu den digitalen Modifikationen wurden zwei weitere Druckpunktformen der Geometrien Kugel und Zylinder direkt ohne Hitzeeinwirkung mit Spezialzangen in den Aligner eingepresst (Abb. 12). Als Grundlage für die manuell eingepressten Druckpunkte dienten Aligner, die auf dem Referenzmodell ohne Modifikationen tiefgezogen wurden. Die eingepressten Modifikationen wiesen jeweils eine erreichte Druckpunkttiefe von 1,0 mm auf.



Abbildung 12. Spezielle Zangen, um manuell direkt die (a) kugel- und (b) zylinderförmigen Druckpunkte ohne Hitzeeinwirkung in die verschiedenen Aligner einzupressen. Die geometrische Form der Druckpunkte im Aligner war durch die Zangenspitze vorgegeben. In dieser Studie wiesen die eingepressten Modifikationen im Aligner eine gemessene Tiefe von 1,0 mm auf (Universität Ulm).

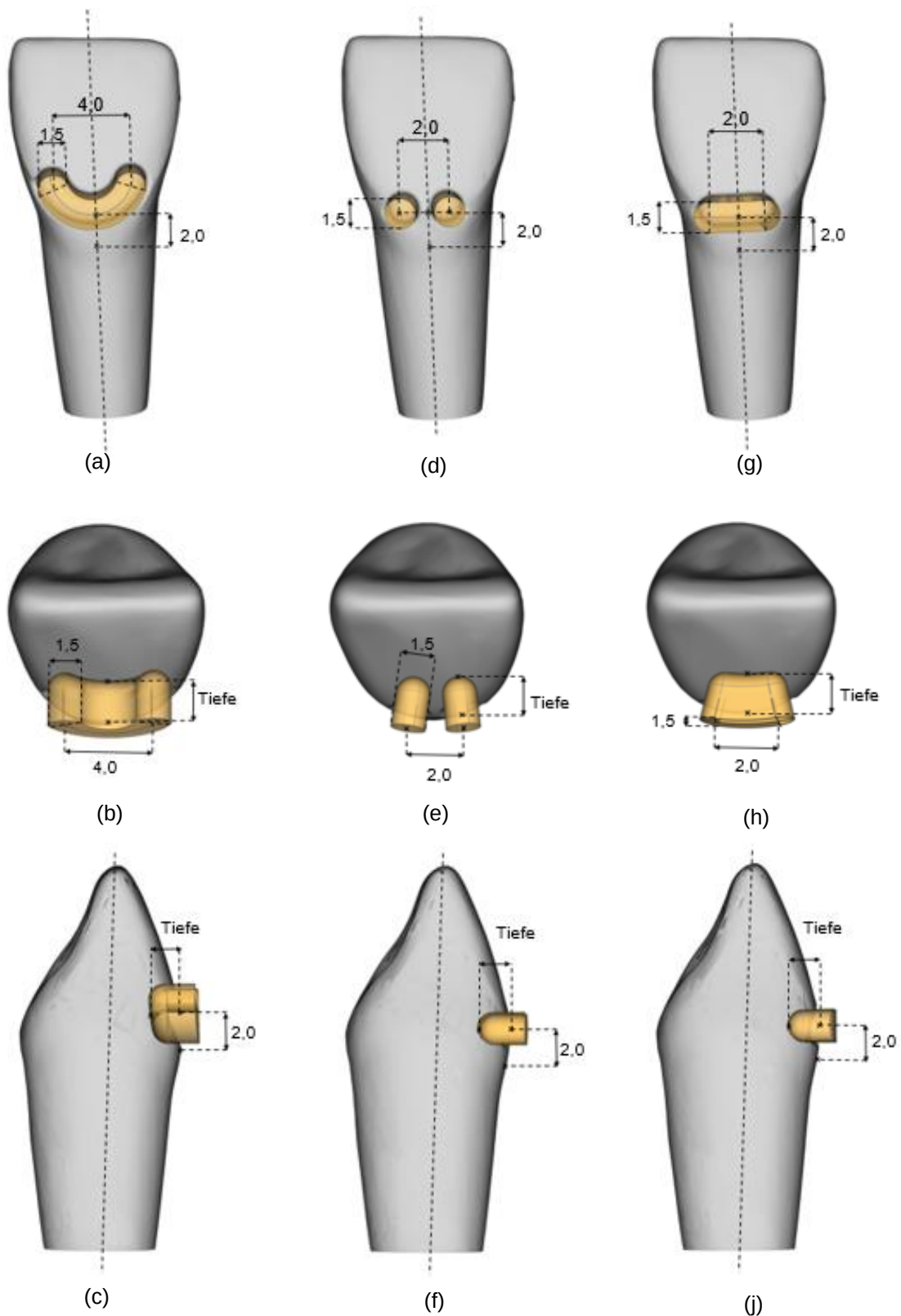


Abbildung 13. Schematische Abbildung des Messzahns 11 (rechter mittlerer Schneidezahn eines Oberkiefer-Frasaco® Modells) mit den Modifikationen zur Konstruktion der geometrisch definierten Vertiefungen in den Formen Kugel (a)-(c), Halbmond (d)-(f) und Zylinder (g)-(i) jeweils von frontal (a, d, g), inzisal (b, e, h) und lateral (c, f, i).

2.2.6 3D-Druck der Testmodelle

Nach der digitalen Positionierung der Geometrien wurde für jede Modifikationsart (Form und Tiefe) jeweils ein Testmodell 3D-gedruckt (Abb. 14a-c). Zusätzlich wurde ein OK-Zahnkranzmodell ohne Modifikationen gedruckt, sodass insgesamt sieben Testmodelle hergestellt wurden. Das Modell ohne Modifikationen diente als Referenzmodell sowie als Grundlage für die Aligner mit eingepressten Druckpunkten.

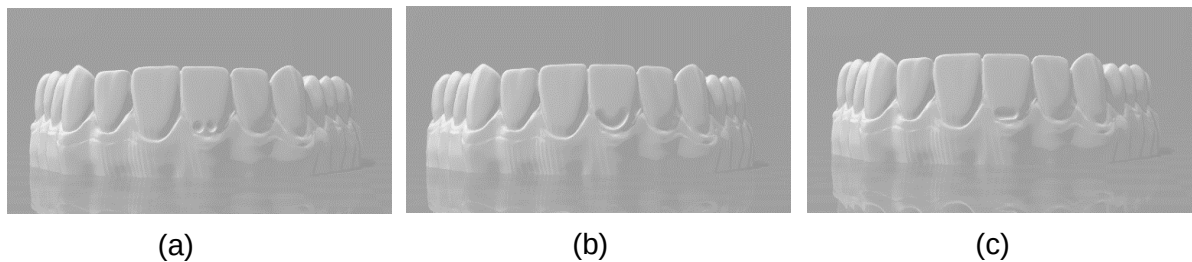


Abbildung 14. 3D gedruckte Testmodelle der Formen Kugel (a), Halbmond (b) und Zylinder (c). Von jeder Modifikation wurden drei verschiedene Modelle in den jeweiligen Druckpunkttiefen 0,5, 1,5 und 2,0 mm gedruckt. Zusätzlich wurde ein Referenzmodell ohne Modifikationen gedruckt. Der Messzahn war der rechte mittlere Schneidezahn eines Oberkiefer-Frasaco® Modells (Universität Ulm, 2018).

Für die Herstellung der Oberkieferzahnkranzmodelle diente der HD-3D-Drucker Asiga MAX™ (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) (Abb. 15). Aus den eingespeisten Datensätzen im STL-Format wurden via 3D-Druck additiv die fertigen Arbeitsmodelle aus methacrylatbasiertem Harz (IMPRIMO® LC Model, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) hergestellt. Der Druckprozess basierte auf der DLP-Technologie, bei der photoreaktives Harz durch eine UV-LED-Lichtquelle mit einer Wellenlänge von 385 nm verfestigt wird. Im CAD-Verfahren wurde das Modell virtuell auf der Bauplattform mit der zugehörigen Software (Asiga-Composer-Software, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) positioniert und zum 3D-Drucker übertragen. Im CAM-Verfahren wurde das Modell additiv schichtweise aufgebaut und mit einer LED-Lampe ausgehärtet. Zusätzlich wurden die Zahnkranzmodelle jeweils distal der Molaren sowie palatinal der Inzisivi durch eine kegelförmige Hilfsstruktur („Supportstruktur“) mit der Bauplattform verbunden (Abb. 16). Eine weitere 0,5 mm schmale Stützstruktur bedeckte die Plattform gitterförmig. Die Supportstrukturen verbesserten die Haftung der Arbeitsmodelle an der Bauplattform und wirkten somit den Abzugskräften während des Polymerisationsvorgangs entgegen. Nach dem Druck wurden die Modelle im Ultraschallbad in einer



Abbildung 15. Darstellung des HD-3D-Druckers Asiga MAX™ von Scheu Dental GmbH. Der Herstellungsprozess umfasste die additive vertikale Herstellung der Arbeitsmodelle (Oberkiefer) mit methacrylatbasiertem Harz via Lichtpolymerisation (Universität Ulm, 2018).



Abbildung 16. Die 3D-Modelle wurden additiv auf der Basis der DLP- (Digital Light Processing) Technologie mit drei zusätzlichen Supportstrukturen mit dem 3D-Drucker generiert. Letztere dienten während der Polymerisation der verbesserten Haftung der Modelle an der Bauplattform des Druckers (Universität Ulm, 2018).

Lösung aus Isopropanol 90 Sekunden lang gereinigt. Anschließend wurden die Modelle für zehn Minuten im Wasserbad in einem Lichtpolymerisationsgerät nachgehärtet. Zuletzt wurden die Supportstrukturen entfernt.

2.2.7 Alignerauswahl und –herstellung

Die Versuchsreihen wurden in zwei Abschnitte unterteilt. Im ersten Teil wurde der Einfluss der Druckpunktgeometrie und -tiefe auf das Alignerpotenzial zur palatinalen Translationsbewegung analysiert. Dabei wurden PET-G-Aligner (Duran®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) mit einheitlichen Folienstärken von 0,75 mm verwendet. Für jede Geometrie wurden die Modifikationstiefen 0,5, 1,5 und 2,0 mm evaluiert. Zusätzlich wurden die manuell eingepressten Druckpunkte in der Tiefe 1,0 mm getestet. Im zweiten Teil wurde der Einfluss der Folienstärke untersucht. Dabei wurden Aligner in den Folienstärken 0,4 / 0,5 / 0,625 / 0,75 / 1,0 mm untersucht. Die einheitliche Modifikationstiefe betrug für diesen Abschnitt 1,5 mm. Die Testserien wurden in Anlehnung an die Ulmer Aligner Sequenz durchgeführt, bei der Aligner der Folienstärken 0,4, 0,5 und 0,75 mm eingesetzt werden [22, 23]. Der Tiefziehprozess der Aligner erfolgte mit dem Biostar®-System (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) (Abb. 17) auf der Grundlage der 3D-Druckmodelle.



Abbildung 17. Zur Herstellung der Aligner auf der Grundlage von PET-G- (Polyethylenterephthalat-Glykol-) Folien fand das Biostar®-System Anwendung. Zusätzlich wurde zuvor eine Platzhalterfolie auf dem jeweiligen 3D-Druckmodell tiefgezogen (Universität Ulm, 2018).

Zusätzlich wurde gemäß den Herstellerangaben eine Platzhalterfolie (Isofolan®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) verwendet. Um nach der Fertigstellung eine verbesserte Ablösung der Platzhalterfolie vom Aligner zu gewährleisten, wurde von einem Isoliermittel (CA® FLASH, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) Gebrauch gemacht.

2.2.8 Versuchsdurchführung

Zur Simulation des intraoralen Milieus wurden die Aligner 30 Minuten vor der Messung in der Temperaturkontrollkammer gelagert und auf 37°C erwärmt. Zusätzlich wurden die Aligner unmittelbar vor dem Aufsetzen auf das OK-Frasaco® Modell mit künstlichem Speichel (Glandosane®, cell pharm, Bad Vilbel, Deutschland) benetzt. Zuvor musste kontrolliert werden, dass sich der Messzahn in seiner Neutralposition befand. Der nächste Schritt nach der Applikation des Versuchsaligners war die Platzierung des Sicherungsbügels für den Aligner und das Festziehen der Befestigungsschrauben. Dann wurde der Messzahn im Sinne einer Simulation der durch den labial platzierten Druckpunkt ausgelösten Bewegung in 0,01 mm-Schritten bis zum Maximum von 0,25 mm körperlich nach palatinal ausgelenkt. Daraufhin wurden das Kräfte- und Drehmomentsystem und die Zahnbewegung gemessen, welche durch den labialen Druckpunkt ausgelöst wurden. Zusätzlich wurde die Alignersteifigkeit anhand der gemessenen labio-palatinalen Kräfte (F_y) bewertet. Simuliert wurde die Zahnfehlstellungskorrektur eines zu weit labial positionierten mittleren Schneidezahns zurück in den Zahnbogen im Sinne einer palatinalen Translationsbewegung, die durch den labialen Druckpunkt im Aligner ausgelöst wurde. Nach jedem Bewegungsschritt wurde der Aligner abgenommen und wieder eingesetzt. Getestet wurden Aligner mit digitalen kugel- (Abb. 18a), halbmond- (Abb. 18b) und zylinderförmigen (Abb. 18c) Druckpunktformen in den Formtiefen 0,5, 1,5 und 2,0 mm. Zusätzlich wurden manuell eingepressten Geometrien Kugel (Abb. 18d) und Zylinder (Abb. 18e) in der Formtiefe 1,0 mm untersucht. Die einheitliche Folienstärke der Aligner betrug hierbei 0,75 mm. Zusätzlich wurden Aligner der Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm getestet, wobei für diesen Versuchsabschnitt die Druckpunkttiefe einheitlich auf 1,5 mm festgelegt wurde. Für jede Druckpunktconfiguration wurden jeweils fünf Aligner in der jeweiligen Folienstärke getestet und für jeden Aligner wurden wiederum drei Wiederholungsmessungen durchgeführt.

Darüber hinaus wurde für die Phase der experimentellen Bewegung der Zeitverlauf der labio-palatalen Kräfte (F_y) in Abhängigkeit von der Druckpunktgeometrie und -tiefe untersucht. Dieser Versuchsabschnitt wurde als die sog. „Langzeitmessung“ in dieser Studie deklariert, weil die Schienen nach der ersten Messwiederholung für ein Zeitintervall von sechs Stunden auf das 3D-Druckmodell ohne Modifikationen aufgesetzt wurden, bevor die zweite Messwiederholung erfolgte. Für diesen Versuchsteil mit dem beschriebenen experimentellen Ablauf wurden Aligner mit den digitalen kugel- (Abb. 18a), halbmond- (Abb. 18b) und zylinderförmigen (Abb. 18c) Druckpunktformen in der einheitlichen Formtiefe 1,5 mm getestet. Zusätzlich wurden die manuell eingepressten Geometrien Kugel (Abb. 18d) und Zylinder (Abb. 18e) in der Formtiefe 1,0 mm untersucht. Die einheitliche Folienstärke der Aligner betrug hierbei 0,75 mm. Für jede Druckpunktmodifikation wurde ein Aligner getestet, sodass im Rahmen dieser Langzeitmessungen insgesamt fünf Aligner getestet wurden.

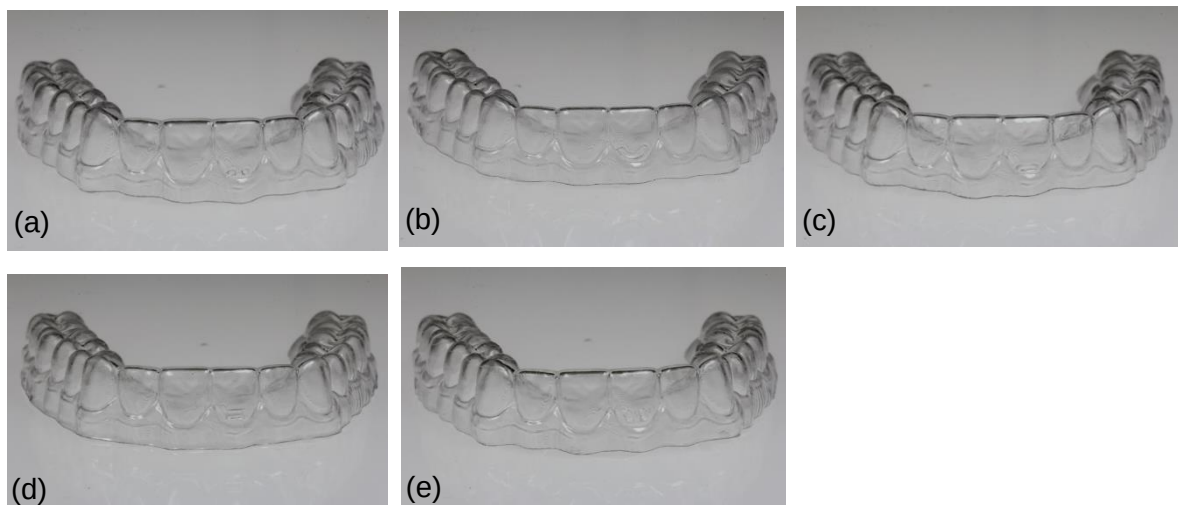


Abbildung 18. Bei der sog. Langzeitmessung wurden fünf 0,75 mm-Aligner ausgestattet mit unterschiedlichen geometrischen Druckpunktformen getestet. Untersucht wurden die kugel- (a), halbmond- (b) und zylinderförmigen (c) digitalen Modifikationen der Formtiefe 1,5 mm. Zusätzlich wurden die manuell eingepressten Geometrien Kugel (d) und Zylinder (e) in der erreichten Formtiefe 1,0 mm getestet. Die einheitliche Folienstärke der Aligner betrug 0,75 mm (Universität Ulm, 2018-2020, n = 5).

2.2.9 Datenanalyse

2.2.9.1 Zahneigenes Koordinatensystem

Als Bezugssystem für die gemessenen Kraft- und Drehmomentkomponenten wurde ein zahneigenes Koordinatensystem mit Referenz zum Zahnwiderstandszentrum definiert (Abb. 19). Die x-Achse repräsentierte die labio-palatinal Richtung. Mesio-distale Bewegungen wurden auf der y-Achse dargestellt und die z-Achse beschrieb die Intrusions- und Extrusionsbewegungen des Messzahns. Als positiv galten Kräfte, welche eine labiale, mesiale oder eine extrusive Zahnbewegung erzeugten, was der Festlegung von Burstone und König [12] entspricht. Drehmomente bzw. Kräftepaare, welche eine labiale oder eine mesiale Kronenbewegung erzeugen, wurden ebenfalls als positiv deklariert [12]. Die für die Dateninterpretation und -messung relevanten Parameter waren die labio-palatinalen Kräfte (F_y) und das Drehmoment (M_x) um die mesio-distale Achse.

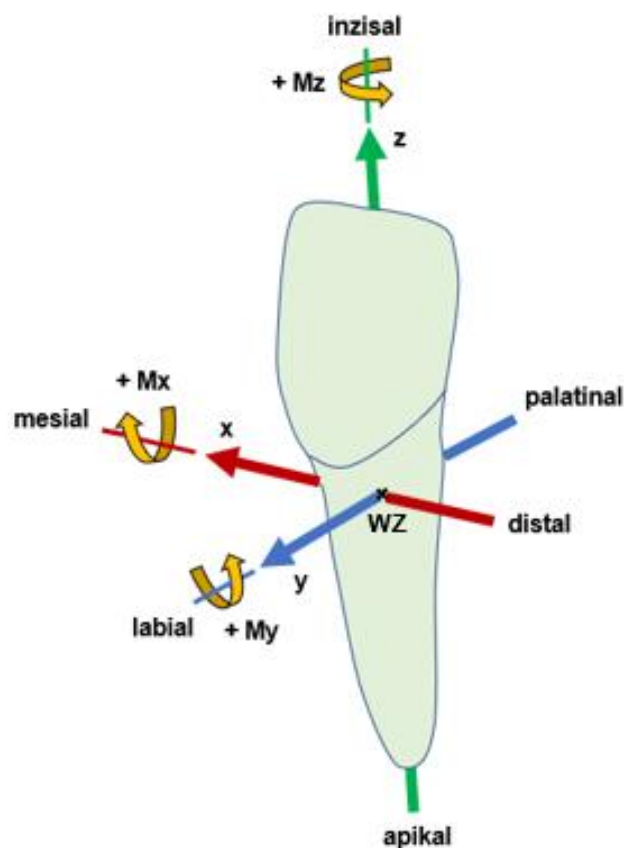


Abbildung 19. Zahneigenes Koordinatensystem. Labio-palatinalen Kräfte wurden durch die x-Achse dargestellt. Mesio-distale Bewegungen wurden durch die y-Achse repräsentiert. Die z-Achse zeigte die Intrusions- und Extrusionsbewegungen. Referenz war das Zahnwiderstandszentrum (WZ) (Universität Ulm, 2018).

2.2.9.2 Die idealen Kräfte und Drehmomente für die labio-palatinal Translations- und Torquebewegung eines oberen mittleren Schneidezahns

Die optimale Kraftgröße (F_y) für die labio-palatinal Translationsbewegung des oberen, mittleren Schneidezahns wurde in dieser Studie auf 0,5 N festgelegt. Der Wert der optimalen Kraft (F_y) setzt sich aus dem Produkt der projizierten Wurzeloberfläche und dem applizierten Druck zusammen. In Anlehnung an die empfohlenen Kraftgrößen von Proffit et al. [64], von Iwasaki et al. [37] und von Ricketts et al. [67] wurde die optimale Kraft zunächst auf 1 N festgelegt. Bedingt durch die unregelmäßige Druckverteilung auf der Wurzeloberfläche reduziert sich jedoch die effektive Wurzeloberfläche und demnach die applizierbaren labio-palatalen Kräfte. Bezugnehmend auf Proffit et al. [63] wurde in dieser Studie ein Reduktionsfaktor von 0,5 für die Translationsbewegung herangezogen. Für die palatinal Translationsbewegung des oberen Schneidezahns wurden demnach die optimalen labio-palatalen Kräfte (F_y) auf den Wert von 0,5 N festgelegt.

Bei Betrachtung der Drehmomente gibt es derzeit für die palatinal Translationsbewegung einen Mangel an fundierten Richtwerten für die ideale Drehmomentgröße (M_x). Zur Annäherung an die Höhe der optimalen Aufrichtungsmomente (M_x) für diese Bewegungsform wurde das Zusammenspiel zwischen der empfohlenen Kraft (0,5 N) und den anatomischen Strukturen wie der Lage des Zahnwiderstandszentrums, der Zahnwurzellänge und der Kronenmitte in Betracht gezogen. Basierend auf dem Produkt zwischen der optimalen Kraft (F_y) (0,5 N) und dem Abstand zwischen der Kronenmitte (Mitte des Bracketslots) zum Zahnwiderstandszentrum wurde die Höhe des idealen Aufrichtungsmoment (M_x) berechnet. Die zugehörigen Werte für die Berechnung des Abstands zwischen der Kronenmitte und dem Zahnwiderstandszentrum wurden von unterschiedlichen Quellen abgeleitet. Nach Schumacher et al. [72] beträgt die Kronenlänge eines mittleren oberen Schneidezahns durchschnittlich 9,2 mm. Die Kronen- bzw. die Bracketslotmitte befindet sich auf der Hälfte dieser Strecke (4,6 mm). Die gesamte Wurzellänge des Zahns beträgt nach Schumacher et al. [72] 13 mm. Die Lage des Widerstandszentrums befindet sich nach Poppe et al. [62] bei einwurzeligen Zähnen bei ca. 45% der Gesamtwurzellänge. Daraus ergibt sich ein Abstand zwischen dem Zahnwiderstandszentrum (45%) zur Alveolenhöhe von 5,85 mm. Auf dieser Grundlage beträgt der Abstand zwischen dem Zahnwiderstandszentrum (5,85 mm) und der Kronenmitte (4,6 mm)

10,45 mm. Das Aufrichtungsmoment (M_x) für die körperliche Zahnbewegung berechnet sich aus dem Produkt der labio-palatalen Kräfte (0,5 N) und dem Abstand der Kronenmitte zum Zahnwiderstandszentrum (10,45 mm) zum Wert von 5,225 Nmm. Bedingt durch die Tatsache, dass sich das Rotationszentrum für die Zahnwurzelaufrichtung als klassische Torquebewegung an der Inzisalkante und nicht auf der Höhe der Kronenmitte befindet, wird ein Verdopplungsfaktor in Anlehnung an Proffit et al. [63] eingeführt. In dieser Studie wurde demnach ein ideales Aufrichtungsmoment (M_x) für den oberen, mittleren Schneidezahn für die palatinale Translationsbewegung von 10,45 Nmm ($2 \times 5,225$ Nmm) festgelegt.

2.2.9.3 Datenanalyse mit dem MATLAB®-Algorithmus

Die Datenauswertung erfolgte mit individuell in der Software MATLAB® (The Math Works Inc., Natick, USA) programmierten Algorithmen. Für die fünf Aligner der gleichen Konfiguration und für die zugehörigen drei Messwiederholungen jeder Schiene wurden die Mittel-, die Medianwerte und die Standardabweichungen berechnet. Dabei war die Referenz für die gemessenen Kraft- und Drehmomentwerte das Widerstandszentrum des Messzahns. Der Abstand zwischen der Inzisalkante und dem Widerstandszentrum in Richtung der Zahnlongsachse betrug 13,8 mm [28].

Für eine palatinale Translation eines oberen mittleren Schneidezahns ist grundsätzlich eine nach palatinal gerichtete (negative) Kraft (F_y) erforderlich. Gleichzeitig darf das Drehmoment in der sagittalen Ebene (M_x) nicht positiv sein. Im Falle eines Drehmoments von 0 Nmm würde eine reine Translation ausgelöst werden und bei negativen Drehmomenten entsteht ein palatinaler Wurzelorque.

Exemplarisch sind die Messkurven der Kräfte- und Drehmomente für die 0,75 mm-Aligner mit kugelförmigen Modifikationen dargestellt (Abb. 20). Entlang der x-Achse ist die initiale Zahnbewegung des Messzahns 11 in palatinaler Richtung dargestellt. Für unterschiedliche Zahnauslenkungen sind sowohl das Drehmoment M_x (y-Achse rechts, gestrichelte Linie) und die labio-palatinale Kraft F_y (y-Achse links, durchgezogene Linie) dargestellt. Beide Graphen schneiden in ihrem nahezu linearen Verlauf die x-Achse je ein Mal.

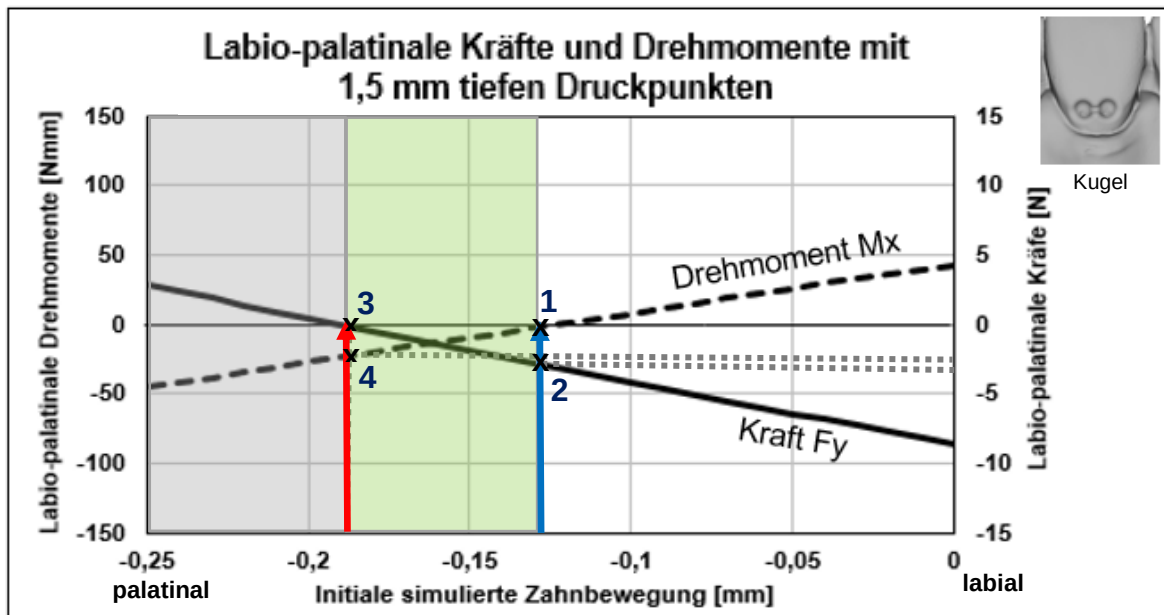


Abbildung 20. Beispiel der Messkurven der Kräfte (F_y) und Drehmomente (M_x) während der simulierten palatinalen Bewegung des rechten mittleren Schneidezahns eines Oberkiefer-Frasaco® Modells aufgrund der Kraftapplikation durch die Kugel-Modifikation. Dargestellt ist die Zahnauslenkung nach palatinal, bei der das Drehmoment (M_x) in den negativen Bereich umschlägt. Dieser Punkt entspricht dem Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs ($M_x = 0$ Nmm) (1) mit der zugehörigen labio-palatinalen Kraft (F_y) an diesem Punkt (2). Zahnauslenkung, bei der die Kraft (F_y) in den positiven Bereich umschlägt (3) und zugehöriges labio-palatinales Drehmoment (M_x) (4). Der Bereich zwischen (1) und (3) entspricht dem effektiven Torquebereich des Aligners, da sowohl M_x als auch $F_y \leq 0$ N bzw. Nmm sind (Universität Ulm, 2018-2020).

Der erste Schnittpunkt erfolgte durch die M_x -Kurve ($M_x = 0$ Nmm) (Abb. 20). Die Zahnauslenkung zu diesem Zeitpunkt (Punkt 1) ist der Startpunkt des sog. effektiven Arbeitsbereichs, da an diesem Punkt sowohl M_x als auch F_y negativ sind und somit die Voraussetzungen für eine körperliche Translation nach palatinal bzw. einen palatinalen Wurzeltorque erfüllt sind. Zusätzlich wurde die zum Startpunkt gemessene labio-palatinalen Kraft F_y bestimmt (Punkt 2). Die Kombination aus negativen Drehmomenten M_x und negativer Kraft F_y ist grün markiert (Abb. 20). Der Endpunkt des effektiven Arbeitsbereichs (Punkt 3) war erreicht, sobald keine labio-palatinalen Kräfte ($F_y = 0$ N) mehr zu messen waren. Dabei wurde sowohl die palatinalen Zahnauslenkung zum Endpunkt des effektiven Arbeitsbereichs (Punkt 3) als auch die auftretenden Drehmomente M_x (Punkt 4) bestimmt. An dieser Stelle endete die Betrachtung der Parameter, sodass der folgende Bereich graphisch grau markiert wurde (Abb. 20). Für die Datenauswertung wurden die Median-Werte und die Interquartilbereiche für den Start und die Länge des effektiven Arbeitsbereichs berechnet.

2.2.9.4 Bestimmung der Alignersteifigkeit

Im Rahmen der Datenauswertung wurde die Schienensteifigkeit für die Aligner während der simulierten palatinalen Translationsbewegung des Messzahns 11 mit in MATLAB® (The Math Works Inc., Natick, USA) programmierten Algorithmen berechnet. Grundlage der Steifigkeit des Aligners war die Steigung der Messkurven der jeweiligen labio-palatinalen Kräfte (F_y). Durch die nahezu linearen Datensätze (Abb. 20) wurde die Steigung der individuellen, linearen Trendkurve für die labio-palatinalen Kräfte (F_y) des jeweiligen Aligners ermittelt.

2.2.9.5 Statistische Analyse

Nach der tabellarischen Datenerfassung im Tabellenkalkulationsprogramm Excel wurden die Ergebnisse statistisch mit den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests paarweise und dem Kruskal-Wallis-Tests global ausgewertet. Zusätzlich wurden die modifizierten Aligner gepoolt und mit Alignern ohne Modifikationen („Ohne“) verglichen. Zum Entgegenwirken der möglichen globalen Erhöhung der Alpha-Fehler-Wahrscheinlichkeit und damit zur Anpassung für das multiple Testverfahren wurde anschließend eine Korrektur nach Bonferroni-Holm durchgeführt.

Dabei basiert der Kruskal-Wallis-Test als globaler Test auf der Nullhypothese, die besagt, dass zwischen den Gruppen kein Unterschied bestehe. Im Vergleich dazu wurden mit dem Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (U-Test) zwei unabhängige Stichproben auf Gleichheit ihrer Lageparameter getestet. Genauer konnte herausgestellt werden, ob die zentralen Tendenzen zweier unabhängiger Stichproben verschieden sind. Als nicht-parametrische Verfahren wurden der Wilcoxon-Mann-Whitney- und der Kruskal-Wallis-Test verwendet, weil die Voraussetzungen für einen t-Test für unabhängige Stichproben nicht erfüllt waren. In jedem Test bezogen sich die statistischen Ergebnisse auf die drei zentralen ausgewerteten Testparameter des Experiments: der Start, die Länge des effektiven Arbeitsbereichs und die Alignersteifigkeit. Im Experiment variiert wurden die Druckpunktgeometrie, die Modifikationstiefe und die Folienstärke.

Im ersten Teil wurde der Einfluss der Druckpunktgeometrie auf den effektiven Arbeitsbereich statistisch ausgewertet. Die einheitliche Folienstärke der Aligner betrug hier 0,75 mm. Hinsichtlich der Geometrie wurde zwischen den digital geplanten Modifikationen Kugel, Halbmond und Zylinder in der 1,5-mm Formtiefe

und den manuell eingepressten Formen Kugel („M-Kugel“) und Zylinder („M-Zylinder“) in der gemessenen Druckpunkttiefe 1,0 mm unterschieden. Zusätzlich dienten Aligner ohne Modifikationen als Referenzschienen.

In einer zweiten Stufe wurde geprüft, ob sich die Testparameter für die verschiedenen Tiefen der Modifikationen für Aligner der einheitlichen Schienenstärke 0,75 mm unterschieden. Die Druckpunkttiefen betrugen für die kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Geometrien 0,5, 1,5 und 2,0 mm und wurden 0,75 mm-Alignern ohne Druckpunkte gegenübergestellt. Für die Testparameter würde bei einseitigem Testen ein signifikantes Ergebnis bedeuten, dass die Werte der jeweiligen Testgröße für Aligner mit kleineren Formtiefen signifikant kleiner sind als diejenigen für Schienen mit größeren Formtiefen.

Die dritte statistische Auswertung bezog sich auf die Unterschiede der Modifikationen hinsichtlich der Folienstärke. In diesem Zusammenhang wurden modifizierte Aligner mit 1,5 mm tiefen Druckpunkten in den Folienstärken 0,4 bis zu 1,0 mm verglichen. Bezogen auf diese Fragestellung bedeuteten die Ergebnisse des einseitigen Tests, dass die Aligner in dünneren Folienstärken signifikant kleinere Werte in Bezug zu den Testparametern aufwiesen.

2.3 Phase 2: Geometrische Untersuchung

2.3.1 Verwendete Hard- und Software

Das Ziel der geometrischen Untersuchung war die Analyse der Genauigkeit des Herstellungsprozesses und damit die Untersuchung der Tiefziehbarkeit der PET-G-Folien. In diesem Zusammenhang sollte die erreichte Modifikationstiefe unterschiedlicher Druckpunktgeometrien im Aligner in Abhängigkeit von der Grundform, der geplanten -tiefe und der Folienstärke untersucht werden. Eine Tiefziehbarkeit von 100% entspräche einer vollständigen Übereinstimmung der geplanten digitalen Formtiefe der Modifikationen zur erreichten Formtiefe im Aligner. Die Versuchsreihen umfassten zwei unterschiedliche Arten von Testmodellen, die mit Vertiefungen in verschiedenen Geometrien und Tiefen ausgestattet waren. Jedes Testmodell wurde im 3D-Druckverfahren (CAM) hergestellt. Im anschließenden Tiefziehprozess wurden die Modifikationen in PET-G-Folien (Duran®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) in verschiedenen Folienstärken integriert. Zur Ge-

nauigkeitsanalyse wurden sowohl die in Abb. 21 dargestellten planen 3D-Testmodelle und die zugehörigen Schienen als auch die modifizierten Oberkiefermodelle und die darauf tiefgezogenen Aligner mit dem 3shape R2000 Ortho 3D Scanner (Kopenhagen, Dänemark) digital erfasst. Zur Mattierung der Objektoberfläche wurde gemäß den Herstellerangaben beim Einscannen der Objekte ein Scan-Spray (Ivoclar Vivadent GmbH, D-Ellwangen, Jagst) verwendet. Nach dem Scan-Prozess wurde die Formtiefe der 3D-Druckobjekte und der tiefgezogenen Folien mit der mathematischen Software CATIA® V5-6R201 (Dassault Systèmes, Vélizy Villacoublay, Frankreich) ausgemessen und mit der geplanten Formtiefe verglichen.

2.3.2 Design der getesteten Modifikationen (CAD)

Für die geometrische Analyse wurden drei verschiedene Druckpunktgeometrien in unterschiedlichen Tiefen getestet. Dabei wurde das Experiment in zwei Teile untergliedert, sodass zunächst die Geometrien in den verschiedenen Formtiefen in einfache Kunststoffblöcke integriert wurden. Zur Simulation der klinischen Situation wurden die Geometrien im zweiten Teil in die labiale Oberfläche des mittleren oberen Schneidezahns basierend auf einem OK-Frasaco® Modell integriert.

Die Geometrien der Modifikationen waren kugel- (Abb. 21a), halbmond- (Abb. 21b) und zylinderförmig (Abb. 21c). Das jeweilige Design der Geometrien wurde digital mit dem Aligner 3D Setup-Planning von OnyxCeph³™ (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Deutschland) im CAD-Verfahren entworfen. Die geplanten Druckpunktiefen reichten von 0,5 bis zu 3,0 mm.

Insgesamt beinhaltete ein Testkörper kugelförmige Vertiefungen. Jeweils drei weitere Testkörper waren mit halbmond- und zylinderförmigen Modifikationen ausgestattet. Daraus resultierten insgesamt sieben Testkörper. Die Vertiefungen im Testkörper unterschieden sich jeweils in der Tiefe, im Radius und in der Extension. Kennzeichnet wurde die Extension der Form durch die Bezeichnung „x1“, „x2“, „x3“ und „x4“, wobei die angegebene Ziffer der Ausdehnung in Millimeter entsprach. Die plane Oberfläche der Testkörper diente jeweils als Referenz für die Messung der Druckpunkttiefe. Zur Simulation der Druckpunkte wurden die Modifikationen als Vertiefungen in die Modelle integriert.

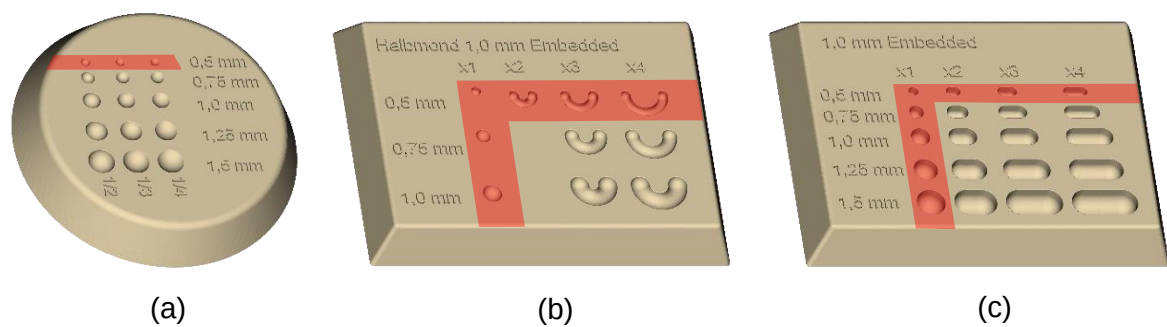


Abbildung 21. Digital entworfene plane Testmodelle mit den integrierten Grundformen. Die Vertiefungen unterschieden sich hinsichtlich der Geometrie, der Tiefe, des Radius und ihrer Extension. Die Geometrien waren kugel- (a), halbmond- (b) und zylinderförmig (c). Dabei wurden die rot markierten Formen aufgrund des reduzierten und damit für die Tiefziehprozess ungeeigneten Formdurchmessers bei der Auswertung nicht berücksichtigt (Universität Ulm, 2017, n = 7).

Für den zweiten Teil der Untersuchung der Tiefziehbarkeit wurden die Modifikationen in die Oberfläche des Messzahns 11 auf der Grundlage des originalen OK-Frasaco® Modells (Frasaco® GmbH, Tettnang, Deutschland) integriert. Zunächst wurde ein 3D-Scan des OK-Frasaco® Modells mit dem 3shape R2000 Ortho 3D Scanner (Kopenhagen, Dänemark) durchgeführt. Mit der Konstruktionssoftware CATIA® (CATIA® V5-6R201, Dassault Systèmes, Vélizy Villacoublay, Frankreich) wurde ein modifiziertes Oberkiefermodell entworfen (CAD), in welchem der Zahn 11 dreifach horizontal gespiegelt wurde. Dieses modifizierte, extendierte OK-Modell beinhaltete demnach den Messzahn 11 vierfach. Anschließend wurde das Modell distal des ersten Oberkiefermolaren beschnitten, damit das Testmodell die reguläre Zahnbogenlänge aufwies. Zur Gewährleistung einer einheitlichen Länge der Aligner wurden die Modelle digital 3 mm unterhalb des marginalen Gingivalsaums des Messzahns 11 getrimmt. Zur Untersuchung der Tiefziehbarkeit wurden die verschiedenen Geometrien in gleicher Weise wie in der ersten Phase des Experiments in die Oberfläche des Messzahns 11 eingebracht und anschließend vom Modell abgeschnitten. Damit blieben die Geometrien als Vertiefungen in der Zahnoberfläche zurück. Die Referenz für die Platzierung der Geometrien waren die Zahnlongsachse und der marginale Gingivalrand des Messzahns. Die untersuchten Geometrien waren kugel- (Abb. 22a), halbmond- (Abb. 22b) und zylinderförmig (Abb. 22c). Jedes Testmodell beinhaltete integriert in die vier Messzähne 11 die Modifikationstiefen 0,5 (Regio Zahn 22), 0,75 (Regio Zahn 21), 1,0 (Regio Zahn 11) und 1,5 mm (Regio Zahn 12) der jeweiligen Geometrie. Insgesamt wurden für die drei getesteten Geometrien drei Testkörper erstellt.

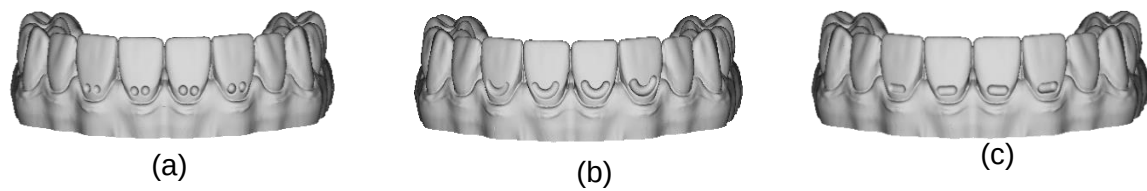


Abbildung 22. Modifizierte Oberkiefermodelle auf der Grundlage des originalen Frasaco® Modells. Mit der Konstruktionssoftware CATIA® wurde der rechte mittlere obere Schneidezahn (Zahn 11) vervierfacht. Die Geometrien der Vertiefungen des jeweiligen Testmodells waren kugel- (a), halbmond- (b) und zylinderförmig (c). Innerhalb des jeweiligen Testmodells variierte die Modifikations-tiefe: 0,5 (Regio Zahn 22), 0,75 (Regio Zahn 21), 1,0 (Regio Zahn 11) und 1,5 mm (Regio Zahn 12) (Universität Ulm, 2017-2018, n = 3).

2.3.3 3D-Druck der Testmodelle

Nach der digitalen Planung der Testkörper im CAD-Verfahren wurden diese zuerst virtuell auf der Bauplattform mit der zugehörigen Software (Asiga-Composer-Software, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) ausgerichtet. Anschließend wurden diese im CAM-Verfahren mit dem HD-3D-Drucker (Asiga Max™ IMPRIMO®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) auf der Basis von methacrylatbasierendem Harz (IMPRIMO® LC Model, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) additiv hergestellt. Für die Herstellung der modifizierten Oberkiefermodelle wurde von Supportstrukturen jeweils unterhalb der Modelle sowie distal der Molaren und palatinal der Frontzähne Gebrauch gemacht. Nach dem Druck wurden die Modelle mit Isopropanol 90 Sekunden lang gereinigt und für zehn Minuten im Wasserbad mit einem Lichtpolymerisationsgerät nachgehärtet. Danach wurden die Supportstrukturen der Oberkiefermodelle entfernt.

2.3.4 Alignerauswahl und –herstellung

Für den Tiefziehprozess wurden mittels dem Biostar®-System (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) konventionelle PET-G-Folien (Duran®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) für die sieben planen Testmodelle jeweils zweifach tiefgezogen. Die verwendeten Folienstärken betrugen 0,4, 0,5, 0,625, 0,75 und 1,0 mm. Die Länge der Schienen wurde durch das 3D-Druckmodell vorgegeben. Der Tiefziehprozess erfolgte für die planen Testmodelle ohne die Verwendung einer Platzhalterfolie. Die Aligner basierend auf dem modifizierten Oberkiefermodell

wurden für jede Konfiguration ebenfalls jeweils zweifach in der jeweiligen Folienstärke tiefgezogen. Zusätzlich wurde im Gegensatz zu den planen Testmodellen eine Platzhalterfolie (Isofolan®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) verwendet. Wie in der ersten Phase wurde zur verbesserten Ablösung der Platzhalterfolie vom Aligner ein Isoliermittel (CA® FLASH, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) aufgetragen.

2.3.5 Durchführung der Ausmessung der Modifikationstiefe

Zur Bestimmung der Diskrepanz zwischen der geplanten Formtiefe in den planen Testmodellen bzw. modifizierten OK-Modellen sowie den tiefgezogenen PET-G- Folien wurden die Objekte digital nach dem Scan-Prozess in die Konstruktionssoftware CATIA® importiert. Jede Form wurde separat hinsichtlich ihrer Modifikationstiefe analysiert.

Generell führte die Polymerisationskontraktion während dem 3D-Druck zu einem geringgradigen Verlust der Planarität der Oberfläche der 3D-Druckmodelle. Damit trotzdem eine Überlagerung des virtuell geplanten planen Testmodells, des 3D-Druckmodells und der tiefgezogenen Folie erfolgen konnte, wurden nach dem Modellimport (Abb. 23a) in einem ersten Schritt zunächst sämtliche Vertiefungen oder Erhöhungen durch die Modifikationen, Objektbeschriftungen und der abgeschrägte Modellrand in einer Objektkopie weggeschnitten (Abb. 23b). Die übriggebliebene Fläche stellte die Grundlage für eine individuelle Ebene (E0) dar, die mit einer Abweichung von max. 0,02 mm zur reellen Objektoberfläche konstruiert wurde (Abb. 23c). Von E0 ausgehend wurde eine weitere Ebene im Abstand von 5 mm (Offset) gebildet (E1). Dann wurden zwei Punkte in zwei benachbarte Modifikationen gesetzt (P1, P2), welche jeweils manuell geschätzt den tiefsten Punkt der Modifikation repräsentieren, sodass aus diesen Punkten eine vertikale Linie (L1) gebildet werden konnte (Abb. 23d). Auf Grundlage dieser Linie (L1) und der z-Achse im Raum wurde anschließend eine neue Ebene (E2) gebildet. Diese wurde anschließend in Schnitte im Abstand von jeweils 0,1 mm zerlegt, die gleichmäßig das zu analysierende Objekt durchzogen. Der Schnitt, welcher nach visueller Einschätzung den tiefsten Punkt der Modifikation durchzog, wurde farblich hervorgehoben. Jede Modifikation wurde in der Seitenansicht separat analysiert.

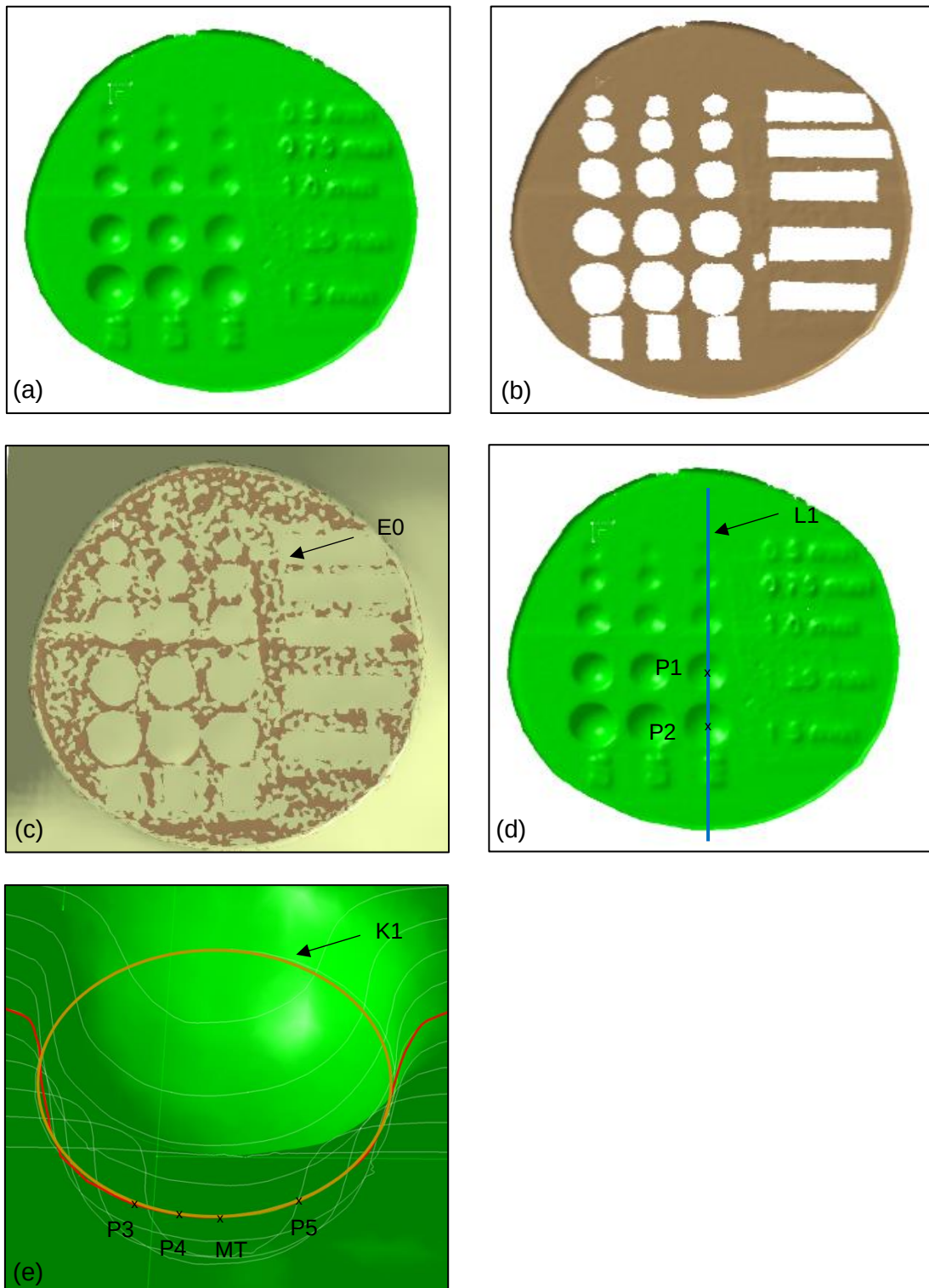


Abbildung 23. Teilschritte der geometrischen Analyse der planen Testmodelle mittels CATIA® am Beispiel der kugelförmigen Modifikationen integriert in die Polyethylenterephthalat-Glykol-(PET-G-) Folien. Nach dem Objektimport (a) wurden die Vertiefungen und Erhöhungen des Objekts eliminiert (b), sodass eine individuelle Ebene (E0) erstellt wurde (c). Eine vertikale Linie (L1) (d) durchzog die tiefsten Stellen zweier benachbarter Formen. Durch die Kreiskonstruktion (K1) mittels dreier manuell gesetzter Punkte (P3, P4, P5) in jeder Modifikation wurde die Formtiefe (MT) durch eine Abstandsmessung zur Ebene 0 bestimmt (e) (Universität Ulm, 2017-2019).

Auf dem farblich hervorgehobenen Schnitt wurde durch das Setzen von drei Punkten (P3, P4, P5) ein Kreis konstruiert (K1), welcher die Modifikation möglichst vollständig ausfüllte (Abb. 23e). Ausgehend von diesem Kreis (K1) wurde der weiteste Abstand zur E1 durch die Konstruktion einer Geometrie markiert (MT), welches die tiefste Stelle der Modifikation darstellte. Die Distanz von diesem Punkt zur individuellen Ebene (E0) ergab die jeweilige Modifikationstiefe.

Die Auswertung der modifizierten OK-Modelle im Rahmen des zweiten Teils dieser Phase mit CATIA® erfolgte auf ähnliche Weise. Demnach wurden zu Beginn die in die Messzähne integrierten Vertiefungen digital ausgeschnitten, sodass ein Rand von max. 0,5 mm um die Vertiefungen herum verblieb. Anschließend wurden die Objekte jeweils mit dem virtuell geplanten Modell anhand der Zahnoberfläche des Zahns 11 überlagert. Da jede Modifikation separat analysiert wurde, wurde für jeden Messzahn eine individuelle Ebene (E0) mit Referenz zur Zahnoberfläche erstellt. Die jeweilige individuelle Ebene (E0) wurde anschließend in Schnitte im Abstand von jeweils 0,1 mm zerlegt. Der Schnitt, der den tiefsten Punkt der Modifikation durchzog, wurde farblich markiert. Die Auswertung der Geometrie Kugel unterschied sich zu den Messungen der halbmond- und zylinderförmigen Modifikationen nach diesem Schritt der Auswertung.

Für die Geometrien Halbmond und Zylinder wurde mittels dreier gesetzter Punkte (P3, P4, P5) ein Kreis auf der gefärbten Linie konstruiert (K1). Danach wurde an den beiden Übergängen der jeweiligen Vertiefung zur Zahnoberfläche ein Punkt gesetzt, sodass zwischen diesen eine Verbindungslinie (L1) erstellt werden konnte. Der Mittelpunkt der Verbindungslinie (M1) wurde dann auf die individuelle Ebene projiziert (P6). Der nächste Schritt war die Bildung einer weiteren Ebene, die als „Ebene 1“ (E1) benannt wurde und welche auf diesem projizierten Punkt (P6) und der Verbindungslinie (L1) basierte. Der Schnittpunkt der Ebene 1 (E1) und dem Kreis 1 (K1) wurde anschließend markiert. Die Modifikationstiefe (MT) entsprach schließlich der Distanz dieses Schnittpunkts zur Linie 1 (L1).

Im Unterschied dazu wurde bei der Auswertung der kugelförmigen Modifikationen nach der farblichen Markierung einzelner Schnitte der Ebene in die Vertiefung am Messzahn eine Kugel mit dem Radius 0,75 mm hineinkonstruiert. Die Projektion des Kugelmittelpunkts auf die Ebene der Zahnoberfläche (E0) stellte den nächsten Schritt dar (P7). Im Anschluss daran erfolgte die Konstruktion einer Linie (L2), die

durch den projizierten Punkt (P7) und durch den Kreismittelpunkt definiert war. Am Endpunkt dieser Linie (L2) wurde in Richtung des tiefsten Modifikationspunkts senkrecht zu dieser Linie eine neue Ebene (E2) gebildet. Durch die Distanzmessung von der kugelförmigen Vertiefung zur Ebene 2 (E2) wurde eine Geometrie am tiefsten Punkt der Modifikation (MT) erzeugt. Ausgehend von dieser konstruierten punktförmigen Geometrie wurde eine Linie in umgekehrter Richtung erstellt, sodass der Schnittpunkt dieser mit der Zahnoberfläche (P8) dargestellt werden konnte. Die Modifikationstiefe entsprach dem Abstand vom tiefsten Punkt der Form (MT) zum dargestellten Schnittpunkt auf der Zahnoberfläche (P8).

2.3.6 Datenanalyse

Für die gemessenen Modifikationstiefen wurden die zugehörigen Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Dabei wurden die Ergebnisse hinsichtlich der geometrischen Form, der Modifikationstiefe und der Folienstärke gruppiert und mit Excel graphisch dargestellt und analysiert.

3 Ergebnisse

3.1 Phase 1: Mechanische Untersuchung

Für die erste Phase des Experiments wurden sowohl die Kräfte (F_x , F_y , F_z), als auch die Drehmomente (M_x , M_y , M_z) in allen drei räumlichen Richtungen bezogen auf das Zahnwiderstandszentrum gemessen. In Abb. 24 sind beispielhaft die Messkurven der labio-palatinalen Kräfte (F_y) und Drehmomente (M_x) für die 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen (Abb. 24a) und mit 1,5 mm tiefen zylinderförmigen Druckpunkten (Abb. 24b) abgebildet. Entlang der x-Achse ist die initiale simulierte Zahnbewegung des Messzahns 11 in palatinaler Richtung dargestellt. Entlang der y-Achse sind sowohl die gemessenen Kräfte (F_y) als auch die Drehmomente (M_x) aufgetragen. Die farbigen Kurven repräsentieren die fünf Einzelmessungen und die schwarz markierten Graphen deren Medianwerte.

Wie durch die F_y/M_x -Kurven demonstriert, übten die Aligner ohne Modifikationen in der Neutralposition des Messzahns 11 vernachlässigbare Kräfte und Drehmomente aus. Die Kräfte F_y lagen durchweg im positiven Bereich, sodass kein effektiver Arbeitsbereich entstand (Abb. 24a). Damit endete die Betrachtung der Parameter für die Schienen ohne Modifikationen bereits in der Neutralposition des Messzahns, was durch den gesamten ausgegrauten Bereich symbolisiert ist (Abb. 24a).

Im Gegensatz dazu zeigten Aligner mit Modifikationen ein gänzlich verschiedenes Kraft-Drehmomentverhalten. Bereits unmittelbar nach dem Einsetzen der modifizierten Aligner wurden in der Neutralposition des Messzahns negative F_y -Werte gemessen, die nach palatinal gerichtete Kräfte darstellen (Abb. 24b). Beim Schnittpunkt der M_x -Kurve mit der x-Achse begann (rot) der effektive Arbeitsbereich des Aligners, der graphisch grün dargestellt ist. Der Endpunkt (blau) des effektiven Arbeitsbereichs war erreicht, sobald keine labio-palatinalen Kräfte (F_y) mehr zu messen waren (Abb. 24b).

Insgesamt wurden für alle Aligner mit integrierten Druckpunkten ähnliche Muster für die labio-palatinalen Kräfte (F_y) und Drehmomente (M_x) in den verschiedenen Formtiefen und für die jeweiligen Folienstärken festgestellt, sodass die Abb. 24b als exemplarisch anzusehen ist.

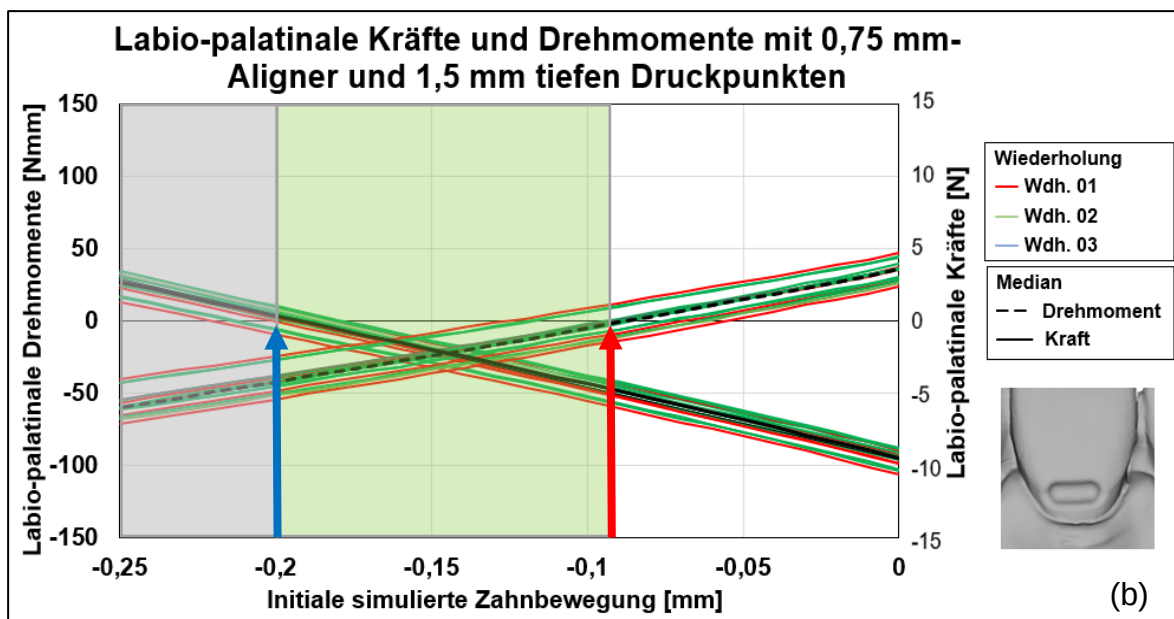
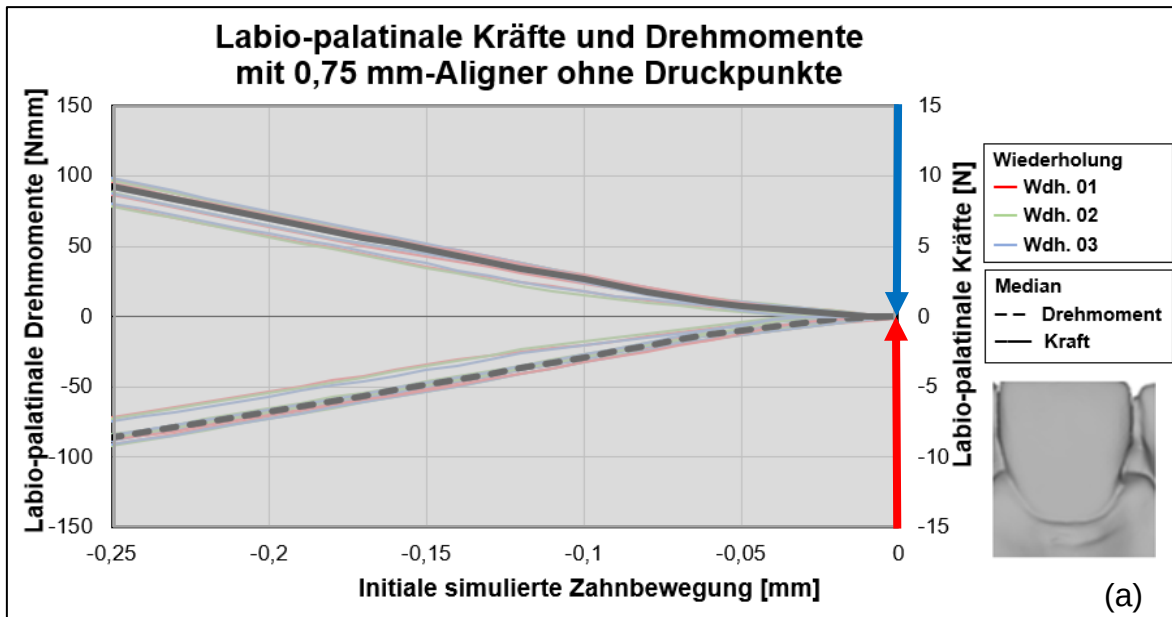


Abbildung 24. Beispiele der labio-palatalen Kräfte (F_y , durchgezogene Kurve) und der Drehmomente (M_x , gestrichelte Kurve) während der simulierten körperlichen palatalen Auslenkung des Messzahns 11 (rechter mittlerer Schneidezahn eines Oberkiefer-Frasaco® Modells) mit dem 0,75 mm-PET-G-Aligner (a) ohne Modifikation und (b) mit der 1,5 mm tiefen zylinderförmigen Modifikation. Die farbigen Kurven stellen die einzelnen Messungen der fünf Aligner mit den jeweiligen drei Wiederholungen dar, und die schwarze Linie repräsentiert die Medianwerte (Universität Ulm 2018-2020). Der Startpunkt (rot) und der Endpunkt (blau) des effektiven Arbeitsbereichs (grün) des Aligners sind mit senkrechten Pfeilen markiert. Die Alignermodifikationen waren labial am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

3.1.1 Einfluss der Modifikationsgeometrie und -tiefe auf den effektiven Arbeitsbereich

Die Ergebnisse der relevanten Zielvariablen für die initiale simulierte Bewegung des Messzahns in den verschiedenen Formtiefen mit den 0,75 mm-Alignern sind in den Abb. 25, 26 und 27 illustriert und in Tabelle 6 numerisch angegeben. Sie beinhalten sowohl den Startpunkt (Abb. 25), die Länge des effektiven Arbeitsbereichs (Abb. 26) als auch die Alignersteifigkeit (Abb. 27). Die zugehörigen Ergebnisse der statistischen Auswertungen sind in den Tabellen 7 bis 12 dargestellt.

Tabelle 6. Effektiver Arbeitsbereich für die verschiedenen Modifikationstiefen und -formen integriert in 0,75 mm-Duran® PET-G-Aligner. Sowohl die korrespondierenden labio-palatalen Kraftwerte (Fy) am Beginn, die Drehmomente (Mx) am Ende des effektiven Arbeitsbereichs als auch die Alignersteifigkeit sind dargestellt. Die IQR-Werte repräsentieren den Interquartilsabstand für die zugehörigen Testparameter (Universität Ulm, 2018-2020, n = 140).

Modifikationsform	Folienstärke [mm]	Formtiefe [mm]	Effektiver Bereich [mm]				Kräfte [N] (Start: Mx = 0 Nmm)		Drehmomente [Nmm] (Ende: Fy = 0 N)		Steifigkeit [N/mm]	
			Start	IQR	Länge	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR
Ohne	0,75	0,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-34,88	3,00
Halbmond	0,75	0,50	-0,01	0,02	0,02	0,01	-0,76	0,35	-5,29	2,58	-47,10	3,15
		1,50	-0,12	0,02	0,10	0,01	-4,84	0,39	-38,90	4,90	-47,63	1,44
		2,00	-0,14	0,02	0,09	0,01	-5,01	0,50	-40,39	4,02	-53,45	1,25
Kugel	0,75	0,50	-0,03	0,02	0,02	0,02	-0,85	1,03	-5,63	7,27	-44,00	1,04
		1,50	-0,12	0,01	0,07	0,01	-3,26	0,29	-24,50	2,50	-45,66	1,45
		2,00	-0,06	0,05	0,10	0,01	-4,69	0,28	-37,76	3,05	-44,88	3,58
Zylinder	0,75	0,50	0,04	0,04	0,04	0,01	-1,80	0,35	-9,50	1,89	-45,41	2,86
		1,50	-0,09	0,02	0,10	0,02	-5,18	0,70	-40,60	7,22	-49,17	0,57
		2,00	-0,15	0,01	0,11	0,01	-5,35	0,51	-45,48	4,83	-45,90	2,25
M-Kugel	0,75	1,00	-0,12	0,02	0,08	0,01	-4,03	0,50	-32,85	5,31	-49,34	0,88
M-Zylinder	0,75	1,00	-0,14	0,03	0,09	0,01	-4,28	0,69	-32,94	6,54	-47,76	1,06

3.1.1.1 Abhängigkeit des Startpunkts des effektiven Arbeitsbereichs von der Modifikationsgeometrie und der -tiefe

Im ersten Ergebnisteil wurde der Einfluss der Druckpunktgeometrie und -tiefe auf den effektiven Arbeitsbereich untersucht. Dafür wurde die Folienstärke 0,75 mm verwendet. In den Boxplots ist die Zahnauslenkung für die verschiedenen Geometrien in den unterschiedlichen Modifikationstiefen abgebildet (Abb. 25). Im Vergleich zu den Alignern mit Modifikationen in Form von verschiedenen

Druckpunkten zeigte sich bei den Alignern ohne Modifikationen kein effektiver Arbeitsbereich (Tab. 6). Beim Vergleich der verschiedenen Geometrien zeigte sich für die 1,5 mm tiefen Modifikationen ein früherer Startpunkt bei der Zylinderform (-0,09 mm) als bei den halbmond- und kugelförmigen Geometrien (-0,12 mm) (Abb. 24, Tab. 6, 8). Hinsichtlich der Druckpunktweite zeigte sich eine Abhängigkeit zum Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs (Tab. 7). Dementsprechend bewirkte eine Zunahme der Formtiefe bei allen Geometrien eine Verschiebung des Startpunkts zu einer größeren Zahnauslenkung nach palatinal. Eine Ausnahme bildete die Kugelform.

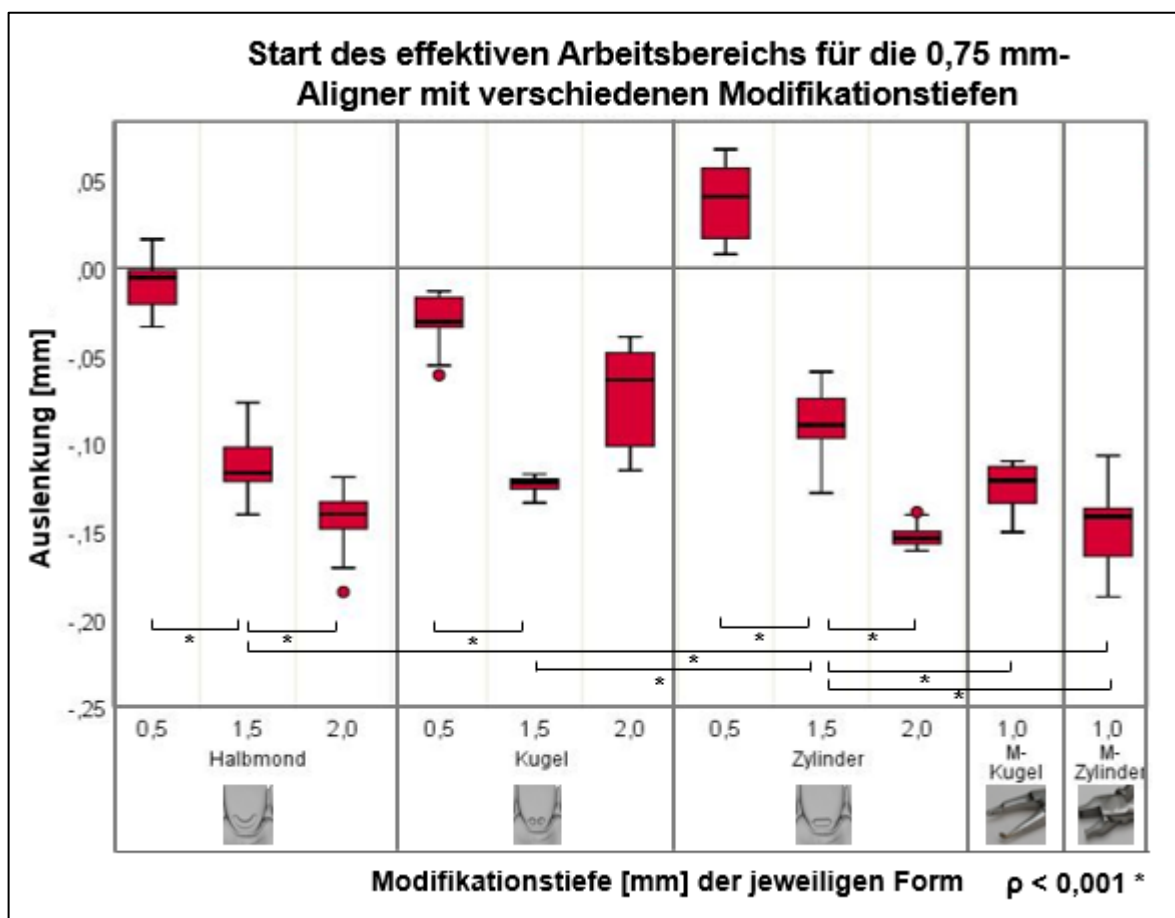


Abbildung 25. Boxplots der Startpunkte ($M_x = 0 \text{ Nmm}$) des effektiven Arbeitsbereichs für die 0,75 mm-Aligner mit Druckpunkten in den kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Geometrien und unterschiedlichen Modifikationstiefen (0,5, 1,0, 1,5 und 2,0 mm) während der simulierten körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020 $n = 135$). Die Alignermodifikationen waren am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Tabelle 7. p-Werte für den Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135) ohne und mit kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Modifikationen. Die Werte beziehen sich auf die 0,75 mm-Aligner mit 0,5, 1,5 und 2,0 mm tiefen Druckpunkten und auf 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Des Weiteren wurden die modifizierten Aligner gepooled und gegen Aligner ohne Modifikationen verglichen. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert.

p -Wert	Halbmond	Kugel	Zylinder	Alle Modifikationen (gepooled)
Ohne vs. 0,5 mm	0,23048	0	1	0,4
Ohne vs. 1,5 mm	0	0	0	0
Ohne vs. 2,0 mm	0	0	0	0
0,5mm vs. 1,5 mm	0	0	0	0
0,5 vs. 2,0 mm	0	0,00002	0	0
1,5 vs. 2,0 mm	0,00003	1	0	0,00136
Globaler Test	0	0	0	0

Tabelle 8. p-Werte für den Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135). Die Werte beziehen sich auf die 0,75 mm-Aligner mit 1,5 tiefen digital geplanten Druckpunkten, auf 1,0 mm tiefe eingepresste Druckpunkte (M) und auf 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Des Weiteren wurden die modifizierten Aligner gepooled und mit Alignern ohne Modifikationen verglichen. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert.

p -Wert	Halbmond	Kugel	M-Kugel	M-Zylinder
Kugel	0,07906			
M-Kugel	0,40336	0,68267		
M-Zylinder	0,00098	0,00236	0,00704	
Ohne	0	0	0	0
Zylinder	0,05808	0,00081	0,0009	0
Globaler Test			0	
Alle Modifikationen vs. Ohne			0	

Sie zeigte einen früheren Startpunkt für die 2,0 mm tiefe Form (0,06 mm) im Vergleich zur 1,5 mm tiefen Kugelform mit einem Wert von 0,12 mm palatinaler Auslenkung (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test; $p > 0,005$) (Tab. 7). Die Startpunkte der 1,0 mm tiefen, mit Spezialzangen eingepressten Druckpunkte von jeweils 0,12 und

0,14 mm und die Startpunkte der 1,5 mm digital geplanten Druckpunktformen mit einem mittleren Startpunkt von 0,11 mm waren annähernd gleich (Tab. 6, Tab. 8).

3.1.1.2 Abhängigkeit der Länge des effektiven Arbeitsbereichs von der Modifikationsgeometrie und der -tiefe

Im Hinblick auf die Länge des effektiven Arbeitsbereichs wiesen die flachen 0,5 mm-Formen mit einer mittleren Länge von 0,027 mm den kürzesten Bereich auf (Abb. 26, Tab. 6). Der Medianwert der Länge des effektiven Arbeitsbereichs betrug für die 2,0 mm tiefen Formen 0,1 mm (Abb. 26, Tab. 6). Generell zeigte sich eine Abhängigkeit zwischen der Länge des effektiven Bereichs und der Modifikationstiefe, sodass bei allen Geometrien die Länge mit steigender Druckpunkttiefe zunahm (Abb. 26, Tab. 9).

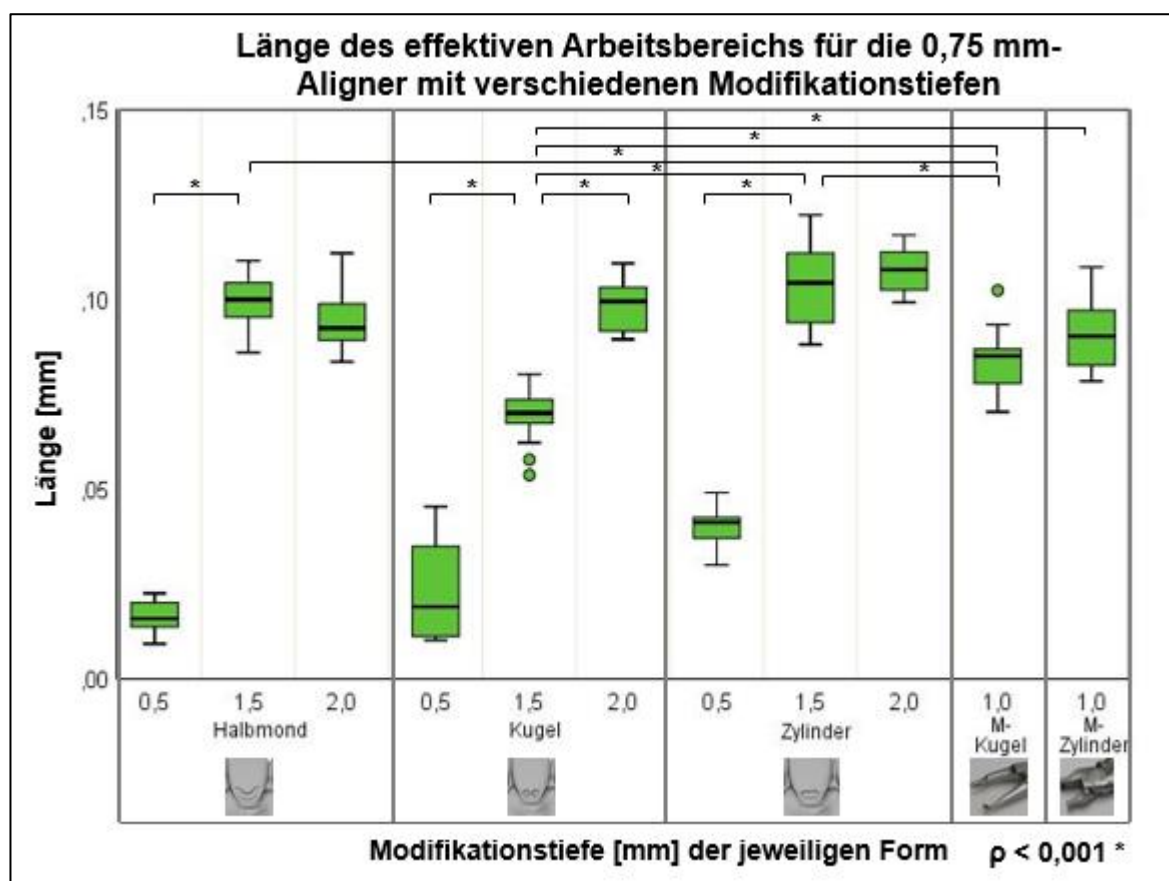


Abbildung 26. Boxplots für die Länge des effektiven Arbeitsbereichs, die sich vom Startpunkt ($M_x = 0 \text{ Nmm}$) bis zum definierten Ende ($F_y = 0 \text{ N}$) erstreckte. Dargestellt ist die Länge für die 0,75 mm-Aligner mit Druckpunkten in kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Geometrien und unterschiedlichen Modifikationstiefen (0,5, 1,5 und 2,0 mm) während der simulierten körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, $n = 135$). Die Alignermodifikationen waren labial am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Tabelle 9. p-Werte für die Länge des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135) ohne und mit kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Druckpunkten. Die Werte beziehen sich auf die 0,75 mm-Aligner mit 1,5 tiefen digital geplanten Druckpunkten, auf 1,0 mm tiefe eingepresste Druckpunkte (M) und auf 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Des Weiteren wurden die modifizierten Aligner gepooled und mit Alignern ohne Modifikationen verglichen. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert.

p -Wert	Halbmond	Kugel	Zylinder	Alle Modifikationen (gepooled)
Ohne vs. 0,5 mm	0	0	0	0
Ohne vs. 1,5 mm	0	0	0	0
Ohne vs. 2,0 mm	0	0	0	0
0,5 vs. 1,5 mm	0	0	0	0
0,5 vs. 2,0 mm	0	0	0	0
1,5 vs. 2,0 mm	0,9629	0	0,14272	0,00766
Globaler Test	0	0	0	0

Tabelle 10. p-Werte für die Länge des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns ohne und mit kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Modifikationen (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135). Die Werte beziehen sich auf die 0,75 mm-Aligner mit 0,5, 1,5 und 2,0 mm tiefen Druckpunkten und auf 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Des Weiteren wurden die modifizierten Aligner gepooled und mit Alignern ohne Modifikationen verglichen. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert.

p -Wert	Halbmond	Kugel	M-Kugel	M-Zylinder	Ohne
Kugel	0				
M-Kugel	0,00014	0,00014			
M-Zylinder	0,00923	0,00014	0,43371		
Ohne	0	0	0	0,00001	
Zylinder	0,43371	0	0,00005	0,00923	0
Globaler Test			0		
Alle Modifikationen vs. Ohne			0		

Unabhängig von der geometrischen Form bewirkte eine Erhöhung der Modifikationstiefe von 0,5 auf 1,5 mm eine Zunahme des effektiven Bereichs um 450%, und von 1,5 auf 2,0 mm um 111,1% (Tab. 6). Für die mit Spezialzangen

eingepressten Formen Zylinder und Kugel wurden Längen des effektiven Bereichs von jeweils 0,08 und 0,09 mm gemessen (Tab. 6). Diese Formen unterschieden sich hinsichtlich der Länge des effektiven Arbeitsbereichs nicht signifikant voneinander (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p = 0,434$) (Tab. 10). Die Ergebnisse für die durchschnittlichen Längen des effektiven Bereichs für die 1,0 mm tiefen eingepressten Druckpunkte und für die 1,5 mm digital geplanten, Druckpunktformen mit durchschnittlichen Längen von jeweils 0,085 und 0,09 mm waren vergleichbar. Der größte effektive Bereich mit einer Länge von 0,1 mm wurde für die 2,0 mm tiefe Zylinderform gemessen. Er streckte sich von 0,15 auf 0,25 mm.

3.1.1.3 Abhängigkeit der Alignersteifigkeit von der Modifikationstiefe

Die Steifigkeit der untersuchten Aligner bei körperlicher Bewegung des Zahns 11 in palatinaler Richtung (im Weiteren als Alignersteifigkeit bezeichnet) zeigte bei den 0,75 mm-Alignern bis zu einer Druckpunkttiefe von 1,5 mm, unabhängig von der Geometrie der Druckpunkte, eine Abhängigkeit zur Druckpunkttiefe (Abb. 27).

Eine Vertiefung des Druckpunkts von 0 auf 0,5 mm und von 0,5 auf 1,5 mm bewirkte, über alle drei Formen gemittelt, eine Zunahme der Alignersteifigkeit um 33% bzw. um 5,8%. Der Trend der Steigerung der Alignersteifigkeit mit der Zunahme der Druckpunkttiefe zeigte sich am deutlichsten für die Halbmondform. Bei dieser Geometrie bewirkte eine Vertiefung der Form von 0,5 auf 1,5 mm und von 1,5 auf 2,0 mm eine Zunahme der Steifigkeit von -46,2 auf -47,3 N/mm (+2,4%) und von -47,3 auf -49,5 N/mm (+7,1%) (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$) (Tab. 6, 11, Abb. 27). Die höchste mediane Alignersteifigkeit für alle Geometrien wurde für die Aligner mit 2,0 mm tiefer Halbmondform gemessen (-49,5 N/mm) (Tab. 6). Über alle Druckpunkttiefen gemittelt wies die Halbmondform mit +2,3% und +6,8% im Vergleich zur Zylinder- und Kugelform die höchste Alignersteifigkeit auf (Abb. 27). Die Alignersteifigkeit der 1,5 mm digital geplanten Formen und der 1,0 mm tiefen eingepressten Modifikationen waren vergleichbar mit mittleren Werten von jeweils -47,3 und -46,8 N/mm (Tab. 6, 12).

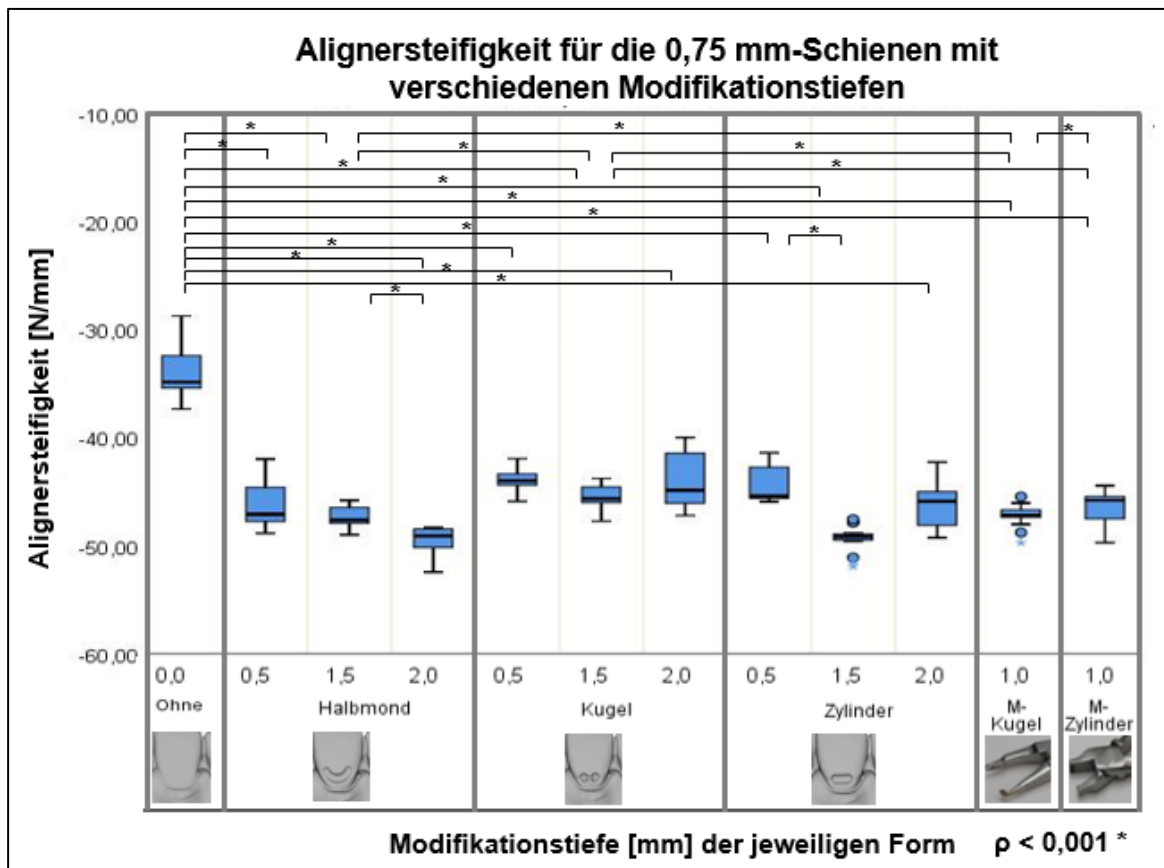


Abbildung 27. Boxplots der Alignersteifigkeit [N/mm] für die 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen und für die 0,75 mm-Aligner mit Druckpunkten in kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Geometrien und unterschiedlichen Modifikationstiefen (0,5, 1,5 und 2,0 mm). Die Werte wurden während der simulierten körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135) ermittelt. Die Alignermodifikationen waren labial am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Bei den Geometrien Kugel und Zylinder führte die Erhöhung der geplanten Formtiefe von 1,5 auf 2,0 mm zu einer Abnahme der Alignersteifigkeit von -45,66 auf -44,88 N/mm (-1,7%) bzw. von -49,17 auf -45,9 N/mm (-6,65%) (Tab. 6).

Tabelle 11. p-Werte für die Alignersteifigkeit während der palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135) ohne und mit kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Modifikationen. Die Werte beziehen sich auf die 0,75 mm-Aligner mit 0,5, 1,5 und 2,0 mm tiefen Druckpunkten und auf 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Des Weiteren wurden die modifizierten Aligner gepooled und mit Alignern ohne Modifikationen verglichen. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert.

p -Wert	Halbmond	Kugel	Zylinder	Alle Modifikationen (gepooled)
Ohne vs. 0,5 mm	0	0	0	0
Ohne vs. 1,5 mm	0	0	0	0
Ohne vs. 2,0 mm	0	0	0	0
0,5 vs. 1,5 mm	0,06849	0,00141	0	0
0,5 vs. 2,0 mm	0	0,00001	0	0
1,5 vs. 2,0 mm	0	0,00141	0,06849	0
Globaler Test	0	0	0	0

Tabelle 12. p-Werte für die Länge des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung oberen mittleren Frasco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 135) ohne und mit kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Druckpunkten. Die Werte beziehen sich auf die 0,75 mm-Aligner mit 1,5 tiefen digital geplanten Druckpunkten in und auf 1,0 mm tiefe eingepresste Druckpunkte (M) und auf 0,75 mm-Aligner ohne Modifikationen. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Des Weiteren wurden die modifizierten Aligner gepooled und mit Alignern ohne Modifikationen verglichen. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert.

p -Wert	Halbmond	Kugel	M-Kugel	M-Zylinder	Ohne
Kugel	0,00045				
M-Kugel	0,00008	0			
M-Zylinder	0,46562	0,00005	0,00045		
Ohne	0	0	0	0	
Zylinder	0,00016	0	0,46562	0,00209	0
Globaler Test			0		
Alle Modifikationen vs. Ohne			0		

3.1.2 Einfluss der Folienstärke auf den effektiven Arbeitsbereich

Im zweiten Abschnitt der mechanischen Charakterisierung wurde der Einfluss der Folienstärke auf den effektiven Arbeitsbereich getestet. Für alle Geometrien wurde eine einheitliche Druckpunkttiefe von 1,5 mm getestet.

In Tabelle 13 sind die relevanten Testparameter zur körperlichen Zahnbewegung für die PET-G Aligner in den verschiedenen Folienstärken 0,4 bis zu 1,0 mm aufgelistet. Diese umfassten die Begrenzungen des effektiven Arbeitsbereichs mit seinem Startpunkt und Länge, sowie die korrespondierenden Kräfte, Drehmomente und die Alignersteifigkeit. Des Weiteren sind der Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs (Abb. 28), die Länge (Abb. 29) und die Alignersteifigkeit (Abb. 30) für die Modifikationen in Form von Boxplots dargestellt. Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind für die drei Testparameter in den Tabellen 14-16 wiedergegeben.

Tabelle 13. Startpunkt und Länge des effektiven Arbeitsbereichs für die verschiedenen Modifikationsgeometrien (Kugel, Halbmond und Zylinder) der einheitlichen Formtiefe 1,5 mm integriert in Aligner verschiedener Folienstärken (0,4 bis 1,0 mm). Sowohl die korrespondierenden Kraftwerte am Beginn, die Drehmomente am Ende des effektiven Arbeitsbereichs als auch die Alignersteifigkeit sind dargestellt. Die IQR-Werte repräsentieren den Interquartilsabstand für die zugehörigen Testparameter (Universität Ulm, 2018-2020, n = 225).

Modifikationsform	Formtiefe [mm]	Folienstärke [mm]	Effektiver Bereich [mm]				Kräfte [N] (Start: Mx = 0 Nmm)		Drehmomente [Nmm] (Ende: Fy = 0 N)		Steifigkeit [N/mm]	
			Start	IQR	Länge	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR
Halbmond	1,50	0,40	-0,17	0,04	0,10	0,01	-1,95	0,27	-16,74	2,33	-19,82	0,67
		0,50	-0,14	0,01	0,11	0,01	-3,56	0,36	-29,33	2,76	-31,14	2,44
		0,625	-0,14	0,01	0,11	0,01	-4,00	0,28	-32,37	1,93	-38,57	2,03
		0,75	-0,12	0,02	0,10	0,01	-4,84	0,39	-38,90	4,90	-47,63	1,44
		1,00	-0,14	0,02	0,14	0,02	-8,09	0,80	-64,46	9,55	-57,31	1,99
Kugel	1,50	0,40	-0,15	0,01	0,07	0,01	-1,42	0,17	-13,03	1,54	-20,12	1,26
		0,50	-0,13	0,01	0,08	0,01	-2,81	0,34	-23,42	2,13	-33,92	2,08
		0,625	-0,15	0,02	0,09	0,01	-3,57	0,44	-29,12	3,49	-38,74	3,04
		0,75	-0,12	0,01	0,07	0,01	-3,26	0,29	-24,50	2,50	-45,66	1,45
		1,00	-0,07	0,01	0,12	0,02	-6,73	0,84	-55,08	8,89	-55,39	2,21
Zylinder	1,50	0,40	-0,14	0,02	0,08	0,01	-1,92	0,23	-17,14	2,69	-23,33	1,23
		0,50	-0,14	0,01	0,10	0,01	-3,27	0,25	-27,66	2,83	-34,08	2,31
		0,625	-0,14	0,02	0,11	0,01	-4,09	0,30	-33,69	2,21	-39,47	2,62
		0,75	-0,09	0,02	0,10	0,02	-5,18	0,70	-40,60	7,22	-49,17	0,57
		1,00	-0,13	0,02	0,15	0,01	-8,44	0,87	-69,07	5,81	-56,51	1,24

3.1.2.1 Abhängigkeit des Startpunkts des effektiven Arbeitsbereichs zur Folienstärke

Insgesamt über alle Geometrien betrachtet zeigte sich bei der Untersuchung des Einflusses der Folienstärke auf den Start des effektiven Arbeitsbereichs keine systematische und statistisch signifikante Beziehung ($p > 0,001$) (Tab. 6, 14, Abb. 28). Nur die Alignerstärken 0,75 und 1,0 mm mit den zylinderförmigen Druckpunkten zeigten beim Vergleich innerhalb der gleichen Geometrie statistisch signifikante Unterschiede hinsichtlich des Startpunkts des effektiven Bereichs (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$) (Tab. 14b) mit Medianwerten von jeweils -0,09 und -0,13 mm (Abb. 28, Tab. 13). Der Beginn des effektiven Bereichs befand sich für alle getesteten Aligner der unterschiedlichen Folienstärken in einem Intervall zwischen 0,05 und 0,2 mm palatinaler Auslenkung des Messzahns 11.

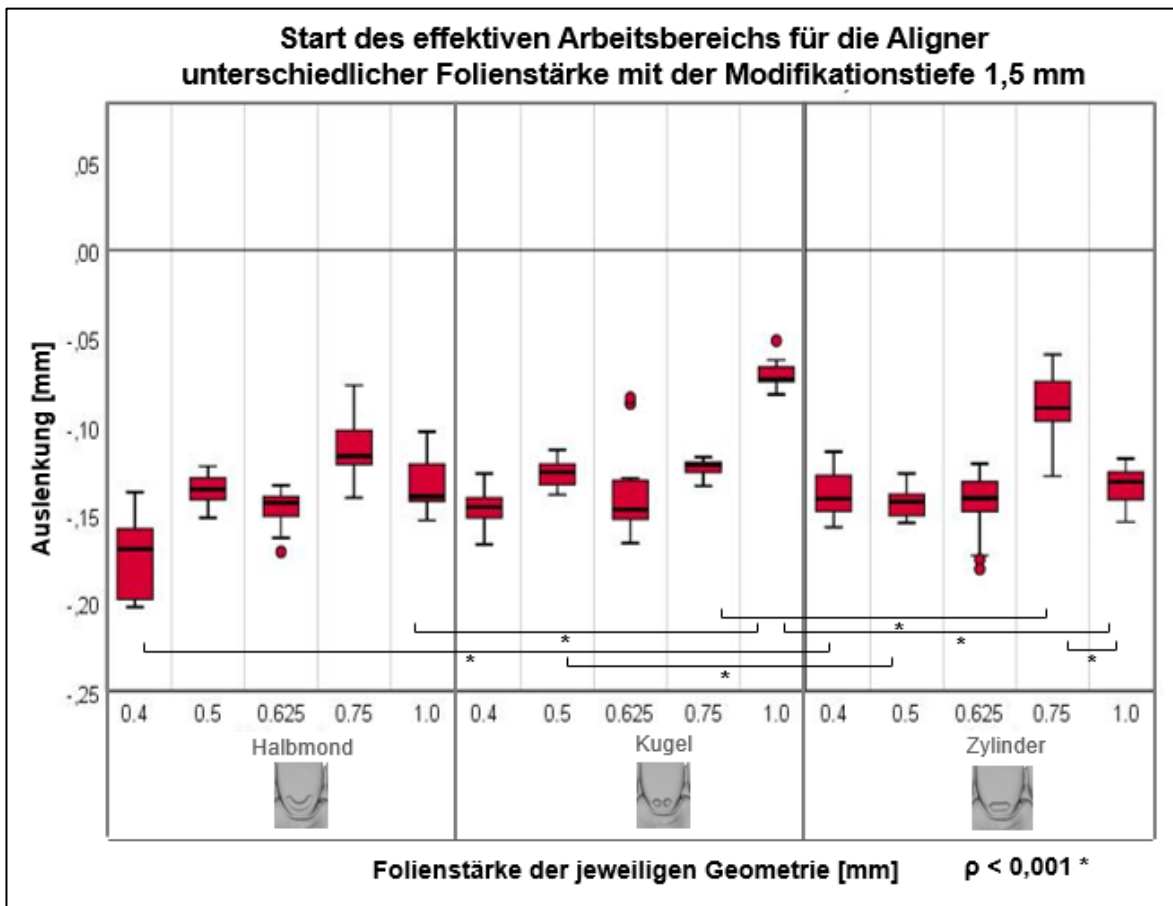


Abbildung 28. Boxplots der Startpunkte des effektiven Arbeitsbereichs ($M_x = 0$ Nmm) für die Aligner verschiedener Folienstärken (0,4 bis 1,0 mm) mit kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Druckpunkten in der einheitlichen Formtiefe 1,5 mm. Die Werte wurden während der simulierten körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, $n = 225$) ermittelt. Die Alignermodifikationen waren am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Tabelle 14. p-Werte für den Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 225). Die Werte beziehen sich auf Aligner der Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm mit 1,5 mm tiefen Druckpunkten in den Geometrien Kugel, Halbmond und Zylinder. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert. Statistisch wurden die Modifikationen sowohl in unterschiedlichen Geometrien in der gleichen Folienstärke (a) als auch in der gleichen Geometrie in unterschiedlichen Folienstärken (b) statistisch miteinander verglichen

Tabelle 14a

p-Wert	0,4 mm-Aligner	0,5 mm-Aligner	0,625 mm-Aligner	0,75 mm-Aligner	1,0 mm-Aligner
Kugel vs. Halbmond	0,00199	0,01728	1	0,02904	0
Zylinder vs. Halbmond	0,0001	0,02635	0,97364	0,02904	0,87019
Kugel vs. Zylinder	0,16069	0,00002	1	0,00027	0
Globaler Test	0,00013	0,00008	0,67006	0,00031	0

Tabelle 14b

p-Wert	Halbmond	Kugel	Zylinder
0,4 vs. 0,5 mm	1	1	1
0,4 vs. 0,625 mm	1	1	1
0,4 vs. 0,75 mm	1	1	1
0,4 vs. 1,0 mm	1	1	1
0,5 vs. 0,625 mm	0,02223	0,09277	1
0,5 vs. 0,75 mm	1	1	1
0,5 vs. 1,0 mm	1	1	1
0,625 vs. 0,75 mm	1	1	1
0,625 vs. 1,0 mm	1	1	1
0,75 vs. 1,0 mm	0,01837	1	0
Globaler Test	0	0	0

Der früheste Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs wurde für die kugelförmige Modifikation mit dem 1,0 mm-Aligner mit einem Medianwert von -0,07 mm verzeichnet (Abb. 28, Tab. 13). Für die Kugelform integriert in 1,0 mm-Aligner zeigten sich demnach statistisch signifikante Unterschiede sowohl zur Halbmond- als auch zur Zylinderform (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$) (Tab. 14a), wobei sich die letzteren Formen in dieser Folienstärke nicht statistisch signifikant voneinander unterschieden (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p = 0,87$). Dagegen trat der späteste Startpunkt bei der halbmondförmigen Geometrie integriert in den 0,4 mm-Aligner (Median -0,17 mm) auf.

3.1.2.2 Abhängigkeit der Länge des effektiven Arbeitsbereichs von der Folienstärke

Im Gegensatz zum Startpunkt war für die Länge des effektiven Bereichs für alle geometrischen Formen eine statistisch signifikante Tendenz ($p < 0,001$) zu einer Abhängigkeit zur Folienstärke messbar (Abb. 36, Tab. 6, 15). Diese war unabhängig von der Geometrie am deutlichsten für die Vergleiche zwischen 0,4 mm- und 0,5 mm-Alignern sowie zwischen 0,75 mm- und 1,0 mm-Alignern.

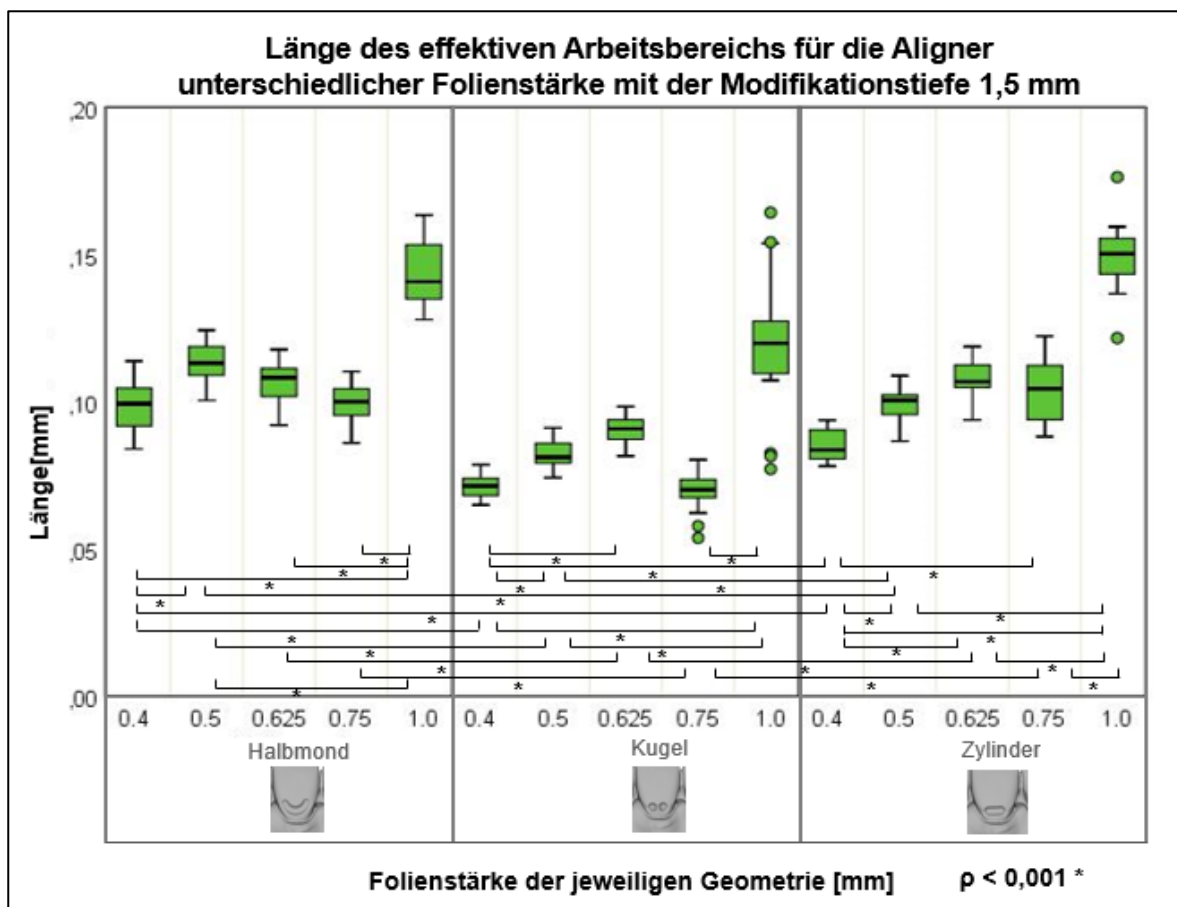


Abbildung 29. Die Länge des effektiven Arbeitsbereichs erstreckte sich vom Startpunkt ($M_x = 0$ Nmm) bis zum definierten Ende ($F_y = 0$ N) und wurde für die Aligner in den verschiedenen Folienstärken mit unterschiedlichen Geometrien der einheitlichen Modifikationstiefe 1,5 mm während der simulierten körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, $n = 225$) ermittelt. Die Alignermodifikationen waren am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Auch die dünnsten Aligner (0,4 mm) wiesen einen effektiven Arbeitsbereich mit Längen zwischen 0,07 und 0,1 mm auf (Abb. 36, Tab. 13). Die dicksten Aligner (1,0 mm) wiesen den längsten effektiven Bereich auf mit einem Medianwert für alle Modifikationsformen von 0,13 mm. Von letzteren zeigten die zylinderförmigen

Modifikationen den längsten effektiven Bereich mit einer Länge von 0,15 mm. Mit Werten von jeweils 0,13 und 0,12 mm waren die effektiven Bereiche der Aligner mit den Halbmond- und Kugelformen circa 20% kürzer. Dieser Effekt galt auch für die anderen Folienstärken, sodass die Medianwerte für die Halbmond- und Kugelformen gemittelt 10% kleiner als die der Zylinderform waren.

Tabelle 15. p-Werte für die Länge des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 225). Die Werte beziehen sich auf Aligner der Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm mit 1,5 mm tiefen Druckpunkten in den Geometrien Kugel, Halbmond und Zylinder. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert. Statistisch wurden die Modifikationen sowohl in unterschiedlichen Geometrien in der gleichen Folienstärke (a) als auch in der gleichen Geometrie in unterschiedlichen Folienstärken (b) statistisch miteinander verglichen

Tabelle 15a

p-Wert	0,4 mm-Aligner	0,5 mm-Aligner	0,625 mm-Aligner	0,75 mm-Aligner	1,0 mm-Aligner
Kugel vs. Halbmond	0	0	0	0	0,00356
Zylinder vs. Halbmond	0,00003	0	0,87019	0,36688	0,20168
Kugel vs. Zylinder	0	0	0	0	0,00356
Globaler Test	0	0	0	0	0,00092

Tabelle 15b

p-Wert	Halbmond	Kugel	Zylinder
0,4 vs. 0,5 mm	0,0001	0,00001	0,00003
0,4 vs. 0,625 mm	0,0363	0	0
0,4 vs. 0,75 mm	1	1	0,00005
0,4 vs. 1,0 mm	0	0	0
0,5 vs. 0,625 mm	1	0,00209	0,00125
0,5 vs. 0,75 mm	1	1	0,43629
0,5 vs. 1,0 mm	0	0,00042	0
0,625 vs. 0,75 mm	1	1	0,88359
0,625 vs. 1,0 mm	0	0,00631	0
0,75 vs. 1mm	0	0	0
Globaler Test	0	0	0

3.1.2.3 Abhängigkeit der Alignersteifigkeit von der Folienstärke

Hinsichtlich der Alignersteifigkeit zeigte sich für alle Druckpunktgeometrien eine deutliche Abhängigkeit zur Folienstärke (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test; $p < 0,001$)

(Abb. 30, Tab. 16b). Eine Zunahme der Schienenstärke von 0,4 auf 0,5, 0,625, 0,75 und auf 1,0 mm bewirkte unabhängig von der Geometrie eine mittlere Zunahme von jeweils +56,5%, +17,9%, +22,1% und um +18,7% (Tab. 13, Abb. 30). Damit war die Steifigkeit mit einem mittleren Wert von -21 N/mm für die dünnsten 0,4 mm-Aligner am niedrigsten und mit einem Wert von -54,4 N/mm für die dicksten 1,0 mm-Schienen am höchsten. Die höchste Alignersteifigkeit mit einem Median von -56,5 N/mm wurde für die Halbmondform integriert in die 1,0 mm-Aligner gemessen (Tab. 13, 16a). Die Ergebnisse zeigten mit der Zunahme der Alignersteifigkeit auch eine Erhöhung der labio-palatinalen Kräfte (F_y) zum Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs. Die Kraftmittelwerte (F_y) betrugen für die dünnsten 0,4 mm- und für die dicksten 1,0 mm-Aligner jeweils -1,8 N und -7,75 N (Tab. 13).

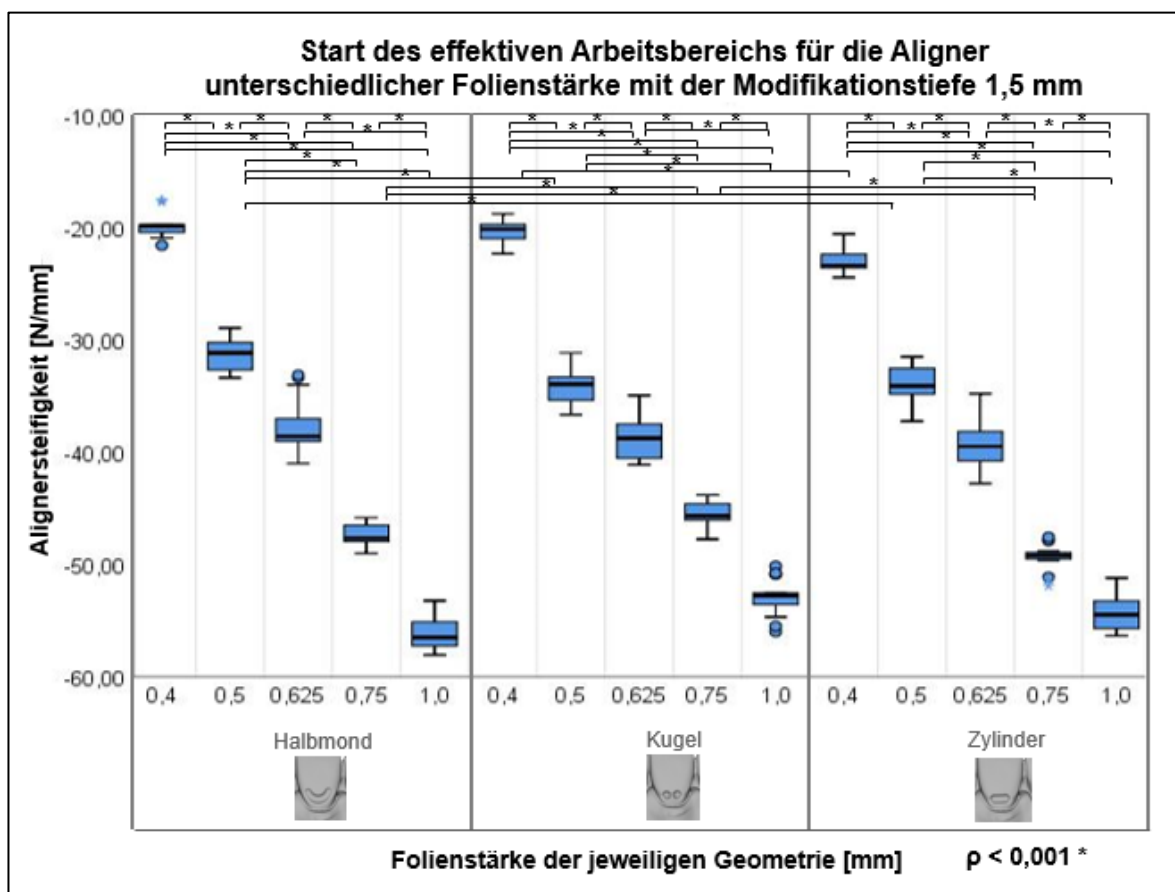


Abbildung 30. Alignersteifigkeit [N/mm] für die Schienen in den Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm in der einheitlichen Modifikationstiefe 1,5 mm in verschiedenen Geometrien während der simulierten körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 225). Die Alignermodifikationen waren am oberen mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Tabelle 16. p-Werte für die Alignersteifigkeit während der palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, n = 225). Die Werte beziehen sich auf Aligner der Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm mit 1,5 mm tiefen Druckpunkten in den Geometrien Kugel, Halbmond und Zylinder. Die p-Werte des oberen Blocks basierten auf den Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests als paarweise Tests. Als globaler Test wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Die Werte, die nach der Bonferroni-Holm-Korrektur eine statistische Signifikanz aufwiesen, wurden farblich grün gekennzeichnet ($p < 0,001$). Die Werte mit einer reduzierten $p \geq 0,001$, $p < 0,005$ bzw. mit fehlender statistischer Signifikanz ($p \geq 0,005$) wurden orange bzw. rot markiert. Die Modifikationen wurden sowohl in unterschiedlichen Geometrien in der jeweils gleichen Folienstärke (a) als auch in der gleichen Geometrie in unterschiedlichen Folienstärken (b) statistisch miteinander verglichen

Tabelle 16a

p-Wert	0,4 mm-Aligner	0,5 mm-Aligner	0,625 mm-Aligner	0,75 mm-Aligner	1,0 mm-Aligner
Kugel vs. Halbmond	0,28544	0,00001	0,6491	0,00009	0,00118
Zylinder vs. Halbmond	0	0,00096	0,34794	0,00005	0,08168
Kugel vs. Zylinder	0,00003	0,51249	0,6491	0	0,08168
Globaler Test	0,00001	0,00006	0,25097	0	0,00132

Tabelle 16b

p -Wert	Halbmond	Kugel	Zylinder
0,4 vs. 0,5 mm	0	0	0
0,4 vs. 0,625 mm	0	0	0
0,4 vs. 0,75 mm	0	0	0
0,4 vs. 1,0 mm	0	0	0
0,5 vs. 0,625 mm	0	0	0
0,5 vs. 0,75 mm	0	0	0
0,5 vs. 1,0 mm	0	0	0
0,625 vs. 0,75 mm	0	0	0
0,625 vs. 1,0 mm	0	0	0
0,75 vs. 1,0 mm	0	0	0
Globaler Test	0	0	0

3.1.3 Labio-palatinale Kraftapplikation sechs Stunden nach initialer Applikation der Aligner

Im dritten Abschnitt der mechanischen Untersuchung wurde der Einfluss einer längeren Applikation der Aligner auf die labio-palatinalen Kräfte (F_y) getestet. Die Modifikationstiefe der digital geplanten Formen betrug 1,5 mm und die gemessene Tiefe der eingepressten Formen 1,0 mm. Die fünf verschiedenen Modifikationen waren in 0,75 mm-Aligner integriert. In Tabelle 17 sind die gemessenen labio-palatinalen Kräfte (F_y) in der Neutralposition des Messzahns (T0) und bei 0,25 mm palatinaler Auslenkung (T1) für die zwei Messwiederholungen (Wdh. 1, Wdh. 2) aufgelistet. Zusätzlich wurde die Alignersteifigkeit anhand der gemessenen labio-palatinalen Kräfte (F_y) bewertet (Tab. 17).

In Abbildung 31 sind beispielhaft die Messkurven der labio-palatinalen Kräfte (F_y) für die Aligner mit den digitalen 1,5 mm tiefen zylinderförmigen Druckpunkten dargestellt.

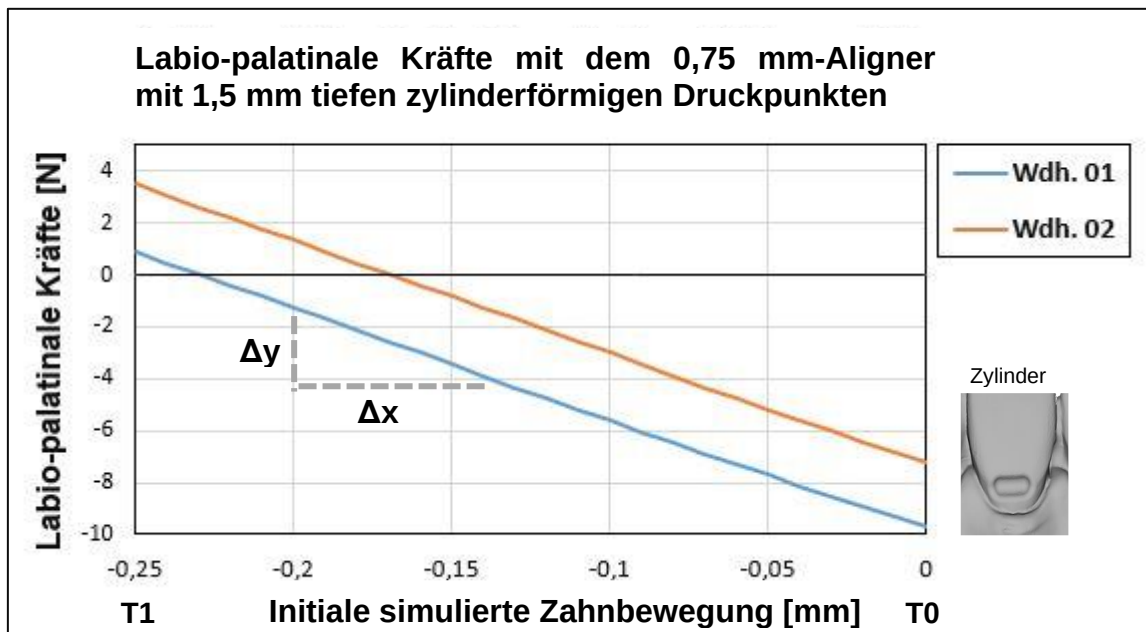


Abbildung 31. Beispiel der labio-palatinalen Kräfte (F_y) während der körperlichen palatinalen Auslenkung des oberen mittleren Frasaco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, $n = 10$) mit dem 0,75 mm-PET-G-Aligner mit der 1,5 mm tiefen zylinderförmigen Modifikation. Die blau gefärbte Messkurve repräsentierte die erste (Wdh. 1) und der rot markierte Graph (Wdh. 2) die zweite Messwiederholung. Die Alignermodifikationen waren labial am oberen rechten mittleren Schneidezahn lokalisiert.

Entlang der x-Achse ist die initiale simulierte Zahnbewegung des Messzahns 11 in palatinaler Richtung dargestellt. Entlang der y-Achse sind die gemessenen labio-

palatinalen Kräfte (F_y) aufgetragen. Für jede Druckpunktmodifikation wurden jeweils zwei Messwiederholungen im Abstand von sechs Stunden durchgeführt. Die blau gefärbte Messkurve repräsentierte die erste und der rot markierte Graph die zweite Messwiederholung (Abb. 31). Insgesamt zeigten alle modifizierten 0,75 mm-Aligner mit den unterschiedlichen Geometrien in dieser Messreihe ein ähnliches Muster für die labio-palatinalen Kräfte (F_y) der beiden zeitlich versetzten Wiederholungen (Abb. 31, Tab. 17).

Tabelle 17. Labio-palatinalen Kräfte (F_y) zu den Zeitpunkten T0 (palatinale Auslenkung 0 mm) und T1 (palatinale Auslenkung 0,25 mm) und die Alignersteifigkeit für die verschiedenen Modifikationsgeometrien der Formtiefen 1,0 und 1,5 mm integriert in Aligner der Folienstärke 0,75 mm. Die Messwerte beziehen sich auf die palatinale Auslenkung des oberen mittleren Frasco®-Schneidezahns (Universität Ulm, 2018-2020, $n = 10$). Die zwei Messwiederholungen wurden im Abstand von 6 Stunden durchgeführt.

Modifikationsform	Folienstärke [mm]	Formtiefe [mm]	Wiederholung	Labio-palatinalen Kräfte [N] zum Zeitpunkt T0 (0 mm) und T1 (0,25 mm)		Steifigkeit [N/mm]
				T0	T1	
Halbmond	0,75	1,5	1	-12,54	-2,31	-40,82
			2	-7,57	1,93	-38,24
Kugel	0,75	1,5	1	-9,60	1,70	-45,13
			2	-5,12	6,01	-44,74
Zylinder	0,75	1,5	1	-9,72	0,87	-42,81
			2	-7,22	3,50	-43,19
M-Kugel	0,75	1	1	-10,93	1,00	-47,24
			2	-6,76	5,14	-47,32
M-Zylinder	0,75	1	1	-13,30	-9,72	-45,75
			2	-8,04	0,87	-45,76

Unabhängig von der Druckpunktgeometrie wurde bei allen Schienen bei der zweiten Messwiederholung sechs Stunden später eine deutliche Kraftreduktion für die labio-palatinalen Kräfte (F_y) festgestellt. Die mittlere Kraftabnahme betrug für alle Modifikationen in der Neutralposition -38,2%. Demnach reduzierten sich die labio-palatinalen Kräfte (F_y) in der Nullposition gemittelt von -11,22 N (T0) auf -6,94 N (T1). Die Höhe der Kraftabnahme der zweiten Messung war abhängig von der Modifikationsgeometrie. Die Aligner mit der 1,5 mm tiefen digitalen Zylinderform wiesen die geringste initiale Kraftreduktion in der Neutralposition des Messzahns 11 auf (Tab. 17). Die labio-palatinalen Kräfte (F_y) reduzierten sich in der Neutralposition

für diese Modifikation von -9,7 N (T0) auf 7,2 N (T1) und damit nur um -25,7%. Mit einer Differenz von -5,3 N in der Nullposition wies der Aligner mit dem 1,0 mm tiefen manuell eingepressten zylinderförmigen Druckpunkt die größte Kraftabnahme auf (39,6%).

Im Gegensatz zu den labio-palatinalen Kräften blieb die Alignersteifigkeit bei beiden Messwiederholungen für alle Modifikationen nahezu konstant. Die Steifigkeit der Schienen reduzierte sich im Mittel um -0,5 N/mm (entsprechend -1,2%) mit Werten für die erste und zweite Messung von jeweils 44,35 N/mm (T0) und 43,85 N/mm (T1) (Tab. 17).

3.2 Phase 2: Geometrische Untersuchung

Für die zweite Phase des Experiments wurde die Tiefziehbarkeit der Modifikationen in Abhängigkeit sowohl von der geometrischen Form und der Tiefe als auch von der Folienstärke innerhalb von zwei Versuchsabschnitten untersucht. Dabei wurden die Formtiefen der virtuell geplanten Modifikationen, der 3D-Druckmodelle und der tiefgezogenen PET-G-Folien in den Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm digital gemessen. Eine Tiefziehbarkeit von 100% entspräche einer vollständigen Übereinstimmung der digital geplanten und der erreichten Modifikationstiefe im Aligner.

3.2.1 Tiefziehbarkeit am planen Testmodell

Für den ersten Versuchsteil wurden die Grundformen mit den Modifikationsgeometrien Kugel, Halbmond und Zylinder zweifach tiefgezogen. Damit wurden für den ersten Teil 14 PET-G-Folien in den Folienstärken 0,4 mm bis 1,0 mm ausgewertet.

In den Tabellen 18-20 sind die Formtiefen der digital geplanten Testformen und die erreichten Modifikationstiefen im 3D-Druckmodell und die Mittelwerte der Formtiefen der tiefgezogenen PET-G-Folien sortiert nach den Geometrien Kugel (Tab. 18), Halbmond (Tab. 19) und Zylinder (Tab. 20) dargestellt.

Tabelle 18. Messwerte für die Formtiefen der kugelförmigen Alignermodifikationen integriert in die planen Testmodelle (Universität Ulm, 2018-2019, n = 120). Die Tabelle ist nach der digital geplanten Formtiefe und den gemessenen Modifikationstiefen des 3D-Druckmodells und den Mittelwerten der zweifach tiefgezogenen Aligner in unterschiedlichen Folienstärken sortiert.

Modifikationsform	Formeinsenkung (Anteil Formdurchmesser)	Geplante Formtiefe [mm]	Radius	Mittlere erreichte Formtiefe [mm]					
				3D-Druckmodell	Aligner 0,4	Aligner 0,5	Aligner 0,625	Aligner 0,75	Aligner 1,0
Kugel 	1/2	0,75	0,75	0,67	0,376	0,354	0,372	0,348	0,364
	1/3	0,50	0,75	0,43	0,201	0,255	0,203	0,256	0,238
	1/4	0,38	0,75	0,25	0,163	0,167	0,172	0,188	0,192
	1/2	1,00	1,00	0,85	0,424	0,511	0,447	0,503	0,472
	1/3	0,67	1,00	0,53	0,35	0,387	0,27	0,383	0,266
	1/4	0,50	1,00	0,41	0,282	0,317	0,222	0,269	0,229
	1/2	1,25	1,25	1,10	0,73	0,789	0,772	0,864	0,828
	1/3	0,83	1,25	0,72	0,497	0,551	0,463	0,629	0,529
	1/4	0,63	1,25	0,58	0,468	0,415	0,425	0,494	0,388
	1/2	1,50	1,50	1,27	0,953	0,9	0,84	1,135	0,953
	1/3	1,00	1,50	0,88	0,607	0,624	0,374	0,697	0,587
	1/4	0,75	1,50	0,51	0,551	0,498	0,419	0,528	0,49

Für die Kugelform zeigte sich unabhängig von der Folienstärke bei Zunahme der digital geplanten Formtiefe eine Abnahme der Genauigkeit des Tiefziehverfahrens und damit eine Abnahme der Tiefziehbarkeit der Alignermodifikationen (Tab. 18). Bei den flachen Kugelformen (1/4) wurde für die mittlere, geplante Formtiefe 0,56 mm für alle Folienstärken die mittlere, erreichte Druckpunkttiefe von 0,34 mm gemessen mit einer Diskrepanz von -39,3% zur geplanten Formtiefe (0,5 mm) (Tab. 18). Dementsprechend zeigten die flachen, kugelförmigen Modifikationen eine Tiefziehbarkeit von 60,7%. Eine Erhöhung der geplanten, mittleren Formtiefe von 0,56 mm (1/4) auf 0,75 mm (1/3) (+33,9%) bewirkte im Mittel eine Erhöhung der gemessenen Formtiefe von 0,34 mm auf 0,42 mm (+23,5%) mit einer Tiefziehbarkeit von 56% für alle Folienstärken. Bei der geplanten Formvertiefung von 0,75 (1/3) auf 1,13 mm (1/2) (+50,67%) wurde unabhängig von der Folienstärke bei jeweils gleichem Radius die mittlere Formtiefe 0,65 mm (+54,8%) gemessen, was einer Tiefziehbarkeit der tiefen Formen von 57,5% entsprach.

Im Hinblick auf den Radius bewirkte eine Erhöhung von 1,0 mm auf 1,5 mm bei der geplanten Formtiefe 1,0 mm unabhängig von der Folienstärke eine mittlere Zunahme der erreichten Modifikationstiefe in den Schienen von 0,47 mm auf

0,58 mm (+22,6%). Demnach erhöhte sich die Tiefziehbarkeit mit steigendem Radius für diese Form um +10,2% (Tab. 18).

Der Einfluss der Folienstärke auf die Tiefziehbarkeit der kugelförmigen Modifikationen zeigte keine konsistente Abhängigkeit (Tab. 18). Die höchste mittlere Formtiefe von 0,52 mm mit einer Tiefziehbarkeit von 64,2% wurde durch die 0,75 mm-Aligner erreicht. Dagegen wiesen die 0,625 mm-Aligner die geringste mittlere Formtiefe (0,41 mm) und gleichzeitig die niedrigste Tiefziehbarkeit (50,6%) auf.

In gleicher Weise zeigte sich dieser Effekt auch bei der Halbmondform, sodass mit der digitalen Formvertiefung die Tiefziehbarkeit der Alignermodifikationen abnahm (Tab. 19).

Tabelle 19. Messwerte für die Formtiefen der halbmondförmigen Alignermodifikationen integriert in die planen Testmodelle (Universität Ulm, 2018-2019, n = 120). Die Tabelle ist nach der digital geplanten Formtiefe und den gemessenen Modifikationstiefen des 3D-Druckmodells und den Mittelwerten der zweifach tiefgezogenen Aligner in unterschiedlichen Folienstärken sortiert.

Modifikationsform	Ausdehnung [mm]	Radius	Geplante Formtiefe [mm]	Mittlere erreichte Formtiefe [mm]					
				3D-Druckmodell	Aligner 0,4	Aligner 0,5	Aligner 0,625	Aligner 0,75	Aligner 1,0
Halbmond 	3,0	0,75	0,25	0,222	0,164	0,149	0,178	0,182	0,221
	4,0	0,75	0,25	0,22	0,169	0,175	0,192	0,211	0,212
	3,0	1	0,5	0,484	0,414	0,336	0,416	0,445	0,459
	4,0	1	0,5	0,497	0,4	0,385	0,4	0,438	0,405
	3,0	0,75	0,75	0,693	0,528	0,545	0,592	0,56	0,577
	4,0	0,75	0,75	0,652	0,486	0,571	0,565	0,536	0,599
	3,0	1	1	0,92	0,67	0,697	0,813	0,699	0,753
	4,0	1	1	0,924	0,753	0,735	0,811	0,665	0,764
	3,0	0,75	1,25	1,138	0,598	0,772	0,831	0,763	0,805
	4,0	0,75	1,25	1,138	0,59	0,72	0,749	0,712	0,768
	3,0	1	1,5	1,363	0,999	1,195	0,965	1,057	1,184
	4,0	1	1,5	1,073	0,888	1,115	1,168	1,062	1,098

Je tiefer die digital geplante Formtiefe eingestellt wurde, desto größer wurde die Diskrepanz zwischen der geplanten zur erreichten Formtiefe im Aligner (Tab. 19).

Bei gleichem Radius (0,75 mm) bewirkte die digital geplante Formvertiefung von 0,75 auf 1,25 mm eine mittlere Zunahme der gemessenen Formtiefe im Aligner von jeweils 0,58 auf 0,8 mm für alle Folienstärken. Dabei nahm die Tiefziehbarkeit von 77,3% für die 0,75 mm tiefe Form auf 64% für die 1,25 mm tiefe Form ab.

Hinsichtlich des Radius zeigte sich, dass sich die Tiefziehbarkeit mit zunehmendem Formdurchmesser erhöhte (Tab. 19). Demnach bewirkte eine Vergrößerung des Radius von 0,75 auf 1,0 mm trotz der Erhöhung der mittleren geplanten Formtiefe von 0,75 (Radius 0,75 mm) auf 1,0 mm (Radius 1,0 mm) eine Zunahme der Tiefziehbarkeit für alle Folienstärken von 69,3% (erreichte, mittlere Formtiefe 0,52 mm) auf 76% (erreichte, mittlere Formtiefe 0,76 mm).

Bezüglich der Extension der Form bewirkte eine Verbreiterung der Modifikationen eine leichte Abnahme der Tiefziehbarkeit (Tab. 19). Für die mittlere geplanten Formtiefe von 0,875 wurde für alle Folienstärken bei den 3 mm und bei den 4 mm breiten Formen Werte für die mittlere, erreichte Formtiefe im Aligner von 0,65 mm bzw. 0,63 mm gemessen. Demnach nahm die Tiefziehbarkeit bei Verbreiterung der Form von 3 auf 4 mm von 74,3% auf 72% leicht ab.

Hinsichtlich der Folienstärke zeigte sich, dass sich die Tiefziehbarkeit mit der Zunahme der Alignerdicke leicht erhöhte (Tab. 19). Bei der mittleren, geplanten Formtiefe 1,125 mm betrug die Tiefziehbarkeit für die dünnsten Folienstärken 55,1 % (erreichte, mittlere Formtiefe 0,62 mm) und für die dicksten 1,0 mm-Folien 64,9% (erreichte, mittlere Formtiefe 0,73 mm).

Bei der Zylinderform ließ sich mit der Zunahme der geplanten Formtiefe eine leichte Abnahme der Tiefziehbarkeit feststellen (Tab. 20). Eine digitale, geplante Vertiefung der Modifikationen von 1,25 auf 2,25 (Radius 0,75 mm), von 1,0 auf 2,5 mm (Radius 1,0 mm), von 1,75 auf 2,75 (Radius 1,25 mm) und von 2 auf 3 mm (Radius 1,5 mm) bewirkte für alle Formen in den jeweiligen Folienstärken eine mittlere Abnahme der Tiefziehbarkeit um -4,1% (Tab. 20).

Tabelle 20. Messwerte für die Formtiefen der zylinderförmigen Alignermodifikationen integriert in die planen Testmodelle (Universität Ulm, 2018-2019, n = 360). Die Tabelle ist nach der digital geplanten Formtiefe und den gemessenen Modifikationstiefen des 3D-Druckmodells und den Mittelwerten der zweifach tiefgezogenen Aligner in unterschiedlichen Folienstärken sortiert.

Modifikation- form	Ausdeh- nung [mm]	Radius	Geplante Formtiefe [mm]	Mittlere erreichte Formtiefe [mm]					
				3D- Druck- modell	Aligner 0,4	Aligner 0,5	Aligner 0,625	Aligner 0,75	Aligner 1,0
Zylinder 	2	0,75	1,25	1,163	0,521	0,55	0,74	0,678	0,764
	3	0,75	1,25	1,157	0,578	0,647	0,848	0,776	0,817
	4	0,75	1,25	1,081	0,564	0,682	0,86	0,779	0,843
	2	1	1,5	1,19	0,857	0,912	1,11	1,172	1,049
	3	1	1,5	1,337	0,919	1,072	1,168	1,115	1,052
	4	1	1,5	1,325	1,018	1,107	1,113	1,126	1,085
	2	1,25	1,75	1,658	1,168	1,341	1,368	1,498	1,367
	3	1,25	1,75	1,511	1,312	1,486	1,341	1,532	1,258
	4	1,25	1,75	1,601	1,384	1,497	1,463	1,585	1,405
	2	1,5	2	1,608	1,534	1,601	1,513	1,522	1,559
	3	1,5	2	1,828	1,615	1,773	1,478	1,765	1,515
	4	1,5	2	1,6	1,608	1,58	1,596	1,505	1,601
	2	0,75	1,75	1,617	0,507	0,7	0,729	0,607	0,687
	3	0,75	1,75	1,532	0,526	0,778	0,832	0,664	0,747
	4	0,75	1,75	1,523	0,588	0,896	0,975	0,794	0,826
	2	1	2	1,801	0,821	1,314	1,401	1	1,064
	3	1	2	1,805	0,959	1,529	1,521	1,172	1,15
	4	1	2	1,827	0,953	1,535	1,563	1,182	1,231
	2	1,25	2,25	2,021	1,411	1,892	1,845	1,593	1,446
	3	1,25	2,25	2,128	1,415	1,914	1,86	1,567	1,636
	4	1,25	2,25	2,053	1,591	1,956	1,759	1,797	1,554
	2	1,5	2,5	2,335	1,901	2,255	2,141	2,009	1,854
	3	1,5	2,5	2,296	1,893	2,235	1,891	2,157	1,887
	4	1,5	2,5	2,357	1,933	2,25	2,109	2,257	1,962
	2	0,75	2,25	2,152	0,543	0,608	0,931	0,718	0,688
	3	0,75	2,25	2,16	0,655	0,576	1,053	0,868	0,897
	4	0,75	2,25	2,158	0,659	0,721	1,001	0,93	0,928
	2	1	2,5	2,425	0,991	1,239	2,098	1,875	1,092
	3	1	2,5	2,455	1,31	1,994	2,072	2,003	1,86
	4	1	2,5	2,413	1,233	1,844	2,064	2,4	2,165
	2	1,25	2,75	2,618	2,357	2,398	2,304	2,554	2,303
	3	1,25	2,75	2,608	2,512	2,222	2,284	2,608	2,498
	4	1,25	2,75	2,575	2,46	2,234	2,259	2,534	2,589
	2	1,5	3	2,898	2,716	2,645	2,448	2,728	2,694
	3	1,5	3	2,993	2,869	2,78	2,644	2,898	2,947
	4	1,5	3	2,86	2,954	2,822	2,357	2,684	2,85

Umgekehrt wurde mit zunehmendem Radius eine Zunahme der Tiefziehbarkeit festgestellt (Tab. 20). Bei den geplanten Formtiefen 2 und 2,5 mm bewirkte eine jeweilige Vergrößerung des Radius von 1,0 auf 1,5 mm eine Formvertiefung von 1,2 auf 1,6 mm und von 1,7 auf 2 mm (Tab. 20). Dabei nahm die Tiefziehbarkeit für alle Folienstärken für diese Formen um jeweils 12 % und um 20% zu. Auch bei den geplanten Formtiefen 1,75 und 2,25 mm bewirkte eine Vergrößerung des Radius von jeweils 0,75 auf 1,25 mm eine Erhöhung der Tiefziehbarkeit um 39% und um 39,6%.

Hinsichtlich der Extension der Modifikationen zeigte sich, dass die erreichte Formtiefe im Aligner mit zunehmender Breite der Modifikationen zunahm. Eine Extension der Modifikationen von 2 auf 3 mm und von 3 auf 4 mm bewirkte bei der mittleren, geplanten Formtiefe von 2,125 mm eine Zunahme der gemessenen Modifikationstiefe für alle Folienstärken von 1,43 auf 1,53 mm und von 1,53 auf 1,56 mm. Demnach nahm die Tiefziehbarkeit um jeweils 4,7% und um 1,4% zu.

Die Folienstärke betreffend zeigte sich, dass die Tiefziehbarkeit mit steigender Folienstärke leicht zunahm und einen plateauähnlichen Verlauf ab der Folienstärke 0,625 mm zeigte. Die Tiefziehbarkeit betrug für die dünnsten 0,4 mm-Aligner 63,9% und für die 1,0 mm-Aligner 70,4%. Mit einer mittleren gemessenen Formtiefe von 1,58% wurde für die 0,625 mm-Aligner eine Tiefziehbarkeit von 74,4% berechnet.

3.2.2 Tiefziehbarkeit am modifizierten Oberkiefermodell

Für den zweiten Versuchsteil der Tiefziehbarkeit wurden Aligner in den Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm auf der Grundlage eines modifizierten Oberkiefermodells hinsichtlich der erreichten Druckpunkttiefe getestet. Die geplante Formtiefe der Modifikationen Doppelkugel, Halbmond und Zylinder im jeweiligen Testmodell umfasste die Werte 0,5, 0,75, 1,0 und 1,5 mm

3.2.2.1 Einfluss der Modifikationstiefe

In Abbildung 32 sind die geplanten und die erreichten Formtiefen der 0,75 mm-Aligner sortiert nach den jeweiligen Geometrien Doppelkugel, Halbmond und Zylinder graphisch dargestellt.

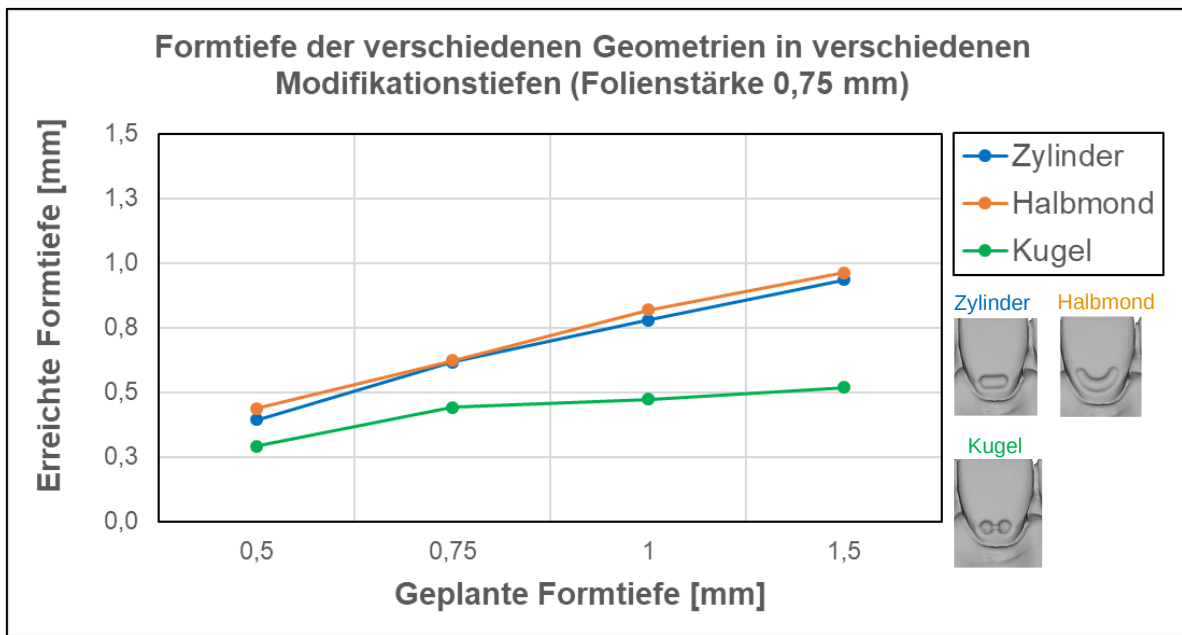


Abbildung 32. Gemessene Druckpunkttiefen der Geometrien Doppelkugel (grün), Halbmond (orange) und Zylinder (blau) integriert in 0,75 mm-Aligner. Die farbigen Kurven repräsentieren die mittlere gemessene Formtiefe der zweifach tiefgezogenen Aligner basierend auf dem modifizierten Oberkiefermodell in den geplanten Formtiefen 0,5, 0,75, 1,0 und 1,5 mm (Universität Ulm, 2018-2019, n = 6).

Beim Vergleich der geplanten und der erreichten Formtiefe ließ sich bei allen Geometrien beobachten, dass mit steigender geplanter Formtiefe die Diskrepanz zur erreichten Formtiefe zunahm (Abb. 32). Die Tiefziehbarkeit der Modifikationen betrug unabhängig von der Geometrie für die geplanten Formtiefen 0,5, 0,75, 1,0 und 1,5 mm integriert in 0,75 mm-Aligner jeweils 74,8%, 74,7%, 69% und 49,3%. Mit der Abnahme der Tiefziehbarkeit der Formen mit zunehmender geplanter Formtiefe nahm folglich die erreichte Modifikationstiefe im Aligner ab.

Bezüglich der Geometrie wies die Halbmondform unabhängig von der geplanten Formtiefe mit 75,7% die höchste Tiefziehbarkeit im Vergleich zu den Formen Kugel (45,9%) und Zylinder (72,6%) auf. (Abb. 32) Für die tiefsten digital geplanten 1,5 mm-Modifikationen wiesen die Formen Halbmond und Zylinder erreichte Formtiefen von jeweils 0,96 (64,1%) und 0,93 mm (62,3%) auf. Im Gegensatz dazu fiel die gemessene Formtiefe von 0,52 mm der kugelförmigen Geometrie um 45,4% geringer aus als für die mittleren Formtiefen der Halbmond- und Zylinderformen. In diesem Zusammenhang zeigte der Graphenverlauf der Kugelform (Abb. 32) ab der geplanten Formtiefe von 1,0 mm einen plateauähnlichen Verlauf. Eine Zunahme der geplanten Formtiefen von 1,0 auf 1,5 mm bewirkte für diese Modifikationsgeometrie

eine Zunahme der erreichten Formtiefe im 0,75 mm-Aligner von 0,47 auf nur 0,52 mm, sodass die Tiefziehbarkeit von 47,2% auf 34,5% abnahm.

3.2.2.2 Einfluss der Folienstärke

Die erreichten Formtiefen für die kugel-, halbmond- und zylinderförmigen Geometrien bei der einheitlichen geplanten 1,5 mm-Modifikationstiefe integriert in Aligner verschiedener Folienstärken sind in Abbildung 33 dargestellt.

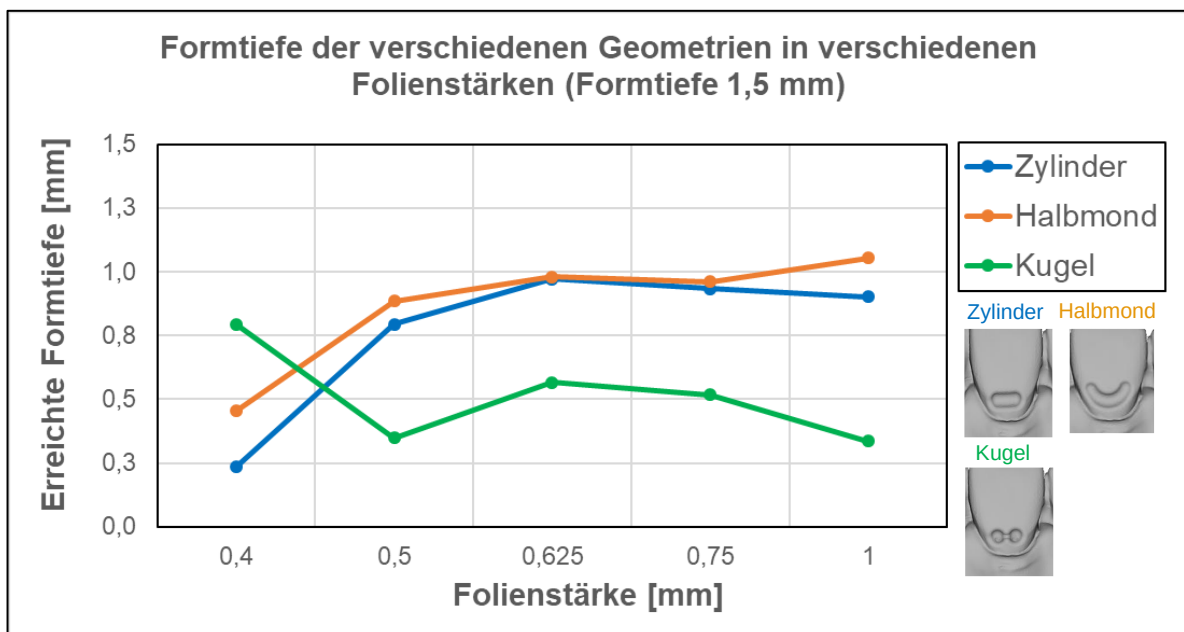


Abbildung 33. Mittlere gemessene Formtiefen der kugel- (grün), halbmond- (orange) und zylinderförmigen (blau) Geometrien integriert in Aligner unterschiedlicher Folienstärken bei der geplanten 1,5 mm-Modifikationstiefe. Die Aligner wurden jeweils zweifach basierend auf dem modifizierten Oberkiefermodell tiefgezogen (Universität Ulm, 2018-2019, n = 6).

Hinsichtlich der Folienstärke ließ sich unabhängig von der Geometrie ein leicht positiver Trend hin zu einem größeren Prozentsatz an erreichter Formtiefe in den Alignern feststellen (Abb. 33). Bei einer geplanten Formtiefe von 1,5 mm betrugen die Mittelwerte der gemessenen Formtiefen unabhängig von der Geometrie für die 0,4 mm- und für die 1,0 mm-Aligner jeweils 0,49 mm (Tiefziehbarkeit 32,9%) und 0,76 mm (Tiefziehbarkeit 51%). Die Folienstärke 0,625 mm wies mit einer mittleren erreichten Formtiefe von 0,84 mm die größte Tiefziehbarkeit (56%) auf.

Die Tiefziehbarkeit der Kugelform unterschied sich zu den Geometrien Halbmond und Zylinder, sodass eine Zunahme der Folienstärke bei der Kugelform zu einer Abnahme der Tiefziehbarkeit führte (Abb. 33). Demnach wies der 0,4 mm-Aligner

mit einer erreichten, mittleren Formtiefe von 0,79 mm die höchste Formtiefe auf (Tiefziehbarkeit 52,9%) und die geringste Formtiefe (0,34 mm) wurde mit dem 1,0 mm-Aligner gemessen (Tiefziehbarkeit 22,7%).

Insgesamt wurde beim Vergleich aller Geometrien in den jeweiligen Folienstärken die höchste Tiefziehbarkeit mit 70,3% für die Halbmondform mit dem 1,0 mm-Aligner verzeichnet (Formtiefe 1,06 mm). Die geringste Tiefziehbarkeit mit 15,6% wurde für die zylinderförmigen Modifikationen integriert in die dünnsten 0,4 mm-Aligner gemessen (Formtiefe 0,23 mm).

4 Diskussion

Mit der Markteinführung der Systeme Clear Aligner® und Invisalign® verbesserten sich die Möglichkeiten zur Korrektur von moderaten Malpositionen durch graduelle Zahnbewegungen mittels einer Serie aufeinander aufbauender Polyurethan-Aligner [17]. Die hauptsächlichen Unterscheidungsmerkmale der beiden genannten Systeme betreffen die Folienstärke der Aligner und das Staging [44]: Zum einen werden beim Invisalign®-System kleine Setupschritte zwischen 0,1 und 0,2 mm mit Schienen in der einheitlichen Folienstärken von 0,75 mm durchgeführt [8]. Zum anderen basiert das Clear-Aligner®-System auf größeren Setup-Schritten von bis zu einem Millimeter, wobei Schienen in den Folienstärken 0,5, 0,625 und 0,75 mm empfohlen werden [44]. Trotz der Etablierung der Alignertherapie als anerkanntes orthodontisches Therapiekonzept wird das Potenzial von Alignern zur Durchführung körperlicher labio-palatinaler Zahnbewegungen von Frontzähnen in Frage gestellt.

Der Grund für die Limitation der Aligner ohne Modifikationen zur palatinalen Translationsbewegung ist folgender: Der Aligner biegt sich beim Einsetzen durch den Unterschied zwischen der aktuellen und der im Aligner eingestellten Zahnposition labial auf. Bedingt durch die Rückstellkraft der Schiene entsteht eine Krafteinwirkung auf den Zahn. Der initiale Angriffspunkt der Kraft befindet sich am inzisal-labialen Kontaktpunkt der Zahnkrone mit der Schiene. Durch den großen Abstand zum Widerstandszentrum entsteht dort ein nach palatinal kippend wirkendes Drehmoment. Mit der initialen Zahnkipfung verschiebt sich gleichzeitig der labiale Kontaktpunkt von inzisal nach apikal und die Kraftgröße nimmt ab (Abb. 34). Durch die initiale Kippung entsteht eine zweite Kontaktkraft an der palatinalen Fläche der Schiene. Diese bildet zusammen mit der labialen, zervikalen Kraft ein Kräftepaar, welches am Widerstandszentrum ein Gegendrehmoment auslöst. Um eine körperliche Zahnbewegung zu erzeugen, muss das Gegendrehmoment das Kippmoment vollständig ausgleichen, was grundsätzlich in Frage gestellt wird (Abb. 34).

Das Alignerpotential zur körperlichen labio-palatinalen Translationsbewegung von Frontzähnen wurde im Rahmen dieser Dissertation zum einen mittels einer systematischen Literaturrecherche (s. Abschnitt 1.6) analysiert. Die Limitation der Aligner ohne Modifikationen zur palatinalen Translations- und Torquebewegung von Frontzähnen wurde in zahlreichen Studien bestätigt [17, 18, 21, 30, 49, 76, 77, 84]. Grund sei die Dominanz des Kippmoments durch die exzentrische Kraftapplikation an der

Zahnkrone [21]. Mögliche Alignermodifikationen zur Verbesserung des Anteils der körperlichen Zahn- bzw. Torquebewegung stellen Attachments dar [76, 77, 84]. Als Alignermodifikationen eignen sich auch eine veränderte Alignergeometrie oder der Zusatz von Druckpunkten [21, 76, 77]. Die Modifikationen erhöhten dabei die lokale Alignersteifigkeit [21]. Beim Vergleich von horizontal ellipsoiden Attachments und Power Ridges für die Torquebewegung von Frontzähnen wurden in den Studien von Simon et al. [76, 77] die Druckpunkte favorisiert. Grund war das um 17,9% höhere Drehmoment M_y in labio-palatinaler Richtung für die Power Ridges im Gegensatz zu den Attachments sowie die höhere Genauigkeit der Torquebewegung mit den Druckpunkten (+2,4%) [76, 77]. Die Geometrie der verwendeten Modifikationen in den Studien waren horizontal ellipsoide und rechteckige Attachments sowie die Power Ridges des Invisalign®-Systems [76, 77, 84]. Allerdings wurden die Positionen und die Geometrien der Modifikationen in allen Studien nur vage beschrieben, sodass die digitale Anwendung sehr häufig in eigener Regie im Rahmen der in-office-Herstellung erfolgt.

Das Ziel dieser Studie war die biomechanische Untersuchung verschiedener Alignermodifikationen integriert in PET-G Aligner zur körperlichen, palatinalen Zahnbewegung von oberen, mittleren Schneidezähnen. Für eine palatinale Translationsbewegung ist grundsätzlich sowohl eine nach palatinal gerichtete Kraftkomponente (F_y) als auch ein nach palatinal gerichtetes Drehmoment (M_x) nötig. Zur Evaluation und Erforschung des Potenzials von Alignern zur Erzeugung dieser Lastkomponenten wurden verschiedene Druckpunktgeometrien und -tiefen untersucht. Auch der Einfluss der Folienstärke wurde in diesem Zusammenhang analysiert. In Anlehnung an die Invisalign®-Therapie wurden halbmondförmige Modifikationen getestet. Des Weiteren wurden zylinder- und kugelförmige Druckpunkte untersucht, die im Rahmen der digitalen in-office Herstellung einfach zu positionieren und zu implementieren sind.

Beim Einsetzen von Alignern ohne Modifikationen entstand ohne eine einprogrammierte Setupumstellung keine Diskrepanz zwischen Zahn und Schiene. Bedingt durch die fehlende Aufbiegung dieser Schienen wurden demnach keine labio-palatinalen Kräfte in der Neutralposition auf den Zahn appliziert. Im Gegensatz dazu wurden bei Alignern mit labial positionierten Druckpunkten bereits unmittelbar nach dem Einsetzen der Schiene in der Neutralposition negative labio-palatinal Kraftwerte (F_y) gemessen. Dieser Effekt lässt sich auf die labiale Aufbiegung des

Aligners durch den Druckpunkt zurückführen (Abb. 35). Aus der in der initialen Position des Zahns entstehenden negativen, nach palatinal gerichteten Kraft (F_y) resultiert klinisch eine palatinale Kippung des Messzahns 11. Diese ist bedingt durch die exzentrische Kraftapplikation an der Zahnkrone und durch das Alignerspiel durch die Platzhalterfolie. Infolge dieser Bewegung entsteht eine zweite Kontaktkraft an der palatinalen Kontaktoberfläche des Zahns zur Schiene (Abb. 35). Graphisch ist die Entstehung der palatinalen Kontaktkraft als Schnittpunkt der Mx-Kurve mit der x-Achse während der simulierten palatinalen Zahnbewegung markiert. Als Folge der beiden Kontaktkräfte bildet sich ein labio-zervikales Kräftepaar, das am Widerstandszentrum als Gegendrehmoment zum Kippmoment fungierte (Abb. 35).

In diesen Versuchen wurde der Schnittpunkt der Mx-Kurve mit der x-Achse mit der Entstehung des labio-palatinalen Kräftepaars als Start des effektiven Arbeitsbereichs des Aligners definiert, weil ab diesem Punkt das Kippmoment durch das Gegendrehmoment vollständig ausgeglichen ist. Innerhalb des effektiven Arbeitsbereichs waren sowohl die Kräfte (F_y) als auch die Drehmomente (Mx) nach palatinal gerichtet, was die Voraussetzung für eine palatinale Translationsbewegung ist. Damit wurde der Messzahn nach der initialen Zahnkipfung aufgerichtet. Dieser Effekt ist auf die Alignermodifikationen als zusätzliche lokale Schienenversteifung zurückzuführen. Durch die Zunahme der zervikalen Schienensteifigkeit erhöhte sich die labio-zervikale Kontaktkraftkomponente der Schiene, sodass die Höhe des labio-palatinalen Kräftepaars zunahm. Damit erhöhte sich auch das für die palatinale Translationsbewegung notwendige Gegendrehmoment zum Kippmoment.

Die beschriebenen, aus den durch Aligner applizierten Kraft- und Drehmomentkomponenten, zu erwarteten Effekte konnten auch in dieser Studie festgestellt werden. Am Beispiel der 1,5 mm tiefen Zylindermodifikation integriert in 0,75 mm-Aligner wurde eine initiale Kippung von 0,09 mm gefolgt von einer Aufrichtung des Messzahns um 0,1 mm beobachtet, wobei letztere als der effektive Arbeitsbereich des Aligners deklariert wurde. Mit unterschiedlichen Ausprägungen wurde das Auftreten des initialen Spiels mit der nachfolgenden Zahnaufrichtung auch bei den anderen getesteten Modifikationen festgestellt. Demnach konnte bei jedem modifizierten Aligner ein Start- und ein Endpunkt und damit eine definierte Länge des effektiven Arbeitsbereichs bestimmt werden. Die durchschnittliche Länge betrug für die 0,75 mm-Aligner mit unterschiedlichen Modifikationstiefen 0,075 mm (Bereich 0,02 –

0,11 mm palatinale Auslenkung). Bei den Alignern in den Folienstärken 0,4 bis 1,0 mm mit der einheitlichen Modifikationstiefe 1,5 mm wurde eine durchschnittliche Länge von 0,1 mm (0,07 – 0,15 mm palatinale Auslenkung) berechnet.

Bei Betrachtung der Geometrie begann der effektive Arbeitsbereich bei den 1,5 mm tiefen Zylindermodifikationen unabhängig von der Folienstärke bereits bei 0,09 mm palatinaler Auslenkung und bei den halbmond- und kugelförmigen Druckpunkten erst bei 0,12 mm. Der frühe Startpunkt für die flache 0,5 mm tiefe Zylinderform integriert in den 0,75 mm-Aligner ließ sich auf die Schrumpfung des Aligners im Herstellungsprozess und auf kleine Kontaktänderungen während des Messvorgangs zurückführen, die bei dem kleinen Aktivierungsbereich eine untergeordnete Rolle spielten. Generell hatte die Geometrie einen geringeren Einfluss auf den effektiven Arbeitsbereich. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass sich die Tiefziehbarkeit der Geometrien mit kleinen Abweichungen kaum unterschied. Demnach waren die labio-zervikalen Kontaktkräfte zwischen dem Zahn und dem Aligner und damit die Startpunkte der Modifikationen bei der gleichen geplanten Druckpunkttiefe unabhängig von der Geometrie (mit Ausnahme der 1,5 mm tiefen Halbmond- und der manuell eingepressten Zylinderform) vergleichbar (Wilcoxon-Mann-Whitney-Tests, $p < 0,001$). Einen großen Einfluss auf die Effizienz der Modifikationen hat die Länge des effektiven Arbeitsbereichs. Aus den Studienergebnisse konnte abgeleitet werden, dass die Zylinder-Modifikationen durch einen ausreichend langen effektiven Arbeitsbereich am besten als Druckpunktgeometrie geeignet waren. Der effektive Bereich war für alle Druckpunkttiefen der Zylinderform im Mittel um jeweils 24% und um 16% länger als der effektive Arbeitsbereich der Geometrien Kugel und Halbmond (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$ bzw. $p = 0,36688$).

Wie in den Ergebnissen dargestellt hatte die Tiefe der Modifikationen einen größeren Einfluss auf den effektiven Arbeitsbereich als die Geometrie. Eine Zunahme der Druckpunkttiefe im Aligner bewirkte eine Erhöhung der zervikalen Kontaktkraft durch die größere lokale Schienenausbiegung. Bei Zunahme der Formtiefe verschob sich für alle Geometrien der Startpunkt zu einer späteren palatinalen Zahnauslenkung (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$). Eine Ausnahme bildete die 2,0 mm tiefe Kugelform, sodass der Start des effektiven Arbeitsbereichs bei einer früheren palatinalen Auslenkung lag (-0,06 mm) im Vergleich zur 1,5 mm tiefen Form (-0,12 mm). Letzterer Effekt lässt sich vermutlich auf die verminderte Tiefziehbarkeit der Kugelform mit zunehmender Modifikationstiefe zurückführen

(s. Abschnitt 3.2.2.1). Eine mögliche Erklärung für die verminderte Tiefziehbarkeit ist die Entstehung eines Lufteinschlusses während dem Tiefziehen, welcher sich am tiefsten Punkt der Modifikationsform konzentriert (Abb. 48a). Diese Luftkammer könnte die vollständige Ausformung der Negativform durch die PET-G Folie verhindern (Abb. 45a). Geometrisch bedingt nahm dieser Effekt durch die reduzierte Luftentweichung mit steigender Modifikationstiefe zu.

Überraschenderweise waren die Startpunkte der 1,0 mm tiefen, mit Spezialzangen eingepressten Druckpunkte und der 1,5 mm digital geplanten Druckpunktformen mit Mittelwerten von jeweils 0,11 und 0,13 mm vergleichbar. Eine mögliche Erklärung ist, dass die erreichte Formtiefe der Modifikationen im Aligner ähnlich war. Grund ist, dass sich die Formtiefe der eingepressten 1,0 mm Formen auf die erreichte Modifikationstiefe im Aligner bezog, jedoch definierte die Tiefe 1,5 mm der digitalen Formen die geplante Modifikationstiefe. Mit dem Tiefziehverfahren reduzierte sich die geplante auf die erreichte Formtiefe im Aligner, sodass die erreichten Formtiefen der 1,5 mm digitalen Formen und der 1,0 mm eingepressten Formen offensichtlich vergleichbar waren (Abb. 36a). Deshalb waren die Biomechanik und damit der Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs für diese Modifikationen ähnlich. Der Unterschied zwischen der digital geplanten und der erreichten Druckpunkttiefe in der Schiene muss bei der Alignerplanung berücksichtigt werden.

Basierend auf den Studienergebnissen zeigte sich, dass die flachen 0,5 mm-Formen durch den sehr kurzen effektiven Arbeitsbereich mit einer Länge von max. 0,02 mm nicht zu empfehlen sind. Die Länge des effektiven Arbeitsbereichs nahm jedoch bei allen Geometrien mit steigender Druckpunkttiefe zu. Erhöhte man die Formtiefe von 0,5 auf 1,5 mm, so verlängerte sich der effektive Arbeitsbereich bei allen Geometrien um 450%. Eine weitere Vertiefung von 1,5 auf 2,0 mm führte durchschnittlich zu einer Längenzunahme von 111,1%. Ähnlich lang waren die effektiven Arbeitsbereiche für die 1,5 mm digital geplanten Modifikationen und für die 1,0 mm tiefen eingepressten Druckpunktformen Kugel und Zylinder mit Längen von jeweils 0,08 und 0,09 mm auf. Der Grund für diesen Effekt war die Reduktion der Druckpunkttiefe durch den Tiefziehprozess der Aligner (Abb. 36). Demnach war die erreichte Formtiefe der digital geplanten 1,5 mm tiefen Formen vergleichbar mit den 1,0 mm tiefen manuell eingepressten Druckpunkten. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Länge des effektiven Arbeitsbereichs soll die digital geplante Modifikationstiefe 1,5 mm nicht unterschritten werden.

Beim Vergleich des manuellen Einpressens von Druckpunkten und der digital geplanten Modifikationen bietet das direkte Einpressen von Druckpunkten direkt am Behandlungsstuhl den Vorteil der verkürzten Behandlungszeit für den Patienten. Durch die direkte Modifikation der Schienen am Behandlungsstuhl können auch Laborkosten gespart werden. Ein Nachteil der manuell eingepressten Druckpunkte im Vergleich zu den digital geplanten Formen ist die verlängerte Stuhlzeit für den Behandler. Gleichzeitig entsteht durch das manuelle Einpressen eine Ungenauigkeit in der Druckpunktposition mit der damit verbundenen Variabilität der Schienen. Die Lokalisation der labialen Druckpunkte in zervikal-inzisaler Richtung hat einen Einfluss auf die Höhe der Kraft-Drehmomentkomponenten. Dabei setzt sich die Höhe der auf die Zahnkrone applizierten Drehmomente (M_x) aus dem Produkt der labio-zervikalen Kräften (F_y) und dem senkrechten Abstand (a) des Druckpunkts zur Kronenmitte in Richtung der Zahnlongsachse zusammen ($M = F \times a$). Eine Verschiebung des Druckpunkts von zervikal (Abb. 37a) nach incisal (Abb. 37b) würde demnach eine Abnahme der auf die Zahnkrone applizierten Drehmomente (M_x) bewirken. Der Grund ist die Reduktion des Abstands des mehr incisal platzierten Druckpunkts zur Kronenmitte. Mit der Variabilität der Schienen durch die unterschiedliche manuelle Positionierung der Druckpunkte in incisal-zervikaler Richtung ist demnach die Höhe der Kraft-Drehmomentkomponenten und damit die Zahnbewegung nicht genau vorherzusagen. Dagegen kann mit der digitalen Platzierung der Modifikationen in jeder Schiene eine einheitliche und genauere Höhe der Druckpunkte erreicht werden. Folglich nimmt die 3D-Genauigkeit der Zahnbewegung und die Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses mit der digitalen Positionierung zu.

Bezüglich der Folienstärke der Aligner wurde in der Studie untersucht, ob auch dünnere Schienen das Potential zur palatinalen Translationsbewegung eines oberen mittleren Frontzahns hatten. Die Ergebnisse zeigten, dass unabhängig von der Modifikationsgeometrie sogar die dünnsten Aligner der Folienstärke 0,4 mm einen effektiven Arbeitsbereich aufwiesen.

Mit Blick auf den Startpunkt zeigte sich keine klare Abhängigkeit zur Folienstärke. Der früheste Zeitpunkt (nach 0,07 mm palatinaler Bewegung des Messzahns) befand sich bei der 1,5 mm tiefen Kugelform integriert in 1,0 mm-Aligner. Dieser Effekt war auf die Tiefziehbarkeit dieser Geometrie mit der Folienstärke 1,0 mm zurückzu-

führen. Platzbedingt konnte sich die 1,0 mm dicke PET-G Folie durch den Kugelradius von 0,75 mm nicht bis zum tiefsten Punkt der Negativform einsenken (Abb. 36b). Für eine verbesserte Tiefziehbarkeit muss der Radius der Kugelform auf mindestens 1,0 mm eingestellt werden. Im Gegensatz zur Kugelform nahm die Tiefziehbarkeit der Modifikationen Halbmond und Zylinder mit steigender Folienstärke zu. Bei diesen Geometrien könnte die erhöhte Formbreite und die damit verbundene erleichterte Luftentweichung zur verbesserten Tiefziehbarkeit beitragen.

Hinsichtlich der Länge des effektiven Arbeitsbereichs zeigte sich unabhängig von der Geometrie eine geringe Abhängigkeit von der Folienstärke. Folglich wiesen die dicksten Aligner der Folienstärke 1,0 mm für jede Geometrie den längsten effektiven Bereich auf (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$). Insgesamt verfügten die 1,0 mm-Aligner mit der Zylinderform mit einer Länge von 0,15 mm über den längsten effektiven Arbeitsbereich.

Unabhängig von der Modifikationsgeometrie, der -tiefe und der Folienstärke wurde für alle untersuchten Aligner eine initiale Zahnkipfung durch das Alignerspiel in der Neutralposition beobachtet (Abb. 38a). Das initiale Alignerspiel wird durch den ineffektiven Offset-Bereich beschrieben und könnte der Verwendung einer Platzhalterfolie innerhalb des Tiefziehprozesses geschuldet sein. Das geringste Spiel wies die 0,5 mm tiefe Halbmondform auf (0,01 mm) und das größte Spiel wurde bei der manuell eingepressten Zylinderform gemessen (0,14 mm). Um diesen ineffektiven Offset-Bereich mit der initialen Zahnkipfung (Abb. 38b) zur Herstellung der erforderlichen palatinalen Kontaktkraft zu umgehen, müsste das jeweilige initiale Spiel zwischen der Schiene und dem Messzahn aufgehoben werden. Zur Reduktion des Alignerspiels könnten zwei Alternativen Anwendung finden: Zum einen könnte auf die Platzhalterfolie beim Tiefziehprozess der Aligner verzichtet werden. Zum anderen könnte ein zweiter, zusätzlicher Druckpunkt an der inzisalen, palatinalen Schienenoberfläche platziert werden (Abb. 38c). Diese Alternative findet bereits im Invisalign®-System Verwendung. Durch die Positionierung des Druckpunkts auf der Höhe der zweiten Kontaktkraft könnte die initiale Kippung des Messzahns zur Herstellung des labio-palatinalen Kräftepaares entfallen bzw. zumindest reduziert werden. Zur Umgehung des Offset-Bereichs müsste die Tiefe des Druckpunkts dem Startpunkt der jeweiligen Alignerkonfiguration angepasst werden. Inwieweit der Verzicht auf die Platzhalterfolie oder das Einbringen eines zusätzlichen palatinalen

Druckpunkts das initiale Alignerspiel und damit die Lage des Startpunkts des effektiven Arbeitsbereichs beeinflusst, muss in weiteren Studien geklärt werden.

Neben der Tiefe, der Geometrie der Modifikationen und der Folienstärke der Aligner sind bezüglich der Effektivität der körperlichen palatinalen Bewegung auch die Alignersteifigkeit und die Höhe der labio-palatinalen Kräfte (F_y) relevant. Die gemessenen Kräfte (F_y) am Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs befanden sich für alle Geometrien in den Modifikationstiefen 0,5 bis zu 2,0 mm integriert in 0,75 mm-Aligner im Intervall von -0,76 bis zu 5,35 N. Dabei nahmen die labio-palatinalen Kräfte (F_y) mit steigender Formtiefe zu. Bei den 1,5 mm tiefen Formen betrugen die Kräfte am Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs für alle Geometrien gemittelt -4,4 N. Die Abhängigkeit zwischen den gemessenen labio-palatinalen Kräften und der Formtiefe der Modifikationen könnte durch die stärkere Aufbiegung der Schiene bei gleichbleibender Alignersteifigkeit zurückzuführen sein. Dieser Zusammenhang konnte durch die vorliegenden Messungen bestätigt werden.

Abbildung 27 zeigt die Alignersteifigkeit für die verschiedenen Modifikationsgeometrien in den jeweiligen Formtiefen bei der gleichen Alignerstärke (0,75 mm). Dabei unterscheidet sich die Alignersteifigkeit zwischen den verschiedenen Formtiefen global gesehen nicht signifikant voneinander. Weil in unseren Messergebnissen nahezu alle Druckpunkttiefen und -formen ähnliche Alignersteifigkeiten zeigten, konnte die Annahme, dass die Druckpunkte zu einer erhöhten Alignersteifigkeit führten [23], nicht bestätigt werden. Jedoch zeigte sich für alle Geometrien eine deutliche Abhängigkeit der Alignersteifigkeit zur Folienstärke (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$). Eine Erhöhung der Folienstärke von 0,4 auf 0,5, 0,625, 0,75 und auf 1,0 mm bewirkte unabhängig von der Geometrie eine Steifigkeitszunahme um jeweils 56,5%, 17,9%, 22,1% und um 18,7%. Die Ergebnisse zeigten mit der Zunahme der Schienensteifigkeit eine Erhöhung der labio-palatinalen Kräfte (F_y) zum Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs. Die Kraftmittelwerte (F_y) betrugen für die dünnsten 0,4 mm- und für die dicksten 1,0 mm-Aligner jeweils -1,8 N und -7,75 N.

Basierend auf Angaben in der Literatur wurde in dieser Studie die ideale Kraftgröße für diese Bewegungsform auf 0,5 N festgelegt. Gleichzeitig wurde in dieser Dissertation als optimales Aufrichtungsmoment (M_x) eines oberen, mittleren Schneidezahns ein Wert von 10,45 Nmm festgesetzt (s. Abschnitt 1.3.2). Die

Aufrichtungsmomente (M_x) der flachen 0,5 mm tiefen Modifikationen waren für alle Geometrien integriert in 0,75 mm-Aligner mit 6,8 Nmm zu niedrig. Bei der empfohlenen 1,5 mm tiefen Zylinderform integriert in Aligner der Folienstärke 0,75 mm betrugen die labio-palatinalen Kräfte (F_y) am Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs -5,18 N und die Aufrichtungsmomente (M_x) -40,60 Nmm. Zwar sind diese experimentell gemessenen labio-palatinalen Kräfte (F_y) und die Drehmomente (M_x) zu hoch, jedoch müssen einige Faktoren berücksichtigt werden, die zu einer Kraftreduktion der Aligner führen.

Ein Aspekt zur Reduktion der labio-palatinalen Kräfte (F_y) ist das initiale Alignerspiel, das die auftretenden Kräfte (F_y) und Drehmomente (M_x) abfängt. Ein weiterer Faktor ist die Kraftreduktion in Abhängigkeit von der Zeit, was in diesen Studienergebnissen bestätigt wurde. In diesen Messungen wurde in der zweiten Messwiederholung nach sechs Stunden für alle Geometrien in der Modifikationstiefe 1,5 mm integriert in 0,75 mm-Aligner eine initiale Kraftreduktion von -38,2% festgestellt. Auch Schmidt et al. [75] beobachteten nach der experimentellen Lagerung des PET-G Aligners in flüssigem Milieu nach einem einwöchentlichen Zeitintervall eine Kraftreduktion in Abhängigkeit von der Folienstärke. Für die 0,75 mm dicken PET-G Folien zeigte sich in dieser Studie eine initiale Kraftreduktion von -79 % für die Dauerbelastungsversuche und von -74% für zyklische Versuchseinheiten [75]. Bei den 0,4, 0,5 und 0,625 mm dicken PET-G Folien wurde eine Kraftreduktion von 90% ermittelt [75]. Auch durch die klinische Übertragung ist eine Kraftreduktion zu erwarten, die im Folgenden erläutert wird.

Wie bei allen In-Vitro Studien ist keine direkte Übertragung der experimentell ermittelten Kraft- und Drehmomentwerte auf die klinische Situation möglich. Hierfür sind mehrere Faktoren verantwortlich, die bei der Anwendbarkeit der Ergebnisse berücksichtigt werden müssen und die zur Kraftreduktion in der klinischen Anwendung der Aligner beitragen.

Ein Aspekt ist die In-Vivo vorhandene elastische Verankerung des Zahns durch das parodontale Ligament als Bestandteil des Zahnhalteapparats. Die starre Befestigung des Zahns auf dem 3D-Sensor in dieser biomechanischen Studie entspricht näherungsweise dem Zustand einer Ankylose. Durch diese unnachgiebige Verankerung des Zahns wird die Schienensteifigkeit direkt vom Aligner auf den

Messzahn übertragen. Klinisch ist durch den elastischen Einbau des Zahns durch das parodontale Ligament eine Kraftreduktion zu erwarten.

Weiter kann auch das Ein- und Ausgliedern der Aligner die klinisch applizierte Kraftgröße auf die Zähne beeinflussen. Das Einsetzen und Herausnehmen der Schienen kann durch die Materialermüdung eine plastische Deformation des Aligners oder ein Ausleiern der Schienen bewirken. Auch wenn die initialen labio-palatinalen Kräfte (F_y) und die Drehmomente um die mesio-distale Zahnachse (M_x) initial als zu hoch eingestuft wurden, können durch die klinisch zu erwartende Kraftreduktion dennoch die empfohlenen 1,5 mm-Aligner Anwendung finden. Hierfür sind weitere klinische, kontrollierte Studien nötig, um diese Effekte weiter zu untersuchen und um validierte Ergebnisse zu liefern.

Zur Annäherung an das intraorale Milieu wurden die Schienen unmittelbar vor deren Vermessung mit künstlichem Speichel benetzt. Dies diente auch zur Herabsetzung der Friktion zwischen den Zähnen und dem Aligner. Messungen haben gezeigt, dass der Speichel auch eine Veränderung der Materialeigenschaften des Aligners bewirkte [24, 52]. Dies ist unter anderem auf die Flüssigkeitsabsorption und damit auf die hygroskopische Expansion des Materials zurückzuführen [71]. Die veränderten Materialeigenschaften können sowohl die Passgenauigkeit der Schienen als auch die Alignersteifigkeit beeinflussen. Andererseits kann ebenfalls die Biomechanik und damit die resultierende Zahnbewegung verändert werden. Durch die einmalige Speichelbenetzung des Aligners konnte dieser Effekt jedoch nicht analysiert werden.

Eine weitere Limitation dieser Studie besteht darin, dass das Kraft- und Drehmomentsystem für die palatinale Translationsbewegung ohne eine Setup-Umstellung experimentell untersucht wurde. Aus diesem Grund sind weitere biomechanische und klinische Studien notwendig, um das Ausmaß der Setup-Umstellung eingrenzen und definieren zu können.

Basierend auf den Studienergebnissen werden die Alignermodifikationen der Geometrie Zylinder für die palatinale Translationsbewegung des oberen, mittleren Schneidezahns empfohlen. Zur Gewährleistung eines ausreichend langen effektiven Arbeitsbereichs soll für diese Modifikationsgeometrie eine Formtiefe von 1,5 mm gewählt werden. Die Testserien wurden in Anlehnung an die Ulmer Aligner Sequenz durchgeführt. In diesem Konzept werden für jeden Setupschritt Aligner der

Folienstärken 0,4, 0,5 und 0,75 mm eingesetzt. Die Schienensequenz basiert dabei auf Forschungsprojekten, in welchen Aligner in dünneren Folienstärken getestet wurden [22, 23]. Basierend auf den Studienergebnissen wird für die isolierte palatinale Translationsbewegung eines oberen mittleren Schneidezahns durch einen ausreichend langen effektiven Arbeitsbereich die Anwendung der 0,75 mm-Aligner empfohlen. Bei der kombinierten Zahnbewegung mehrerer Zähne kann die Ulmer Alignersequenz jedoch unter der Voraussetzung beibehalten werden, dass die letzte, harte Schiene im Setup (0,75 mm) über einen verlängerten Zeitraum getragen wird. Aus den Studienergebnissen ergibt sich bei der empfohlenen 1,5 mm tiefen Zylindermodifikation integriert in 0,75 mm-Aligner nach der initialen Kippung von 0,09 mm ein effektiver Arbeitsbereich und damit eine palatinale körperliche Bewegung von 0,1 mm. In dieser Kombination wurde experimentell eine initiale Kraft am Startpunkt des effektiven Bereichs im Median von -5,18 N erzeugt. Grundsätzlich ist der jeweilige effektive Arbeitsbereich für jeden Aligner individuell und hängt von der verwendeten Modifikationsgeometrie, der -tiefe und der Folienstärke des Aligners ab. Besonders dieser Punkt muss bei der digitalen Alignerplanung berücksichtigt werden.

5 Zusammenfassung

Die Mehrzahl der aktuellen Studien beschreiben eine Limitation des Aligners ohne Modifikationen zur körperlichen palatinalen Bewegung von oberen Frontzähnen. Selbst mit Alignermodifikationen wird diese Bewegung laut Aussage der Studien nur unzuverlässig übertragen. Das Ziel dieser experimentellen Studie war die Untersuchung verschiedener Alignermodifikationen zur körperlichen, palatinalen Zahnbewegung von oberen mittleren Schneidezähnen mittels Polyethylenterephthalat-Glykol-(PET-G-) Aligner. Für eine palatinale Translationsbewegung wären sowohl nach palatinal gerichtete labio-palatinal Kräfte (F_y) als auch nach palatinal gerichtete Drehmomente (M_x) nötig. In dieser Studie wurden verschiedene Alignermodifikationen hinsichtlich ihrer Druckpunktgeometrie und -tiefe bei fünf verschiedenen Duran®-Folien (Scheu Dental, Deutschland) in den Stärken 0,4 bis 1,0 mm untersucht. Zusätzlich wurde die Tiefziehbarkeit der Modifikationen evaluiert.

Die Testserien bezogen sich auf die simulierte palatinale Bewegung des separierten Messzahns 11 eines Oberkiefer-Frasaco® Modells unter dem Einfluss des labial positionierten Druckpunkts ohne eine Setup-Umstellung. Die untersuchten Alignermodifikationen waren digital geplante Druckpunkte in den Geometrien Doppel-Kugel, Halbmond und Zylinder in den Modifikationstiefen 0,5, 1,5 und 2,0 mm. Zusätzlich wurden zwei mit Spezialzangen manuell eingepresste Modifikationen der Geometrien Kugel und Zylinder getestet. Während der simulierten 0,25 mm-Translationsbewegung wurde das 3D-Kraft- und Drehmomentensystem in Bezug zum Zahnwiderstandszentrum aufgezeichnet.

Die in dieser Studie gemessenen Kräfte und Drehmomente weisen darauf hin, dass von Alignern zunächst eine initiale Zahnkipfung bedingt durch das Alignerspiel ausgelöst wird, welches im Bereich von 0,01 mm bis 0,17 mm liegt. Durch diese initiale Kippung bildete sich zusätzlich zur labialen Kontaktkraft des Druckpunkts zum Zahn eine zweite Kontaktkraft an der inzisal-palatinalen Schienenoberfläche, die ein Aufrichtungsmoment erzeugt und somit den Beginn des effektiven Arbeitsbereichs bezeichnet. Durch das Kräftepaar wird am Zahnwiderstandszentrum ein nach palatinal gerichtetes Drehmoment (M_x) mit der Möglichkeit zur palatinalen Zahnwurzelbewegung generiert, sodass der Zahn nach der initialen Zahnkipfung

aufgerichtet werden sollte. Für die dünnsten 0,4 mm-Aligner betrug die mittlere Zahnaufrichtung 0,08 mm und für die 1,0 mm dicken Schienen 0,14 mm.

Hinsichtlich der Druckpunktgeometrie eignete sich die Zylinderform am besten. Der effektive Arbeitsbereich für die Zylinderform mit dem 0,75 mm-Aligner war für alle Formtiefen im Mittel um jeweils 24% und um 16% länger als der Bereich der Geometrien Kugel (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$ bzw. $p = 0,36688$). Mit Blick auf die Formtiefe nahm bei allen Geometrien die Länge des effektiven Arbeitsbereichs mit steigender Modifikationstiefe zu. Hinsichtlich der Folienstärken zeigten die 1,0 mm-Aligner den längsten effektiven Arbeitsbereich (0,14 mm) (Wilcoxon-Mann-Whitney-Test, $p < 0,001$). Überraschenderweise wiesen sogar die dünnsten 0,4 mm-Aligner einen effektiven Arbeitsbereich auf (0,08 mm).

Insgesamt betrachtet zeigten die 1,5 mm tiefen Zylinderformen integriert in 0,75 mm-Aligner einen ausreichend langen effektiven Arbeitsbereich (0,1 mm) und generierten die benötigten idealen Kräfte und Momente von 0,5 N bzw. 10,45 Nmm für die palatinale Wurzelbewegung des Zahns 11.

Um die klinische Anwendbarkeit der vorliegenden Studie hinsichtlich der genauen Setup-Umstellung im Rahmen der in-office Alignerherstellung und um das intraorale Langzeitverhalten der Alignerschienen zu verifizieren, sind weitere klinische bzw. biomechanische Studien erforderlich.

6 Literaturverzeichnis

1. Acar Y B, Kovan A, Ates M, Biren S: How Efficient Are Clear Aligners? Clear Aligners vs Traditional Orthodontic Treatment: A Systematic Review. *Turkish J Orthod* 27, 106–110 (2014)
2. Baldwin D K, King G, Ramsay D S, Huang G, Bollen A-M: Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: Premolar extraction patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133, 837–845 (2008)
3. Barbagallo L, Jones A, Petocz P, Darendeliler M: Physical properties of root cementum: Part 10: Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133, 218–227 (2008)
4. Böhl M, K-J A M von: Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. *European journal of orthodontics* 31, 30–36 (2008)
5. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, Jäger A: Simulation of Orthodontic Tooth Movements. *J Orofac Orthop / Fortschr Kieferorthopädie* 60, 136–151 (1999)
6. Bourauel C, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Ziegler A, Jäger A: Computer-aided Analysis of the Biomechanics of Tooth Movement. *International journal of Computerized Dentistry* 10, 25–40 (2007)
7. Bowman, S J: Improving the predictability of clear aligners. *Seminars in Orthodontics* 23, 65–75 (2017)
8. Boyd R L, Miller R J, Vlaskalic V: The Invisalign system in adult orthodontics: mild crowding and space closure cases. *J Clin Orthod* 34, 203–212 (2000)
9. Brozek J L, Akl E A, Alonso-Coello P, Lang D, Jaeschke R, Williams J W, Phillips B, Lelgemann M, Lethaby A, Bousquet J, Guyatt G H, Schünemann H J: Grading quality of evidence and strength of recommendations in clinical practice guidelines. Part 1 of 3. An overview of the GRADE approach and grading quality of evidence about interventions. *Allergy* 64, 669–677 (2009)
10. Brudvik P, Rygh P: Root resorption beneath the main hyalinized zone. *The European Journal of Orthodontics* 16, 249–263 (1994)

11. Brudvik P, Rygh P: The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament. *European journal of orthodontics* 15, 249–263 (1993)
12. Burstone C J, Koenig H A: Force systems from an ideal arch - large deflection considerations. *The Angle orthodontist* 59, 11–16 (1989)
13. Burstone C J, Pryputniewicz R J: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American journal of orthodontics* 77, 396–409 (1980)
14. Caia Y, Heb B, Yangb X, Yaoc J: Optimization of configuration of attachment in tooth translation with transparent tooth correction by appropriate moment-to-force ratios: Biomechanical analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering* 26, 507–517 (2015)
15. Castroflorio T, Gambero E F, Caviglia G P, Deregibus A: Biochemical markers of bone metabolism during early orthodontic tooth movement with aligners. *The Angle orthodontist* 87, 74–81 (2017)
16. Dai, F-F, Xu, T-M, Shu, G: Comparison of achieved and predicted tooth movement of maxillary first molars and central incisors: First premolar extraction treatment with Invisalign. *The Angle orthodontist* 89, 679–687 (2019)
17. Djeu G, Shelton C, Maganzini A: Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 128, 292-298 (2005)
18. Drake C T, McGorray S P, Dolce C, Nair M, Wheeler T T: Orthodontic Tooth Movement with Clear Aligners. *International Scholarly Research Network*, 1–7 (2012)
19. Duncana L O, Piedade L, Lekic M, Cunha R S, Wiltshire W A: Changes in mandibular incisor position and arch form resulting from Invisalign correction of the crowded dentition treated nonextraction. *Angle Orthodontist* 86, 577–583 (2016)
20. Elkholy F: Determining the forces and moments generated by PET-G thermoplastic orthodontic appliances during a labio-palatal movement of an upper central incisor. *Zahnmed Dissertation, Universität Ulm* (2015)

21. Elkholy F, Panchaphongsaphak T, Kilic F, Schmidt F, Lapatki B G: Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. *Journal of orofacial orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* 76, 460–475 (2015)
22. Elkholy F, Schmidt F, Jager R, Lapatki B G: Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: An in vitro study. *The Angle orthodontist* 86, 883–890 (2016)
23. Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki B G: Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 151, 407-415 (2017)
24. Elkholy F, Schmidt S, Amirkhani M, Schmidt F, Lapatki B G: Mechanical Characterization of Thermoplastic Aligner Materials: Recommendations for Test Parameter Standardization. *Journal of healthcare engineering*, 1–10 (2019)
25. Engelke B: Kraft- und Drehmomentabgabe thermoplastisch geformter Schienen bei Frontzahnderotation vor und nach Alterungssimulation. *Zahnmed Dissertation, Universität Göttingen* (2010)
26. Engeln J: Kieferorthopädische Behandlungen mit transparenten Schienenapparaturen. Therapeutische Möglichkeiten am Beispiel des Invisalign®-Systems. *Masterthese Kieferorthopädie, Universität Krems, Österreich* (2010)
27. Erfurth-Jach T F: Biomechanische Untersuchungen an thermoplastisch geformten Schienen. *Zahnmed Dissertation, Universität Göttingen* (2012)
28. Geiger M E, Lapatki B G: Locating the center of resistance in individual teeth via two- and three-dimensional radiographic data. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* 75, 96–106 (2014)
29. Gomez, J P, Pena F M, Martinez V, Giraldo D C, Cardona C I: Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *The Angle orthodontist* 85, 454–460 (2015)
30. Grünheid T, Loh C, Larson B E: How accurate is Invisalign in nonextraction cases? Are predicted tooth positions achieved? *Angle Orthodontist* 87, 809–815 (2017)

31. Hahn W, Fialka-Fricke J, Dathe H, Fricke-Zech S, Zapf A, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R: Initial forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping. *The European Journal of Orthodontics* 31, 625-631 (2009)
32. Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R: Torquing an upper central incisor with aligners--acting forces and biomechanical principles. *European journal of orthodontics* 32, 607–613 (2010)
33. Hauschopp N K: Effektivität der Invisalign-Teen-Behandlung-Validierung einer Analyse-Methode. Zahnmed Dissertation, Universität Bonn (2012)
34. Hennessy J, Al-Awadhi E A: Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *Journal of orthodontics* 43, 68–76 (2016)
35. Hilliard K, Sheridan J J: Adjusting Essix Appliances at Chairside-These simple adjustments can be made in the operatory. *Journal of clinical orthodontics* 34, 236–238 (2000)
36. Isola G, Matarese G, Cordasco G, Perillo L, Ramaglia L: Mechanobiology of the tooth movement during the orthodontic treatment: a literature review. *Minerva stomatologica* 65, 299–327 (2016)
37. Iwasaki L R, Haack J E, Nickel J C, Morton J: Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117, 175–183 (2000)
38. Kahl-Nieke, B. (Hg.): Einführung in die Kieferorthopädie. Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie, 3. Aufl.: Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, S. 181-192 (2009)
39. Ke Y, Zhu Y, Zhu M: A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. *BMC Oral Health* 19, 1–101–10 (2019)
40. Kesling H D: The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg*, 297–304 (1945)
41. Kesling H D: Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *Am J Orthod Oral Surg* 32, 285–293 (1946)
42. Khan W: Kieferorthopädische Behandlungen mit einem neuen Twin-Aligner-System (Orthocaps®). *Inf Orthod Kieferorthop* 41, 175–182 (2009)
43. Kim T, S P: Das Clear-Aligner-Konzept nach Dr. Kim. *KN Kieferorthopädische Nachrichten* 6, 14–15 (2010)

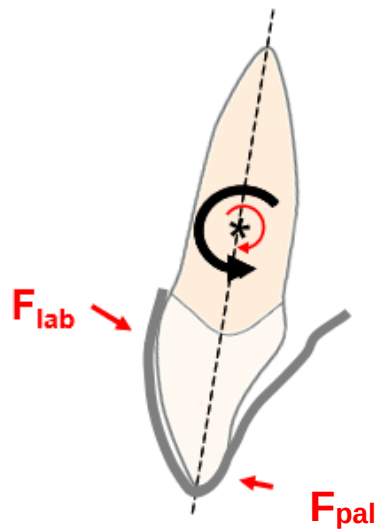
44. Kim T-W, E P: Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World journal of orthodontics* 8, 13–18 (2007)
45. Kim T-W, Wilhelmy B, Gaugel H (2007): http://www.andersson-gaugel.de/pdf/SD_Clear-Aligner_klein.pdf (12.02.2020)
46. Kuncio D, Maganzini A, Shelton C, Freeman K: Invisalign and Traditional Orthodontic Treatment Postretention Outcomes Compared Using the American Board of Orthodontics Objective Grading System. *Angle Orthod* 77, 864–869 (2007)
47. Lagraverre M O, Flores-Mir C: The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: a systematic review. *The Journal of the American Dental Association* 136, 1724–1729 (2005)
48. Lena Schrott: Effektivität der Zahnbewegungen bei einer Aligner-Behandlung. Med Dissertation, Universität Bonn (2016)
49. Li W, Wang S, Zhang Y: The effectiveness of the Invisalign appliance in extraction cases using the ABO model grading system: a multicenter randomized controlled trial. *International journal of clinical and experimental medicine* 8, 8276–8282 (2015)
50. Li X, Ren C, Wang Z, Zhao P, Wang H, Bai Y: Changes in force associated with the amount of aligner activation and lingual bodily movement of the maxillary central incisor. *Korean journal of orthodontics* 46, 65–72 (2016)
51. Li Y, Jacox L A, Little, S H, Ko, C-C: Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *The Kaohsiung journal of medical sciences* 34, 207–214 (2018)
52. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Siciliani G: Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study. *The Angle orthodontist* 87, 11–18 (2017)
53. McNamara J A, Brudon W L: Invisible retainers and aligners: Orthodontics and dentofacial orthopedics. Needham Press, Ann Arbor, Michigan, 475–486 (2001)
54. Miehtke R-R: Geschichte der Alignertherapie. *Kieferorthopädische Nachrichten* 4, 6–11 (2012)
55. Nahoum H: The vacuum formed dental contour appliance. *New York J. Dent.* 9, 385–390 (1964)

56. Norton, L A, Burstone C J: The biophysics of bone remodelling during orthodontics - optimal force considerations. *The Biology of tooth movement*, 321–334 (1989)
57. Nyashin Y, Nyashin M, Osipenko M, Lokhov V, Dubinin, Rammerstorfer F, Zhurov A: Centre of resistance and centre of rotation of a tooth: experimental determination, computer simulation and the effect of tissue nonlinearity. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19, 229–239 (2016)
58. Oppenheim A: Tissue changes particularly of the bone, incident to tooth movement. *American journal of orthodontics* 57, 113–132 (1942)
59. Papadimitriou A, Mousouleas S, Gkantidis N, Kloukos D: Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: a systematic review. *Progress in orthodontics* 19, 1–24 (2018)
60. Papageorgiou S N, Sifakakis I, Keilig L, Patcas R, Affolter S, Eliades T, Bourauel C: Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: a finite element study. *European journal of orthodontics* 39, 411–418 (2017)
61. Ponitz R: Invisible retainers. *American journal of orthodontics* 59, 266–272 (1971)
62. Poppe M, Bourauel C, Jäger A.: Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth A Study of Autopsy Specimens and Their Conversion into Finite Element Models. *J Orofac Orthop* 63, 358–370 (2002)
63. Proffit W R. Mechanical principles in orthodontic force control. In: Proffit W R, Fields H W, Sarver D M: *Contemporary orthodontics*. Mosby Elsevier St. Louis Missouri, S. 359–394 (2009)
64. Proffit WR. The biologic basis of orthodontic therapy. In: Proffit, W R; Fields, H W; Sarver, D M (Eds.): *Contemporary orthodontics*. Mosby Elsevier, St. Louis Mo, S. 331–358 (2007)
65. Ravindra N, Kuhlberg A: *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. Elsevier Saunders, St. Louis, Mo, S. 1-16 (2005)
66. Ren Y, Maltha J, Kuijpers-Jagtman A: Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Australian orthodontic journal* 73, 86–92 (2003)

67. Ricketts R M: Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs Part 1. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 70, 241–268 (1976)
68. Ro M-Y: Prüfung der Torque- und Dimensionsstabilität von Kunststoff-brackets. Zahnmed Dissertation, Universität Düsseldorf (2006)
69. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi C L: Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle orthodontist* 85, 881–889 (2015)
70. Rosvall M D, Fields H W, Ziuchkovski J, Rosenstiel S F, Johnston W M: Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 135, 1–12 (2009)
71. Sandsted C.: Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. *Nord Tandl Tidsskr* 5, 236–256 (1904)
72. Schumacher M: Measurement of Clinical Crown Length of Incisor and Premolar Teeth in Clinically Healthy Rabbits. *Journal of Veterinary Dentistry* 28, 90–95 (2011)
73. Sheridan J J: Essix appliances: minor tooth movement with divots and windows. *Journal of clinical orthodontics* 28, 659–663 (1994)
74. Sheridan J J, Ledoux W, McMinn R: Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *Journal of clinical orthodontics* 27, 37–45 (1993)
75. Silva Schmidt: Mechanisches Verhalten von kieferorthopädisch thermoplastischen PET-G Materialien bei simulierter intraoraler Umgebung. Zahnmed Dissertation, Universität Ulm (2019)
76. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung B A, Bourauel C: Treatment outcome and efficacy of an aligner technique - regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC oral health* 14, 1–7 (2014)
77. Simon M, Keilig, L, Schwarze J, Jung B A, Bourauel C: Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 145, 728–736 (2014)
78. Tepedino M, Paoloni V, Cozza P, Chimenti P: Movement of anterior teeth using clear aligners: a three-dimensional, retrospective evaluation. *Prog Orthod.* 19, 1–8 (2018)

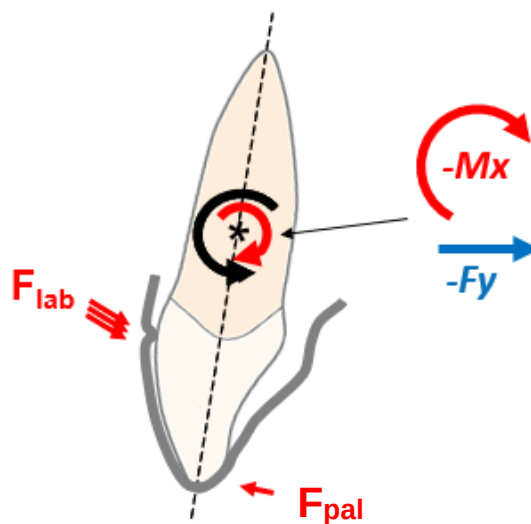
79. Thilander B, Rygh, P, Reitan K: Tissue Reactions in Orthodontics: In: Graber, T M, Vanarsdall, R L, Vig, K W, Graber, L W, Vig, Katherine W. L. (Eds.): Orthodontics: Current principles and techniques, 5. Aufl, Elsevier Mosby Philadelphia, PA, S. 247-286 (2012)
80. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A: Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *European journal of orthodontics* 21, 633–648 (1999)
81. Wheeler T T: Orthodontic clear aligner treatment. *Seminars in Orthodontics* 23, 83–89 (2017)
82. Womack W R, Ahn J H, Ammari Z, Castillo A: A new approach to correction of crowding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 122, 310–316 (2002)
83. Yokoi Y, Arai A, Kawamura J, Oozumi T, Usui Y, Okafuji N: Effects of Attachment of Plastic Aligner in Closing of Diastema of Maxillary Dentition by Finite Element Method. *Journal of healthcare engineering* 2019, 1–6 (2019)
84. Zhang X-J, He L, Guo H-M, Tian J, Bai Y-X, Li S: Integrated three-dimensional digital assessment of accuracy of anterior tooth movement using clear aligners. *Korean journal of orthodontics* 45, 275–281 (2015)

7 Anhang



Unkontrollierte Zahnkipfung

Abbildung 34. Schematische Erklärung der biomechanischen Limitation des Aligners ohne Modifikationen zur palatinalen Translationsbewegung eines Frontzahns. Es wird grundsätzlich in Frage gestellt, ob die Höhe des induzierten Gegendrehmoments (rot) durch das generierte labio-palatinale Kräftepaar (F_{lab} , F_{pal}) hoch genug ist, um das Kippmoment (schwarz) vollständig auszugleichen.



Palatinale Translation nach der initialen Kippung

Abbildung 35. Schematische Erklärung des Potenzials modifizierter Aligner zur palatinalen Translationsbewegung des oberen mittleren Schneidezahns. Der labiale Druckpunkt bewirkte eine lokale Schienenversteifung und damit eine Erhöhung der labio-zervikalen Kontaktkraft (F_{lab}) des Aligners, sodass das für die Translation notwendige Gegendrehmoment (rot) zunahm.

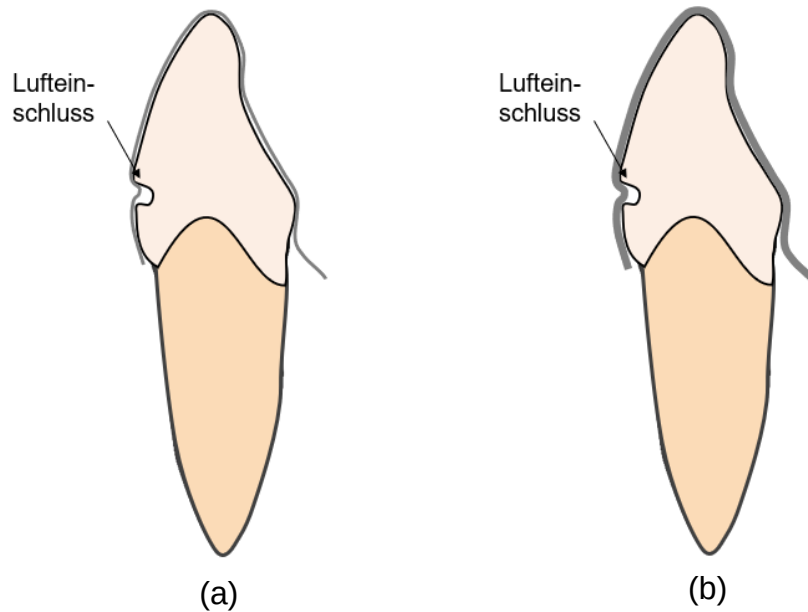


Abbildung 36. Diskrepanz zwischen der erreichten Formtiefe der Aligner nach dem Tiefziehprozess im Vergleich zur geplanten Formtiefe. (a) Der Lufteinschluss während dem Tiefziehvorgang verhinderte möglicherweise eine vollständige Ausformung der Negativform durch die erhitzten Polyethylenterephthalat-Glykol-Folien (a). Wenn die Folienstärke den eingestellten Radius der Modifikationsform übersteigt, dann wird zusätzlich eine weitere Extrusion der Aligner in die Negativform behindert (b).

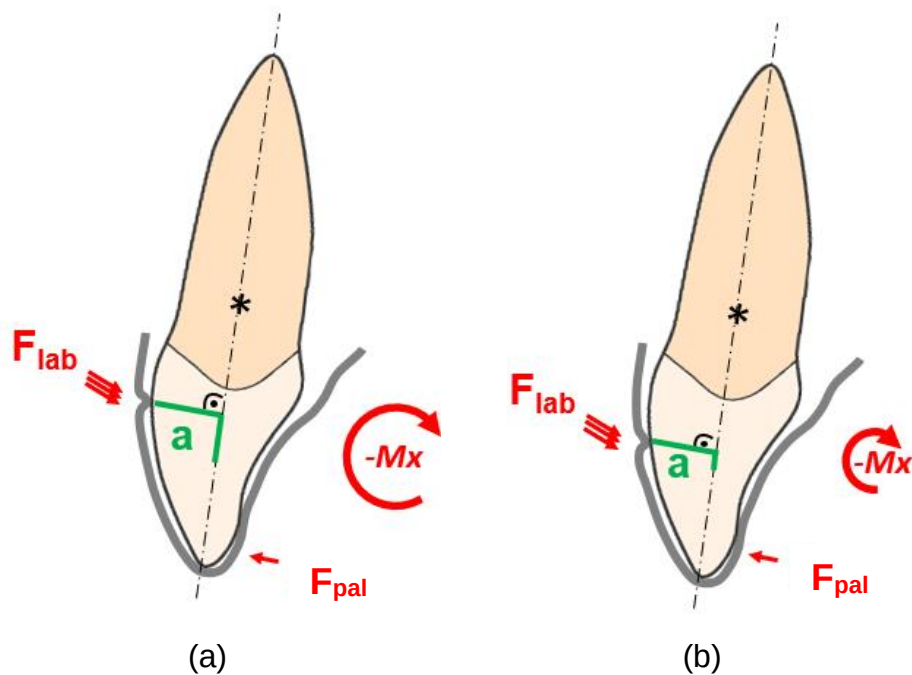


Abbildung 37. Schematische Darstellung des Einflusses der Positionierung des Druckpunkts in inzisal-apikaler Richtung auf die Höhe der Drehmomente M_x bezogen auf die Zahnkrone. Die Höhe des Drehmoments M_x an der Zahnkrone ist dabei vom senkrechten Abstand „a“ (grün) des Kraftapplikationspunkts zur Krone Mitte abhängig, sodass eine Verschiebung des Druckpunkts von zervikal (a) nach inzisal (b) eine Abnahme der Drehmomentapplikation M_x ($M = F \times a$) an der Zahnkrone bewirkte.

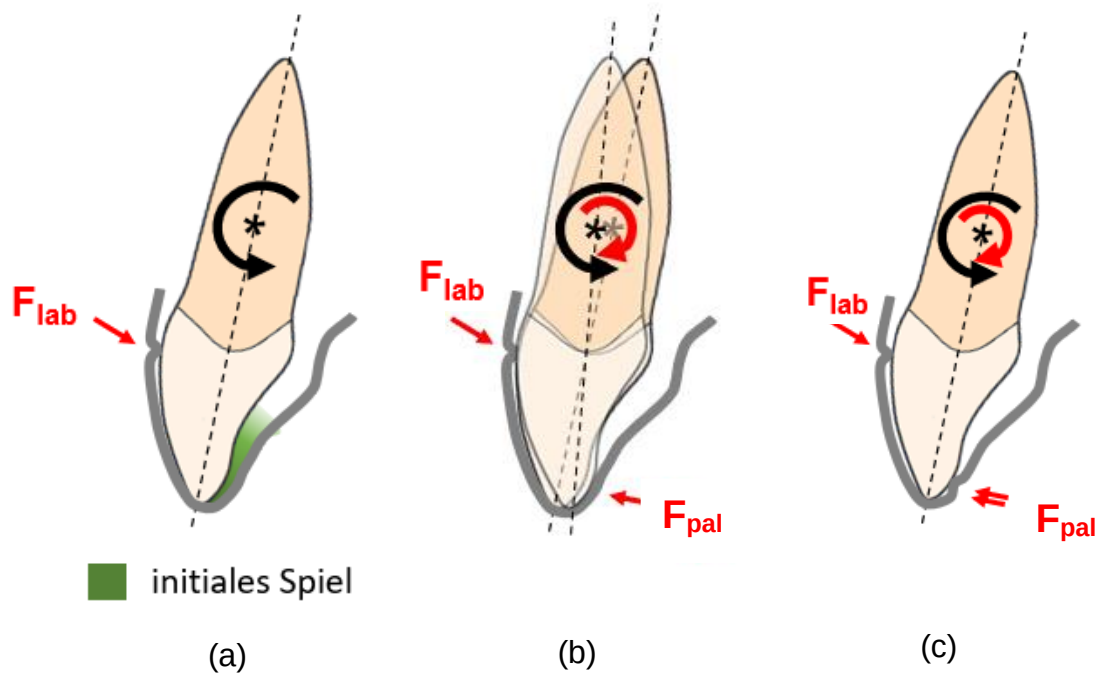


Abbildung 38. Schematische Erklärung der Entstehung der palatinalen Kontaktkraft (F_{pal}) bei Alignern mit einem labialen Druckpunkt (a, b) und bei Alignern mit einem zusätzlichen palatinalen Druckpunkt (c). Durch den labialen Druckpunkt biegt sich der Aligner in der Neutralposition labial auf (a). Mit der initialen Kippung durch das Alignerspiel entsteht die palatinale Kontaktkraft (F_{pal}). Im Unterschied dazu könnte die palatinale Kontaktkraft (F_{pal}) bei Alignern mit einem zusätzlichen palatinalen Druckpunkt bereits in der Neutralposition des Frontzahns entstehen, sodass sich der Startpunkt des effektiven Arbeitsbereichs bereits in der Neutralposition befinden könnte.

8 Danksagung

Die Danksagung wurde aus Datenschutzgründen entfernt.

9 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus Datenschutzgründen entfernt.