

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
(Prof. Dr. med. dent. D. Kubein-Meesenburg)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

**Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen
zur Kippung unterer Frontzähne**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Julia Katharina Schlüßler

aus

Geldern

Göttingen 2013

Dekan:

Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

I. Berichtstatter:

PD Dr. med. dent. W. Hahn

II. Berichtstatter/in:

III. Berichtstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung:

INHALTSVERZEICHNIS

1 Einleitung.....	1
1.1 Die Geschichte der Schienentherapie und ihre Grundlagen.....	1
1.2 Therapeutische Anwendungsbereiche von Kunststoffschienen zur Zahnbewegung	3
1.3 Biomechanik von Schienensystemen – aktueller Stand der Forschung	6
1.4 Unerwünschte Nebenwirkungen der Schienentherapie	8
1.5 Fragestellung	9
2 Material und Methode	10
2.1 Messsystem.....	10
2.1.1 Modulare Messapparatur zur Kraft-Drehmomentmessung von thermoplastisch geformten Schienen.....	10
2.1.2 Sensor.....	11
2.1.3 Goniometer.....	13
2.1.4 Thermoschrank.....	13
2.2 Herstellung des Untersuchungsmodells und der Schienen.....	13
2.2.1 Herstellung des Messzahnes	13
2.2.2 Herstellung der Messschale	15
2.2.3 Herstellung des Urmodells.....	16
2.2.4 Herstellung der Modelle zur Schienenanfertigung	17
2.2.5 Herstellung der Tiefziehschienen.....	17
2.3 Versuchsaufbau	18
2.4 Messung der Kunststoffschienen.....	19
2.5 Statistische Auswertung	20

3 Ergebnisse	21
3.1 Fx als Zielgröße	22
3.2 Fz als Zielgröße	25
4 Diskussion	28
4.1 Ziele dieser Studienserie.....	28
4.2 Diskussion von Material und Methode.....	29
4.2.1 Vorbereitende Maßnahmen.....	29
4.2.2 Angewandtes Messverfahren zur Erfassung der abgegebenen Kräfte.....	30
4.3 Biologische Auswirkungen der gemessenen Werte	33
4.4 Einfluss der unterschiedlichen Materialien und Tiefziehverfahren.....	38
4.5 Zahnbewegung allgemein und Zahnbewegung mit Schienen	41
5 Zusammenfassung	46
6 Literaturverzeichnis.....	47
7 Anhang	68
7.1 Verwendete Abkürzungen	68
7.2 Messdaten	69
7.3 Mittelwerte.....	75

1 Einleitung

1.1 Die Geschichte der Schienentherapie und ihre Grundlagen

Die Möglichkeit der geringen aktiven Bewegung von Zähnen ohne Zuhilfenahme von Bändern, Brackets oder Drähten wurde erstmals in der zahnmedizinischen Literatur im Jahre 1945 von Kesling beschrieben (Kesling 1945). Diese sogenannte bimaxilläre „Tooth Positioning Appliance“ bestand aus vulkanisiertem Gummi und wurde mithilfe eines Setup-Modells hergestellt.

Bei der Setup-Methode werden, ausgehend von dem Modell, welches die tatsächliche Situation des Patienten im Mund darstellt, mehrere Modelle in Folge produziert, auf denen in Einzelschritten jeweils die Zahnstellungen in Richtung der gewünschten Idealposition geringfügig verändert werden.

Auf jedem dieser Zwischenschritt-Modelle werden anschließend Kunststoffschienen angefertigt. Die einzelnen Zahnbewegungen des auf diese Weise therapierten Patienten erfolgen durch die Rückstellkräfte der applizierten Aligner, bedingt durch das abweichende Setup. Die Grundlagen dieser Technik wurden nachfolgend von verschiedenen Autoren aufgegriffen und weiterentwickelt.

Sie entwickelten Alternativen und Ergänzungen zu festsitzenden kieferorthopädischen Geräten, welche in der Lage waren, auch komplexere Zahnfehlstellungen zu korrigieren (Boyd et al. 2000, Djeu et al. 2005, Lindauer und Shoff 1998, McNamara et al. 1985, Nahoum 1964, Ponitz 1971, Rinchuse und Rinchuse 1997, Sheridan et al. 1993).

Heute unterscheidet man grundsätzlich drei Prinzipien der Schienenherstellung voneinander.

Bei der konventionellen Anfertigung der elastischen Apparaturen werden im Labor eine Serie von Setup-Modellen manuell hergestellt, die in vielen Zwischenschritten vom Ursprungsmodell bis hin zum gewünschten Behandlungsergebnis, dem sogenannten „Ergebnismodell“ führen und jeweils die Grundlagen für die Schienen bilden, die im Tiefziehverfahren angefertigt werden. Dieses Prinzip der Modellherstellung wird beispielsweise beim Clear Smile[®] System angewendet (Barbagallo et al. 2008a). Andere Möglichkeiten zur aktiven Bewegung von Zähnen mittels Schienen entwickelten Sheridan et al. 1993.

Für die Applikation von Kräften benutzt Sheridan keine Setup-Modelle, sondern modifiziert die Schienen durch Fensterungen nach dem Tiefziehvorgang, setzt zusätzliche Elastics ein

oder versieht die jeweils zu bewegenden Zähne mit Kompositnoppen (Armbruster et al. 2003, Sheridan et al. 1994, Sheridan et al. 1995, Sheridan et al. 2004).

Das auf die zu bewegenden Zähne aufgetragene Komposit führt zu Passungenauigkeiten zwischen Schiene und Zahn, die zu einer Verformung der Schiene führen. Die daraus resultierenden Rückstellkräfte initiieren die Zahnbewegung.

Eine Umkehrung des Prinzips der Kompositerhöhungen auf der Zahnoberfläche stellt die Kraftapplikationsmöglichkeit durch in die Schiene eingedrückte Vorsprünge, die in Richtung der gewünschten Zahnbewegung hervorstehen, dar. Diese Vorsprünge sind folglich für die einwirkenden Kräfte verantwortlich.

Bei beiden Verfahren muss in der gewünschten Bewegungsrichtung entweder die Schiene ausgeschnitten oder aber bereits beim Tiefziehvorgang das Arbeitsmodell ausreichend ausgeblockt worden sein.

Eine neue Interpretation der Idee von Kesling aus dem Jahre 1945, Zahnfehlstellungskorrekturen mithilfe von Setups zu ermöglichen, wurde 1998 von Align Technology[®] (Inc., Santa Clara, California, USA) in den USA eingeführt (Boyd und Vlaskalic 2001, Boyd et al. 2000, Vlaskalic und Boyd 2002).

Das sogenannte Invisalign-System[®] ist die erste kieferorthopädische Behandlungsmethode, die auf der CAD-CAM Technologie (Computer aided Design, Computer aided Manufacturing) basiert (Beers et al. 2003, Giancotti et al. 2006).

Zur Herstellung einer Invisalign[®]-Schiene werden neben einem exakten Abdruck aus einem additionsvernetzenden Silikon zusätzlich ein Bissregistrator und entsprechende Röntgenbilder des jeweiligen Patienten benötigt. Nach Versand dieser Materialien und Dokumente an Align Technology[®] beginnt die virtuelle Modellherstellung mithilfe eines destruktiv arbeitenden Laserscanners. Im Anschluss daran hat der behandelnde Kieferorthopäde die Möglichkeit, die virtuellen Setup-Modelle mithilfe der ClinCheck[®] Software beliebig umzukonstruieren und ein Behandlungsziel festzulegen (Giancotti et al. 2006, Vlaskalic et al. 2001).

Sobald dieses feststeht, können für jeden erforderlichen Zwischenschritt, der notwendig ist um von der Ausgangssituation das gewünschte Endergebnis zu erreichen, stereolithografische Kunststoffmodelle hergestellt werden. Auf diesen Modellen erfolgt die Anfertigung der jeweiligen Aligner (Boyd et al. 2000, Vlaskalic et al. 2001, Wong 2002).

Die verwendeten Kunststoffe für die Herstellung der Schienen verschiedenster Systeme bestehen hauptsächlich aus Polyethylen, Polypropylen oder Polyurethan. Sie können mittels Vakuum oder mit Überdruck im Tiefziehverfahren hergestellt werden. Die Schichtstärke der

Schienen reicht von 0,7 mm bis hin zu 1,016 mm (Boyd und Vlaskalic 2001, Faltin et al. 2003, Kwon et al. 2008, Schuster et al. 2004).

Laut Angaben in der Literatur betragen die durch das Setup eingestellten Bewegungsstrecken bei den üblichen Systemen pro Behandlungsschritt zwischen 0,15 mm und 0,5 mm (Baldwin et al. 2008, Barbagallo et al. 2008 a,b; Boyd und Vlaskalic 2001, Boyd et al. 2000, Faltin et al. 2003, Joffe 2003, Melkos 2005, Owen 2001, Vlaskalic et al. 2001). Eine tägliche Tragedauer der Schienen von mindestens 20 Stunden wird empfohlen (Joffe 2003). Der Übergang von der aktuellen Schiene zur jeweils nachfolgenden scheint laut einer Studie von Bollen et al. im Zwei-Wochen-Rhythmus zu einem besseren Behandlungsergebnis zu führen als ein einwöchiger Wechsel (Bollen et al. 2003).

Im zahnmedizinischen Alltag bestehen darüber hinaus weitere Verwendungsmöglichkeiten der Schienen.

Neben ihrem Einsatz als kieferorthopädisches Therapiemittel können thermoplastische Kunststoffschienen auch als Bleaching- oder Fluoridierungsschienen genutzt werden (Boyd und Vlaskalic 2001, Vlaskalic et al. 2001). Weiterhin sind ein Einsatz als Wundverband nach parodontalchirurgischen Eingriffen, eine temporäre Abdeckung von Implantaten während der Einheilphase und eine Schienung gebrochener Kiefer möglich (Moskowitz et al. 1997, Ponitz 1971).

1.2 Therapeutische Anwendungsbereiche von Kunststoffschienen zur Zahnbewegung

Als Grundvoraussetzung für die kieferorthopädische Behandlung mit thermoplastisch geformten Schienen ist das Vorhandensein einer vollständig entwickelten zweiten Dentition unbedingt erforderlich (Christensen 2002, Lagravere und Flores-Mir 2005, Melkos 2005, Vlaskalic et al. 2001). Da ein hohes Maß an Compliance für den Behandlungserfolg einer Therapie mit herausnehmbaren Geräten unerlässlich ist, müssen bei den Patienten eine dementsprechend hohe Motivation und Eigeninteresse an der Behandlung vorhanden sein (Boyd 2008, Boyd et al. 2000, Phan und Ling 2007).

Gegenüber den festsitzenden Apparaturen besitzen die Kunststoffschienen einige wesentliche Vorteile, die die stetig größer werdende Nachfrage erklären (Meier et al. 2003).

Die fast unsichtbaren kieferorthopädischen Geräte genügen höheren ästhetischen Ansprüchen und sind durch ihr unkompliziertes, jederzeit mögliches Einsetzen und Herausnehmen, sehr komfortabel im Gebrauch. Hinsichtlich der Phonetik bieten sie Patienten, die sich häufig in der Öffentlichkeit bewegen, eine Behandlungsalternative.

Zusätzlich ist die tatsächliche Behandlungszeit der Patienten in der jeweiligen Praxis stark verkürzt (Joffe 2003, Norris et al. 2002, Vlaskalic et al. 2001).

Festsitzenden Apparaturen sind die herausnehmbaren Aligner im Hinblick auf den Parodontalzustand tendenziell überlegen, da die Hygienefähigkeit der Zähne in keinerlei Weise eingeschränkt wird und somit der Entstehung von parodontalen Krankheiten kein Vorschub geleistet wird.

Hinsichtlich der therapeutischen Anwendungsmöglichkeiten wird in der Literatur ein breitgefächertes Spektrum aufgezeigt mit zum Teil sehr widersprüchlichen Aussagen. Ein Konsens besteht dahingehend, dass Behandlungen mit Kunststoffschienen nicht für alle kieferorthopädischen Korrekturen geeignet sind (Christensen 2002), gleichwohl gibt es kontroverse Ansichten bezüglich der Indikationsgrenzen.

Die vielen unterschiedlichen therapeutischen Einsatzbereiche wurden bisher in zahlreichen klinischen Studien diskutiert (Baldwin et al. 2008, Bollen et al. 2003, Boyd 2008, Clements et al. 2003, Djeu et al. 2005, Joffe 2003, Kravitz et al. 2008, 2009, Kuncio et al. 2007).

Als erfolgreich zu therapierende Zahnfehlstellungen werden Platzprobleme von bis zu 5 mm durch kippende und rotierende Zahnbewegungen sowie leichte Zahnbogenexpansionen, ebenfalls durch Kippung zu erreichen, angegeben. Intrusionen der Unterkieferfront bei Tiefbissituationen lassen sich sicherer erreichen als Extrusionen bei offenen Bissen (Chenin et al. 2003, Christensen 2002, Joffe 2003, Kravitz et al. 2009, Lagravere und Flores-Mir 2005). Frontzähne lassen sich besser rotieren als Eckzähne, was sich unter anderem damit begründen lässt, dass der Wurzelquerschnitt eines Eckzahnes im Ober- sowie auch im Unterkiefer oval ist, wohingegen der Querschnitt der Schneidezähne weitaus häufiger eine runde Form aufweist (Kravitz et al. 2009, Lehmann und Hellwig 2002).

Zusätzlich ermöglicht die Form der Zahnkrone eines Frontzahnes eher eine Drehmomentenerzeugung durch eine Schiene als die rundere Form eines Eckzahnes, die wenig Halt für eine Drehmomententstehung bietet.

Bei körperlichen Zahnbewegungen im Allgemeinen ist das gewünschte Ergebnis wesentlich schwieriger zu erzielen (Baldwin et al. 2008, Bollen et al. 2003). Bei skelettalen anterior-posterior Diskrepanzen von mehr als 2 mm, Distalisierung von Molaren, Rotationen von über 20° oder Bewegungen von Zähnen mit kurzen klinischen Kronen sind Therapieerfolge nicht sicher vorhersagbar (Djeu et al. 2005, Joffe 2003, Melkos 2005).

Um trotz der widersprüchlichen Angaben in der Literatur, dem praktisch tätigen Kieferorthopäden einen Leitfaden für die Behandlung mit Alignern vorlegen zu können, hat

die Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie im Jahre 2010 eine Stellungnahme publiziert, in der die Hauptindikationsbereiche von dentoalveolären Korrekturen benannt werden.

Es gelten Korrekturen von moderaten frontalen Eng- und Lückenständen, Pro- und Retrusionen der Front, geringe In- und Extrusionen mithilfe von Attachments sowie die Erlangung von einer stabilen neutralen Interkuspitation als sichere Indikationsbereiche.

Als nur bedingt geeignete Behandlungen für die Alignertherapie ohne zusätzliche Hilfsmittel sind Extrusionen und Derotationen, Lückenschlüsse nach Prämolarenextraktionen sowie Zahnretentionen anzusehen (Göz 2010).

Trotz dieses klar definierten Indikationsbereiches beschreiben zahlreiche Autoren, vornehmlich mit Kasuistiken, erfolgreiche Behandlungen auch von körperlichen Zahnbewegungen.

Bisher wurden bereits positive Behandlungsergebnisse bei der Korrektur des Zahnbogens nach Prämolaren-Extraktion (Womack 2006) oder nach Unterkiefer-Frontzahnextraktion (Miller et al. 2002) beschrieben. Weiterhin wurden der Lückenschluss bei Diastemata (Boyd et al. 2000), Einzelzahnrotationen bis zu 45°, Nivellierungen der Spee'schen Kurve und ein Expandieren der Zahnbögen (Chenin et al. 2003) dokumentiert.

Ebenso konnten in den letzten Jahren körperliche Zahnbewegungen und Rotationen von Eckzähnen durch adhäsive Attachments mit einer höheren Erfolgswahrscheinlichkeit durchgeführt werden (Boyd 2008, Kravitz et al. 2008).

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass das Behandlungsspektrum von Schienen im Vergleich zu Therapien mit Multibändern deutlich eingeschränkt ist.

Ebenfalls unterlegen sind die Schienen den Multibracketapparaturen in Bezug auf die langfristige Stabilität des Behandlungsergebnisses nach Abschluss der kieferorthopädischen Therapie (Kuncio et al. 2007).

Als möglicher Grund für diese posttherapeutische Instabilität wird bei Kuncio et al. der zweiwöchige Alignerwechsel - im Gegensatz zum üblichen vier- bis sechswöchigen Bogenwechsel bei Bracketapparaturen - angegeben. Die eventuelle Folge der erhöhten Kraftapplikation auf die Zähne in zweiwöchigen Intervallen mit Alignern besteht in der Bildung einer instabilen Knochenstruktur, die häufiger zu unbeständigen Langzeitergebnissen führt (Kuncio et al. 2007). Bei einer ständig neuen Krafteinwirkung nach jeweils zwei Wochen reicht die Regenerationszeit, die das parodontale Ligament benötigt, nicht aus.

Der Wiederherstellungsprozess ist stark verkürzt, was sich an Schäden im Knochen oder an den Zähnen niederschlägt (Proffit und Fields 2000).

1.3 Biomechanik von Schienensystemen – aktueller Stand der Forschung

Trotz des mittlerweile jahrelangen klinischen Einsatzes von Schienen zur orthodontischen Zahnbewegung gibt es kaum Studien zu ihrer Kraft- und Drehmomentabgabe. Bei den bisherigen Veröffentlichungen handelt es sich größtenteils um die Dokumentation der Beobachtungen von erfolgreichen kieferorthopädischen Schienenbehandlungen (Bollen et al. 2003, Clements et al. 2003, Djeu et al. 2005, Wong 2002).

Zu den komplexen Kraftübertragungsmechanismen dieser Apparaturen liegen nur wenige Studien vor, eine umfassende systematische Untersuchung ist bisher nicht erfolgt (Barbagallo et al. 2008b, Hahn et al. 2009a,b, Hahn et al. 2010a,b, Kwon et al. 2008, Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989).

Zwei der oben angegebenen Studien befassen sich speziell mit dem *Positioner* (Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989). Während Rost et al. nur die quantitative Erfassung der Kraftabgabe auf die oberen vier protrudiert stehenden Schneidezähne ermittelten, widmeten sich Warunek et al. neben der bereits genannten Kraftmessung bei Kippung eines zentralen Schneidezahnes in vestibulo-oraler Richtung ebenfalls den physikalischen und mechanischen Eigenschaften verschiedener Positionermaterialien. Beide Versuchsreihen wurden *in vitro* durchgeführt.

Im Rahmen einer neueren Studie von Barbagallo et al. aus dem Jahre 2008 wurde das Kraftmuster, das eine Clear Smile[®] Schiene auf einen bukkal stehenden Prämolaren ausübte, identifiziert und die Kraftgrößen gemessen. Dabei wurden die Kräfte mithilfe von druckempfindlichen Sensorfolien mit Farbindikator (Pressurex[®], Fuji Foto Film Co., Ltd. Tokyo, Japan), welche in die Schienen eingearbeitet waren, ermittelt. Auf diesem Wege war es erstmals möglich, neben einer horizontalen Kraftkomponente auch eine vertikale Kraftkomponente zu ermitteln, wobei eine exakte quantitative Trennung der beiden Kraftkomponenten nicht möglich war.

Die Ergebnisse beschreiben eine hohe Initialkraft beim Inserieren der Schiene, gefolgt von einer drastischen Kraftabnahme beim Tragen (Barbagallo et al. 2008b).

Eine weitere aktuelle Studie von Kwon et al. aus dem Jahre 2008 hat *in vitro* die Kraftabgabe dreier unterschiedlicher thermoplastischer Folienmaterialien zur Alignerherstellung mittels eines Drei-Punkt-Biegeversuchs bestimmt (Kwon et al. 2008). Die getesteten Materialien wurden zusätzlich einer künstlichen Alterung unterzogen und mehrfach belastet.

Als Ergebnis konnte festgestellt werden, dass die Kräfte nach wiederholter Belastung signifikant geringer wurden.

Hahn et al. haben 2009, 2010 und 2011 die jüngsten Studien zur bewegungsabhängigen Kraft- und Drehmomentabgabe von Schienen veröffentlicht (Hahn et al. 2009 a,b, Hahn et al. 2010 a,b, Hahn et al. 2011). In den Versuchsreihen wurden an einem oberen Frontzahn Kipp-, Rotations- und Torquebewegungen ausgeführt und anschließend die jeweils durch verschiedene Schienen ausgeübten Kräfte und Momente aufgezeichnet.

Bei einer Rotation des gemessenen oberen Frontzahnes konnte eine intrusive, von der Schiene ausgehende Kraftkomponente ermittelt werden (Hahn et al. 2010a). Die Intrusion der Zähne als generelles Phänomen während einer Therapie mit Alignern wurde bereits 2008 beschrieben (Brezniak 2008).

Kraftmessungen bei einem gekippt stehenden oberen Frontzahn ergaben bei Hahn et al. wesentlich größere Werte als die in der Literatur als „idealen“ von Proffit angegebenen Kräfte (Hahn et al. 2009b, Proffit 2000).

Als Hilfestellung für den klinischen Alltag gibt Proffit für die Kippung einen idealen Kraftbereich von 0,35-0,6 N an und für die Intrusion 0,1-0,2 N. Eine körperliche Zahnbewegung sollte im Bereich von 0,7-1,2 N liegen (Proffit 2000).

Die Kraftmuster, die einer Torquebewegung eines oberen Schneidezahnes durch eine Schiene zugrunde liegen, wurden erstmals durch Hahn et al. 2010 beschrieben und analysiert (Hahn et al. 2010b). Generell ist die Vorhersagbarkeit einer Torquebewegung durch Aligner im Gegensatz zu einer kippenden Bewegung sehr eingeschränkt (Baldwin et al. 2008, Brezniak 2008). Das zur Durchführung einer Torquebewegung notwendige Kräftepaar ist durch Schienen nur unzureichend herzustellen, da diese dazu neigen, sich von der Zahnreihe abzuheben und somit nicht mehr alle Zahnflächen gleichmäßig umfassen.

In der Studie von Hahn et al. aus dem Jahr 2010 begann das oben beschriebene Abheben der Aligner bereits bei einer Auslenkungsstrecke von 0,15 mm und zeigte sich noch deutlicher bei 0,8 mm (Hahn et al 2010b).

Abschließend kann festgehalten werden, dass trotz jahrelanger klinischer Nutzung verschiedener Schienensysteme in der Kieferorthopädie zur Korrektur unterschiedlichster Fehlstellungen bisher in nur wenigen Studien eine systematische bewegungsabhängige Untersuchung der Kraft- und Drehmomentabgabe erfolgte (Barbagallo et al. 2008b).

1.4 Unerwünschte Nebenwirkungen der Schienentherapie

In den meisten der bisher dokumentierten kieferorthopädischen Schienenbehandlungen werden lediglich die erfolgreichen Behandlungsergebnisse beschrieben, jedoch wird nicht in ausreichendem Maße auf die möglichen Risiken und unerwünschten Nebeneffekte der Therapie eingegangen.

So besteht ein mögliches Risiko der Schienenbehandlung im Auftreten eines anterior oder posterior offenen Bisses, wenn die eingegliederten Schienen nicht exakt äquilibrirt werden (Norris et al. 2002, Sheridan et al. 2001). Vorkontakte des Schienenkunststoffes auf den Antagonisten der hinteren Zähnen können somit die Entstehung eines posterior offenen Bisses fördern und andersherum verursachen Frühkontakte der Aligner auf den korrespondierenden Frontzähnen einen offenen Biss im anterioren Bereich. Anfängliche Bedenken, das regelmäßige Tragen der Aligner könne negative Effekte auf die Kiefergelenkfunktion haben, haben sich hingegen nicht bestätigt (Göz 2010).

Da die Grenzen der Bewegungsmöglichkeiten von Zähnen mit Schienen vor allem im Bereich der körperlichen Zahnbewegung gegeben sind, treten aus diesem Grunde beim Versuch, jene Bewegungsart durchzuführen, auch die häufigsten unerwünschten Effekte auf.

So konnte Brezniak im Jahre 2008 zeigen, dass es bei dem Versuch der körperlichen Bewegung eines Zahnes mit einer Kunststoffschiene zu starken Materialdeformationen beim Tragen der Schiene kommt. Dies führt dazu, dass kein Kräftepaar mehr am Zahn angreifen kann. Stattdessen konzentriert sich die Kraft auf den okklusalen Bereich der Schiene und provoziert die Intrusion des zu bewegenden Zahnes (Brezniak 2008).

Giancotti et al. beschreiben 2006, dass es bei dem Versuch der körperlichen Zahnbewegung von Prämolaren und Molaren zu unerwünschten Kippungen der Zahnkronen mit nicht kontrollierbaren Wurzelbewegungen gekommen ist. Die Schienenbehandlung musste infolgedessen noch mit festsitzenden Geräten ergänzt werden (Giancotti et al. 2006).

Eine weitere Gefahr bei der Behandlung mit Alignern stellt das mögliche Auftreten von Demineralisationen dar. Durch die komplette Abdeckung der Zahnreihen mit dem Schienenkunststoff bleibt die neutralisierende Umspülung der Zähne mit Speichel aus, was zur Entstehung eines Säurereservoirs innerhalb der Schiene führen kann (Sheridan et al. 2001, Vlaskalic et al. 2001).

1.5 Fragestellung

Aus der Literatur sind bisher wenige Untersuchungen zur Biomechanik und zur Kraftabgabe von thermoplastisch geformten Schienen zur orthodontischen Zahnbewegung bekannt. Von zahlreichen Autoren wurde bereits die Notwendigkeit von umfangreicheren Studien postuliert (Brezniak 2008, Kwon et al. 2008, Lagravere und Flores-Mir 2005, Turpin 2005). In der bisher bekannten Literatur wurden vor allem Messungen an Oberkieferfront- und seitenzähnen durchgeführt (Engelke 2010, Hahn 2009, Hahn et al. 2009a,b, Hahn et al. 2010a,b, Hahn et al. 2011).

In der vorliegenden Studie sollen die Kräfte untersucht werden, die thermoplastisch geformte Schienen bei kippender Bewegung auf einen seitlichen unteren Schneidezahn ausüben. Zusätzlich soll erfasst werden, welchen Einfluss das gewählte Material bei gleicher Materialstärke auf die gemessenen Kräfte hat.

2 Material und Methode

2.1 Messsystem

2.1.1 Modulare Messapparatur zur Kraft-Drehmomentmessung von thermoplastisch geformten Schienen

Die modulare Messapparatur (siehe Abb. 1), die eigens für eine Studienserie entwickelt wurde, zu der auch die vorliegende Studie gehört, besteht aus einem quadratischen Hartaluminium – Metallrahmen, welcher über vier Säulen mit einer Bodenplatte verbunden ist.



Abb. 1 Aufbau der modularen Messapparatur (aus Hahn 2009, S.9)

Der Metallrahmen dient der reversiblen Aufnahme einer Kunststoffschale, in der sich das Modell mit dem Messzahn befindet.

Das Modell wird mittels Gips (GC Fujirock[®] EP, GC GERMANY GmbH, München, Deutschland) in der Kunststoffschale befestigt (siehe Abb. 2).

Bei dem Untersuchungsmodell (Frasaco GmbH, Tettngang, Deutschland) handelt es sich um einen idealisierten Zahnkranz des Unterkiefers einer männlichen, ca. 15 Jahre alten Person.

Die Kunststoffschale kann mittels einer Klemmschraube reversibel in gleicher Position starr arretiert werden.



Abb. 2 Kunststoffschale mit Modell und Sensor

Auf der Bodenplatte des Metallrahmens der modularen Messapparatur wird durch Verzapfung und Verschraubung ein Grundgestell befestigt, welches den manuellen Positionierungstisch trägt.

Als Positionierungssystem wurde ein Goniometer (GO 90-W30, OWIS GmbH, Staufen, Deutschland) eingesetzt, das die Kippbewegung des unteren Frontzahnes nach lingual und vestibulär simuliert.

Das Goniometer wiederum kann mit dem für die Messung verwendeten Sensor (Nano 17 Sensor, ATI Industrial Automation[®]. Apex, USA) verbunden werden.

Der Sensor ist auf der Unterseite durch Verschraubung und Verbolzung reversibel mit einer Haltevorrichtung verknüpft, die ihrerseits mit dem Positionierungstisch aneinandergesetzt wurde. Auf der Oberseite des Sensors ist eine Klemmvorrichtung zur Aufnahme des Messzahnes angebracht.

2.1.2 Sensor

Bei dem in dieser Studie benutzten Kraft-Drehmoment-Sensor handelt es sich um den Nano 17 (ATI Industrial Automation[®] Apex, USA). Der Sensor ermöglicht eine gleichzeitige Messung der Kräfte und Drehmomente in allen drei Richtungen des Raumes (F_x , F_y , F_z , T_x , T_y , T_z ; siehe Abb. 3).

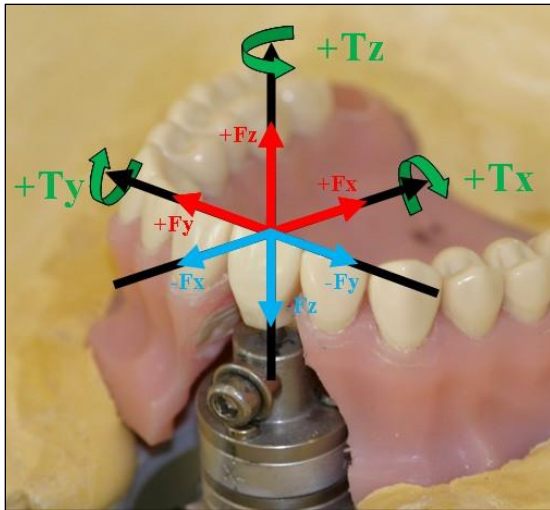


Abb. 3 Skizziertes Koordinatensystem für die gemessenen Kräfte und Drehmomente. Die grünen Pfeile beschreiben die Drehmomente, wobei negative Drehmomente entgegen der eingezeichneten Richtung verlaufen. (aus Hahn 2009, S. 12)

Der Sensor ist ein monolithischer Messkörper mit drei Messsträngen, die im Winkel von jeweils 120° zueinander angeordnet sind. Jeder Messstrang ist mit zwei Halbleiter-Dehnungsmessbrücken bestückt, welche die Verformung im Mikrometerbereich erfassen.

Bei Einwirken einer Kraft auf den Sensor kommt es zu einer kraftabhängigen reversiblen Verformung dieser Messstreifen.

Die Dehnmessstreifen (DMS) messen die durch die aufgebracht Lasten entstehenden Spannungen in allen sechs Freiheitsgraden (F_x , F_y , F_z , T_x , T_y und T_z), wobei die Signale der DMS im Sensor verstärkt werden. Die Spannungen werden durch das Verstärkerboard in ein verwendbares Signal für die Datenerfassungskarte umgewandelt.

Die Datenerfassungskarte wandelt die analogen Daten in digitale Signale um.

Neben dem eigentlichen Sensor gehören noch ein Sensorkabel, ein Computer-Verbindungskabel sowie eine Spannungsversorgungsbox mit integriertem Verstärkerboard zur Ausstattung.

Die DAQ F/T – Software (ATI Industrial Automation[®], Apex, USA) ermöglicht eine numerische und graphische Darstellung der auftretenden Kräfte und Drehmomente.

Der Sensor verfügt über eine Hardware-Temperaturkompensation und ist für eine Umgebungstemperatur von 0° bis 43°C geeignet. Laut Herstellerangaben beträgt der durchschnittliche Messfehler maximal 1% vom Messbereichsendwert bei einer Umgebungstemperatur von 22°C .

Der optimale Messbereich in der gewählten Kalibration des Herstellers „SI-12-0.12“ liegt bei $\pm 12\text{ N}$ für F_x und F_y , $\pm 17\text{ N}$ für F_z und $\pm 120\text{ Nmm}$ für T_x , T_y and T_z .

Die Auflösung beträgt hierbei $\pm 1/1280$ N für F_x , F_y und F_z und $\pm 1/256$ Nmm für T_x , T_y und T_z . Der Sensor verfügt über eine Überlastsicherheit von ± 350 N bei F_x und F_y und ± 800 N bei F_z .

2.1.3 Goniometer

Um die Kippbewegung des Zahnes zu erzeugen, wurde ein Goniometer (GO 90-W30, OWIS GmbH, Staufen, Deutschland) verwendet. Auf der Oberseite des Goniometers befindet sich eine Metallplatte, welche eine Verschraubung und Verzapfung mit dem oben beschriebenen Nano 17 Sensor ermöglicht.

Der Drehpunkt für die Kippung wurde so gewählt, dass das Rotationszentrum sich am kalkulierten virtuellen Apex des Messzahnes befindet und durch einen Punkt markiert ist.

Die Kippung des Zahnes erfolgt entlang einer Ebene, die senkrecht zur Inzisalkante und durch deren Mittelpunkt sowie durch den virtuellen Apex verläuft.

2.1.4 Thermoschrank

Um die Messungen möglichst in einem der Mundhöhle ähnlichen Milieu durchführen zu können, wurden die Kräfte und Drehmomente in einem Thermoschrank (Typ HTD 50, Flohr Instruments, Utrecht, Holland), der auf 37°C erwärmt wurde, ermittelt.

Der Thermoschrank ist für einen Temperaturbereich bis $+45^\circ\text{C}$ geeignet und verfügt zusätzlich über die Möglichkeit der Luftfeuchtigkeitsanpassung bis maximal 96%. Der Boden des Thermoschranks ist mit einer Öffnung versehen, an welche die modulare Messapparatur über einen Stelltisch herangefahren werden kann.

2.2 Herstellung des Untersuchungsmodells und der Schienen

2.2.1 Herstellung des Messzahnes

Zur eindeutigen Repositionierung des Messzahnes 42 wurde ein Repositionierungsschlüssel aus Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock[®] EP, GC GmbH, München, Deutschland) auf dem verwendeten Frasacomodell hergestellt. Das Modell ist zu dem Zeitpunkt noch nicht verändert worden.

Um eine absolute Bewegungsfreiheit des Zahnes während des Versuchsablaufes zu gewährleisten, wurde anschließend der Zahn 42 aus der Modellbasis herausgeschraubt und dieser Bereich des Sockels mit einer Handfräse herausgetrennt.

Danach wurde der zu messende Zahn 42 für den Versuch vorbereitet. Es erfolgte als erstes die Kürzung der Wurzel des Zahnes bis auf einen Millimeter unterhalb der vestibulären Schmelzzementgrenze. Nachfolgend wurden sowohl die Inzisalkante als auch die gekürzte Wurzel optisch vermessen (Peak™ Zoomlupe 816, YAM POK (H.K.) Technology Limited, Hongkong, China) und die jeweiligen Mittelpunkte mit einem feinen Diamantbohrer (Diamant H 001 005, Dr. Hopf GmbH, Langenhagen, Deutschland) angekört. Daraufhin erfolgte die Justierung des Zahnes in dem eigens dafür hergestellten Zentrierungsapparat (siehe Abb. 4)

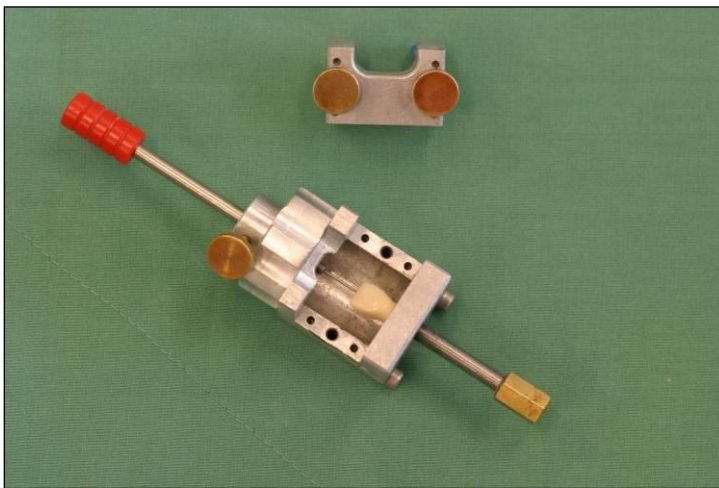


Abb. 4 Zentrierungsapparatur mit eingespanntem Messzahn (aus Engelke 2010, S. 11)

Der Zentrierungsapparat besteht aus zwei Halbschalen, die miteinander verschraubt eine Hohlform ergeben. An der einen Hälfte der Form sind sowohl an der Ober- als auch an der Unterseite verstellbare Zentrierungsspitzen angebracht, über welche der Zahn im Zentrum der Hohlform positioniert werden kann. Die Zentrierungsspitzen wurden dabei soweit vorgeschoben, bis diese die angekörteten Markierungen erreichten, um so den Zahn in seiner Längsachse, die von inzisal nach apikal führt, zu fixieren.

Anschließend wurden die zwei Halbschalen miteinander verbunden und der sich in der entstandenen Hohlform befindliche Zahn mit Gips (GC Fujirock EP, GC GmbH, München, Deutschland) eingegossen.

Nach Aushärtung des Gipses wurde die Verschraubung der Hohlform gelöst und die Gipsform entnommen.

Dieser Gipszylinder wurde anschließend achsenzentriert durch ein Dreibackenfutter in eine Präzisionsdrehbank (Condor, Weiler Werkzeugmaschinen, Emskirchen, Deutschland) eingeschraubt und eine Normbohrung wurde mit einem HSS-Spiralbohrer (Durchmesser 2,5 mm) an der Unterseite des Zahnes angelegt.

Durch die vorherige Ausrichtung des Zahnes mit seiner Zentralachse im Gipszylinder konnte so eine achsenzentrierte Bohrung erreicht werden.

In diese Normbohrung wurde der Schaft des verwendeten Spiralbohrers verdrehsicher eingeklebt. Um den Klebeverbund zu verbessern, wurden sowohl am Schaft als auch in der Normbohrung Retentionsrillen angelegt. Der Stahlstift wurde mit einem Dentalkunststoff (Weitur Press, Johannes Weithas Dentalkunststoffe, Lütjenburg, Deutschland) einpolymerisiert.

Er wurde anschließend so weit gekürzt, dass der mit ihm verbundene Zahn die Klemmvorrichtung des Sensors nicht berührt und ein möglichst kurzer Hebelarm in Bezug auf die Sensoroberfläche entstand.

Die Gesamtlänge von Zahn und Metallstift betrug somit 23,66 mm.

2.2.2 Herstellung der Messschale

Um eine Verbindung des Sensors mit dem Modell zu ermöglichen, wurde eine dementsprechende Aussparung in die Kunststoffschale gefräst. Nach Positionierung und Arretierung der so vorbereiteten Schale in der Haltevorrichtung der Messapparatur, erfolgte die Fixierung des Messzahnes 42 über den anfangs hergestellten Gipsschlüssel mit Hartklebewachs (Deiberit 502, Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) in seiner Ausgangsposition (siehe Abb. 5).

Das Modell mit dem fixierten Zahn wurde nun innerhalb der Schale ausgerichtet. Während der Ausrichtung in der Schale war die Einheit aus Modell und Zahn mithilfe des in der Längsachse des Messzahnes fixierten Stahlstiftes über die Klemmvorrichtung mit dem Nano 17 Sensor zunächst locker verbunden und konnte so um die Längsachse des Stahlstiftes rotiert werden.

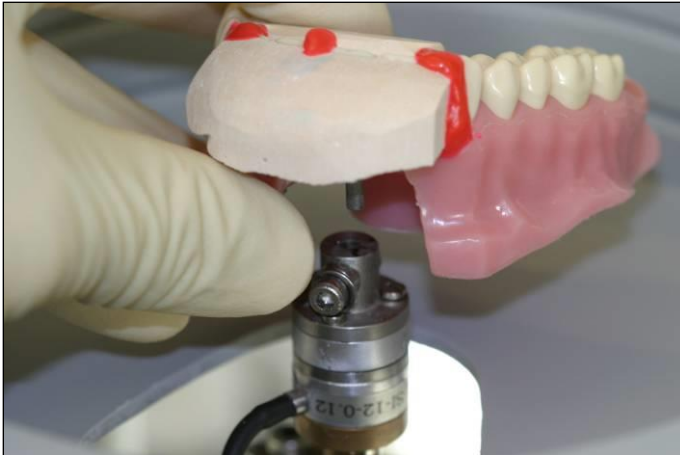


Abb. 5 Der Stahlstift des fixierten Messzahnes wird in die Klemmvorrichtung eingeführt

Die Ausrichtung des Modells erfolgte so, dass die Inzisalkante des Messzahnes parallel zur Rückfläche der Kunststoffschale lag. In der Studienserie erfolgte die Kippung des Zahnes entlang einer Ebene, die senkrecht zur Inzisalkante, und durch den virtuellen Apex verläuft.

Nachdem die gewünschte Position des Modells erreicht war, konnte die Klemmvorrichtung geschlossen werden. Anschließend wurde das Modell mit Superhartgips (GC Fujirock® EP, GC GmbH, München, Deutschland) in der jetzt festgelegten Position innerhalb der Kunststoffschale fixiert.

2.2.3 Herstellung des Urmodells

Das Ursprungmodell dient als Dubliervorlage für alle weiteren Modelle, die zur Schienenherstellung benötigt werden.

Nach Aufbau der modularen Messapparatur wurde vom Modell mit dem Messzahn in Nullposition ein Alginatabdruck (Tetrachrom, Kanidenta, Herford, Germany) mit einem Rim-Lock-Löffel genommen.

Zuvor wurde der Gingivaverlauf am Modell in dem Bereich des Messzahnes, der zuvor freigeschliffen wurde, um eine Bewegung dieses Zahnes zu ermöglichen, mit Modellierwachs aufgefüllt und die Gingivakonturen rekonstruiert, um unter sich gehende Bereiche bei der Abformung zu vermeiden und eine fortlaufende Referenzlinie bei der Schienenherstellung zu erhalten.

Für das Anmischen des Alginates wurde ein Alginat Anmischgerät (Hauschild & Co. GmbH, Döbeln, Deutschland) verwendet.

Der entstandene Abdruck des Frasacomodells wurde anschließend mit einem Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock® EP, GC GmbH, München, Deutschland) ausgegossen. Das Pulver / Flüssigkeitsverhältnis betrug 20 ml / 100 g, wobei der Gips für ca. 30 sec. blasenfrei in einem Vakuumanmischgerät angerührt wurde. Das ausgehärtete Gipsmodell wurde auf eine Höhe von 2 cm parallel zur Okklusionsebene getrimmt und zirkulär zu einem Zahnkranz ohne unter sich gehende Stellen bearbeitet.

Die Modellhöhe von 2 cm wurde bereits bei Sheridan et al. im Jahre 2003 vorgeschlagen, um Fehler bei der Herstellung der Tiefziehschienen zu vermeiden (Sheridan et al. 2003).

2.2.4 Herstellung der Modelle zur Schienenanfertigung

Das fertige Urmodell wurde mit Adisil blau 9:1 (Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) gemäß den Herstellerangaben dubliert. Die so entstandenen Dublierformen wurden zwanzigmal mit Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock® EP, GC GmbH, München, Deutschland) ausgegossen.

Zur besseren Benetzbarkeit der Dublierform wurde diese mit Waxit® (DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) vorbehandelt. Die ausgehärteten Modelle wurden zur Beseitigung von Unebenheiten leicht getrimmt, ohne die durch die Dublierform vorgegebene Höhe von 2 cm zu verändern.

Die auf diese Weise angefertigten Modelle konnten anschließend für das Tiefziehen der Schienen verwendet werden.

2.2.5 Herstellung der Tiefziehschienen

Die für die Messungen benötigten Schienen wurden aus den Materialien Ideal Clear® der Stärke 1,0 mm (Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland), Erkodur® der Stärke 1,0 mm (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) und Ideal Comfort® der Stärke 1,0 mm (Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) hergestellt.

Aus jedem dieser drei Materialien wurden jeweils fünf Schienen auf den entsprechenden Modellen gefertigt. Somit wurden für alle Messreihen dieser Studie die oben beschriebenen 15 Schienen, die nach Herstellerangaben produziert wurden, verwendet.

Die zum Tiefziehen verwendeten Kunststofffolien bestehen hauptsächlich aus modifiziertem Polyethylenterephthalat (PET). Bei PET handelt es sich um einen durch Polykondensation hergestellten thermoplastischen Kunststoff aus der Familie der Polyester.

Die Ideal Clear[®]- und Ideal Comfort[®]-Schienen wurden mit der „Vacuum Forming Machine“ Modellnummer 202 (Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) angefertigt.

Die Erkodur[®]-Schienen wurden mithilfe des Erkoform RVE (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) tiefgezogen. Bei beiden Tiefziehgeräten handelt es sich um Vakuum-Geräte.

Nach dem Tiefziehen wurden die Schienen mit Kühl-Spray besprüht (Endo-Ice, Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland). Eine sofortige Abkühlung ermöglicht eine bessere Adaptation an das Modell (Armbruster et al. 2003), wohingegen ein langsames Abkühlen zu einer geringfügigen Deformation der Schiene führen könnte.

Die Ausarbeitung der Schienen erfolgte mit dem HSS Spiralbohrer und Lisko-S Polierscheiben (Erkodent Erich Kopp GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland). Der Schienenrand wurde so gestaltet, dass er dem Verlauf der marginalen Gingiva folgt.

2.3 Versuchsaufbau

Zur Durchführung der Messungen wurde die Messapparatur eingerichtet, indem mittels Verzapfung und Verschraubung die Einzelteile der modularen Messapparatur miteinander verbunden wurden. Anschließend konnte die Kunststoffschale mit dem Versuchsmodell in dem Metallrahmen über der Klemmvorrichtung fixiert werden. Nun wurde der Messzahn 42 mit dem Stahlstift in die Klemmvorrichtung des Sensors eingeführt und mit diesem über der Klemmvorrichtung verschraubt.

Nach dem Aufbau der Messapparatur wurde diese unter dem Thermoschrank platziert und soweit nach oben gefahren, bis ein randdichter Abschluss mit dem Thermoschrankboden gewährleistet war (siehe Abb. 6).

Die Messungen wurden jeweils nach dem Aufheizen des Thermoschranks auf 37°C und Einhaltung einer Latenzzeit von 5 Minuten zur Durchwärmung der Messanordnung unter konstanter Temperaturkontrolle bei geschlossenem Thermoschrank durchgeführt.



Abb. 6 Kompletter Versuchsaufbau; im linken Teil des Bildes ist die Kunststoffschale mit Zahnkranz am Boden des Thermoschranks zu erkennen. In der rechten Bildhälfte ist der komplette Versuchsaufbau in Frontalansicht gezeigt. Unter dem Thermoschrank wurde der Hubtisch mit dem kompletten Messsystem platziert (aus Hahn 2009, S. 9).

2.4 Messung der Kunststoffschienen

Am Beispiel einer 1 mm starken Ideal Clear[®]-Schiene wird im Folgenden das Messverfahren beschrieben.

Zunächst wurde die zu messende Schiene mit zwei Sprühstößen künstlichen Speichels (Universitätsklinikumsapotheke Göttingen, Deutschland) auf der Innenseite benetzt und auf das im Thermoschrank befindliche Zahnkranzmodell mit dem in Nullposition stehenden Zahn 42 gesetzt. Der Thermoschrank war zu diesem Zeitpunkt bereits auf 37°C vorgewärmt. Die Kräfte und Drehmomente wurden zu Beginn des Messdurchlaufes über die DAQ F/T – Software auf Null gestellt.

Anschließend wurde der Messzahn in neun Schritten um jeweils 0,04629° von 0° bis 0,416° in labialer und lingualer Richtung um eine Rotationsachse, die parallel zur Inzisalkante durch den virtuellen Apex des Zahnes verläuft, gekippt.

Nachdem die Messwerte aller fünf Schienen eines Materials für die Kippung des Zahnes nach lingual erfasst wurden, konnte der zweite Messdurchlauf gestartet und die Schienen in der gleichen Reihenfolge bei entgegengesetzter Kippung gemessen werden. Die beiden Messreihen wurden somit zeitlich getrennt voneinander durchgeführt.

Die festgesetzte Auslenkungsgrenze von 0,416° konnte nicht bei jeder Schiene und jedem Material erreicht werden, da der Überlastungsschutz des Sensors bei einigen Messungen eine drohende Überlastung bereits vorher anzeigte.

Die von der Schiene bei der jeweiligen Auslenkungsposition auf den Zahn abgegebenen Kräfte und Drehmomente wurden nach jedem Einzelschritt jeweils fünfmal aufgezeichnet. Zwischen den einzelnen Messschritten lag jeweils ein Zeitintervall von 30 Sekunden.

Zum Vergleich der drei getesteten Materialien wurden die klinisch relevanten Messwerte für die intrusive Kraft F_z und die in die jeweilige Kipprichtung (labial oder lingual) wirkende Kraft F_x bei einer Aktivierung von $+0,37^\circ$ und $-0,37^\circ$ herangezogen.

Um einen Vergleich mit klinischen Vorgaben und Angaben aus der Literatur zu ermöglichen, wurden die eingestellten Winkelwerte in bewegte Strecke der Inzisalkante des Messzahnes nach labial oder lingual in Millimeter umgerechnet.

Hierbei entspricht der für diese Studie untersuchte Winkel von $\pm 0,37^\circ$ einer Auslenkungsstrecke von 0,153 mm.

Dieser Wert liegt dem in der Literatur angegebenen Wert von 0,15 mm als Richtwert für die Untergrenze zur orthodontischen Zahnbewegung mit thermoplastisch geformten Schienen sehr nahe (Boyd und Vlaskalic 2001, Faltin et al. 2003).

2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung aller Daten erfolgte mit dem Programm STATISTICA 9.0 (StatSoft[®], Inc., Tulsa, Oklahoma USA). Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auf 5% gesetzt, somit gilt $\alpha < 0.05$.

Für die gemessenen Kräfte F_x und F_z , die bei einer Auslenkung des Zahnes mittels Kippbewegung um 0,153 mm in die labiale und linguale Richtung auftraten, wurden die Mittelwerte und die Standardfehler errechnet.

Die anfänglich durchgeführte, deskriptive Überprüfung mittels QQ-Plots zeigte, dass keine Normalverteilung angenommen werden kann. Daher wurde zunächst eine zweifaktorielle, nicht parametrische ANOVA durchgeführt.

Anschließend kam bei signifikanten Wechselwirkungen eine nach Winkeln separate Analyse mittels Kruskal-Wallis-Test zur Anwendung; als Test für die Paarvergleiche wurde der Wilcoxon-two-sample-Test verwendet.

3 Ergebnisse

Bei allen Messungen konnten mehr oder weniger stark ausgeprägte Hysteresephänomene beobachtet werden, die in der Studienserie jedoch nicht weiter diskutiert wurden. Die verwendeten Vorzeichen bei der Bewegungsstrecke in die zwei möglichen Richtungen sind Ausdruck der Krafrichtung. Ein negatives Vorzeichen der Bewegungsrichtung steht für eine linguale Auslenkung und ein positives Vorzeichen der Bewegungsrichtung für eine labiale Auslenkung des Messzahnes.

In der vorliegenden Studie wurden die durch eine Schiene verursachten, auf einen unteren seitlichen Schneidezahn einwirkenden Kräfte F_x und F_z bei einer Kippung von $0,37^\circ$ ($22,22'$) nach labial und nach lingual gemessen. Dies entspricht einer Auslenkungsstrecke des Zahnes von 0,153 mm in die jeweilige Richtung. Die Kippbewegung des Zahnes erfolgte entlang einer Ebene, die senkrecht zur Inzisalkante, und durch den virtuellen Apex verläuft

Die gemessenen Mittelwerte für F_x reichten von 0,78 N ($SD \pm 0,28$ N) bei einer lingualen (negative) Auslenkungsstrecke bis 4,61 N ($SD \pm 0,47$ N) bei labialer (positive) Auslenkungsstrecke.

Die Mittelwerte für die intrusive Kraft F_z lagen zwischen 0,19 N ($SD \pm 0,14$ N) bei einer lingualen (negative) Auslenkungsstrecke und 0,81 N ($SD \pm 0,23$ N) bei labialer (positive) Auslenkungsstrecke.

Da in dieser Studienserie nur die Größe der Kraft, die in der jeweiligen Auslenkungsrichtung des Zahnes gemessen wurde, von Interesse ist und nicht die Richtung der entsprechenden Kraft, werden im Folgenden nur absolute Zahlen verwendet. Die Messwerte für F_z waren als Ausdruck der intrusiven Wirkrichtung negativ und werden weiterhin ebenso als absolute Werte angegeben.

3.1 Fx als Zielgröße

In Tabelle 1 sind die Mittelwerte und Standardfehler für die Kraft Fx bei einer Auslenkungsstrecke von $\pm 0,153$ mm angegeben.

Auslenkungs-Strecke (mm)	Var.	Material	Materialstärke (mm)	N	Mittelwert \pm Standardfehler (Nmm)
-0,153	Fx	Erkodur [®]	1,0	25	3,77 \pm 0,68
		Ideal Clear [®]	1,0	25	3,32 \pm 0,88
		Ideal Comfort [®]	1,0	25	0,78 \pm 0,28
+0,153	Fx	Erkodur [®]	1,0	25	4,06 \pm 0,76
		Ideal Clear [®]	1,0	25	4,61 \pm 0,47
		Ideal Comfort [®]	1,0	25	3,05 \pm 0,43

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardfehler für Fx (Var.=Variable, N=Anzahl der Schienen)

Die Abbildungen 7 und 8 zeigen jeweils die gemessenen Mittelwerte für Fx mit einem Konfidenzintervall von 95%.

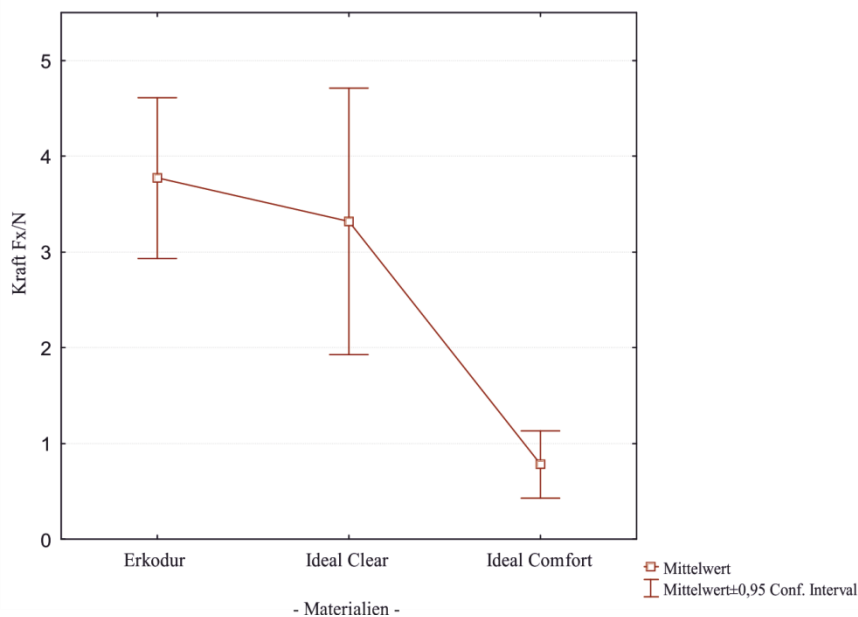


Abbildung 7: Messung der Kraft Fx bei einer Auslenkung des Zahnes um 0,153 mm nach lingual.

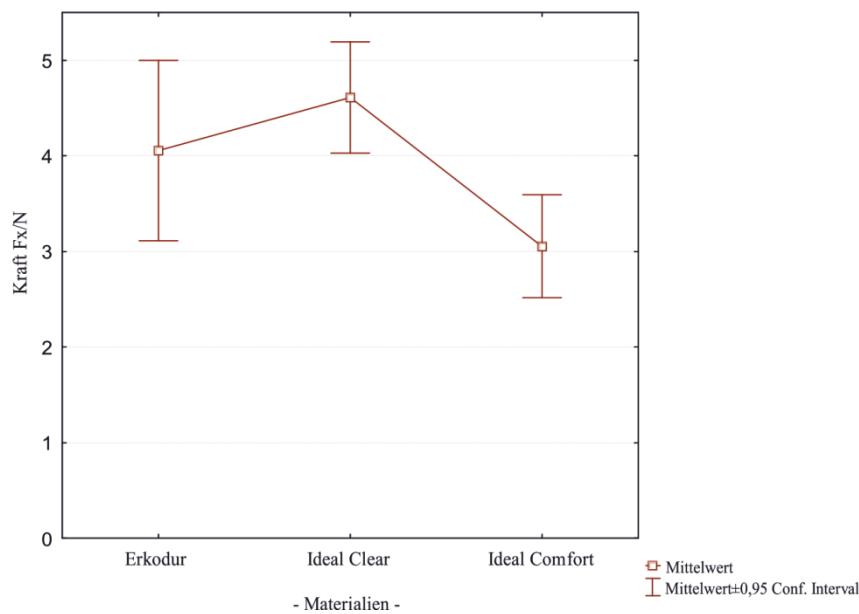


Abbildung 8: Messung der Kraft Fx bei einer Auslenkung des Zahnes um 0,153 mm nach labial.

Der Test auf den Einfluss der Faktoren Winkel und Material auf die gemessene Kraft Fx kommt zu dem Ergebnis, dass die Interaktion Winkel \times Material signifikant ist, sowie auch die einzelnen Faktoren Winkel und Material (Tabelle 2).

Der Gesamteffekt des Materials ist für die Messung des Zahnes bei linguale Kippung hochsignifikant und die Paarvergleiche liefern einen signifikanten Unterschied zwischen Erkodur[®]/Ideal Comfort[®] und zwischen Ideal Clear[®]/Ideal Comfort[®] (Tabelle 3).

Die Messung des nach labial gekippten Zahnes zeigt ebenfalls einen signifikanten Gesamteffekt des Materials und die Paarvergleiche einen signifikanten Unterschied zwischen Ideal Clear[®] / Ideal Comfort[®] (Tabelle 3).

Insgesamt ist der Einfluss des Winkels nicht einheitlich für das Material bzw. der Einfluss des Materials ist nicht einheitlich für den Winkel.

Unabhängig von der Auslenkungsrichtung des Messzahnes erzeugten die Ideal Comfort[®]-Schienen fast immer eine signifikant kleinere Kraft als die Ideal Clear[®]- und die Erkodur[®]-Schienen.

Lediglich bei der Kippung nach labial ist die Kraft der Ideal Comfort[®]-Schienen im Vergleich zur Erkodur[®]-Schiene zwar geringer, jedoch nicht signifikant.

Erkodur[®] und Ideal Clear[®] liegen von ihren Kraftabgaben her sehr nah zusammen.

Da der Einfluss des Materials bei Fx abhängig vom Winkel ist, lassen sich keine generellen Aussagen bzgl. der Materialien und der abgegebenen Kräfte treffen.

Faktor	p-Wert
Winkel	0,00002 sig.
Material	0,00000 sig.
Winkel × Material	0,03566 sig.

Tabelle 2: Ergebnisse der zweifaktoriellen nicht parametrischen ANOVA (sig.=signifikant)

Auslenkungs- strecke (mm)	Var.	Vergleich	p-Wert
0,153	Fx	Material gesamt	0,0003
0,153	Fx	Erkodur [®] vs. Ideal Clear [®]	0,5631
0,153	Fx	Erkodur [®] vs. Ideal Comfort [®]	0,2016
0,153	Fx	Ideal Clear [®] vs. Ideal Comfort [®]	0,0031
-0,153	Fx	Material insgesamt	<0,0001
-0,153	Fx	Erkodur [®] vs. Ideal Clear [®]	0,6672
-0,153	Fx	Erkodur [®] vs. Ideal Comfort [®]	0,0005
-0,153	Fx	Ideal Clear [®] vs. Ideal Comfort [®]	0,0007

Tabelle 3: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der Varianzanalyse (Var.=Variable)

3.2 Fz als Zielgröße

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte und Standardfehler für die Kraft Fz bei einer Auslenkungsstrecke von $\pm 0,153$ mm angegeben.

Auslenkungs-Strecke (mm)	Var.	Material	Material-stärke (mm)	N	Mittelwert \pm Standardfehler (Nmm)
-0,153	Fz	Erkodur [®]	1,0	25	0,42 \pm 0,24
		Ideal Clear [®]	1,0	25	0,42 \pm 0,20
		Ideal Comfort [®]	1,0	25	0,19 \pm 0,14
+0,153	Fz	Erkodur [®]	1,0	25	0,78 \pm 0,41
		Ideal Clear [®]	1,0	25	0,81 \pm 0,23
		Ideal Comfort [®]	1,0	25	0,54 \pm 0,06

Tabelle 4: Mittelwerte und Standardfehler für Fz (Var.=Variable, N=Anzahl der Schienen)

Die Abbildungen 9 und 10 zeigen jeweils die gemessenen Mittelwerte für Fz mit einem Konfidenzintervall von 95%.

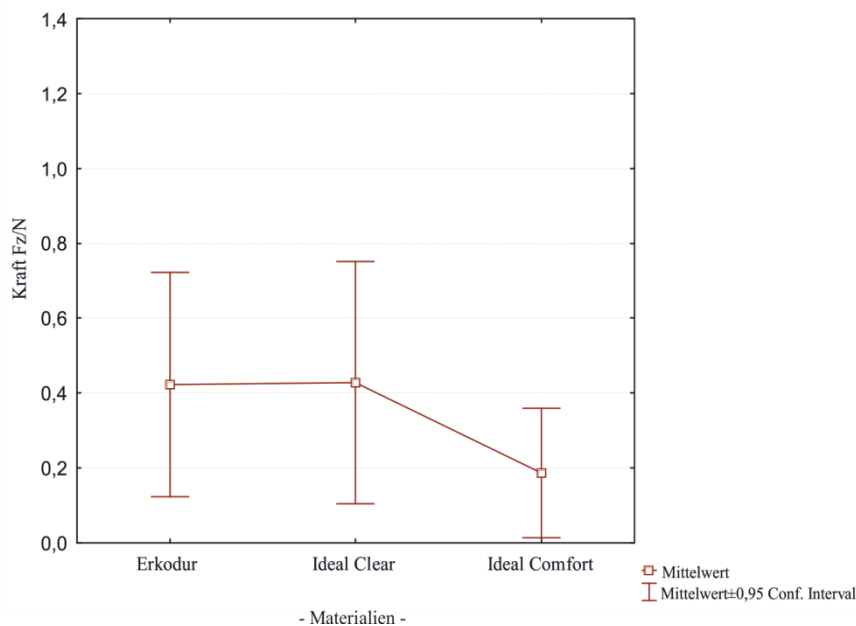


Abbildung 9: Messung der Kraft Fz bei einer Auslenkung des Zahnes um 0,153 mm nach lingual.

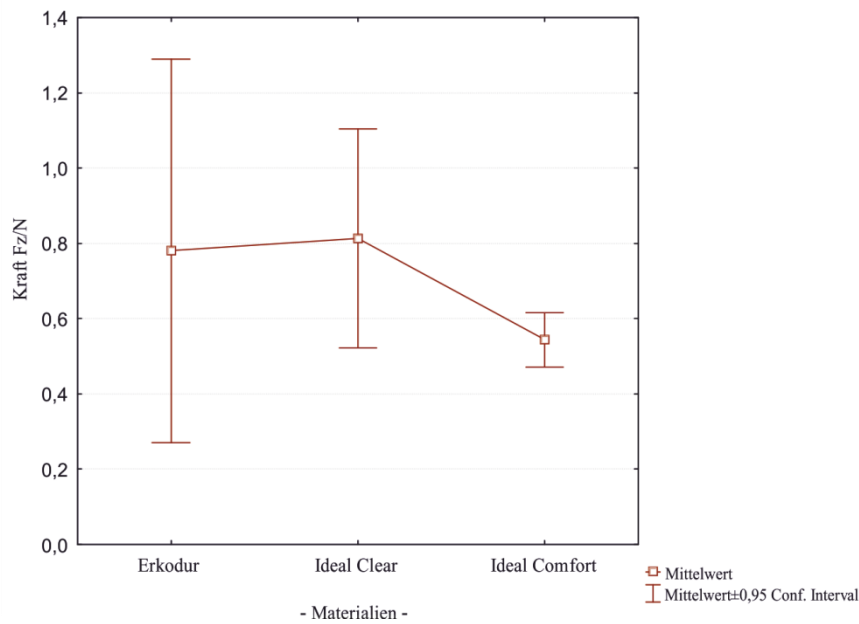


Abbildung 10: Messung der Kraft Fz bei einer Auslenkung des Zahnes um 0,153 mm nach labial.

Der Test auf Einfluss der Faktoren Winkel und Material auf die gemessene Kraft Fz kommt zu dem Ergebnis, dass die Interaktion Winkel \times Material diesmal nicht signifikant ist. Die einzelnen Faktoren Winkel und Material sind jedoch weiterhin signifikant (Tabelle 5).

Die Paarvergleiche liefern einen signifikanten Unterschied zwischen Erkodur[®]/Ideal Comfort[®] und zwischen Ideal Clear[®]/Ideal Comfort[®]. Zwischen Erkodur[®]/Ideal Clear[®] besteht kein signifikanter Unterschied (Tabelle 6).

Der Einfluss des Materials ist einheitlich für den Winkel bzw. der Einfluss des Winkels ist einheitlich für das Material.

Die intrusive Kraft der Ideal Comfort[®]-Schienen ist unabhängig von der Auslenkungsrichtung signifikant kleiner als die Kräfte der Erkodur[®]- und der Ideal Clear[®]-Schienen.

Faktor	p-Wert
Winkel	0,00027
Material	0,00060
Winkel \times Material	0,78249

Tabelle 5: Ergebnisse der zweifaktoriellen ANOVA

Vergleich	p-Wert
Erkodur [®] vs. Ideal Clear [®]	0,26310
Erkodur [®] vs. Ideal Comfort [®]	0,00002
Ideal Clear [®] vs. Ideal Comfort [®]	0,00031

Tabelle 6: Ergebnisse der Paarvergleiche

4 Diskussion

4.1 Ziele dieser Studienserie

In der Literatur finden sich zahlreiche Berichte über klinische Beobachtungen und Fallbeispiele von erfolgreich mit Schienen therapierten Patienten (Bollen et al. 2003, Boyd et al. 2000, Chenin et al. 2003, Clements et al. 2003, Djeu et al. 2005, Miller et al. 2002, Vlasalic und Boyd 2002, Womack und Randol 2006, Wong 2002).

Es liegen jedoch kaum Studien vor, die die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen systematisch untersucht und die Biomechanik dieser Systeme beschrieben haben (Barbagallo et al. 2008b, Engelke 2010, Hahn et al. 2009 a,b; Hahn et al. 2010 a,b; Hahn et al. 2011, Kwon et al. 2008, Rost et al. 1995, Warunek et al. 1989).

Ziel dieser Untersuchung war die Messung und der Vergleich der von thermoplastisch geformten Schienen aus drei unterschiedlichen Schienenmaterialien gleicher Stärke erzeugten Kräfte auf einen unteren seitlichen Schneidezahn bei lingualer und labialer Kippung des Zahnes. Die Messungen wurden anhand von idealisierten Zahnbewegungen durchgeführt, wobei zwei Freiheitsgrade (Fx, Fz) rechnerisch erfasst wurden.

Die Studienserie hat besondere Aktualität aufgrund der zunehmenden klinischen Nachfrage der Erwachsenenbehandlung in der Kieferorthopädie, die teilweise im stetig steigenden ästhetischen Anspruch der Patienten begründet ist (Meier et al. 2003).

Seit dem Jahr 2001, in dem die Firma Align[®] Technology in einer Medienkampagne in Deutschland das Invisalign[®]-Behandlungskonzept vorgestellt hat, stieg kontinuierlich das Interesse an kieferorthopädischen Korrekturmöglichkeiten mittels transparenter Kunststoffschienen.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, fanden Meier et al. in einer prospektiven Befragung im Jahre 2003 heraus, dass hauptsächlich Frauen zwischen 20 und 29 Jahren an einer derartigen orthodontischen Therapie interessiert sind. Das Hauptinteresse liegt dabei an einer Korrektur der vorliegenden Zahnfehlstellungen aus ästhetischen Gründen. Eine Behandlung mit sichtbaren Apparaturen lehnt die Mehrzahl der Befragten ab (Meier et al. 2003).

Eine Alternative zu sichtbaren Apparaturen stellt die Lingualtechnik dar, welche entscheidende Nachteile im Vergleich zur Therapie mit Kunststoffschienen mit sich bringt. Die Sprechbeeinträchtigung sowie die Zungenraumeinengung führen zu erheblich längeren Eingewöhnungsphasen und verzögerter Wiedererlangung der vollständigen Berufsfähigkeit (Nedwed und Miethke 2005).

Die Forderung nach einer Therapieempfehlung oder gar Leitlinie für die kieferorthopädische Behandlung mit thermoplastischen Schienen auf Basis von wissenschaftlich fundierten Erkenntnissen zur Kraftabgabe wurde von vielen Autoren bereits mehrfach gestellt (Ackerman und Proffit 2002, Brezniak 2008, Djeu et al. 2005, Kuncio et al. 2007, Maganzini 2006, Turpin 2005).

Diese Arbeit ist ein Beitrag dazu, da sie aufzeigt, welche Kräfte in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung auf die zu therapierenden Zähne einwirken und wie daraus Behandlungsempfehlungen für den zahnärztlichen Alltag abgeleitet werden können.

4.2 Diskussion von Material und Methode

4.2.1 Vorbereitende Maßnahmen

In der klassischen Kieferorthopädie ist Alginat für die Herstellung von Planungsmodellen und Modellen zur Anfertigung von kieferorthopädischen Apparaturen seit langem ein bewährtes Standardabdruckmaterial (Schopf 2000).

Zur Herstellung des Urmodells für unsere Studienserie wurde infolgedessen eine Abformung aus Alginat (Tetrachrom, Kaniedenta, Herford, Deutschland) verwendet.

Der Abdruck wurde genommen, während sich der Messzahn in starrer Verbindung mit dem Sensor befand. In der Literatur wird generell empfohlen, den Abdruck für die Herstellung der Urmodelle aus einem Silikon oder einem Polyether anzufertigen, da diese Materialien eine höhere Detailgenauigkeit aufweisen (Joffe 2003, Vlaskalic et al. 2001).

Dieser Empfehlung nachzukommen war in unserem Falle nicht möglich, da sich in Vorversuchen zeigte, dass die Abzugkräfte bei Abformungen mit einem Polyether oder Silikon so hoch waren, dass sie möglicherweise zu einer Überlastung des Sensors geführt hätten.

Bei im Vorhinein durchgeführten Vergleichsmessungen konnte jedoch gezeigt werden, dass zwischen Schienen, die auf Basis von Alginatabformungen und solchen auf Basis von Polyetherabformungen kein Unterschied im biomechanischen Verhalten und in der Höhe der erzeugten Kräfte festgestellt werden konnte. Die Empfehlung zur Verwendung dieser beiden Materialien beruht neben der höheren Präzision auf der deutlich längeren Lagerfähigkeit bei Bewahrung der Dimensionsstabilität (Peutzfeldt und Asmussen 1989, Sawyer et al. 1976). Während Silikone und Polyether laut Herstellerangaben bis zu 14 Tage nach Abformung ohne Volumenänderung mit Gips ausgegossen werden können, trocknen Alginate rasch aus und es

kommt zu einer deutlichen Schrumpfung, weswegen keine präzisen Modelle mehr hergestellt werden können (Schopf 2000).

Die mögliche Schrumpfung von Alginatabdrücken spielt in der hier vorliegenden Studie keine Rolle, da nach sehr kurzer Latenzzeit bereits mit Gips ausgegossen wurde.

Den Vorteil in Form einer höheren Präzision und einer geringeren Schrumpfung eines Silikon- oder eines Polyetherabdruckes gegenüber einer Alginatabformung konnten Peutzfeldt und Asmussen in ihrer Studie 1989 zwar nachweisen, jedoch befand er sich im Mikrometerbereich. Da in dieser Studie die Messung der abgegebenen Kräfte auf einen unteren seitlichen Schneidezahn bei einer Auslenkung des Zahnes um 0,153 mm durchgeführt wurde, können Ungenauigkeiten aufgrund der Alginatabformung, die im Mikrometerbereich liegen und nur geringfügig größer sind als die auftretenden Ungenauigkeiten bei elastomeren Abformmaterialien, vernachlässigt werden (Peutzfeldt und Asmussen 1989).

Die Alginatabformung in unserer Studie wurde mit einem Dentalgips der Klasse IV (GC Fujirock[®] EP, GC Deutschland GmbH, München, Deutschland) ausgegossen und das daraus entstandene Modell zur Herstellung einer Dublierform verwendet. Die Dublierform wurde mit Adisil[®] blau 9:1 (Siladent, Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) gemäß den Herstellerangaben angefertigt. Dimensionsfehler aus diesen Arbeitsschritten sind zu vernachlässigen, da die verwendete Dubliermasse laut Hersteller dimensionsstabil ist und der Dentalgips der Klasse IV ein Expansionsverhalten von weniger als 0,8% aufzeigt.

4.2.2 Angewandtes Messverfahren zur Erfassung der abgegebenen Kräfte

In der Literatur werden zur Messung einer Kraft, die von einem kieferorthopädischen Gerät ausgeht, in Abhängigkeit von der Auslenkung eines oder mehrerer Zähne, verschiedene in-vitro-Messmethoden beschrieben.

Das Ermitteln der Kräfte und Momente mithilfe von Wachs, Federn, Gewichten oder elastischen Elementen an Modellen lieferte keine repräsentativen Ergebnisse, da es sich meistens nur um zweidimensionale, uniplanare Kraftsysteme in den Studien handelte (Burstone et al. 1973, Burstone et al. 1976, Solanche et al. 1977).

Die Zahnbewegung durch kieferorthopädische Apparaturen ist ein sehr komplexer Vorgang, der viele Variablen einschließt und nicht durch zweidimensionale Kraftsysteme genügend präzise dargestellt oder in Messwerten ausgedrückt werden kann.

Eine weiterentwickelte Variante der Kräftemessung wurde von Hershey et al. vorgestellt (Hershey et al. 1981). Er benutzte für seine Untersuchungen bereits Dehn-Mess-Streifen.

Die komplexeren Messsysteme zum vollständigen Erfassen der einwirkenden Kraftsysteme wurden erst einige Jahre später eingesetzt.

Im Jahre 2008 führten Kwon et al. einen 3-Punkt-Biegeversuch an einem geraden Probekörper mittels einer mechanischen Universalprüfmaschine durch, um die unterschiedlichen Kräfte, die Schienen auf einen Zahn ausüben, zu ermitteln (Kwon et al. 2008). Der 3-Punkt-Biegeversuch wurde ebenfalls von Parvizi und Rock im Jahre 2003 verwendet, um die Kräfte, die von thermisch aktiven Nickel-Titan-Bögen verschiedener Hersteller ausgehen, zu erfassen (Parvizi und Rock 2003).

Diese Untersuchungen wurden an geraden Probekörpern oder in Phantommodellen mit mechanischen Universalprüfmaschinen durchgeführt und lassen somit keine auf die klinische Situation übertragbaren Ergebnisse zu.

Ein weiteres, sehr präzises Messverfahren ist die 3-D-Kraft-Drehmomentmessung (Drescher et al. 1991, Kinzinger und Diedrich 2008, Menghi et al. 1999, Pandis et al. 2008a,b; Sander et al. 2006, Wichelhaus et al. 2004). Die bei diesem Verfahren benutzten Sensoren wurden entweder in einen Zahnbogen integriert (Kinzinger und Diedrich 2008, Sander et al. 2006) oder befanden sich in Ein- oder Zweizahnanordnungen (Drescher et al. 1991, Wichelhaus et al. 2004). Die Bewegungen der Sensorsysteme erfolgten beispielsweise über Druckfedern (Kinzinger und Diedrich 2008), Präzisionsschrittmotoren (Menghi et al. 1999), Präzisionsstellische (Pandis et al. 2008a,b) oder Hexapoden (Sander et al. 2006).

Neben diesen in-vitro-Studien wurden zahlreiche in-vivo-Messungen zur Kraft-Drehmomentabgabe von kieferorthopädischen Apparaturen in der Literatur beschrieben. Teilweise wurden therapeutisch einwirkende Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik gemessen (Friedrich et al. 1998, Friedrich et al. 1999, Lapatki und Paul 2007, Lapatki et al. 2007), teilweise an Schienensystemen (Barbagallo et al. 2008b).

Bei der zuletzt genannten in-vivo-Messreihe wurden mittels einer druckempfindlichen Folie mit Farbindikator (Pressurex[®], Fuji Photo Film Co., Tokyo, Japan) die Kräfte, die auf einen palatinal stehenden oberen ersten Prämolaren ausgeübt wurden, gemessen. Je nach Größe der Kraft ändern die Folien ihre Farbe und lassen Rückschlüsse auf die vorliegende Kraft zu.

Trotz der Vielzahl von vorliegenden in-vitro- und in-vivo-Studien erfolgt die Kraftapplikation mittels Schienen auf die zu bewegenden Zähne in der Praxis größtenteils empirisch-intuitiv auf der Basis von theoretisch hergeleiteten Empfehlungen und individuellen Erfahrungen (Burstone und Koenig 1974, DeFranco et al. 1976, Koenig und Burstone 1974, Koenig und Burstone 1989, Meyer et al. 1991, Shroff et al. 1995).

Es liegen nur sehr wenige Messdaten vor, die aufgrund einer systematischen Untersuchung der Kraft-Drehmomentabgabe thermoplastisch geformter Schienen erhoben wurden und somit als Orientierungsgrößen für die Praxis herangezogen werden können.

Für die hier vorliegenden Messreihen wurde eine neuentwickelte modulare Messapparatur benutzt. Als besondere Komponente der Messapparatur ist die starre Verbindung des zu messenden Zahnes 42 mit dem Sensor zu nennen. Hierdurch fehlt die Simulation des parodontalen Ligamentes.

Das menschliche Parodontium ist ein Gewebe, welches aus elastischen und viskösen Komponenten besteht und somit Materialeigenschaften wie die Kraftrelaxation, die Hysterese, die Zunahme der Steifigkeit bei wachsender Belastungsgeschwindigkeit und die Abhängigkeit von der Belastungsgeschichte aufweist (Chiba und Komatsu 1993, Dorow et al. 2002, Dorow et al. 2003, Körber 1971, Komatsu und Chiba 1993). Zudem variiert das Volumen des desmodontalen Raumes bei einwurzeligen Zähnen zwischen 30 und 100 mm³ in Abhängigkeit von der funktionellen Belastung des jeweiligen Zahnes und des Alters des Patienten.

Im Bereich der Wurzelmitte ist das Parodontium weniger breit ausgeprägt als im Bereich des Apex und des Alveolarknochenkammes (Coolidge 1937, Fröhlich 1958, Jozat 1933, Klein 1928, Schroeder 2000).

Aufgrund der Tatsache, dass kein Material existiert, das die komplexen rheologischen und multiphasischen Eigenschaften des parodontalen Ligamentes an sich und nach Kraftapplikation auf einen Zahn zu simulieren vermag, wurde in dieser Versuchsreihe darauf verzichtet (Natali et al. 2004, Cattaneo et al. 2008).

Dieses Vorgehen ist auch von den meisten anderen Autoren bei kieferorthopädischen Studien im Bereich der Kraftmessung gewählt worden, so dass der dieser Studienreihe zugrunde liegende Versuchsaufbau zur Messung orthodontischer Kräfte mittels eines starr mit dem Messzahn verbundenen Sensors als üblich bezeichnet werden kann (Baccetti et al. 2008, Bartzela et al. 2007, Lim et al. 2008, Pandis et al. 2008 a,b; Walker et al. 2007, Wang et al. 2007).

Einschränkend muss gesagt werden, dass sich dadurch die hier gemessenen Werte auf die Situation unmittelbar nach dem Einsetzen der Kunststoffschienen beziehen, da zu diesem Zeitpunkt aufgrund der oben beschriebenen viskoelastischen Eigenschaften des parodontalen Ligamentes keine nennenswerte Zahnbewegung stattgefunden hat (Nakamura et al. 2008, Synge 1933).

Bei den gemessenen Kräften handelt es sich somit um die initialen Kräfte, die auf den zu bewegendenden Zahn einwirken.

4.3 Biologische Auswirkungen der gemessenen Werte

Um die biologischen Auswirkungen zu großer Kraftapplikationen auf Zähne mittels Schienen besser zu verstehen, sollte zunächst der generelle Mechanismus, der jeder Zahnbewegung zugrunde liegt, erläutert werden.

Wenn eine Kraft auf einen Zahn zum Zwecke der kieferorthopädischen Zahnbewegung einwirkt, dann kommt es zu einer Remodellation des parodontalen Ligamentes und des Alveolarknochens (Andersen et al. 1991, Henneman et al. 2008, Krishnan und Davidovitch 2006, Masella und Meister 2006, Storey 1973). Der mechanischen Kraft folgt auf molekularer Ebene eine Reaktions-Kaskade, welche letztendlich zur Zahnbewegung führt. Diese Umwandlung der mechanischen Energie in biologische Signale wird Signaltransduktion genannt (Masella und Meister 2006).

Wird eine Kraft auf einen Zahn ausgeübt, so unterscheidet man im Bereich des Alveolarknochens prinzipiell zwei gegenüberliegende Seiten: die Appositionsseite (auch Zugseite genannt) und die Resorptionsseite (auch Druckseite genannt).

Die traditionelle Denkweise der Kieferorthopädie unterstützt die Theorie, dass aufgrund von einwirkenden Kräften, welche durch ein kieferorthopädisches Gerät ausgeübt werden, an der Zugseite eine Knochenapposition und an der Druckseite eine Knochenresorption stattfinden (Melsen 2001).

Je nach Größe der einwirkenden Kraft, Länge der Einwirkungsdauer und Form der gewünschten Zahnbewegung kann es zu unerwünschten Nebenwirkungen kommen.

An den zu bewegenden Zähnen können Wurzelresorptionen auftreten. Im Bereich des Alveolarknochens, rund um die Zahnwurzel des zu bewegenden Zahnes, kann die ausübende Kraft zu einer Nekrose (Hyalinisation) führen und letztlich ist ein komplettes Sistieren der Bewegung möglich.

Der Ausprägungsgrad dieser unerwünschten und doch häufig auftretenden Nebenwirkungen fällt individuell sehr unterschiedlich aus (Acar et al. 1999, Brezniak und Wasserstein 1993, Darendeliler et al. 2004, DeShields 1969, Harris et al. 2006, Hollender et al. 1980, Konoo et al. 2001, Levander und Malmgren 1988, Levander et al. 1994, Linge und Linge 1983, 1991; Pizzo et al. 2007, Proffit 2000, Quinn und Yoshikawa 1985, Ren et al. 2003, 2004; von Böhl et al. 2004a, b).

Die klassische Definition der optimalen Kraft stammt von Schwarz aus dem Jahre 1932 und besagt, dass die am meisten geeigneten Kräfte in der Kieferorthopädie diejenigen sind, die den Blutdruck in den Kapillaren im Bereich des Desmodontalspaltes nicht übersteigen.

Wenn es zu keiner Kompression der Kapillaren kommt, dann können folglich keine Gewebenekrosen entstehen.

Normalerweise beträgt der kapilläre Druck 15-20 mm Hg (Schwarz 1932).

Nicht nur die Größe der Kraft kann zu der unerwünschten Unterbrechung des kapillären Blutstroms im desmodontalen Gewebe führen, sondern auch die Strecke, über die eine bestimmte Kraft wirkt (Hub) kann daran beteiligt sein. Liegt die Strecke unterhalb der Weite des Desmodontalspaltes, kann es zu keiner vollständigen Kompression des dort befindlichen Gewebes kommen und somit zu keiner Unterbrechung des kapillären Blutflusses.

Folglich sinkt das Risiko für unterminierende Resorptionen und Hyalinisationen und auch die Gefahr der Entstehung von Wurzelresorptionen nimmt ab. Die Weite des Parodontalspaltes beträgt zwischen 140 und 200 μm (Coolidge 1937, Schroeder 1986). Sie variiert zwischen den verschiedenen Zähnen in Abhängigkeit vom Grad der Belastung der Zähne, der Form der Zahnwurzeln und dem Alter. Mit zunehmendem Alter wird das Desmodont schmaler (Schroeder 2000).

Im Vergleich zur Behandlung mit einer Multibandapparatur oder mit anderen herausnehmbaren kieferorthopädischen Geräten werden die Auslenkungsstrecken der Zähne bei einer Schienenbehandlung mithilfe des Setups im Vorfeld genau festgelegt. Die Strecke kann somit unterhalb der durchschnittlichen Breite des Desmodontalspaltes klar definiert werden, um das Risiko des Auftretens von unerwünschten Nebenwirkungen zu minimieren. Die Kraftgröße würde in diesem Fall irrelevant werden.

Sowohl die in der Literatur empfohlenen Auslenkungsstrecken für die Invisalign[®]-Therapie von 0,13 mm – 0,33 mm als auch die in der vorliegenden Arbeit gewählten Strecken von 0,153 mm liegen annähernd innerhalb der Breite des Parodontalspaltes (Faltin et al. 2003, Joffe 2003, Owen 2001).

Folglich kann nach Coolidge (1937) und Schroeder (1986) jedes in dieser Studie verwendete Schienenmaterial kieferorthopädisch unbedenklich eingesetzt werden, wenn die Auslenkungsstrecke pro Zahn im vorher angefertigten Setup nicht größer als 0,2 mm eingestellt wird.

Ein aktuelleres Konzept der optimalen Kraft stammt von Proffit aus dem Jahre 2000 (Proffit 2000). Er berücksichtigt die unterschiedlichen zeitlichen Charakteristiken der Kraftausübung

wie kontinuierlich und intermittierend oder aber konstant und abnehmend, um die optimalen Kräfte zu definieren (Proffit 1999).

Im klinischen Alltag empfiehlt Proffit Kraftbereiche für die Kippung von 0,35-0,6 N, für die Intrusion 0,1-0,2 N, für die Rotation 0,35-0,6 N und für die körperliche Zahnbewegung 0,7-1,2 N bei mindestens 4-8 Stunden kontinuierlicher Krafteinwirkung pro Tag (Proffit 2000). Für Zähne mit geringerer Wurzeloberfläche wie beispielsweise untere Frontzähne würden kleinere Kraftgrößen gelten.

Im Falle der Anwendung der von Proffit angegebenen optimalen Kräfte stehen Osteoklasten und Osteoblasten im Gleichgewicht und der Erneuerungszyklus im Knochenstoffwechsel, der auch im Falle der physiologisch bedingten Zahnbewegung auftritt, wird aufrechterhalten (Vignery und Baron 1980).

Bei größeren applizierten Kräften kommt es zu einem Ungleichgewicht von Osteoblasten und Osteoklasten zu Gunsten der Letztgenannten. Wird ein zu hoher Druck auf den zu bewegenden Zahn ausgeübt, so kommt es ausgehend vom Knochenmark zu einer indirekten unterminierenden Resorption (Bridges et al. 1988, Reitan 1967, Rygh 1974, Storey 1973).

Als Resultat dieser lokalisierten Ischämie entstehen im parodontalen Ligament zellfreie hyalinisierte Bereiche. Der Zahn kann zu diesem Zeitpunkt meistens nicht bewegt werden (Brudvik und Rygh 1994, Reitan 1960, Rygh 1973). Erst wenn durch die unterminierende Resorption das hyalinisierte Gewebe entfernt worden ist, kann der Zahn in die vorgesehene Richtung bewegt werden (Melsen 1999).

Als weitere unerwünschte und zugleich unvorhersehbare Begleiterscheinung der kieferorthopädischen Therapie kann die Wurzelresorption auftreten. Es handelt sich hierbei um einen pathologischen Prozeß, der sich klinisch und radiologisch in einer verkürzten und ausgedünnten Wurzel manifestiert (Darendeliler 2004).

Ein gewisser Grad an Wurzelresorptionen tritt bei den meisten Patienten auf (DeShields 1969). Bei jedoch 12-17% der kieferorthopädisch behandelten Patienten kommt es zu moderaten bis ernsten Wurzelresorptionen und bei 10-20% zeigen sich sogar Resorptionen, die in der vertikalen Dimension größer als 3 mm sind (Hollender et al. 1980, Levander und Malmgren 1988, Levander et al. 1994, Linge und Linge 1991).

Wurzelresorptionen wurden zumeist in dem Bereich gefunden, in dem das parodontale Ligament einem erhöhten Druck ausgesetzt wurde (Brudvik und Rygh 1991, Kvam 1973, Reitan 1951, Rygh 1973, Stuteville 1983, Tanaka et al. 1990, Williams 1984).

Es konnte auch ein Zusammenhang zwischen dem an der Zahnwurzel stattfindenden

Resorptionsprozess und der Remodellation des parodontalen Ligamentes mit der Beseitigung der hyalinisierten Zone gefunden werden (Brudvik und Rygh, 1993a, b; Reitan 1962).

Je ausgeprägter die hyalinisierte Zone im Bereich der Zahnwurzel als Reaktion auf eine auf den Zahn einwirkende Kraft vorlag, desto größer war in ebendiesem Bereich die Resorption der Zahnwurzel.

Die Wurzelresorptionen beginnen stets in dem Bereich der Wurzel, der von den aufgrund des überhöhten Druckes nekrotisch gewordenen Zellen des parodontalen Ligaments überzogen ist (Brudvik und Rygh 1993a).

Die Faktoren, die zu einer Progression der Wurzelresorption führen können, zeigen deutliche interindividuelle Unterschiede. Das Ausmaß der Wurzelresorption ist unter anderem abhängig von der genetischen Disposition, Alter und Geschlecht, Zahn- bzw. Wurzelform, Knochendichte, Art der Zahnbewegung, Kraftgröße und Einwirkdauer der Kraft (Acar et al. 1999, Brezniak und Wasserstein 1993, Darendeliler et al. 2004, Harris et al. 2006, Konoo et al. 2001, Linge und Linge 1983, Pizzo et al. 2007, Quinn und Yoshikawa 1985, Ren et al. 2003, 2004; von Böhl 2004a,b).

Je älter der Patient ist, desto größer ist das Risiko einer Wurzelresorption während einer kieferorthopädischen Behandlung (Reitan 1985).

Das Hauptbehandlungsalter der Patienten, die sich mit thermoplastisch geformten Schienen kieferorthopädisch behandeln lassen, liegt nach Angaben von Meier et al. jedoch in einem Bereich zwischen 20 und 29 Jahren. Aufgrund dieser Altersstruktur ist von keinem altersbedingt erhöhten Risiko für Wurzelresorptionen in dieser Klientel auszugehen (Meier et al. 2003).

Anders hingegen sieht es bei der Berücksichtigung des Geschlechts der Patienten aus. Zahlreichen Studien zufolge sind weibliche Patienten anfälliger für Wurzelresorptionen als männliche Patienten (Dougherty 1986a,b; Kinsella 1971, Massler und Perreault 1954, Marshall 1929, Newman 1975). Newman beschreibt 1975 das Verhältnis der Anfälligkeit der Geschlechter mit 3,7:1 weiblichen Patienten gegenüber männlichen Patienten (Newman 1975).

Gerade weibliche Patienten haben großes Interesse an der Korrektur ihrer Zähne mit den ästhetisch wenig beeinträchtigenden Kunststoffschienen, was für diese Patientengruppe auch bei der Therapie mit Schienen eine höhere Rate an Wurzelresorptionen erwarten lässt. Zur Klärung dieser Frage sind noch spezifischere Untersuchungen notwendig.

Es liegen jedoch auch gegenteilige Studien vor, die keine Korrelation zwischen einem bestimmten Geschlecht und dem Auftreten von externen Wurzelresorptionen nachweisen

konnten (Goldin 1989, Kennedy et al. 1983, Massler und Malone 1954, McFadden et al. 1989, Shafer et al. 1983).

Keine Zahnbewegung kann als risikolose Zahnbewegung angesehen werden, bei der eine Resorption der Wurzel ausgeschlossen werden kann. Die nebenwirkungsträchtigste Art der Bewegung stellt die Intrusion dar (McFadden et al. 1989, Stenvik und Mjor 1970).

In der vorliegenden Studie konnten intrusive Kräfte bei der kippenden Bewegung eines unteren Frontzahnes nachgewiesen werden. Obwohl die Kraftgrößen der von uns gemessenen Werte für Fz sowie auch für Fx um ein Vielfaches höher liegen als die in der Literatur angegebenen Idealwerte, konnten bisher keine vermehrten Wurzelresorptionen bei der Anwendung von thermoplastisch geformten Schienen gezeigt werden (Barbagallo et al. 2008a, Boyd 2008, Brezniak und Wasserstein 2008).

Die gemessenen Werte für Fx lagen zwischen 4,57 N und 5,21 N bei Kippung des Zahnes in die linguale bzw. labiale Richtung. Proffit empfiehlt Kräfte zwischen 0,35 - 0,60 N für die Kippung, bei Zähnen mit schmalem Wurzeldurchmesser sogar noch geringere Kraftgrößen (Proffit 2000). Für Fz wurden Werte zwischen 0,62 - 1,19 N gemessen, hier empfiehlt Proffit Kräfte im Bereich von 0,1 - 0,2 N (Proffit 2000).

Die vorliegenden Werte sind gemessen an den Orientierungswerten von Proffit somit in horizontaler sowie auch in vertikaler Kraftrichtung deutlich zu hoch. Folglich wäre das Risiko für Wurzelresorptionen und weitere unerwünschte Nebenwirkungen bei der Zahnbewegung mittels thermoplastisch geformter Schienen deutlich erhöht (Darendeliler et al. 2004, Harris et al. 2006, Hohmann et al. 2007).

Eine Erklärung dafür, warum es dennoch nicht zum vermehrten Auftreten der oben genannten Nebeneffekte kommt, ist unter anderem die Tatsache, dass es sich bei den Kunststoffschienen um herausnehmbare Apparaturen handelt, bei deren Anwendung allgemein weniger Wurzelresorptionen beobachtet wurden (Linge und Linge 1983, 1991). Dies liege an den nur temporär einwirkenden Kräften und einer jeweils dazwischen eingeschobenen Regenerationsphase der Gewebe.

Dagegen spricht jedoch die Empfehlung für die tägliche Tragedauer der Schienen. Diese beträgt 20-22 Stunden, so dass bei konsequenter Befolgung nicht von einer mehrstündigen Regenerationsphase der Gewebe ausgegangen werden kann (Barbagallo et al. 2008a,b; Boyd et al. 2000, Faltin et al. 2003, Joffe 2003).

Nur wenige Autoren sehen keinen direkten Zusammenhang zwischen der Dauer der Krafteinwirkung und dem Ausmaß der Wurzelresorptionen (Kvam 1972, Phillips 1955, Von der Ahe 1973).

Es ist davon auszugehen, dass aufgrund der allgemeinen physikalischen Gesetze zu Spannungs- und Dehnungsverhalten von elastischen Werkstoffen - wie den eingesetzten Schienenmaterialien - mit zunehmender Auslenkung des Materials durch größer eingestellte Bewegungsstrecken bei der Schienentherapie auch jeweils höhere Kräfte wirksam werden.

Trotz dieser Zusammenhänge konnte in einzelnen Studien bisher bei der Anwendung von Schienen zur orthodontischen Zahnbewegung keine regelmäßig erhöhte Rate an Wurzelresorptionen festgestellt werden (Barbagallo et al. 2008a).

Dies könnte vor allem durch ein Phänomen erklärt werden, welches bereits durch Hahn et al. 2009 beschrieben wurde (Hahn et al. 2009a,b).

Je nach Bewegungsform, Auslenkungsrichtung und Ausmaß der Auslenkung des Zahnes kommt es zum Abheben der Schiene im Bereich des Messzahnes, so dass die Schiene nicht über die gesamte zuvor eingestellte Auslenkungsstrecke ihre jeweilige Kraft auf den Zahn abgibt.

Bei zunehmender Auslenkung des Zahnes verstärkt sich dieser Effekt, wodurch die Passung immer schlechter wird und die ursprünglich eingestellte Auslenkung, die ja für einen allseitig mit der Schiene in Kontakt befindlichen Zahn eingestellt wurde, gar nicht mehr wirksam wird. Dies könnte als ein dem System immanenter Schutzmechanismus interpretiert werden.

Möglicherweise nehmen die intrusiven Kräfte bei diesem Geschehen stärker zu, da durch die Friktion im Seitenzahnbereich die Schiene sich beim Abheben im Frontzahnbereich als Ganzes verformt und folglich zunehmend vertikal intrusiv in der Front drückt, mit dem Bestreben die Gesamtverformung wieder aufzuheben.

Dies erklärt das Auftreten der intrusiven Kräfte im allgemeinen und würde Schlussfolgerungen zulassen, die besagen, dass die intrusiven Kräfte stets mit dem Ausmaß der Auslenkungsstrecke steigen bis zu dem Punkt, an dem sich die Schiene vollständig vom Zahnkranz abhebt.

4.4 Einfluss der unterschiedlichen Materialien und Tiefziehverfahren

Generell werden kieferorthopädisch wirksame Kräfte mit thermoplastisch geformten Schienen auf zwei verschiedene Arten erzeugt. Beim Einsetzen der Schiene kommt es zu einer lokalen elastischen Verformung des Schienenkörpers durch den Widerstand im Kontaktbereich zwischen Schiene und zu bewegendem Zahn. Eine entsprechende Rückstellkraft der Schiene wirkt gleichzeitig auf den Zahn ein.

Hinzu kommt, dass die Schiene im Bereich des zu bewegenden Zahnes angehoben wird, da zwischen der tatsächlich vorliegenden Zahnposition und der von der Schiene, durch das vorherige Setup eingestellten Zahnposition, eine gewisse Inkongruenz herrscht.

In anderen Bereichen wird die Schiene wiederum durch Friktion und Klemmung auf der Zahnreihe gehalten, wodurch es zu einer elastischen Verbiegung des gesamten Schienenkörpers kommt.

Auch hier treten wiederum Rückstellkräfte auf, welche in diesem Fall von der kompletten Schiene gebildet werden und auch auf den zu bewegenden Zahn einwirken. Die beschriebenen Rückstellkräfte führen zu einer verstärkt intrusiv wirkenden Kraftkomponente (Hahn 2009a,b).

In dieser Studie wurde die Kraftabgabe von Schienen aus drei verschiedenen Materialien gemessen und bei jeder Messung eine intrusive Kraft F_z nachgewiesen.

Bei der Messung von F_z besteht ein signifikanter Unterschied in den Paarvergleichen zwischen den Materialien Erkodur[®]/Ideal Comfort[®] und Ideal Clear[®]/Ideal Comfort[®].

Weiterhin ist der Gesamteffekt der Materialien auch für die Messung der Kraft F_x bei linguale Kippung hochsignifikant und die Paarvergleiche liefern ebenfalls einen signifikanten Unterschied zwischen Erkodur[®]/Ideal Comfort[®] und zwischen Ideal Clear[®]/Ideal Comfort[®].

Die horizontal (kippend) einwirkende Kraft F_x steigt mit zunehmender Auslenkung des Messzahnes linear an. Das bedeutet, dass das Schienenmaterial an der Stelle, an der die Schiene Kontakt mit dem Zahn hat, ein spezifisches Spannungs-Dehnungsverhalten zeigt, welches nahezu linear ist.

Alle drei verwendeten Schienenmaterialien bestehen aus einem thermoplastischen Polyester, der überwiegend aus modifiziertem Polyethylenphthalat (PET) hergestellt wurde.

Die mögliche Ursache der unterschiedlich hohen Kraftabgaben der Schienen aus Materialien gleicher Dicke liegt möglicherweise im Herstellungsprozess.

Bevor die Folien tiefgezogen werden konnten, mussten sie in ihren jeweiligen Vakuummaschinen erwärmt werden. Die Dauer der Erwärmung war nicht definitiv festgelegt. Ebenso war nicht standardisiert, wie lange die fertig tiefgezogenen Folien mit Kühl-Spray besprüht wurden.

Um diese Variablen als Grund für die unterschiedlich hohen Kraftabgaben bei unseren Messungen zu verstehen, muss ein wenig auf die physikalischen Eigenschaften der verwendeten Materialien eingegangen werden.

Thermoformen, früher auch als „Tiefziehen“ bezeichnet, ist ein Verfahren in der Industrie zur Umformung thermoplastischer Kunststoffe. Zu beachten bei der Fertigung von

Thermoformteilen ist immer die Verstreckung des Materials, also das Ausmaß der Dehnung und Reduzierung in bestimmten Bereichen, was zu veränderten Wandstärken der Formteile führt.

Im dentalen Bereich wird dieses Verfahren zur Herstellung thermoplastischer Schienen verwendet, indem eine Kunststofffolie erwärmt wird und im plastischen Zustand über ein Gipsmodell der Zahnreihen entweder mittels Druckverfahren gepresst oder durch ein Vakuumverfahren tiefgezogen wird.

Eine Änderung der Wanddicke wird im dentalen Bereich bei diesem Prozess zwar nicht angestrebt, lässt sich jedoch in Studien eindeutig nachweisen (Kwon et al. 2008).

Die in dieser Studienreihe verwendeten Erkodur[®] Folien wurden im Vakuumtiefziehverfahren mit dem Erkoform RVE (Erkodent[®] Erich Kopp GmbH, Deutschland, Pfalzgrafenweiler) verarbeitet. Das gleiche Verfahren wird mit der „Vacuum Forming Machine“ Modellnummer 202 (Dentsply GAC, Gräfelfing, Deutschland) zur Herstellung der Ideal Clear[®]- und Ideal Comfort[®]-Schienen verwendet.

Erkodur[®]-Schienen werden – anders als Ideal Comfort[®]- und Ideal Clear[®]-Schienen - aus Rohlingen hergestellt, die eine zusätzliche Platzhalterfolie von 0,05 mm enthalten, welche sich zwischen der Zahnreihe und der Schiene befindet, während des Tiefziehvorgangs weiter ausgedünnt wird und schließlich nach Fertigstellung entfernt wird. Die Friktion der gesamten Schiene wird somit herabgesetzt.

Ideal Clear[®]- und Erkodur[®]-Schienen bestehen laut Herstellerangaben aus glykol-modifiziertem Polyethylenterephthalat (PET). Bei den Ideal Comfort[®]-Folien handelt es sich um einen etwas weicheren Rohling.

In ihren grundlegenden Materialeigenschaften wie dem Elastizitätsmodul oder der Dichte liegen die drei unterschiedlichen Materialien sehr eng beieinander.

So liegt das Elastizitätsmodul von Erkodur[®]-Folien bei 2050 N/mm², von Ideal Clear[®]-Folien bei 2020 N/mm² und das der Ideal Comfort[®]-Folien bei 2000 N/mm².

Kunststoffschienen mit einem großen E-Modul erzeugen bei gleichbleibender Dicke des Materials größere Kräfte als Schienen mit niedrigem Elastizitätsmodul.

Unsere Studie zeigt in jeder Messung eine signifikant geringere Kraftabgabe der Ideal Comfort[®]-Schienen im Vergleich zu den beiden anderen Materialien, das E-Modul des Materials der Ideal Comfort[®]-Schienen ist am geringsten. Dies könnte eine Erklärung für die gemessenen Unterschiede zwischen den Materialien sein.

Die Größe des Einflusses auf die gemessenen Kraftabgaben aufgrund der Differenzen in der Materialzusammensetzung und aufgrund des Herstellungsverfahrens, kann anhand der vorliegenden Ergebnisse nicht identifiziert werden.

4.5 Zahnbewegung allgemein und Zahnbewegung mit Schienen

Die kieferorthopädische Zahnbewegung beinhaltet alle Bewegungen, die durch applizierte Kraftsysteme entstehen. Das natürlich auf die Zähne einwirkende Kräftegleichgewicht, hervorgerufen durch Wangen und Zunge sowie dynamische und statische Okklusion, muss unterbrochen werden. Die neuen, einwirkenden Kraftsysteme bestehen aus Drehmomenten und Kräften, die mittels einer kieferorthopädischen Apparatur erzeugt werden. Diese Art der Zahnbewegung unterscheidet sich histologisch betrachtet nur geringfügig von der physiologischen Zahnbewegung.

Grundsätzlich unterscheidet man bei der orthodontischen Zahnbewegung zwischen Translation (körperliche Zahnbewegung), Rotation und der Kombination aus Translation und Rotation (Smith und Burstone 1984).

Wenn eine einzeln am Zahn ansetzende Kraft zu einer Translation führt, so inseriert diese Kraft direkt am Widerstandszentrum (Burstone und Pryputniewicz 1980). Bei dieser Art der Zahnbewegung bewegt sich jeder beliebige Punkt des Zahnes um den gleichen Betrag.

Das Rotationszentrum befindet sich somit im Unendlichen (Haack und Weinstein 1963).

Unter dem Rotationszentrum versteht man den Punkt, um den sich der Zahn bei Betrachtung des Anfangs- und Endzustandes scheinbar dreht, wenn auf ihn ein einzelnes Drehmoment einwirkt. Die Lage des Rotationszentrums variiert in Abhängigkeit vom applizierten Drehmoment-Kraft-Verhältnis. Je eher die Bewegung einer Translation entspricht, desto weiter apikal befindet sich das Rotationszentrum (Smith und Burstone 1984).

Unter der Rotation versteht man die Drehung des Zahnes um seine Längsachse und somit die Drehung des Zahnes um das oben beschriebene Rotationszentrum. Bei dieser Art der Bewegung wird der Zahn gekippt. Man unterscheidet bei dieser Bewegungsart die unkontrollierte Kippung, die kontrollierte Kippung (Kronentorque) und den Wurzelorque. Die unkontrollierte Kippung eines Zahnes führt zu einer kompletten Positionsänderung, bei der sowohl der apikalste als auch der inzisalste Punkt ihre Position verändern.

Wenn nun über einen punktförmigen Kontakt im Bereich der Zahnkrone eine Kraft horizontal ansetzt, kommt es zu einer unkontrollierten Kippung. Diese Kippung entsteht durch das

sogenannte immanente Drehmoment. Die Größe dessen errechnet sich aus dem Produkt der einwirkenden Kraft und ihrem senkrechten Abstand zum Widerstandszentrum.

Das Rotationszentrum befindet sich in diesem Fall – je nach anatomischen Gegebenheiten – im unteren Drittel der Wurzel. Der Abstand der Kraftwirkungslinie zum Widerstandszentrum und der Abstand des Rotationszentrums zum Widerstandszentrum verhalten sich reziprok zueinander (Nägerl et al. 1991).

Um den Zahn kontrolliert zu bewegen, wie dies bei der Translation beispielsweise der Fall ist, muss das immanente Drehmoment durch ein entsprechend gegenläufiges Drehmoment (therapeutisches Drehmoment) aufgehoben werden, so dass nur noch eine Kraft auf das Widerstandszentrum wirkt. In diesem Falle befindet sich, wie oben schon erwähnt, das Rotationszentrum im Unendlichen.

Um dieses therapeutische Gegendrehmoment aufzubauen, benötigt man ein gegenläufiges Kräftepaar, welches in einem entsprechenden Abstand zueinander an der Krone des Zahnes angreift.

Wenn das therapeutische Drehmoment größer angesetzt wird als das immanente Drehmoment, so wandert das Rotationszentrum, aus dem Unendlichen kommend, durch die Krone des Zahnes in das Widerstandszentrum. Dabei nimmt der translatorische Anteil der Bewegung ab und es kommt ein rotatorischer Anteil hinzu. Die Drehrichtung hat sich im Vergleich zur Ausgangssituation umgekehrt (Proffit 2000).

Wie in einer Studie aus dem Jahre 2009 von Kravitz et al. gezeigt werden konnte, handelt es sich bei der Kippung von UK-Frontzähnen um eine vorhersagbare Bewegungsform (Kravitz et al. 2009).

In dieser oben erwähnten prospektiven Studie wurde bei 37 Patienten, die mit herausnehmbaren Kunststoffschienen kieferorthopädisch behandelt wurden, die tatsächliche Zahnposition zum Behandlungsende mit der vorhergesagten zu erzielenden Zahnposition verglichen. Die Zähne, die mittels Kippung zum gewünschten Behandlungsergebnis gelangen konnten, erreichten einen hohen Grad an Genauigkeit in Bezug auf die Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses.

Da die in der vorliegenden Studie gemessenen Kräfte lediglich an einem Punkt der Krone des Zahnes angreifen, ist die zu erwartende Bewegung ebenfalls eine unkontrollierte Kippung.

Die horizontal (kippend) einwirkende Kraft F_x steigt linear mit zunehmender Auslenkung des Messzahnes an, was für ein vorhersagbares und definiertes Kraftsystem spricht.

Bei der Kippung des Messzahnes konnte neben den gewünschten Kräften auch immer eine Kraftkomponente gemessen werden, die der angestrebten Bewegungsrichtung nicht entsprach. Dies gilt für die intrusiv wirkende Kraftkomponente F_z .

Von Brezniak wurde 2008 bereits die Intrusion von Zähnen nach Behandlungsabschluss mit orthodontischen Schienen beschrieben und Hahn et al. konnten im Jahre 2009 die intrusive Kraft als generelles Phänomen der Zahnbewegung mit Schienen bei einer kippenden und rotierenden Zahnbewegung sowie auch bei der Torquebewegung zum ersten Mal messen (Brezniak 2008, Hahn et al. 2009a, b).

Für das beschriebene Phänomen liegen zwei Gründe vor.

Zum einen führt das körperliche Abheben der Schiene im Bereich des Messzahnes, wie oben beschrieben, zu einer Gesamtverformung des Schienenkörpers mit einer entsprechenden intrusiven Rückstellkraft, die auf den Zahn einwirken kann.

Zum anderen werden durch Schienen fast ausnahmslos therapeutisch wirksame Kräfte an schräg zur Längsachse des Zahnes stehenden Flächen erzeugt.

Die Größe der gemessenen intrusiven Kraft F_z ist wiederum abhängig von dem jeweiligen Elastizitätsmodul der verschiedenen Materialien und von der Zahnform, besonders von der Ausprägung der lingualen Konkavität (Abb. 5).

Je größer das Elastizitätsmodul der gemessenen Materialien ist, desto größer ist auch die nachgewiesene Kraft F_z . Die gemessenen Werte für F_z waren in dieser Studie signifikant höher bei Schienen der Firma Erkodur[®] und Ideal Clear[®] als bei Ideal Comfort[®].

Um die Abhängigkeit der Kraft F_z von der Zahnform zu verdeutlichen, kann man eine vestibuläre und eine linguale Tangente an den Messzahn anlegen und ausgehend von der Inzisalkante in beide Kipprichtungen eine gleichlange Bewegungslinie bilden. Verbindet man nun das jeweilige Ende der Auslenkungsstrecke in Richtung z-Achse, so wird deutlich, dass die Schiene sich bei vestibulärer Auslenkung des Zahnes wesentlich stärker abheben muss als bei linguale Kippung (Abb. 5).

Infolgedessen baut sich eine größere intrusive Kraft bei Bewegung des Zahnes nach lingual auf. Je größer die linguale Konvexität des Zahnes, desto größer ist die intrusive Komponente.

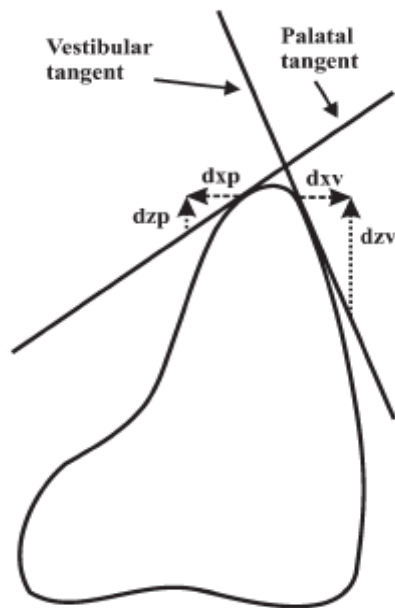


Abb. 5 Aufgrund der lingual und vestibulär unterschiedlich geformten Oberflächen des Zahnes resultieren in Abhängigkeit von der Auslenkungsrichtung unterschiedlich große Kraftkomponenten F_x und F_z . (dx_v = Distanz der Kraft x in vestibulärer Richtung, dz_v = Distanz der Kraft z in vestibulärer Richtung, dz_p = Distanz der Kraft F_z in palatinaler Richtung, dx_p = Distanz der Kraft F_x in palatinaler Richtung)(aus Hahn et al. 2009, S. 6).

In der vorliegenden Studie wurde ein Messzahn verwendet, der dem idealisierten Zahn eines männlichen 15-20 jährigen Probanden entspricht. Morphologisches Merkmal eines unteren Schneidezahnes ist seine gerade bis leicht konvex geformte vestibuläre Fläche und seine konkave Krümmung auf der lingualen Seite.

In unserer Studie kam es zu deutlich höheren intrusiven Kräften bei einer lingualen Auslenkung als bei einer Kippung nach labial. Diese Beobachtung lässt sich mit den unterschiedlich geformten inneren Oberflächen der Schiene im labialen (konvex) sowie im lingualen (konkav) Kontaktbereich mit dem Zahn erklären.

Eine weitere klinische Beobachtung ist die Tatsache, dass sich Zähne mit Schienen nur unzureichend körperlich bewegen lassen. Aus den Messungen der vorliegenden Studie lassen sich Zusammenhänge ableiten, die diese Beobachtung biomechanisch erklären können.

Es wird für die körperliche Bewegung ein therapeutisches Drehmoment benötigt, welches aus einem gegenläufigen Kräftepaar besteht, das in entsprechendem Abstand an der Krone des Zahnes angreift. Eine Schiene kann dieses Kräftepaar nicht erzeugen, da aus dem Abheben der Schiene immer nur ein Ein-Punkt-Kontakt resultiert.

Zudem ist ein mögliches Kräftepaar nicht vorhersagbar, da die benötigten Kräfte für die körperliche Bewegung an unterschiedlich geneigten inneren Oberflächen und an Schienenbereichen mit unterschiedlichen Spannungs-Dehnungs-Eigenschaften erzeugt werden müssen. Die daraus folgende große Anzahl von Vektorkombinationen ist nicht im Vorhinein exakt zu bestimmen oder gar auszuführen, da jede Zahnform einzeln berücksichtigt werden muss.

Hinzu kommen Komponenten wie die verwendeten Schienenmaterialien und deren Änderung der Materialeigenschaften aufgrund des Tiefziehverfahrens. Schlussendlich folgt eine ständige Veränderung der Vektorkombinationen aufgrund der durch die Therapie sich verändernden Zahnpositionen.

Abschließend kann festgehalten werden, dass aufgrund biomechanischer Gegebenheiten, die mit den Messergebnissen der vorliegenden Arbeit bestätigt werden konnten, bei der Zahnbewegung mittels thermoplastischer Schienen mehrheitlich von einer unkontrollierten Kippung auszugehen ist.

5 Zusammenfassung

In der zahnärztlichen Literatur ist eine große Anzahl an klinischen Fallvorstellungen und Beobachtungen zur Behandlung von Zahnfehlstellungen mittels thermoplastisch geformter Schienen zu finden. Bis heute wurden die durch Schienen erzeugten Kräfte jedoch nur unzureichend untersucht.

Die vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, die Kraftabgabe von thermoplastisch geformten Schienen aus drei unterschiedlichen Schienenmaterialien gleicher Stärke auf einen unteren seitlichen Schneidezahn bei vestibulärer und linguale Kippung zu messen und zu vergleichen.

Neben den angestrebten therapeutischen Kräften konnten auch immer Kräfte beobachtet werden, die nicht der beabsichtigten Zahnbewegung entsprachen. Hierbei handelt es sich hauptsächlich um intrusiv wirkende Kräfte.

Die ermittelten Kräfte waren in der Regel deutlich größer als die Kräfte, die bislang in der Literatur empfohlen wurden. Klinische Studien zeigen dennoch keine erhöhte Rate an unerwünschten Nebenwirkungen wie Wurzelresorptionen bei der Schientherapie.

Die Schwierigkeit, Zähne mit Schienen körperlich zu bewegen, lässt sich biomechanisch mit dem Fehlen eines vorhersagbaren therapeutischen Drehmomentes erklären, welches nicht zustande kommen kann, da das Abheben der Schienen zu Ein-Punkt-Kontakten zwischen Schiene und Zahn führt.

Aus den Ein-Punkt-Kontakten zwischen Zahn und Schiene resultieren unkontrollierte Kippbewegungen. Die Art der Kippbewegungen ist unter anderem abhängig von der jeweiligen Morphologie der zu bewegenden Zähne.

Weiterhin haben die physikalischen Eigenschaften der verwendeten Schienenmaterialien und die Art der Verarbeitung einen Einfluss auf die Art und Größe der Kippbewegungen.

Der spezifische Einfluss bleibt unklar.

6 Literaturverzeichnis

ACAR A, CANYÜREK U, KOCAAGA M, ERVERDI N (1999): *Continuous vs. Discontinuous force application and root resorption*. Angle Orthod 69(2), 159-163

ACKERMAN JL, PROFFIT WR (2002): *What price progress?* Am J Orthod Dentofacial Orthop 121, 243

ANDERSEN KL, MORTENSEN HT, PEDERSEN EH, MELSEN B (1991): *Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems*. J Biomed Eng 13, July, 293-303

ARMBRUSTER P, SHERIDAN JJ, NGUYEN P (2003): *An Essix Intrusion Appliance*. J Clin Orthod 37 (8), 412-416

BACCETTI T, FRANCHI L, CAMPORESI M (2008): *Forces in the presence of ceramic versus stainless steel brackets with unconventional vs. conventional ligatures*. Angl Orthod 78 (1), 120-124

BALDWIN DK, KING G, RAMSAY DS, HUANG G, BOLLEN AM (2008): *Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances*. Part 3: Premolar extraction patients: Am J Orthod Dentofacial Orthop 133 (6), 837-845

BARBAGALLO LJ, JONES AS, PETOCZ P, DARENDELILER MA (2008a): *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 Ortho Dentofacial Orthop 133 (2), 218-227

BARBAGALLO LJ, SHEN G, JONES AS, SWAIN MV, PETOCZ P, DARENDELILER M.A (2008 b): *A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances*. Ann Biomed Eng 36 (2), 335-341

BARTZELA TN, SENN C, WICHELHAUS A (2007): *Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires*. Angle Orthod 77 (6), 991-998

BEERS AC, CHOI W, PAVLOVSKAIA E (2003): *Computer-assisted treatment planning and analysis*. Orthod Craniofacial Res 6 (1), 117-125

BOLLEN AM, HUANG G, KING G, HUJOEL P, MA T (2003): *Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1. Ability to complete treatment*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 124 (5), 496-501

BOYD RL (2008): *Esthetic Orthodontic Treatment Using the Invisalign Appliance for moderate to complex malocclusions*. J Dent Educ 72 (8), 948-967

BOYD RL, VLASKALIC V (2001): *Three-Dimensional Diagnosis and Orthodontic Treatment of Complex Malocclusions With the Invisalign Appliance*. Seminars in Orthodontics 7 (4), 274-293

BOYD RL, MILLER RJ, VLASKALIC V (2000): *The Invisalign System in Adult Ortodontics: Mild Crowding and Space Closure Cases*. J Clin Orthod 34 (4), 203-312

BREZNIAK N (2008): *Guest Editorial: The clear plastic appliance. A Biomechanical point of view*. Angle Orthod 78 (2), 381-382

BREZNIAK N, WASSERSTEIN A (1993): *Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review.* Am J Orthod Dent Orthop 103 (2), 138-146

BREZNIAK N, WASSERSTEIN A (2008): *Root resorption following treatment with aligners.* Angle Orthod 78 (6), 1119-1124

BRIDGES T, KING G, MOHAMMAD A (1988): *The effect of age on tooth movement and mineral density in the alveolar tissues of the rat.* Am J Orthod Dentofac Orthop 93 (3), 245-250

BRUDVIK P, RYGH P (1991): *Root resorption after local injection of prostaglandin E2 during experimental tooth movement.* Eur J Orthod 13, 255-263

BRUDVIK P, RYGH P (1993a): *Non-clast cells start orthodontic root resorption in the periphery of hyalinized zones.* Eur J Orthod 15, 467-480

BRUDVIK P, RYGH P (1993b): *The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament.* Eur J Orthod 15, 249-263

BRUDVIK P, RYGH P (1994): *Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces.* Eur J Orthod 16, 265-273

BURSTONE CJ, KOENIG HA (1974): *Force systems from an ideal arch.* Am J Orthodont 65 (3), 270-289

BURSTONE CJ, PRYPUTNIEWICZ RJ (1980): *Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces.* Am J Orthod 77 (4), 396-409

BURSTONE CJ, KOENIG H, SOLANCHE DJ (1973): *Force systems for two tooth bracket segments*. J Dent Res 76

BURSTONE CJ, SOLANCHE DJ, ANDERSON ND, PAPIR DJ (1976): *A strain gauge transducer model for evaluation of clinical appliances in a two-tooth segment*. Am J Orthod 69, 591

CATTANEO KM, DALSTRA M, MELSEN B (2008): *Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 133 (5), 681-689

CHENIN DA, TROSIEN AH, FONG PF, MILLER RA, LEE RS (2003): *Orthodontic treatment with a series of removable appliances*. J Am Dent Assoc 134 (9), 1232-1239

CHIBA M, KOMATSU K (1993): *Mechanical responses of the periodontal ligament in the transverse section of the rat mandibular incisor at various velocities of loading*. J Biomech 26, 561-570

CHRISTENSEN GJ (2002): *Orthodontics and the general practitioner*. J Am Dent Assoc 133 (3), 369-371

CLEMENTS KM, BOLLEN AM, HUANG G, KING G, HUJOEL P, MA T (2003): *Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 2. Dental improvements*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 124 (5), 502-508

COOLIDGE E (1937): *The thickness of the human periodontal membrane*. J Am Dent Assoc 24, 1260-1265

DARENDELILER MA, KHARBANDA OP, CHAN EK, SRIVICHARNKUL P, REX T, SWAIN MV, JONES AS, PETOCZ P (2004): *Root resorption and its association with alterations in physical properties, mineral contents and resorption craters in human premolars following application of light and heavy controlled orthodontic forces.* Orthod Craniofac Res 7 (2), 79-97

DEFRANCO JC, KOENIG HA, BURSTONE CJ (1976): *Three-dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances.* J Biomech 9, 793-801

DESHIELDS R (1969): *A study of root resorption in treated Class II, division I malocclusions.* Angle Orthod 39 (4), 231-245

DJEU G, SHELTON C, MAGANZINI A (2005): *Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system.* Am J Orthod Dentof Orthop 128 (3), 292-298

DOROW C, KRISTIN N, SANDER FG (2002): *Experiments to determine the material properties of the periodontal ligament.* J Orofac Orthop 63 (2), 94-104

DOROW C, KRISTIN N, SANDER FG (2003): *Determination of the mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment.* J Orofac Orthop 64 (2), 100-107

DOUGHERTY HL (1968a): *The effect of mechanical forces upon the mandibular buccal segments during orthodontic treatment. Part I.* Am J Orthod 54, 29-49

DOUGHERTY HL (1968b): *The effect of mechanical forces upon the mandibular buccal segments during orthodontic treatment. Part II.* Am J Orthod 54, 83-103

DRESCHER D, BOURAUUEL C, THIER M (1991): *Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung*. Fortschr. Kieferorthop. 52 (3), 133-140

ENGELKE B: *Kraft- und Drehmomentabgabe thermoplastisch geformter Schienen bei Frontzahnderotation vor und nach Alterungssimulation*. Med. Diss. Göttingen 2010

FALTIN RM, DE ALMEIDA MARCIA AA, KESSNER CA, FALTIN K (2003): *Efficiency, three-dimensional planning and prediction of the orthodontic treatment with the Invisalign System: Case report*. R Clin Ortodon Dental Press 2, 61-71

FRIEDRICH D, ROSARIUS N, SCHWINDKE P, RAU G, DIEDRICH P (1998): *In vitro testing of a measuring system for in vivo recording of orthodontically applied forces and moments in the multiband technique. Part II*. J Orofac Orthop 59 (2), 82-89

FRIEDRICH D, ROSARIUS N, RAU G, DIEDRICH P (1999): *Measuring system for in vivo recording of force systems in orthodontic treatment-concept and analysis of accuracy*. J Biomech 32 (1), 81-85

FRÖHLICH E (1958): *Entwicklung und Morphologie der Weichgewebe des Parodontiums*. Dtsch. Zahnärztl. Z 13, 221

GIANCOTTI A, GRECO M, MAMPIERI G (2006): *Extraction treatment using Invisalign Technique*. Progress in Orthodontics 7 (1), 32-43

GÖZ G (2010): *Stellungnahme der DGKFO zur Behandlung mit Alignern*, Stand Januar 2010

GOLDIN B (1989): *Labial root torque: effect on the maxilla and incisor root apex*. Am J Orthod Dentofac Orthop 95, 209-219

HAACK DC, WEINSTEIN S (1963): *Geometry and mechanics as related to tooth movement studied by means of two-dimensional model*. J Am Dent Assoc 66, 157-164

HAHN W: *Kraft-Drehmomentabgabe und Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen zur orthodontischen Zahnbewegung*. Med. Habil.-Schr. Göttingen 2009

HAHN W, DATHE H, FIALKA-FRICKE J, FRICKE-ZECH S, ZAPF A, KUBEIN-MEESENBURG D, SADAT-KHONSARI R (2009a): *Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping*. Am J Orthod Dentofac Orthop 136 (1), 12.e1-12.e7

HAHN W, ENGELKE B, JUNG K, DATHE H, FIALKA-FRICKE J, KUBEIN-MEESENBURG D, SADAT-KHONSARI R (2009b): *Initial Forces and Moments Delivered by Removable Thermoplastic Appliances during Rotation of an Upper Central Incisor*. Ang Orthod 80 (2), 239-246

HAHN W, FIALKA-FRICKE J, DATHE H, FRICKE-ZECH S, ZAPF A, GRUBER R, KUBEIN-MEESENBURG D, SADAT-KHONSARI R (2010a): *Initial Forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping*. Eur J Orthod 31, 625-631

HAHN W, ZAPF A, DATHE H, FIALKA-FRICKE J, FRICKE-ZECH S, GRUBER R, KUBEIN-MEESENBURG D, SADAT-KHONSARI R (2010b): *Torquing an upper central incisor with aligners – acting forces and biomechanical principles*. Eur J Orthod 32 (6), 607-613

HAHN W, ENGELKE B, JUNG K, DATHE H, KRAMER F-J, RÖDIG T, KUBEIN-MEESBURG D, GRUBER RM (2011): *The influence of occlusal forces on force delivery properties of aligners during rotation of an upper central incisor*. Angle Orthod 81 (6), 1057-1063

HARRIS DA, JONES AS, DARENDELILER MA (2006): *Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 130 (5), 639-647

HENNEMAN S, VON DEN HOFF JW, MALTHA JC (2008): *Mechanobiology of tooth movement*. Eur J Orthod 30 (3), 299-306

HERSHEY HG, HOUGHTON CJ, BURSTONE (1981): *Unilateral face-bows a theoretical and laboratory analysis*. Am J Orthodont 79 , 229-249

HOHMANN A, WOLFRAM U, GEIGER M, BORYER A, SANDER C, FALTIN R, FALTIN K, SANDER FG (2007): *Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment*. Angle Orthod 77 (4), 653-659

HOLLENDER L, RONNERMAN A, THILANDER B (1980): *Root resorption, marginal bone support and clinical crown length in orthodontically treated patients*. Eur J Orthod 2, 197-205

JOFFE L (2003): *Current products and practice, Invisalign: early experiences*. J Orthod 30, 348-352

JOZAT R (1933): *Über Veränderungen des Periodontiums durch Entlastung*. Dtsch zahnärztl. Wschr. 36, 155

KENNEDY DB, JOONDEPH DR, OSTERBERG SK, LITTLE RM (1983): *The effect of extraction and orthodontic treatment on dentoalveolar support*. Am J Orthod 84 (3), 183-190

KESLING HD (1945): *The Philosophy of the Tooth Positioning Appliance*. Am J Orthod 31, 297-304

KINSELLA P (1971): *Some aspects of root resorption in orthodontics*. N Z Orthod J , 21-25

KINZINGER G, DIEDRICH P (2008): *Biomechanics of the Keles Slider Appliance for Maxillary Molar Distalization – In-vitro Analysis of Force Systems*

KLEIN A (1928): *Systematische Untersuchungen über die Periodontalbreite*. Z. Stomat. 26, 417

KOENIG HA, BURSTONE CJ (1974): *Analysis of generalized curved beams for orthodontic applications*. J Biomech 7, 429-435

KOENIG HA., BURSTONE CJ (1989): *Force systems from an ideal arch – large deflections considerations*. Angle Orthodont 59, 11-16

KOMATSU K, CHIBA M (1993): *The effect of velocity of loading on the biomechanical responses of the periodontal ligament in transverse sections of the rat molar in vitro*. Arch Oral Biol (5), 369-375

KONOO T, KIM YJ, GU GM, KING GJ (2001): *Intermittent force in orthodontic tooth movement*. J Dent Res 80 (2), 457-460

KÖRBER KH (1971): *Biophysical analyses of the tooth supporting tissues*. Int Dent J 21, 466-477

KRAVITZ ND, KUSNOTO B, AGRAN B, VIANA G (2008): *Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign. A prospective clinical study*. Angle Orthod 78 (4). 682-687

KRAVITZ ND, KUSNOTO B, BEGOLE E, OBREZ A, AGRAN B (2009): *How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign*. Am J Orthod Dentofac Orthop. 135 (1), 27-35

KRISHNAN V, DAVIDOVITCH Z (2006): *Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force*. Am J Orthod Dentofac Orthop. 129 (4), 469.e1-469.e32

KUNCIO D, MAGANZINI A, SHELTON C, FREEMAN K (2007): *Invisalign and traditional orthodontic treatment postretention outcomes compared using the American Board of Orthodontics objective grading system*. Angle Orthod 77 (5), 864-869

KVAM E (1972): *Scanning electron microscopy of tissue changes on the pressure surface of human premolars following tooth movement*. Scand J Dent Res 80, 368-375

KVAM E (1973): *Organic tissue characteristics on the pressure side of human premolars following tooth movement*. Angle Orthod 43 (1), 18-23

KWON JS, LEE YK, LIM BS, LIM YK (2008): *Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials*. Am J Orthod Dentof Orthop 133 (2), 228-234

LAGRAVERE MO, FLORES-MIR C (2005): *The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners – A systematic review*. J Am Dent Assoc 136 (12), 1724-1729

LAPATKI BG, PAUL O (2007): *Smart brackets for 3D-force-moment measurements in orthodontic research and therapy – development status and prospects*. J Orofac Orthop 68 (5) 377-396

LAPATKI BG, BARTHOLOMEYCZIK J, RUTHER P, JONAS IE, PAUL O (2007): *Smart bracket for multi-dimensional force and moment measurement*. J Dent Res 86 (1), 73-78

LEHMANN KM, HELLWIG E: *Aufbau der Zähne und der Zahnreihen*. In: Einführung in die Zahnärztliche Propädeutik. 9. Auflage, Urban und Fischer Verlag, München 2002, S. 15-19

LEVANDER E, MALMGREN O (1988): *Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors*. Eur J Orthod 10, 30-38

LEVANDER E, MALMGREN O, ELIASSON S (1994): *Evaluation of root resorption in relation to two orthodontic treatment regimes. A clinical experimental study*. Eur J Orthod 16, 223-228

LIM Y, QUICK A, SWAIN M, HERBISON P (2008): *Temperature effects on the forces. Moments and moments to force ratio of nickel-titanium and tma symmetrical t-loops*. Angle Orthod 78 (6), 1035-1042

LINDAUER SJ, SHOFF RC (1998): *Comparison of Essix and Hawley Retainers*. J Clin Orthod 32 (2), 95-97

LINGE BO, LINGE L (1983): *Apical root resorption in upper anterior teeth*. Eur J Orthod 5 (3), 173-183

LINGE L, LINGE BO (1991): *Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment*. Am J Orthod Dentofac Orthop 99, 35-43

MAGANZINI AL (2006): *Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment and subsequent commentaries*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129, 456

MARSHALL JA (1929): *A comparison of resorption of roots of deciduous teeth with the absorption of roots of the permanent teeth occurring as a result of infection*. Int J Orthod 15, 417

MASELLA R, MEISTER M (2006): *Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 129, 458-468

MASSLER M, MALONE AJ (1954): *Root resorption in human permanent teeth*. Am J Orthod. 40, 619-633

MASSLER M, PERREAULT JG (1954): *Root resorption in the permanent teeth of young adults*. J Dent Child 21, 158-164

McFADDEN WM, EMGSTRÖM C, ENGSTRÖM H, ANHOLM JM (1989): *A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 96, 390-396

MCNAMARA JA, KRAMER KL, JUENKER JP (1985): Invisible retainers. *J Clin Orthod* 19 (8), 570-578

MEIER B, WIEMER KB, MIETHKE RR (2003): *Invisalign – Ein Patientenprofil*. *J Orofac Orthop* 64 (5), 352-358

MELKOS AB (2005): *Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method*. *Med Sci Monit* 11 (5): 139-142

MELSEN B (1999): *Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement*. *Angle Orthod* 69 (2). 151-158

MELSEN B (2001): *Tissue reaction to orthodontic tooth movement – a new paradigm*. *Eur J Orthod* 23, 671-681

MENGHI C, PLANERT J, MELSEN B (1999): *3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections*. *Angle Orthodont* 69 (1), 49-57

MEYER R, WEHRBEIN H, SCHNEIDER B (1991): *Klinisch relevante Biomechanik. 4. Mitteilung. Die Prinzipien der Zweizahnphilosophie in der Straight-wire-Technik*. *Prakt Kieferorthop* 5, 295-302

MILLER J, DUONG TT, DERAKHSAN M (2002): *Lower Incisor Extraction Treatment with the Invisalign System*. *J Clin Orthod* 36 (2), 95-102

MOSKOWITZ EM, SHERIDAN JJ, CELENZA F, TOVILO K, MUNOZ AM (1997): *Essix Appliances - Provisional anterior prosthesis for pre and post implant patients*. NY State Dent J 63 (4), 32-35

NÄGERL H, BURSTONE CJ, BECKER B, KUBEIN-MESENBURG D (1991): *Centers of rotation with transverse forces: an experimental study*. Am J Orthod Dentofac Orthop 99 (4), 337-345

NAHOUM HI (1964): *The vacuum formed dental contour appliance*. N Y State Dent J 9, 385-390

NAKAMURA Y, NODA K, SHIMODA S, OIKAWA T, ARAI C, NOMURA Y, KAWASAKI K (2008): *Time-lapse observation of rat periodontal ligament during function and tooth movement, using microcomputed tomography*. Eur J Orthodont 30, 320-326

NATALI A, PAVAN P, CARNIEL E, DOROW C (2004): *Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis*. Connect Tissue Res. 45 (4-5), 222-230

NEDWED V, MIETHKE RR (2005): *Motivation, acceptance and problems of Invisalign patients*. J Orofac Orthop 28 (5), 485-491

NEWMAN WG (1975): *Possible etiologic factors in external root resorption*. Am J Orthod 67, 522-539

NORRIS RA, BRANDT DJ, CRAWFORD CH, FALLAH MF (2002): *Restorative and Invisalign: A New Approach*. J Esthet Restor Dent 14 (4). 217-224

OWEN AH (2001): *Accelerated Invisalign Treatment*. J Clinic Orthod 35 (6): 381-385

PARVIZI F, ROCK WP (2003): *The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires*. Eur J Orthod 25 (4), 417-421

PANDIS N, ELIADES T, PARTOWI S, BOURAUDEL C (2008a): Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second order corrections. Am J Orthod Dentofacial Orthop 133 (5), 738 - 742

PANDIS N, ELIADES T, PARTOWI S, BOURAUDEL C (2008b): *Moments generated during Simulated Rotational Correction with Self-Ligating and Conventional Brackets*. Angle Orthod 78 (6), 1030-1034

PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E (1989): *Accuracy of alginate and elastomeric impression materials*. Scand J Dent Res 97 (4), 375-379

PHAN X, LING PH (2007): *Clinical limitations of Invisalign*. J Can Dent Assoc 73 (3): 263-266

PHILIPPS JR (1955): *Apical root resorption under orthodontic therapy*. Angle Orthod 25 (1), 1-22

PIZZO G, LICATA ME, GUIGLIA R, GIULIANA G (2007): *Root resorption and orthodontic treatment. Review of the literature*. Minerva Stomatologica 56 (1-2), 31-44

PONITZ R.J (1971): *Invisible retainers*. Am J Orthod 59 (3), 266-272

PROFFIT WR (1999): *Contemporary Orthodontics*. St. Louis, Calif: Mosby Year Book Inc, 296-325

PROFFIT WR (2000): *Cont. Orth.* 3rd edn., C.V. Mosby. Inc. St. Louis, 304

PROFFIT WR, FIELDS HW JR. (2000): *Contemporary Orthodontics*. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 296-361, 594-614

QUINN RS, YOSHIKAWA DK (1985): *A reassessment of force magnitude in orthodontics*. Am J Orthod 88 (3): 252-260

REITAN K (1951): *The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of function*. Acta odontologica scandinavica. 9, Suppl.6, 194- 228

REITAN K (1960): *Tissue behavior during orthodontic tooth movement*. Am J Orthod 46, 881-900

REITAN K (1962): *Bone formation and resorption during reversed tooth movement*. In: Kraus B. S., Riedel R. A. (eds) Vistas in orthodontics. Lea & Febiger, Philadelphia 69-84

REITAN K (1967): *Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment*. Am J Orthod 53 (10), 721-745

REITAN K (1985): *Biomechanical principles and reactions* (1985): In: Graber T. M., Swain B. F.: Orthodontics current principles and techniques. St Louis: Cv Mosby, 101- 192

REN Y, MALTHA JC, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2003): *Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review*. Angle Orthod 73 (1), 86-92

REN Y, MALTHA JC, VAN 'T HOF MA, KUIJPERS-JAGTMAN AM (2004): *Optimum force magnitude for orthodontic treatment: a mathematic model*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 125 (1), 71-77

RINCHUSE DJ, RINCHUSE DJ (1997): *Active Tooth Movement with Essix-Based Appliances*. J Clin Orthod 31 (2), 109-112

ROST D, SCHWARZE CW, HILGERS RD (1995): *Die Kraftabgabe von Positionern bei unterschiedlicher Schneidezahnprotrusion. Eine in-vitro Untersuchung*. Fortschr Kieferorthop 56, 104-109

RYGH P (1973): *Ultrastructural changes of the periodontal fibers and their attachment in rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement*. Scand J Dent Res 81, 467-480

RYGH P (1974): *Elimination of hyalinized periodontal tissues associated with orthodontic tooth movement*. Scand J Dent Res 82, 57-73

SANDER C, SANDER FM, SANDER FG (2006): *The Derotation of Premolars and Canines with NiTi Elements*. J Orofac Orthop 67 (2), 117-126

SAWYER HF, SANDRIK JL, NEIMAN R (1976): *Accuracy of casts produced from alginate and hydrocolloid impression materials*. J Am Dent Assoc 93 (4), 806-808

SCHOPF P: *Curriculum Kieferorthopädie*, Band 2, 3. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2000

SCHROEDER HE: *The Periodontium*. Springer. Berlin 1986

SCHROEDER HE (2000): *Entwicklung und Struktur des Zahnhalteapparates*. In: *Orale Strukturbiologie*, 5. Auflage. Georg Thieme Verlag; Stuttgart 1992, 187-292

SCHUSTER S, ELIADES G, ZINELIS S, ELIADES T, BRADLEY TG (2004): *Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126 (6), 725-728

SCHWARZ AM (1932): *Tissue changes incident to orthodontic tooth movement*. *Int J Orthod* 18, 331-352

SHAFFER WG, HINE MK, LEVI BM (1983): *A textbook of oral pathology*. 4th ed. Philadelphia: Wb Sanders, 328-332

SHERIDAN JJ, LEDOUX W, MCMINN R (1993): *Essix Retainers: Fabrication and Supervision for Permanent Retention*. *J Clin Orthod* 27 (1), 37-45

SHERIDAN JJ, LEDOUX W, MCMINN R (1994): *Essix appliances: Minor tooth movement with divots and windows*. *J Clin Orthod* 28, 659-663

SHERIDAN JJ, MCMINN R, LEDOUX W (1995): *Essix Thermosealed Appliances: Various Orthodontic Uses*. *J Clin Orthod* 29 (2), 108-113

SHERIDAN JJ, ARMBRUSTER P, MOSKOWITZ E, NGUYEN P (2001): *Avoiding demineralization and bite alteration from full-coverage plastic appliances*. J Clin Orthod 35 (7), 444-448

SHERIDAN JJ, HILLARD K, ARMBRUSTER P (2003): *Essix Appliance Tecnology: Applications, Fabrication and Rationale*. Bohemia, NY, GAC International, Inc.

SHERIDAN JJ, ARMBRUSTER P, NGUYEN P, PULTZER S (2004): *Tooth Movement with Essix Moulding*. J Clinic Orthod 38 (8), 435-441

SHROFF B, LINDAUER SJ, BURSTONE CJ, LEISS JB (1995): *Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: biomechanics of the three-piece base arch appliance*. Am J Orthod Dentofac Orthop 107, 136-143

SMITH RJ, BURSTONE CJ (1984): *Mechanics of tooth movement*. Am J Orthod 85 (4), 294-307

SOLANCHE DJ, BURSTONE CJ, VANDERBY R (1977): *A device for determining the mechanical behavior of orthodontic appliances*. I.E.E.E. Transactiona on Biomedical Engineering. BME 24 , 583-539

STENVIK A, MJOR IA (1970): *Pulp and dentin reactions to experimental tooth intrusion*. Am J Orthod 57, 370-385

STOREY E (1973): *The nature of tooth movement*. Am J Orthod 63 (3), 292-314

STUTEVILLE OH (1983): *Injurie caused by orthodontic forces and the ultimate results of these injuries*. Am J Orthod Oral Surg 24, 103-116

SYNGE JL (1933): *The theory of an incompressible peridental membrane*. The international Journal of Orthodontia and Dentistry for children 19, 567-573

TANAKA T, MORIOKA T, AYASAKA N, IJIMA T, KONDO T (1990): *Endocytosis in odontoclasts and osteoclasts using microperoxidase as a tracer*. J dent Res 69, 883-889

TURPIN DL (2005): *Clinical trials needed to answer questions about Invisalign*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 127, 157-158

VLASKALIC V, BOYD RL (2002): *Clinical Evolution of the Invisalign Appliance*. J Calif Dent Assoc 30 (10). 769-776

VLASKALIC V, BOYD R, MIETHKE RR (2001): *Die kieferorthopädische Behandlung mit dem Invisalign-System*. Kieferorthop 15, 17-24

VIGNERY A, BARON R (1980): *Dynamic histomorphometry of alveolar bone remodeling in the adult rat*. Anat Rec 196, 191-200

VON BÖHL M, MALTHA J, VON DEN HOFF H, KUJIPERS-JAGTMAN AM (2004a): *Changes in the periodontal ligament after experimental tooth movement using high and low continuous forces in beagle dogs*. Angle Orthod 74 (1), 16-25

VON BÖHL M, MALTHA J, VON DEN HOFF H, KUJIPERS-JAGTMAN AM (2004b): *Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 125 (5), 615-623

VON DER AHE G (1973): *Postretention status of maxillary incisors with root-end resorption*. Angle Orthod 43, 247-255

WALKER MP, RIES D, KULA K, ELLIS M, FRICKE B (2007): *Mechanical properties and surface characterization of beta titanium stainless steel orthodontic wire following topical fluoride treatment*. Angle Orthod 77 (2), 342-348

WANG T, ZHOU G, TAN X, DONG Y (2007): *Evaluation of force degradation characteristics of orthodontic latex elastics in vitro and in vivo*. Angle Orthod 77 (4), 688-693

WARUNEK SP, STRYCHALSKI ID, CUNAT JJ (1989): *Clinical use of silicone elastomer appliances*. J Clinic Orthod 23 (10), 694-700

WICHELHAUS A, SANDER C, SANDER FG (2004): *Development and Biomechanical Investigation of a New Compound Palatal Arch*. J Orofac Orthop 65 (2), 104-122

WILLIAMS S (1984): *A histomorphometric study of orthodontically induced root resorption*. Eur J Orthod 6, 35-47

WOMACK W, RANDOL (2006): *Four-Premolar Extraction Treatment with Invisalign*. J Clinic Orthod (8): 493-500

WONG BENSON H (2002): *Invisalign A to Z*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 121, 540-54

7 Anhang

7.1 verwendete Abkürzungen

Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of variance (Varianzanalyse)
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
ca.	zirka
3-D	dreidimensional
d.h.	das heißt
DMS	Dehnmessstreifen
F	Force (Symbol für die Kraft)
Freq	Frequenz
h	hin (im Sinne von Hinweg)
mm	Millimeter
N	Newton (Maßeinheit für die Kraft)
Nmm	Newtonmillimeter (Maßeinheit für das Drehmoment)
o	ohne Gewicht
p-Wert	Überschreitungswahrscheinlichkeit
pal	palatinal
PET	Polyethylenterephthalat
SD	Standardabweichung
s.o.	siehe oben
Tab.	Tabelle
Var.	Variable
vest	vestibulär
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel

7.2 Messdaten

Messdaten der Hauptauswertung

Tabelle 1: Erster Teil – Erkodur

Verwendete Maßeinheiten: Stärke in mm, Strecke in mm, Winkel in Bogenminuten

Material	Stärke	Schiene	Richtung	Bewegung	Gewicht	Winkel	Strecke	Fx	Fz
Erkodur	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,42411993	-1,19735364
Erkodur	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,41546494	-1,19738217
Erkodur	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,42426285	-1,18094708
Erkodur	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,43304106	-1,18915858
Erkodur	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,42428337	-1,18904025
Erkodur	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,07543114	0,24934626
Erkodur	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,06689628	0,24965066
Erkodur	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,07543114	0,24934626
Erkodur	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,08428585	0,24951239
Erkodur	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,08428585	0,24951239
Erkodur	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,99857364	-0,80240626
Erkodur	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,99893719	-0,81083763
Erkodur	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,99009996	-0,81044009
Erkodur	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,99041982	-0,81091063
Erkodur	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,99013753	-0,80211218
Erkodur	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,8991347	0,4075471
Erkodur	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,88171894	0,39949313
Erkodur	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,8991347	0,4075471
Erkodur	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,88208249	0,40792449
Erkodur	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,89053344	0,41621269
Erkodur	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	4,758383	-0,28834715
Erkodur	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	4,74974152	-0,31356616
Erkodur	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	4,74101092	-0,28825401
Erkodur	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	4,74974152	-0,31356616
Erkodur	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	4,74972272	-0,3048267

Tabelle 1: Zweiter Teil – Erkodur

Verwendete Maßeinheiten: Stärke in mm, Strecke in mm, Winkel in Bogenminuten

Material	Stärke	Schiene	Richtung	Bewegung	Gewicht	Winkel	Strecke	Fx	Fz
Erkodur	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,57257076	-0,70166791
Erkodur	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,56391577	-0,70163937
Erkodur	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,57257341	-0,70989342
Erkodur	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,57240997	-0,70158003
Erkodur	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-4,56389697	-0,71037883
Erkodur	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	4,57940311	-1,17499311
Erkodur	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	4,58834476	-1,17489123
Erkodur	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	4,58842429	-1,17517043
Erkodur	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	4,58822154	-1,16665119
Erkodur	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	4,57968668	-1,16695559
Erkodur	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,56969638	0,12367847
Erkodur	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,56979472	0,13269713
Erkodur	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,56999483	0,14944188
Erkodur	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,56977592	0,12395767
Erkodur	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,57844971	0,13266859
Erkodur	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	3,5429371	-0,43259914
Erkodur	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	3,52538543	-0,42385442
Erkodur	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	3,53444026	-0,4407653
Erkodur	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	3,52546232	-0,43235913
Erkodur	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	3,53438345	-0,42416408
Erkodur	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-2,75193776	0,62360999
Erkodur	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-2,74328277	0,62363853
Erkodur	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-2,75194041	0,61538448
Erkodur	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-2,74300313	0,60661457
Erkodur	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-2,75165987	0,63174658

Tabelle 2: Erster Teil – Ideal Clear

Verwendete Maßeinheiten: Stärke in mm, Strecke in mm, Winkel in Bogenminuten

Material	Stärke	Schiene	Richtung	Bewegung	Gewicht	Winkel	Strecke	Fx	Fz
IdealClear	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,54693432	-0,64558274
IdealClear	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,54693432	-0,64558274
IdealClear	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,53836186	-0,62840823
IdealClear	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,53848072	-0,64552006
IdealClear	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	4,54719909	-0,62880576
IdealClear	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,8830099	0,15676412
IdealClear	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,87439248	0,14846474
IdealClear	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,88303004	0,14830721
IdealClear	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,88290985	0,14839175
IdealClear	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,88341367	0,14864207
IdealClear	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	4,66237799	-0,64946665
IdealClear	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	4,67115582	-0,64112807
IdealClear	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	4,67103259	-0,63288803
IdealClear	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	4,65396333	-0,64968651
IdealClear	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	4,67979028	-0,63300636
IdealClear	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,63864681	-0,45523812
IdealClear	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,6388264	-0,44658654
IdealClear	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,63864681	-0,45523812
IdealClear	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,63021201	-0,44656135
IdealClear	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-3,63015261	-0,45529746
IdealClear	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	5,20778298	-1,03247756
IdealClear	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	5,20786688	-1,02388497
IdealClear	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	5,20796257	-1,04112914
IdealClear	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	5,21677835	-1,04101273
IdealClear	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	5,216781	-1,03278722

Tabelle 3: Erster Teil – Ideal Comfort

Verwendete Maßeinheiten: Stärke in mm, Strecke in mm, Winkel in Bogenminuten

Material	Stärke	Schiene	Richtung	Bewegung	Gewicht	Winkel	Strecke	Fx	Fz
IdealComfort	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	3,70280071	-0,61881513
IdealComfort	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	3,71175851	-0,63567821
IdealComfort	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	3,71155575	-0,62715897
IdealComfort	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	3,70303839	-0,62723197
IdealComfort	1	1	h	vest	o	22,22222	0,153	3,7031048	-0,61887078
IdealComfort	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-1,08495931	-0,38975411
IdealComfort	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-1,08524288	-0,39779163
IdealComfort	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-1,10258787	-0,37250468
IdealComfort	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-1,09381706	-0,3812634
IdealComfort	1	1	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-1,09381403	-0,38958797
IdealComfort	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,72058771	-0,46805753
IdealComfort	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,71175049	-0,46766
IdealComfort	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,71213676	-0,45976934
IdealComfort	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,71183002	-0,4679392
IdealComfort	1	2	h	vest	o	22,22222	0,153	2,71179373	-0,45943115
IdealComfort	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,3364177	-1,88E-02
IdealComfort	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,33623811	-2,75E-02
IdealComfort	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,35395057	-1,88E-02
IdealComfort	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,33659464	-1,95E-03
IdealComfort	1	2	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,34502944	-0,01062564
IdealComfort	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	3,14472841	-0,55165364
IdealComfort	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	3,15340529	-0,56832873
IdealComfort	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	3,14458814	-0,55983468
IdealComfort	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	3,14488792	-0,56840173
IdealComfort	1	3	h	vest	o	22,22222	0,153	3,13617348	-0,56005455

Tabelle 3: Zweiter Teil – Ideal Comfort

Verwendete Maßeinheiten: Stärke in mm, Strecke in mm, Winkel in Bogenminuten

Material	Stärke	Schiene	Richtung	Bewegung	Gewicht	Winkel	Strecke	Fx	Fz
IdealComfort	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,69595338	0,14621023
IdealComfort	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,69589264	0,15467048
IdealComfort	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,68723893	0,13786305
IdealComfort	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,69613297	0,15486181
IdealComfort	1	3	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,68744169	0,14638229
IdealComfort	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	3,1055757	-0,51716463
IdealComfort	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	3,10563251	-0,53376585
IdealComfort	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	3,10551231	-0,53385039
IdealComfort	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	3,10573649	-0,51707675
IdealComfort	1	4	h	vest	o	22,22222	0,153	3,11435088	-0,51705155
IdealComfort	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,88290403	0,1327347
IdealComfort	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,88290432	0,14124275
IdealComfort	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,88290403	0,1327347
IdealComfort	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,88272444	0,12408312
IdealComfort	1	4	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,89161847	0,14108188
IdealComfort	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	2,61339386	-0,55975961
IdealComfort	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	2,60474015	-0,54295218
IdealComfort	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	2,6046807	-0,53457646
IdealComfort	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	2,60474015	-0,54295218
IdealComfort	1	5	h	vest	o	22,22222	0,153	2,60474015	-0,54295218
IdealComfort	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,90157303	0,24787563
IdealComfort	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,90151229	0,25633588
IdealComfort	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,90141224	0,2479635
IdealComfort	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,90139344	0,23922405
IdealComfort	1	5	h	pal	o	-22,22222	-0,153	-0,90151229	0,25633588

7.3 Mittelwerte

Verwendete Maßeinheiten: Winkel in Bogenminuten, Fx und Fz in Newton)

Material	Winkel	Winkel Abs	Freq	Fxm	Fzm
Erkodur	-22	22	5	4,07726605	0,24947359
Erkodur	-22	22	5	-3,890520853	0,407744901
Erkodur	-22	22	5	-4,569073375	-0,705031913
Erkodur	-22	22	5	-3,571542311	0,132488748
Erkodur	-22	22	5	-2,748364789	0,620198832
Erkodur	22	22	5	4,424234428	-1,190776343
Erkodur	22	22	5	2,993633628	-0,807341357
Erkodur	22	22	5	4,749719933	-0,301712037
Erkodur	22	22	5	4,584816076	-1,171732311
Erkodur	22	22	5	3,53252171	-0,430748415
IdealClear	-22	22	5	-3,881351187	0,150113978
IdealClear	-22	22	5	-3,635296924	-0,451784319
IdealClear	-22	22	5	-3,748591786	-0,472909061
IdealClear	-22	22	5	-2,014367845	-0,638154086
IdealClear	-22	22	5		
IdealClear	22	22	5	4,543582061	-0,638779905
IdealClear	22	22	5	4,667664003	-0,641235124
IdealClear	22	22	5	5,211434356	-1,034258324
IdealClear	22	22	5	3,903143284	-0,650194925
IdealClear	22	22	5	4,73148217	-1,101760175
IdealComfort	-22	22	5	-1,092084229	-0,386180356
IdealComfort	-22	22	5	-0,341646093	-0,01553974
IdealComfort	-22	22	5	-0,692531924	0,147997572
IdealComfort	-22	22	5	-0,884618259	0,13437543
IdealComfort	-22	22	5	-0,901480659	0,249546985
IdealComfort	22	22	5	3,706451634	-0,625551015
IdealComfort	22	22	5	2,713619743	-0,464571446
IdealComfort	22	22	5	3,144756648	-0,561654664
IdealComfort	22	22	5	3,107361575	-0,523781834
IdealComfort	22	22	5	2,606459004	-0,544638522

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. med. dent. Wolfram Hahn, Oberarzt der Abteilung Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Göttingen, für die freundliche Überlassung des Themas bedanken sowie für die in allen Phasen der Arbeit ausgesprochen gute Betreuung und Unterstützung

Großer Dank gilt auch Frau Katharina Lange und Frau Antonia Zapf aus der Abteilung für Medizinische Statistik der Universität Göttingen für die Hilfe bezüglich statistischer Fragen sowie für die Unterstützung bei der Erarbeitung eines statistischen Konzepts und der Datenauswertung.

Des Weiteren danke ich allen Mitarbeitern der Abteilung Kieferorthopädie der Universität Göttingen, insbesondere Frau Dr. Julia Fialka-Fricke für ihre uneingeschränkte Hilfsbereitschaft und ihre vielen fachlichen Ratschläge.

Lebenslauf

Am 07. November 1982 wurde ich als zweites Kind von Herbert Schlüßler und seiner Ehefrau Angelika Schlüßler, geb. Haefs, in Geldern geboren. Ich bin deutsche Staatsangehörige, ledig und gehöre der evangelischen Konfession an.

1989 erfolgte meine Einschulung in die Mariengrundschule Kerken in Nieukerk.

Im Anschluss besuchte ich von 1993 bis 2002 das Lise-Meitner-Gymnasium in Geldern.

Die Allgemeine Hochschulreife erlangte ich am 12.06.2002.

Vom November 2002 bis zum März 2003 besuchte ich zunächst das Rheinische Bildungsinstitut in Köln und absolvierte dort ein Vorsemester-Studium in Medizin.

Zum Sommersemester 2003 nahm ich das Studium der Zahnheilkunde an der Philipps-Universität in Marburg an der Lahn auf.

Im Februar 2004 legte ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung ab. Die zahnärztliche Vorprüfung absolvierte ich im Oktober 2005.

Zum Sommersemester 2006 wechselte ich sodann den Studienort und führte mein Studium an der Georg-August-Universität in Göttingen weiter, wo ich mein Staatsexamen im Juni 2008 erlangte. Die Approbation wurde mir ebenfalls im Juni 2008 erteilt.

Von Oktober 2008 bis März 2010 war ich als Assistenzärztin in der zahnärztlichen Gemeinschaftspraxis Dr. Klaus Dieter Berling und Rinaldo Frei in Bad Gandersheim angestellt.

Von April 2010 bis April 2011 war ich als Assistenzärztin und im weiteren Verlauf als angestellte Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Dr. Verena Weis-Zimmermann in Alfeld beschäftigt.

Von Mai 2011 bis Mai 2012 arbeitete ich als Weiterbildungsassistentin für Oralchirurgie in der Praxis für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie von Herrn Klaus Bothe in Hannover.

Seit Juni 2012 bin ich in der Praxis von Frau Dr. Anna Holden in Sonsbeck als angestellte Zahnärztin tätig. Zum 1. Juli 2013 haben wir eine Gemeinschaftspraxis gegründet.

Seit dem Wintersemester 2006 begann ich in der kieferorthopädischen Abteilung der Universitätsmedizin Göttingen mit den Vorarbeiten zur vorliegenden Dissertation. Die Ergebnisse der Dissertation wurden zum Teil bereits international publiziert:

Hahn W, Fialka-Fricke J, Dathe H, Fricke-Zech S, Zapf A, Gruber R, Kubein-Mesenburg D, Sadat-Khonsari R (2010): Initial Forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping. Eur J Orthod 31, 625-631.