

Veränderung der Materialeigenschaften kieferorthopädischer Korrekturschienen durch künstliche Alterung

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Diva Nang

aus Wuppertal

2022

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachterin: PD Dr. Svenja Margaretha Anna Beisel-Memmert

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.04.2022

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften

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

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinen lieben Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1 Einleitung	8
1.2 Literaturübersicht zur bisherigen Studienlage	11
1.3 Ziele der Studie	15
2. Material und Methoden	17
2.1 Material	17
2.1.1 Schienen	17
2.1.2 Modelle	18
2.2 Methoden	19
2.2.1 Vorbehandlung	19
2.2.2 Definition der Testgruppen	21
2.2.2 Testmethode	22
2.2.3 Statistische Auswertung	25
3. Ergebnisse	26
3.1 Intrusive/extrusive Kräfte	26
3.2 Oro-vestibuläre Kräfte	32
3.3 Rotative Drehmomente	37
3.4 Vergleich der Lagerungsmedien	43
4. Diskussion	46
4.1 Diskussion der Fragestellung	46
4.2 Diskussion von Material und Methoden	47
4.2.1 Schienenmaterial	47
4.2.2 Einfluss des Herstellungsverfahrens der Schienen	47
4.2.3 Methode der Messung	48
4.2.4 Thermozyklisierung	49
4.2.5 Kunstspeichel	50

4.2.6 Mechanische Belastung.....	51
4.3 Diskussion der Ergebnisse	52
4.3.1 Die ideale orthodontische Kraftgröße	52
4.3.2 Gemessene Kraftgrößen im Kontext der Literatur	54
4.4 Zusammenfassende Bewertung und klinische Schlussfolgerung	58
5. Zusammenfassung.....	60
6. Anhang	62
7. Abbildungsverzeichnis	88
8. Tabellenverzeichnis	90
9. Literaturverzeichnis	91
10. Danksagung	98

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
°C	Grad Celsius
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
DVT	Digitale Volumetomographie
EVA	Ethylenvinylacetat
F	Force (Symbol für die Kraft)
l	Liter
mg	Milligramm
mm	Millimeter
N	Newton (Maßeinheit für die Kraft)
N/cm ²	Newton pro Quadratcentimeter
Nmm	Newtonmillimeter (Maßeinheit für das Drehmoment)
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter
OMSS	Orthodontisches Meß- und Simulations-System
PC	Polycarbonat
PET	Polyethylenterephthalat
PET-G	Polyethylenterephthalat-Glykol
PP	Polypropylen
PS	Polystyrol
PU	Polyurethan
STL	Standard Transformation Language
T	Torque (Symbol für Drehmoment)
Tab.	Tabelle
TPU	Thermoplastisches Polyurethan

1. Einleitung

1.1 Einleitung

Die Kieferorthopädie ist das Fachgebiet der Zahnmedizin, das sich mit der Prävention, Diagnostik und Behandlung von Kiefer- und Zahnfehlstellungen befasst (Schopf, 2000). In ihrer Therapie kommen diverse Geräte zum Einsatz, bei denen grundsätzlich zwischen festsitzenden und herausnehmbaren Apparaturen unterschieden wird. Unter letzterer Gruppe galt die aktive Platte, bestehend aus einer Kunststoffbasis, Drahtelementen und einer Schraube, lange Zeit als die alleinige Alternative zur festsitzenden Therapie (Glasl et al., 2006). Dies änderte sich mit der Entwicklung kieferorthopädischer Korrekturschienen aus transparentem Kunststoff, sogenannten Alignern (Abb. 1).



Abb. 1: Invisalign® Oberkiefer-Aligner von der Oberseite (links) und Unterseite (rechts).

Erstmals 1945 von Kesling als Positioner eingeführt (Kesling, 1945), beruht die Aligner-Technik auf dem Konzept des Backward-planning anhand einer Sequenz von Setup-Modellen und darauf hergestellten Schienen, die die Zähne schrittweise in die gewünschte Position führen (Haubrich, 2017).

Zu Beginn der Aligner-Technik war es mit einem großen Aufwand verbunden, pro kalkulierter Zahnbewegung jeweils ein neues Setup-Modell herzustellen. Mit Gründung von Align Technology Inc. 1997 und ihrem System Invisalign® hielt das CAD/CAM-Verfahren erstmals Einzug in die Aligner-Therapie. Zusammen mit der Einführung von Intraoralscannern gestaltet sich der sogenannte Workflow heutzutage vollständig digital. Nach einem

Intraoralscan der Zahnbögen steht ein STL-Datensatz des digitalen Patientenmodells einem Techniker von Invisalign® zur Verfügung, welcher mithilfe einer Planungssoftware das Modell bearbeitet, sodass man schlussendlich einen Behandlungsplan mit gewünschtem Therapieziel und den jeweiligen Zwischenschritten erhält. Dem behandelnden Kieferorthopäden steht es frei, Änderungen an der Planung vorzunehmen, bevor er diese bestätigt und somit die Produktion der Schienen veranlasst. Hierzu werden zunächst die digitalen Set-up-Modelle mithilfe von 3D-Druckern hergestellt, ehe Kunststofffolien über diesen tiefgezogen und zu Schienen getrimmt werden (Schrott, 2016).

Einem Kieferorthopäden ist es heutzutage mit Intraoralscanner, Planungssoftware, 3D-Drucker, Tiefziehgerät und -folien möglich, jeden Schritt von der Planung bis hin zur Produktion selbstständig zu übernehmen (Krey et al., 2017). Das Invisalign®-System sei hier einleitend exemplarisch für eine Reihe von Aligner-Systemen auf dem heutigen Markt genannt. Wenn Vergleiche jeweiliger Anbieter angestrebt werden, ist stets zwischen dem Hersteller der verwendeten Rohfolien und dem Systemanbieter zu unterscheiden, da beide nicht unbedingt von einem Unternehmen stammen beziehungsweise nicht jeder Folienanbieter auch ein System und anders herum anbietet.

In der Regel soll der Patient einen Satz Schienen mindestens 22 Stunden pro Tag tragen, diesen somit also nur zum Essen bzw. Zähne putzen herausnehmen und das jeweils zwei Wochen lang (Schupp und Haubrich, 2010). Je nach geplanter Zahnbewegung ist das Kleben sogenannter Attachments auf den Zähnen vor Einsatz der Schiene notwendig (Schupp und Haubrich, 2016).

Die mit kieferorthopädischen Korrekturschienen generierten Kräfte kommen über zwei Mechanismen zustande. Einerseits entwickelt sich in der Berührungsfläche zwischen der Schiene und dem zu bewegenden Zahn ein Widerstand. Daraus entsteht „eine lokale, elastische Verformung des Schienenkörpers, [die] eine Rückstellkraft generiert, die wiederum auf den zu bewegenden Zahn wirkt.“ (Hahn, 2009, zitiert nach Erfurth-Jach, 2012). Andererseits erhebt sich die Schiene in der Regio des zu bewegenden Zahns, dadurch dass sie entsprechend eines Set-ups nicht der Zahnposition entspricht. Gleichzeitig wird die Schiene an anderen Stellen durch Friktion auf den Zähnen fixiert, wodurch es zu einer

elastischen Verformung der ganzen Schiene kommt (Hahn et al., 2010). Diese Verformung erzeugt ebenfalls eine Rückstellkraft auf den zu bewegenden Zahn (Erfurth-Jach, 2012).

Bei allen Folienmaterialien handelt es sich um Kunststoffe. Kunststoffe sind chemisch betrachtet Polymere. Sie sind zusammengesetzt aus über 1000 niedermolekularen Verbindungen, sogenannten Monomeren, die sich in ihrer kettenartigen Anordnung in einem Makromolekül wiederholen. Es gibt natürliche und synthetische Polymere, je nach Ursprung. Des Weiteren kann je nach Atomen in ihrer Hauptkette zwischen organischen und anorganischen Polymeren differenziert werden, wobei erstere Kohlenstoffatome in ihrer Hauptkette tragen (Janda, 2008).

Kunststoffe sind organische, synthetische Polymere. Sie werden mithilfe einer sogenannten Polyreaktion aus Monomeren hergestellt. Weiter ist zu spezifizieren, dass Kunststoff seiner charakteristischen Molekularstruktur nach zu den Thermoplasten gehört. Die Molekularstruktur stellt sich als diffus verknäulte Molekülketten dar, die nur schwach durch zwischenmolekulare Kräfte, wie z.B. Wasserstoffbrückenbindungen, verbunden sind. Diese Wechselwirkungen und die Tatsache, dass Polymere aufgrund ihrer Struktur keine genaue molare Masse aufweisen, bedingen die namensgebenden Eigenschaften der Thermoplaste bei Temperaturveränderung, dadurch, dass bei einer Erhöhung der Temperatur die intermolekularen Wechselwirkungen nach und nach aufgelöst werden. Thermoplaste besitzen daher ein Schmelzintervall statt eines genauen Schmelzpunktes. Zunächst sind sie spröde. Bei Temperaturerhöhung um den sogenannten Glasübergangsbereich, eine Art Erweichungsbereich, werden sie allmählich plastisch verformbar. Bei weiterer Erhöhung der Temperatur nimmt die Viskosität immer weiter ab, bis schließlich die Zersetzung einsetzt. Dieses Temperaturverhalten macht man sich bei der Herstellung der Aligner mithilfe des Tiefziehverfahrens zu Nutze, indem man die Rohfolien bis zur Erweichung erhitzt, diese dann über das gewünschte Patientenmodell presst und sie anschließend wieder abkühlen lässt (Janda, 2008).

Vor der Untersuchung der Veränderung der Materialeigenschaften kieferorthopädischer Korrekturschienen soll auf die gewünschte Beschaffenheit dieser Materialien eingegan-

gen werden. Collett et al. (1994) beschreiben die optimalen Materialeigenschaften als konstant kraftausübend, ohne Veränderung der Kraft über die Zeit und nach Verformung. Außerdem sollte das Material nach Herausnahme aus dem Mund stets zu seiner ursprünglichen Form gelangen (Collett et al., 1994). Lombardo et al. (2017) geben an, dass das ideale Material, um eine konstante Kraft ausüben zu können, eine gewisse Steifigkeit mit hoher Elastizitätsgrenze aufweisen sollte, um sicher zu stellen, dass die Kraft innerhalb des elastischen Bereichs ausgeübt wird. Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass die Relaxationskurve möglichst flach sein sollte, was auf die Fähigkeit der konstanten Kraftausübung über die Zeit hindeutet (Lombardo et al., 2017b). Gefordert wird zudem Transparenz und Alterungsresistenz (Ma et al., 2016).

1.2 Literaturübersicht zur bisherigen Studienlage

In der Vergangenheit wurden bereits zahlreiche Studien zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften thermoplastischer Alignermaterialien durchgeführt, sowohl von Rohfolien als auch von tiefgezogenen Folien. Kieferorthopädische Korrekturschienen sind im Mund jedoch mechanischen sowie thermischen Belastungen ausgesetzt. Daher gilt es auch, die Auswirkungen dieser auf die Eigenschaften des Materials zu untersuchen. Die Studienlage hierzu ist noch relativ dünn. Um klinische Aspekte zu berücksichtigen, ist es entweder notwendig, eine Studie in vivo durchzuführen oder die klinische Situation in vitro nachzubilden.

Schuster et al. (2004) untersuchten in ihrer Studie unter anderem die Vickershärte der vestibulären Flächen von Invisalign®-Schienen nach zweiwöchiger intraoraler Verweildauer mittels eines Mikrohärteprüfgerätes und einem Prüfgewicht von 30 g mit einer Prüfzeit von 15 Sekunden. Sie stellten eine Erhöhung der Vickershärte im Vergleich zur Kontrollgruppe fest. Sie vermuteten als Ursache eine Veränderung der Kristallinität des Polymers aufgrund von Kaltmassivumformungsprozessen, eventuell induziert durch die Einwirkung von Kaukräften. Ob die erhöhte Härte eine klinische Relevanz in der Kraftübertragung der Aligner besitzt, ist bislang unklar (Schuster et al., 2004).

Kwon et al. (2008) untersuchten ebenfalls die mechanischen Eigenschaften von tiefgezogenen Folien verschiedener Schichtstärke in Ausgangssituation, nach Wechselbelastung

(wiederholte Biegung um 1 mm für 100 Zyklen) und nach Thermozyklierung (1000 Zyklen). Hierzu führten sie 3-Punkt-Biegeversuche sowie eine Vickers-Härteprüfung mit allen Gruppen durch. Sie finden unter anderem heraus, dass eine optimale Kraftübertragung bei 0,2 bis 0,5 mm Umlenkung gegeben ist und dass sich in diesem Bereich die Kräfte nach Thermozyklierung nicht von denen der Kontrollgruppe unterscheiden, die der Wechselbelastung jedoch schon. Außerdem stellen sie fest, dass sowohl Thermozyklierung als auch Wechselbelastung die Vickershärte signifikant beeinflussen (Kwon et al., 2008).

Fang et al. (2013) untersuchten die dynamische Spannungsrelaxation verschiedener thermoplastischer Alignermaterialien. Hierfür verknüpften sie ihr Prüfgerät mit einem Wasserbad (37 °C warmes destilliertes Wasser), was es ihnen ermöglichte, die mechanischen Tests an den nach ISO 527-3 Typ 5 (International Organization for Standardization, 1995) hergestellten Probekörpern innerhalb einer angenäherten intraoralen Umgebung durchzuführen. Die gleiche Messung der Spannungsrelaxation führten sie an einer Kontrollgruppe unter atmosphärischen Bedingungen bei 22 °C durch. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Eigenspannung aller untersuchten Materialien innerhalb der Untersuchungszeit von drei Stunden verringert und dass die Geschwindigkeit dieses Phänomens in der Wasserbadgruppe signifikant erhöht ist (Fang et al., 2013).

Auch Lombardo et al. (2017) führten in einer In-vitro-Studie Stresstests an vier verschiedenen Alignermaterialien im Rohzustand nach Lagerung in 37 °C warmem destilliertem Wasser und anschließender mechanischer Vorbelastung im Wasserbad durch. Jedoch ließen sie ihre Prüfkörper vor den Messungen 24 Stunden lang im Wasserbad verweilen und nicht nur für die Dauer der Messung. Sie finden heraus, dass alle Materialien einen signifikant hohen Spannungsrückgang während der Untersuchungszeit von 24 Stunden aufweisen, wobei dieser die ersten acht Stunden am größten ist (Lombardo et al., 2017b).

Laut Ryu et al. (2018) ist die Untersuchung tiefgezogener Folien klinisch relevanter, da sie in ihrer Studie von 2018 nachweisen konnten, dass sich die mechanischen Eigenschaften tiefgezogener Folien deutlich von denen der Rohfolien unterscheiden (Ryu et al., 2018).

Condo' et al. (2018) führten 2018 eine In-vitro-Studie zu den strukturellen Eigenschaften zweier Alignermaterialien von Invisalign® durch, Exceed30 (EX30), welches bis 2013 verwendet wurde, und Smart Track (LD30), das EX30 2013 ablöste. Hierzu ließen sie von beiden Materialien jeweils 20 Schienen anfertigen und unterteilten diese Gruppen nochmals in jeweils zwei Untergruppen. Eine Untergruppe an Schienen ließen sie ungetragen, die andere wurde intraoral für circa 22 Stunden täglich 14 Tage lang getragen. Die Schienen wurden für die Analysen einer Fourier-Transformations-Spektrometrie, Mikro-Raman-Spektroskopie, Röntgenbeugung sowie einem Zugfestigkeits- und Härte-test unterzogen. Bezogen auf die im Mund getragenen Aligner finden sie heraus, dass beide Materialien nach Alterung strukturelle Veränderungen aufweisen, welche sich unter anderem in Form von erhöhter Härte manifestieren (Condo' et al., 2018).

Hiller et al. (2018) stellten in ihren Untersuchungen zur Elastizität und Dimensionsstabilität von Tiefziehfolien die orale Situation durch Wasserlagerung des Schienenmaterials und ihre künstliche Alterung durch eine Temperaturwechselbelastung mittels Thermozyklierung nach. Hierzu wurden sechs verschiedene Folienmaterialien miteinander verglichen, an denen Zug-, Abzugs- sowie Dimensionsstabilitätsversuche durchgeführt wurden. Für jede Versuchsart wurden von jedem Material jeweils zehn Prüfkörper als Kontrollgruppe trocken, 20 Prüfkörper 24 Stunden lang in destilliertem Wasser gelagert und zehn davon anschließend noch einer Temperaturwechselbelastung von 1000 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C mit 30 Sekunden Tauchzeit und fünf Sekunden Wechselzeit ausgesetzt. Für den Zugversuch wurden Probekörper mit vorgegebener Form gemäß ISO 527-2 (International Organization for Standardization, 2012) hergestellt und mittels einer Universalprüfmaschine auf Zug belastet. Für den Abzugsversuch wurden sogenannte Kugelköppchen über einer Messingkugel mit einem Durchmesser von 40 mm tiefgezogen und anschließend bearbeitet, um so die Retentionskräfte eines Aligners anhand der Unterschnitte eines Zahns nachzustellen. Das Ergebnis der Untersuchungen zeigt, dass künstliche Alterung bei allen verwendeten Folienmaterialien (Biolon von Dreve Dentamid, BIOPLAST und DURASOFT von Scheu-Dental, Erkolign und Erkoloc-pro von Erkodent) eine signifikante Verringerung des Elastizitätsmoduls zur Folge hat. Lediglich bei dem Material IMPRELON S (Scheu-Dental) sind keine signifikanten Veränderungen zwischen Trockenlagerung und nach künstlicher Alterung erkennbar. Die Wasserlagerung und die

Thermozyklierung haben bei allen Materialien ebenfalls eine Abnahme der Abzugskraft mit unterschiedlichem Ausmaß zur Folge. Die Wasserlagerung führt zudem zur Vergrößerung des Umfangs aller Schienenmaterialien im Vergleich zur Trockenlagerung, die anschließende Thermozyklierung zur Abnahme des Umfangs, mit Ausnahme von Erkolopro, welches nach Thermozyklierung eine weitere Zunahme des Umfangs aufweist (Hiller, 2018).

Ihssen et al. (2019) kamen zu einem ähnlichen Ergebnis. Sie führten eine Studie zur Veränderung der Materialeigenschaften von PETG-Alignermaterial durch künstliche Alterung durch. Hierfür verwendeten sie CA[®] Clear Aligner Folien von Scheu-Dental. Sie stellen fest, dass alle Probegruppen, an denen Messungen bei 37 °C durchgeführt wurden, signifikant geringere Elastizitätsmoduln und nominelle Zugfestigkeiten aufweisen als die entsprechenden bei 22 °C getesteten Gruppen. Zudem sind die Elastizitätsmoduln einer nur in Wasser gelagerten Gruppe sowie einer thermozyklierten Gruppe signifikant kleiner als die der Kontrollgruppe bei entsprechender Prüftemperatur (Ihssen et al., 2019).

Alle oben genannten Studien machen bisher keine Aussage über den Einfluss ihrer Ergebnisse auf die Zahnbewegung. Hierfür führten Vardimon et al. (2010) eine In-vivo-Untersuchung zum Verhalten der von Mises-Vergleichsspannung während einer Invisalign[®]-Therapie durch. Sie planten eine Invisalign[®]-Behandlung für drei Patienten, bei denen jeweils ein mittlerer Schneidezahn des Oberkiefers ohne Kontakt zur Unterkieferfront und ohne Bewegung der Oberkiefer-Prämolaren retrudiert werden sollte. Sie bestellten für jeden Patienten jeweils zwei identische Sets an Alignern für die gesamte Behandlung. Ein Set wurde von den Patienten getragen, das andere Set diente ausschließlich zur In-vivo-Messung der Vergleichsspannung. Hierfür wurden zwei spezielle Messvorrichtungen vestibulär am Aligner an den zu bewegenden Frontzahn und den unbewegten Prämolaren angebracht. Die Messungen wurden an Tag 1, 2, 9 und 15 durchgeführt. Sie stellen bei allen Alignern die höchste Vergleichsspannung am Frontzahn an Tag 1 fest. Diese ist signifikant höher als an Tag 2 bis 15. Die auf Tag 1 folgenden Tage weisen keinen statistisch relevanten Unterschied in der Vergleichsspannung auf (Vardimon et al., 2010).

Bezüglich des Einflusses auf die Zahnbewegung kamen Drake et al. (2012) zu einem ähnlichen Schluss. Sie fanden in ihrer In-vivo-Studie ebenfalls heraus, dass die intraorale Alterung des Alignermaterials keinen signifikanten Einfluss auf das Ausmaß der Zahnbewegung hat. Hierfür planten sie für 15 Probanden eine Aligner-Therapie mit einer anterior-posterior-Bewegung eines mittleren Schneidezahns im Oberkiefer von insgesamt 2 mm in acht Wochen und auf vier Aligner verteilt. Anstatt wie gewöhnlich einen Aligner zwei Wochen lang tragen zu lassen, ließen sie die Patienten immer nach einer Woche ein Duplikat der jeweiligen Schiene, also eine noch nicht intraoral gealterte Schiene, einsetzen. Vor der Therapie und nach acht Wochen fertigten sie DVTs an und verglichen die Ergebnisse mit einer vorangegangenen Studie, in der die Patienten die Schienen wie üblich alle zwei Wochen wechselten. Die Tatsache, dass es in beiden Studien keine signifikanten Unterschiede in der Größe der Zahnbewegung gibt und dass in beiden Untersuchungen die größte Zahnbewegung innerhalb der ersten Woche eines Alignersets auftritt, führte sie zu der Vermutung, dass die Aligner eher aufgrund ihrer Materialeigenschaften nicht in der Lage sind, kontinuierliche Kräfte auszuüben, als aufgrund von Materialalterung (Drake et al., 2012).

Die bisherige Studienlage lässt den Schluss zu, dass sowohl mechanische als auch thermische Vorbelastung thermoplastischer Folienmaterialien Änderungen der Materialeigenschaften kieferorthopädischer Korrekturschienen zur Folge haben, diese jedoch klinisch keinen signifikanten Einfluss auf die Zahnbewegung haben. Es gilt, diese Hypothese zu überprüfen. Die Null-Werte für diese Studie, also die Drehmomente und Kräfte der Schienen ohne künstliche Alterung, liefert eine dieser Untersuchung vorangegangene Studie des Doktoranden Bijan Golkhani, dessen Schienen auch für diese Arbeit verwendet wurden.

1.3 Ziele der Studie

Die Ziele dieser In-vitro-Studie waren folgendermaßen festgelegt:

1. Untersuchung der mechanischen Eigenschaften von Kunststoff-Folienmaterial nach simulierter Alterung über zwei Wochen intraoraler Verweildauer durch

Thermozyklisierung, um eine mögliche Veränderung des mechanischen Verhaltens durch Wasseraufnahme oder temperaturbedingte Änderungen zu ermitteln.

2. Untersuchung der mechanischen Eigenschaften von Kunststoff-Folienmaterial nach simulierter Alterung über zwei Wochen intraoraler Verweildauer durch Thermozyklisierung und mechanischer Belastung durch Auslenkung eines einzelnen Zahns, um den intraoralen Einfluss der mechanischen Vorbelastung durch eine bestehende Zahnfehlstellung zu bestimmen.
3. Vergleich der mechanischen Eigenschaften eines Kunststoff-Folienmaterials nach rein thermischer Belastung in deionisiertem Wasser und in Kunstspeichel, um den Einfluss unterschiedlicher Medien auf das Kunststoff-Folienmaterial zu untersuchen.

2. Material und Methoden

2.1 Material

2.1.1 Schienen

Es wurden fünf unterschiedliche Folienmaterialien vier verschiedener Firmen zur Herstellung der zu untersuchenden Schienen verwendet. Die jeweiligen Materialien sind der Tabelle 1 zu entnehmen. Zendura™-Tiefziehfolien (Bay Materials, Fremont, USA) werden beispielsweise im ClearCorrect™-System (Straumann, Freiburg) verarbeitet. Folien von Duran®+ stammen aus dem Hause Scheu-Dental (Iserlohn), welches mit CA® Clear Aligners auch ein eigenes System anbietet. Neben oben genannten Folienanbietern wurden in dieser Studie auch die Essix ACE®- und Essix® PLUS™-Folien von Dentsply Sirona (Bensheim) getestet. Das Folienmaterial der Invisalign®-Schienen wurde in diese Studie miteingeschlossen, wobei sowohl Hersteller als auch Materialeigenschaften der Rohfolien von Invisalign® (Align Technology, San Jose, USA) unbekannt sind.

Tab. 1: Getestete Produkte mit Angabe des Herstellers, des Durchmessers des Rohmaterials in mm, der Dicke der Folie in mm und des Materials.

Produktname	Hersteller	Ø Rohmaterial (mm)	Dicke (mm)	Material
Duran®+	Scheu-Dental (Iserlohn)	125	0,75	PET-G
Essix ACE®	Dentsply Sirona (Bensheim)	125	0,75	Copolyester (von PET)
Essix® PLUS™	Dentsply Sirona (Bensheim)	125	0,90	unbekannt
Invisalign®	Align Technology (San Jose, USA)	unbekannt	unbekannt	unbekannt
Zendura™	Bay Materials (Fremont, USA)	125	0,75	PU

Die Schienen für diese Studie wurden vom Doktoranden Bijan Golkhani hergestellt, indem das Folienmaterial zunächst über einem Oberkiefer-Gipsmodell eines Patienten mit bereits korrigiertem Zahnbogen nach Herstellerangaben tiefgezogen wurde. Verwendet

wurde hierfür ein gewöhnliches Tiefziehgerät (Ministar S[®], Scheu-Dental). Anschließend wurden die tiefgezogenen Folien entlang des Gingivasaums nach Vorgabe einer Invisalign[®]-Schiene getrimmt (Abb. 2). Da alle Schienen identisch hergestellt wurden, ist der Einfluss der Aligner-Geometrie bei den Messungen zu vernachlässigen. Für jedes Material wurden jeweils zehn Schienen hergestellt. Zusätzlich dazu wurden für Essix ACE[®] zehn neue Schienen angefertigt. Um die zu untersuchenden Invisalign[®]-Schienen zu erhalten, wurde selbiges Gipsmodell an Align Technology geschickt und zehn Schienen hierfür bestellt.



Abb. 2: Selber hergestellte Duran[®]+-Schiene auf einem Modell (links) und Invisalign[®]-Schiene (rechts): Die Geometrie des Gingivasaums der Invisalign[®]-Schiene dient als Vorgabe für die eigenhändig getrimmten Schienen.

2.1.2 Modelle

Das Patientenmodell aus Gips wurde mithilfe einer Dubliermasse abgeformt. Die Abformung wurde mit schnellhärtendem kaltpolymerisierendem Kunststoff (Technovit 4004, Kulzer, Hanau) fünffach ausgegossen, sodass fünf identische Patientenmodelle zur Verfügung standen. Zur Simulation einer mechanischen Vorbelastung wurde aus dem Patientenmodell zusätzlich ein Sägeschnittmodell hergestellt, in dem der linke zweite Prämolare (Zahn 25) um 0,2 mm nach vestibulär verlagert wurde. Mithilfe oben genannter Methode wurden aus dem Modell mit simulierter Fehlstellung ebenfalls fünf Replikat produziert, sodass schlussendlich zehn Kunststoffmodelle, fünf ohne und fünf mit Fehlstellung, vorlagen.

2.2 Methoden

2.2.1 Vorbehandlung

Um eine zweiwöchige intraorale Verweildauer der Schienen zu simulieren, wurden jeweils zehn Schienen eines Materials für 14 Tage in einem Thermozyklriergerät (Thermocycler THE-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Abb. 3) gelagert. Die zwei Wasserbecken unterschiedlicher Temperatur des Thermocyclers, zwischen denen zyklisch gewechselt wurde, waren mit deionisiertem Wasser (Ampuwa, Fresenius Kabi, Bad Homburg) befüllt, da das Gerät die Verwendung von Kunstspeichel technisch nicht erlaubt. Ein Zyklus bestand jeweils aus 87 Sekunden Lagerung im 37 °C warmen Becken, einer Sekunde Abtropfzeit und einer Sekunde Lagerung im 6 °C kalten Becken. Pro Stunde befanden sich die Schienen somit für 40 Sekunden im kalten Wasser, was einer Gesamtdauer von 16 Minuten pro Tag entspricht, um den Konsum von Kaltgetränken zu simulieren (Abb. 4). Die Kraft/Drehmoment-Messungen wurden jeweils nach 2, 4, 6, 10 und 14 Tagen (jeweils ± 2 Stunden) nach Start der Thermozyklrierung durchgeführt. Nach der 14. Messung wurde das Thermozycling beendet.



Abb. 3: Thermocycler der Firma SD-Mechatronik: zwei Wasserbecken unterschiedlicher Temperatur sowie ein Probenkorb, der je nach eingestelltem Zyklus zwischen den Becken abwechselt. Dieses Bild wurde freundlicherweise zur Verfügung gestellt von SD-Mechatronik.



Abb. 4: Probenkorb mit insgesamt fünf Schienen auf Modellen und fünf losen Schienen.

Um die Auswirkung der Lagerung in Speichel statt deionisiertem Wasser über zwei Wochen zu untersuchen, wurden zusätzlich zehn Schienen aus Essix ACE[®] hergestellt. Davon wurden fünf Schienen in einem Gefäß mit 37 °C warmem deionisiertem Wasser und weitere fünf Schienen desselben Materials bei gleicher Temperatur in einem Behälter mit modifiziertem Kunstspeichel nach Fusayama von Geis-Gerstorfer und Weber (Geis-Gerstorfer und Weber, 1985) gelagert. Die Zusammensetzung des Kunstspeichels ist in Tabelle 2 aufgeführt. Die Intervalle der Messungen waren hierbei dieselben wie die der thermozyklierten Schienen.

Tab. 2: Zusammensetzung des Kunstspeichels nach Geis-Gerstorfer und Weber (Geis-Gerstorfer und Weber, 1985).

Bestandteile	Summenformel	Konzentration (mg/l)
Natriumchlorid	NaCl	400
Kaliumchlorid	KCl	400
Kalziumchlorid-Dihydrat	CaCl ₂ x 2H ₂ O	795
Natriumhydrogenphosphat-1-Hydrat	NaH ₂ PO ₄ x H ₂ O	690
Kaliumrhodanid	KSCN	300
Natriumsulfid	Na ₂ S [x 9H ₂ O]	1,67 [normal mit 5H ₂ O]
Harnstoff	CH ₄ N ₂ O	1000

2.2.2 Definition der Testgruppen

Die Schienen wurden entsprechend ihres Materials und ihrer Vorbelastungen in sieben Gruppen unterteilt. Diese sind in Tabelle 3 dargestellt. Hieraus ist zu entnehmen, dass der Wasser/Kunstspeichel-Vergleich bei 37 °C ohne Thermozyklisierung lediglich mit dem Material Essix ACE[®] und jeweils fünf Probekörpern je Medium durchgeführt wurde. Zur Ermittlung der künstlichen Alterung der Schienen wurden alle Materialien mit jeweils zehn Exemplaren untersucht. Davon wurde die Hälfte aller Proben zusätzlich mechanisch vorbelastet durch Fehlstellung des linken zweiten Prämolaren im Modell.

Tab. 3: Gliederung der Testgruppen: Es ist dargestellt, ob je Gruppe thermozyklische bzw. mechanische Vorbelastung stattgefunden hat und in welchem Medium die jeweilige Gruppe gelagert wurde.

Gruppe	Material	Thermozyklische Vorbelastung	Mechanische Vorbelastung	Medium
ea-aqua_dest	Essix ACE [®]	nein	nein	deionisiertes Wasser
ea-art_saliva	Essix ACE [®]	nein	nein	Kunstspeichel
Ea	Essix ACE [®]	ja	1-5 nein 6-10 ja	deionisiertes Wasser
Ep	Essix [®] PLUS [™]	ja	1-5 nein 6-10 ja	deionisiertes Wasser
I	Invisalign [®]	ja	1-5 nein 6-10 ja	deionisiertes Wasser
S	Scheu-Dental (Duran [®] +))	ja	1-5 nein 6-10 ja	deionisiertes Wasser
Z	Zendura [™]	ja	1-5 nein 6-10 ja	deionisiertes Wasser

2.2.2 Testmethode

Für die biomechanischen Messungen wurde das Orthodontische Meß- und Simulations-System (OMSS) der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn (Drescher et al., 1991) verwendet. Eine schematische Darstellung des Systems zeigt Abbildung 5. Das OMSS besteht aus zwei Sensoren, die jeweils mit drei translatorischen und drei rotatorischen Stufen und einem Sechs-Komponenten-Kraft/Drehmoment-Sensor ausgestattet sind. Das OMSS ist somit in der Lage, dreidimensionale Zahnbewegungen zu simulieren sowie Kraft/Auslenkung- oder Drehmoment/Rotation-Verhältnisse zu messen. Die Sensoren verfügen über eigene Verstärker und werden jeweils von einem eigenen Rechner ausgelesen.

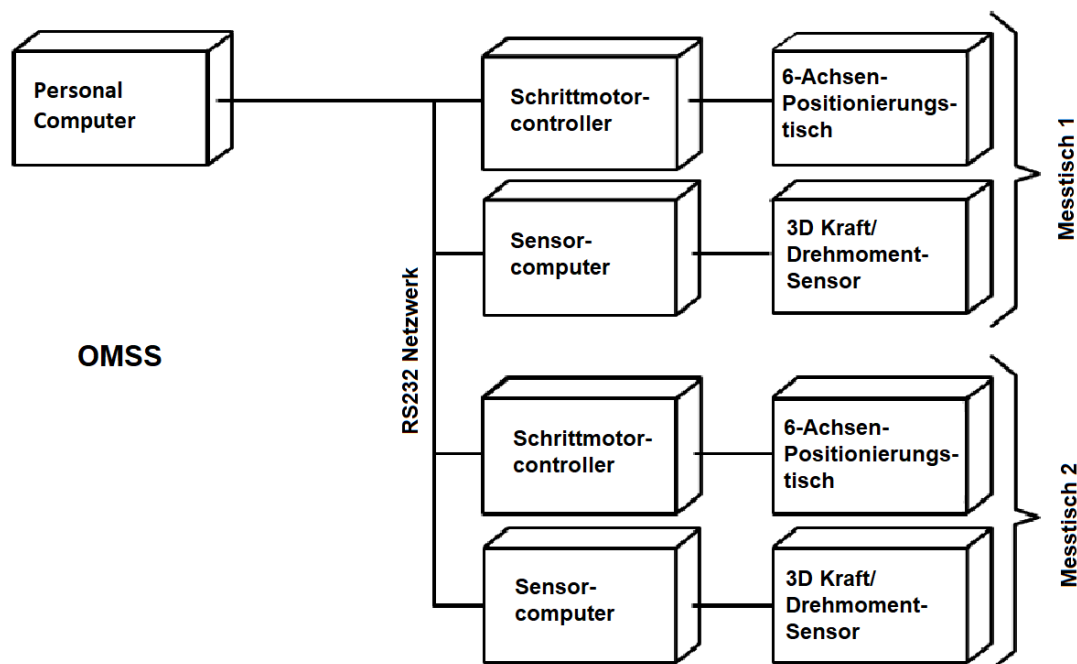


Abb. 5: Schema des Orthodontischen Meß- und Simulations-Systems (OMSS): Das OMSS besteht aus zwei Messtischen, die jeweils aus drei translatorischen und drei rotatorischen Stufen sowie einem Sechs-Achsen-Kraft/Drehmoment-Sensor bestehen. Die Daten der dreidimensional beweglichen Messtische werden jeweils durch einen eigenen Sensorcomputer ausgelesen (Drescher et al., 1991).

Um das Modell für die Messung herzustellen, wurde ein zusätzliches Kunststoff-Replikat des originalen Patientenmodells erstellt. In diesem wurde der Zahn 25 herausgesägt und seine Nachbarzähne approximal geringfügig beschliffen, um ein konfliktfreies Einfügen

des Zahns zu gewährleisten. Anschließend wurde der Zahn 25 an einen Adapter und dieser wiederum an einen Kraft/Drehmoment-Sensor des biomechanischen Messaufbaus OMSS angebracht. An der Basis des Modells wurde eine Bohrung vorgenommen, die eine Fixierung mit einem weiteren Kraft/Drehmoment-Sensor des Systems ermöglichte (Abb. 6).

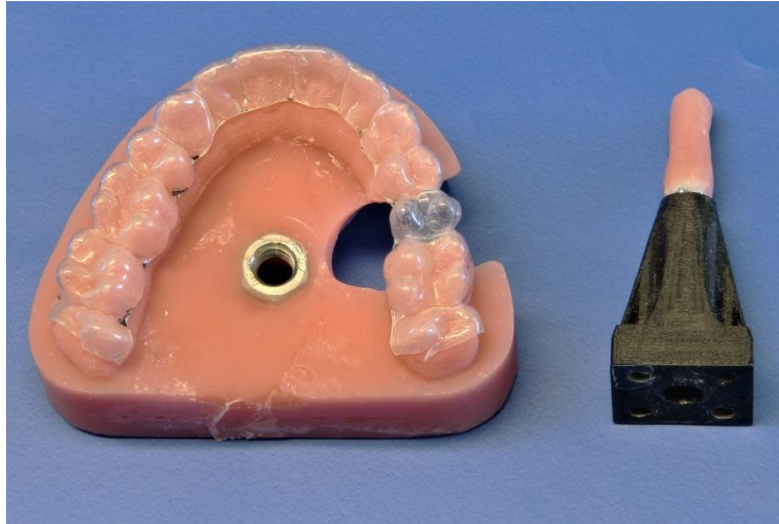


Abb. 6: Modell für die Messung mit Aussparung in Regio 25 mit Anbringung des zu untersuchenden Zahns an einem Adapter.



Abb. 7: Der zu untersuchende Zahn 25 in Neutralstellung im Zahnbogen. Der Aligner ist durch Klammern am Zahnbogen fixiert.

Hierbei war darauf zu achten, dass sich die Okklusionsebene des Modells parallel zur Sensorachse befand. Der Zahn wurde in seine ursprüngliche Stellung in die auf das Modell aufgesetzte Schiene gefahren und befand sich somit zunächst in Neutralstellung im Zahnbogen (Abb. 7). Der Aligner wurde dabei durch Klammern am Zahnbogen fixiert, um Kaudruck von der Gegenbezahnung zu simulieren. Anschließend wurde die Apparatur so justiert, dass zum einen der Zahn dem Aligner bündig anlag, zum anderen in der Startposition noch keine Kräfte und/oder Drehmomente am Zahn auftraten. Nun war das OMSS bereit für eine Messung.

Die Messeinheit mit dem Zahn wurde in der X- (Intrusion/Extrusion) und Z-Achse (oro-vestibuläre Translation) um $\pm 0,2$ mm in jeweils 0,01 mm-Schritten bewegt sowie um die X-Achse um $\pm 2^\circ$ in 0,1 $^\circ$ -Schritten in beide Richtungen rotiert (Rotation um die Zahnachse, Abb. 8). Dabei wurden durch die Sensoren sowohl die auftretenden Kräfte als auch die Drehmomente abhängig von der Fehlstellung gemessen. Nach jeder Messung wurde die Justage des Messaufbaus überprüft und ggf. korrigiert.

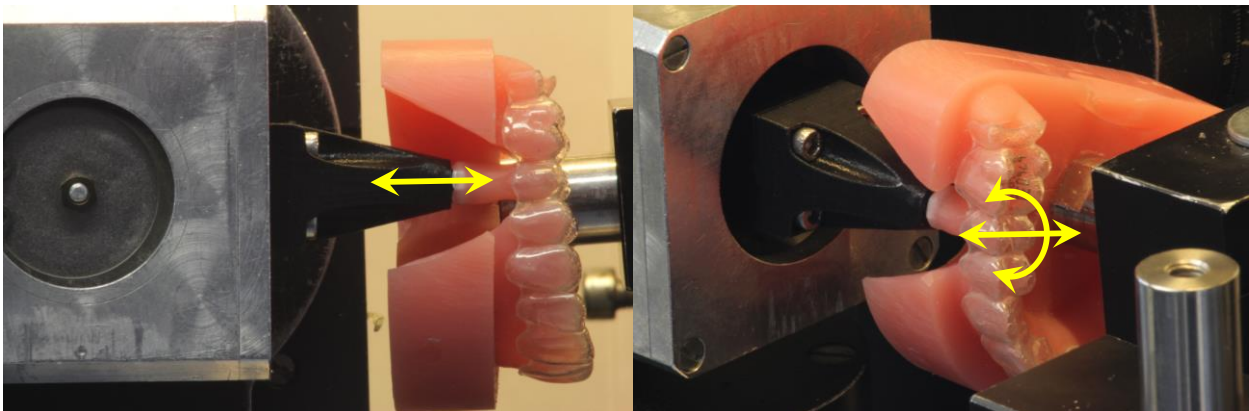


Abb. 8: Patientenmodell aus Kunststoff mit aufgesetzter Invisalign[®]-Schiene im OMSS: Der zu bewegende Zahn ist in Neutralstellung im Aligner justiert. Simulation von drei Zahnbewegungen: Intrusion/Extrusion um 0,2 mm (links), oro-vestibuläre Translation um 0,2 mm und 2 $^\circ$ Rotation um die Zahnachse in beide Richtungen (rechts).

Die genannten Kraft/Drehmoment-Messungen wurden 2, 4, 6, 10 und 14 Tage nach Alterung durchgeführt. Die Schienen wurden für jede Messung zeitnah vor Montage in das OMSS in einem Behälter mit Wasser aus der Thermocycling-Anlage gelagert und wurden unmittelbar nach Abschluss der Messungen wieder in dieses Gefäß zurückgelegt. Die Messungen an zehn Schienen eines Materials nahmen bis zu zwei Stunden in Anspruch, sodass das Thermocycling nach dieser Pause wieder fortgeführt werden konnte. Bei jeder

Messung wurden Kraft/Translation- und Drehmoment/Rotation-Kurven aufgezeichnet, auf einem Festplattenlaufwerk gespeichert und für die nachfolgende Datenanalyse weiterverarbeitet.

2.2.3 Statistische Auswertung

Für alle Versuchsteile wurden gruppenspezifisch die Maximalwerte für Kraft und Drehmoment aus den Primärdaten extrahiert sowie Mittelwerte und Standardabweichungen aller Werte errechnet und tabellarisch dargestellt. Die Ergebnisse werden als Balkendiagramme dargestellt, um die Kräfte und Drehmomente der verschiedenen Aligner im Zeitverlauf der Alterung zu veranschaulichen. Die Differenzen der Primärdaten wurden auf Signifikanz überprüft. Da eine Normalverteilung der Daten gegeben war, wurden t-Tests durchgeführt. Um die mehrfachen statistischen Signifikanztests mit zusammengehörigen Daten zu berücksichtigen, wurde anschließend noch eine Bonferroni-Korrektur vorgenommen. Die Differenz war signifikant, wenn der Wert unter 0,05 lag. Sämtliche Auswertungen wurden mithilfe von Microsoft Excel erstellt (s. Anhang).

3. Ergebnisse

Die Testgruppen wurden entsprechend ihres Materials und des jeweiligen zweiwöchigen Untersuchungszeitraums nacheinander thermozykliert und in den definierten Zeitabständen auf die Kräfte bei Intrusion/Extrusion und oro-vestibulärer Translation sowie auf die Drehmomente während der Rotation des Zahns 25 um die Zahnachse untersucht. Nach Prüfung aller Materialien wurden zuletzt die Drehmoment- und Kraftmessungen an den zusätzlichen Schienen von Essix ACE[®], die ohne mechanische Belastung und ohne Thermozyklisierung zwei Wochen lang in 37 °C warmem deionisiertem Wasser und in Kunstspeichel gelagert wurden, vorgenommen.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der besseren Vergleichbarkeit halber der Zahnbewegung nach aufgeführt. Aufgrund der Größe der Gesamtdatenmenge werden die Mittelwerte der Drehmomente/Kräfte jeweils in beide Richtungen gruppenspezifisch mit ihren jeweiligen Standardabweichungen angegeben.

3.1 Intrusive/extrusive Kräfte

Für die Ermittlung der Kräfte während der Intrusion/Extrusion des Zahns 25 wurde die Messeinheit mit dem Zahn in der X-Achse um $\pm 0,2$ mm in jeweils 0,01 mm-Schritten in beide Richtungen bewegt. In den Abbildungen 9-13 sind die Veränderungen der Mittelwerte der vertikalen Kräfte in Newton (N; Y-Achse der Diagramme) der verschiedenen Schienenmaterialien über den Untersuchungszeitraum von 14 Tagen (X-Achse der Diagramme) in Form von gestapelten Balkendiagrammen dargestellt. Weiterhin sind in jedem Diagramm die Mittelwerte der Schienen ohne mechanische Belastung und mit mechanischer Belastung gegenübergestellt. Abgebildet sind die Mittelwerte nach 0 (ohne thermische und mechanische Belastung), 2, 4, 6, 10 und 14 Tagen, was in den Diagrammen den Abkürzungen 0d, 2d, 4d, 6d, 10d und 14d entspricht. Die blauen Balken repräsentieren die Intrusion, die orangenen die Extrusion. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d). Der Übersichtlichkeit halber werden ausschließlich Signifikanzen an Tag 2 und 14 dargestellt. Andere signifikante Unterschiede sind nicht im Diagramm abgebildet, sie können dem Kapitel 6 entnommen werden.

Sowohl die Schienen ohne mechanische Belastung als auch die mit mechanischer Belastung zeigten eine asymmetrische Ausprägung der Kräfte bezüglich der Bewegungs-

richtung (s. Abb. 9-13). Dabei war die vertikale Kraft in der Intrusion bei den Schienen ohne mechanische Belastung durchschnittlich 40 % größer als die Extrusion, bei den Schienen mit mechanischer Belastung war die Intrusion knapp siebenmal größer als die Extrusion.

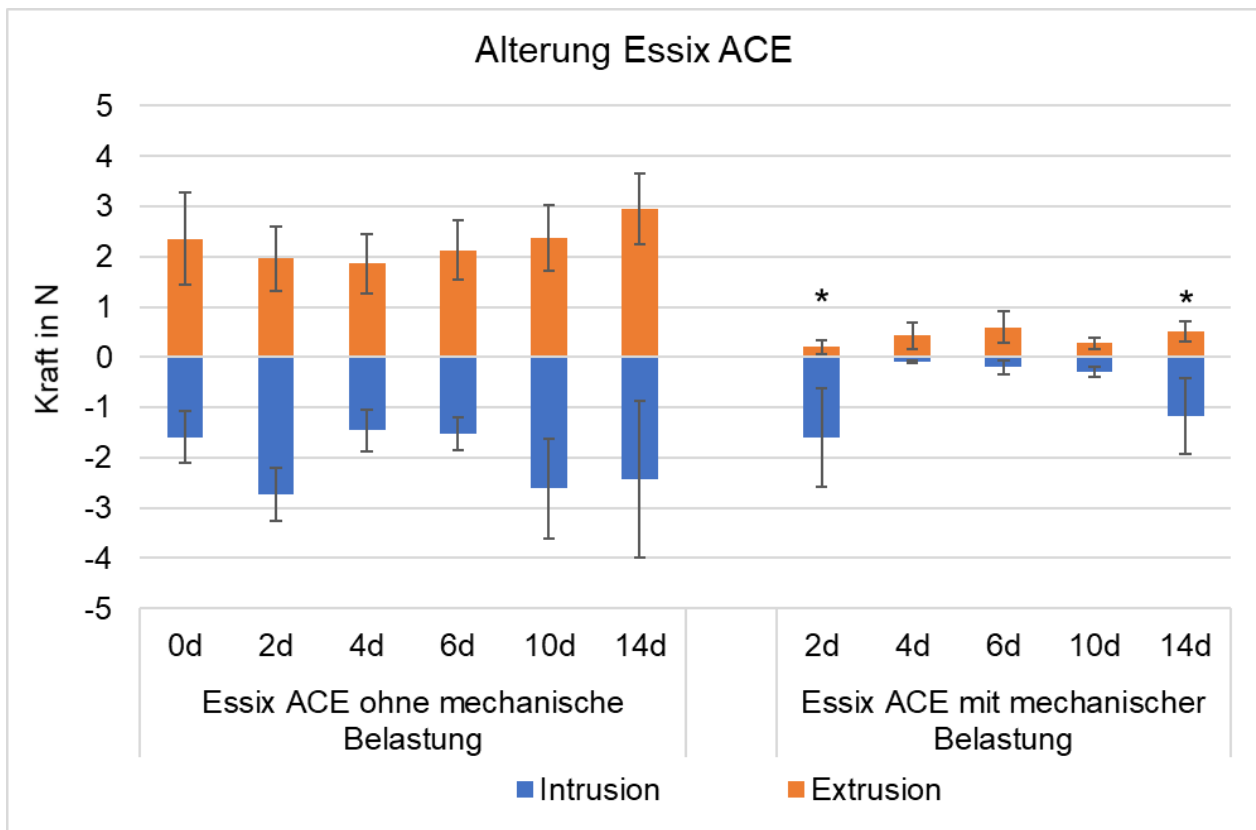


Abb. 9: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Essix ACE® an Zahn 25: Die mechanisch belasteten Schienen wiesen geringere Kräfte in beide Richtungen auf. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (Probenzahl N=5).

Die Mittelwerte in der Intrusion betragen über die zweiwöchige Messdauer ohne mechanische Vorbelastung bei Essix ACE® zwischen 1,5 ($\pm 0,4$) N und 2,7 ($\pm 0,5$) N (Tag 4 und 2), bei Essix® PLUS™ zwischen 0,4 ($\pm 0,3$) N und 2,5 ($\pm 1,1$) N (Tag 2 und 14), bei Invisalign® zwischen 0,5 ($\pm 0,3$) N und 2,4 ($\pm 0,6$) N (Tag 2 und 14), bei Duran®+ zwischen 0,9 ($\pm 0,5$) N und 2,8 ($\pm 1,5$) N (Tag 14 und 2) und bei Zendura™ zwischen 2,2 ($\pm 1,5$) N und 3,5 ($\pm 0,6$) N (Tag 6 und 2). Bei der Extrusion betragen die Mittelwerte über die zweiwöchige Messdauer ohne mechanische Vorbelastung bei Essix ACE® zwischen 1,9 ($\pm 0,6$) N und 3,0 ($\pm 0,7$) N (Tag 4 und 14), bei Essix® PLUS™ zwischen 1,2 ($\pm 0,7$) N und 1,6 ($\pm 0,7$) N

(Tag 6 und 2), bei Invisalign[®] zwischen 0,4 ($\pm 0,3$) N und 1,3 ($\pm 0,5$) N (Tag 6 und 10), bei Duran[®]+ zwischen 1,0 ($\pm 0,5$) N und 1,9 ($\pm 0,7$) N (Tag 2 und 6) und bei Zendura[™] zwischen 1,4 ($\pm 0,5$) N und 2,6 ($\pm 0,5$) N (Tag 14 und 2). Mit mechanischer Vorbelastung betragen die Mittelwerte in der Intrusion über die zweiwöchige Messdauer mit mechanischer Vorbelastung bei Essix ACE[®] zwischen 0,1 ($\pm 0,0$) N und 1,6 ($\pm 1,0$) N (Tag 4 und 2), bei Essix[®] PLUS[™] zwischen 0,3 ($\pm 0,2$) N und 0,8 ($\pm 0,4$) N (Tag 10 und 14), bei Invisalign[®] zwischen 0,4 ($\pm 0,3$) N und 1,1 ($\pm 0,6$) N (Tag 2 und 14), bei Duran[®]+ zwischen 0,1 ($\pm 0,1$) N und 1,6 ($\pm 0,9$) N (Tag 14 und 4) und bei Zendura[™] zwischen 0,4 ($\pm 0,3$) N und 2,8 ($\pm 1,5$) N (Tag 4 und 6).

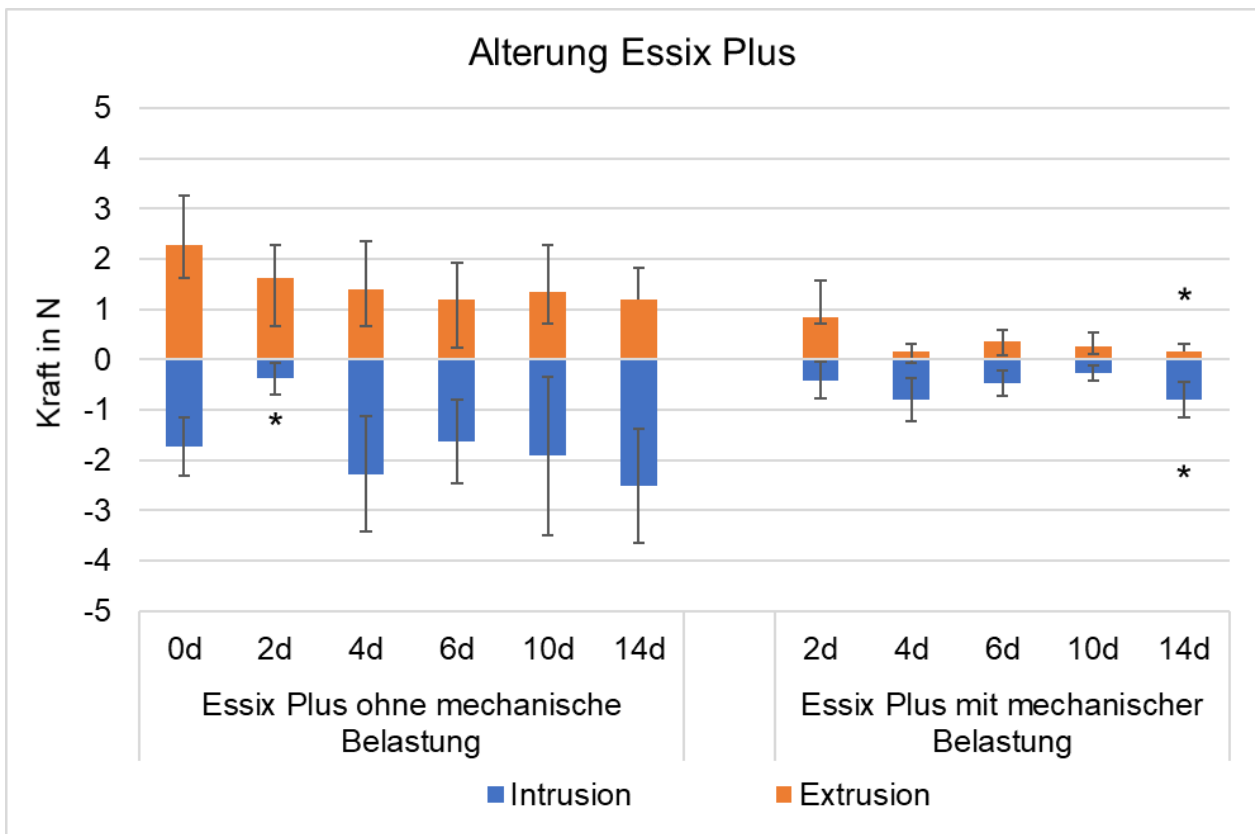


Abb. 10: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Essix[®] PLUS[™] an Zahn 25: An den Schienen ohne mechanische Belastung ist über die Zeit eine leichte Abnahme der extrusiven Kräfte erkennbar, bei der Intrusion sowie in der Gruppe mit mechanischer Belastung in beide Richtungen ist ein unregelmäßiges Verhalten der Mittelwerte der Kräfte über die Zeit erkennbar. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

In der Extrusion betragen die Mittelwerte über die zweiwöchige Messdauer mit mechanischer Vorbelastung bei Essix ACE[®] zwischen 0,2 ($\pm 0,1$) N und 0,6 ($\pm 0,3$) N (Tag 2 und 6),

bei Essix® PLUS™ zwischen 0,2 ($\pm 0,2$) N und 0,9 ($\pm 0,7$) N (Tag 14 und 2), bei Invisalign® zwischen 0,2 ($\pm 0,2$) N und 1,0 ($\pm 0,7$) N (Tag 6 und 4), bei Duran®+ zwischen 0,2 ($\pm 0,2$) N und 0,7 ($\pm 0,5$) N (Tag 4 und 6) und bei Zendura™ zwischen 0,01 ($\pm 0,03$) N und 0,2 ($\pm 0,2$) N (Tag 14 und 4).

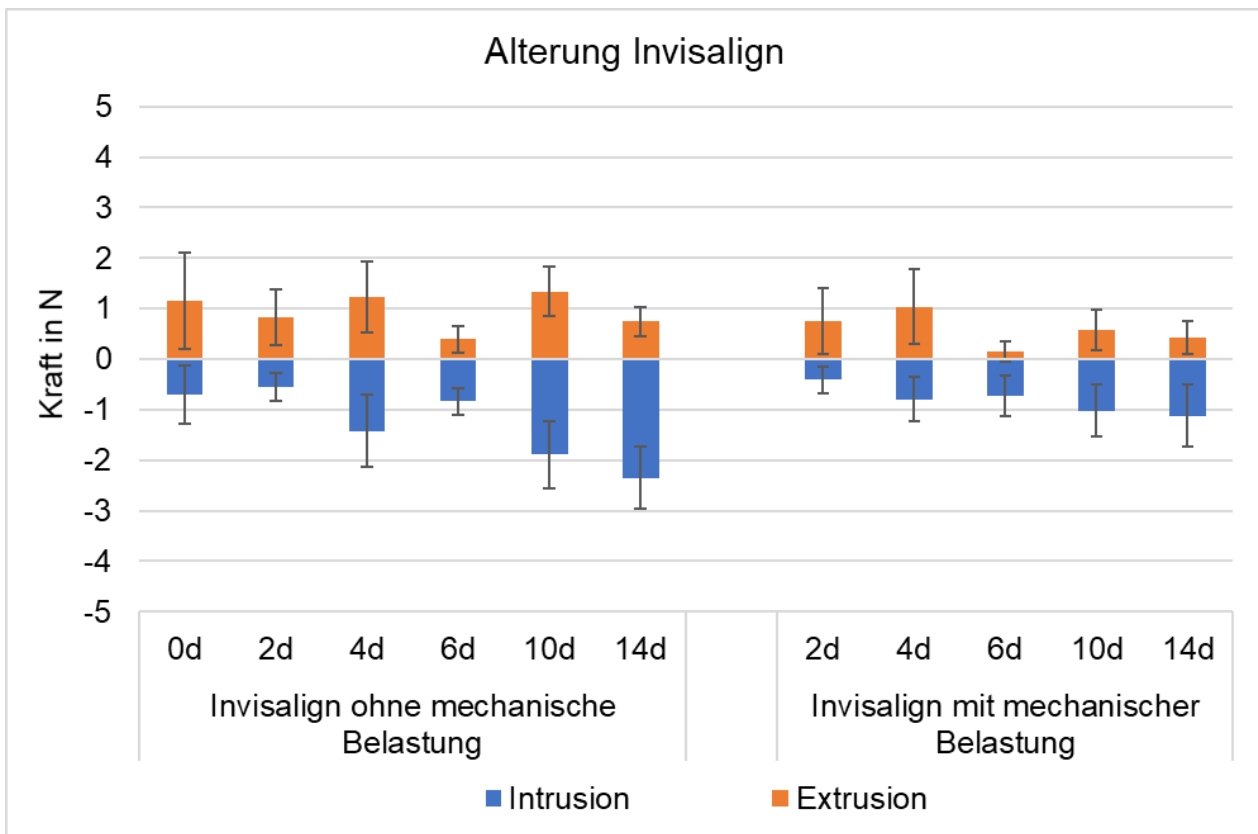


Abb. 11: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Invisalign® an Zahn 25: Die Mittelwerte der Kräfte verhielten sich in beide Richtungen und in beiden Gruppen (ohne/mit mechanischer Belastung) unregelmäßig über die Zeit; (N=5).

Bei Betrachtung aller Mittelwerte der vertikalen Kräfte fällt auf, dass keine Tendenzen mit zunehmender Alterung zu erkennen sind, da sich die Kräfte über die Zeit unregelmäßig verhielten (s. Abb. 9-13). Vergleicht man den Null-Wert mit Tag 2, stellt sich nach Bonferoni-Korrektur dar, dass nach reiner Thermozyklierung Essix® PLUS™ in der Intrusion und aus der Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung Essix ACE®, Duran®+ sowie Zendura™ in der Extrusion einen signifikanten Rückgang der Kraft zeigten (s. Anhang). Vergleicht man den Null-Wert mit Tag 14, stellt sich heraus, dass nur die Kräfte der Schienen aus der Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer

Vorbelastung signifikant reduziert waren und zwar: Essix ACE[®] in der Extrusion, Essix[®] PLUS[™] in der In- und Extrusion, Duran[®]+ in der In- und Extrusion, sowie Zendura[™] in der In- und Extrusion (s. Anhang). Somit zeigten insgesamt die Hälfte aller Proben aus der Gruppe mit mechanischer Belastung und eine von 20 Proben aus der Gruppe mit reiner Thermozyklierung einen signifikanten Unterschied zum Null-Wert auf (s. Anhang).

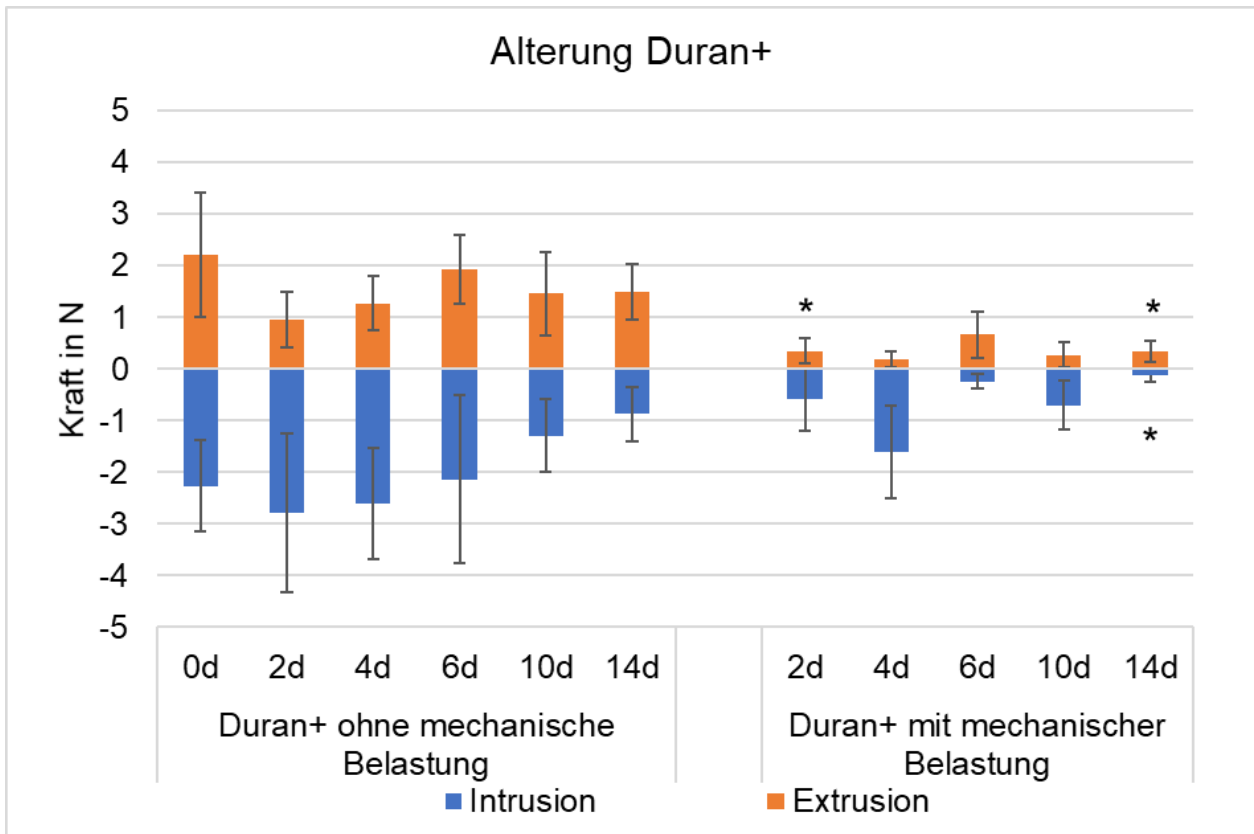


Abb. 12: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Duran[®]+ an Zahn 25: Mit Ausnahme der intrusiven Kräfte in der Gruppe ohne mechanische Belastung, die mit der Zeit abnahmen, verhielten sich die Kräfte in beiden Gruppen unregelmäßig. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Die Kräfte bei der In-/Extrusion nach Thermozyklierung und mechanischer Belastung waren, wenn man die Proben eines Materials des jeweils selben Untersuchungstages miteinander vergleicht, durchschnittlich geringer als die Kräfte nach reiner Alterung durch Thermozyklierung. Bei der Intrusion betrug der durchschnittliche Rückgang der Kraft durch die mechanische Belastung 55 %, bei der Extrusion durchschnittlich 73 %. Bei der Untersuchung auf Signifikanz stellte sich dar, dass beim Vergleich der Gruppen ohne

mechanische Belastung und mit mechanischer Belastung des jeweils selben Untersuchungstages und nach Bonferroni-Korrektur 11 von 50 p-Werte $<0,05$ waren (s. Anhang), was einem Anteil von 22 % entspricht.

Bei den vertikalen Kräften aller Schienenmaterialien fielen die hohen Standardabweichungen auf, welche hier überwiegend mehr als 20 % des Ausgangswertes betrugten. Besonders hervorstechend waren jene Standardabweichungen, die genauso groß oder größer als der Ausgangswert waren (z.B. Invisalign® mit mechanischer Belastung in der Extrusion an Tag 6, Duran®+ mit mechanischer Belastung in der Intrusion an Tag 2, Zendura™ mit mechanischer Belastung in der Extrusion an Tag 2). Die Gründe hierfür werden weiter unten diskutiert.

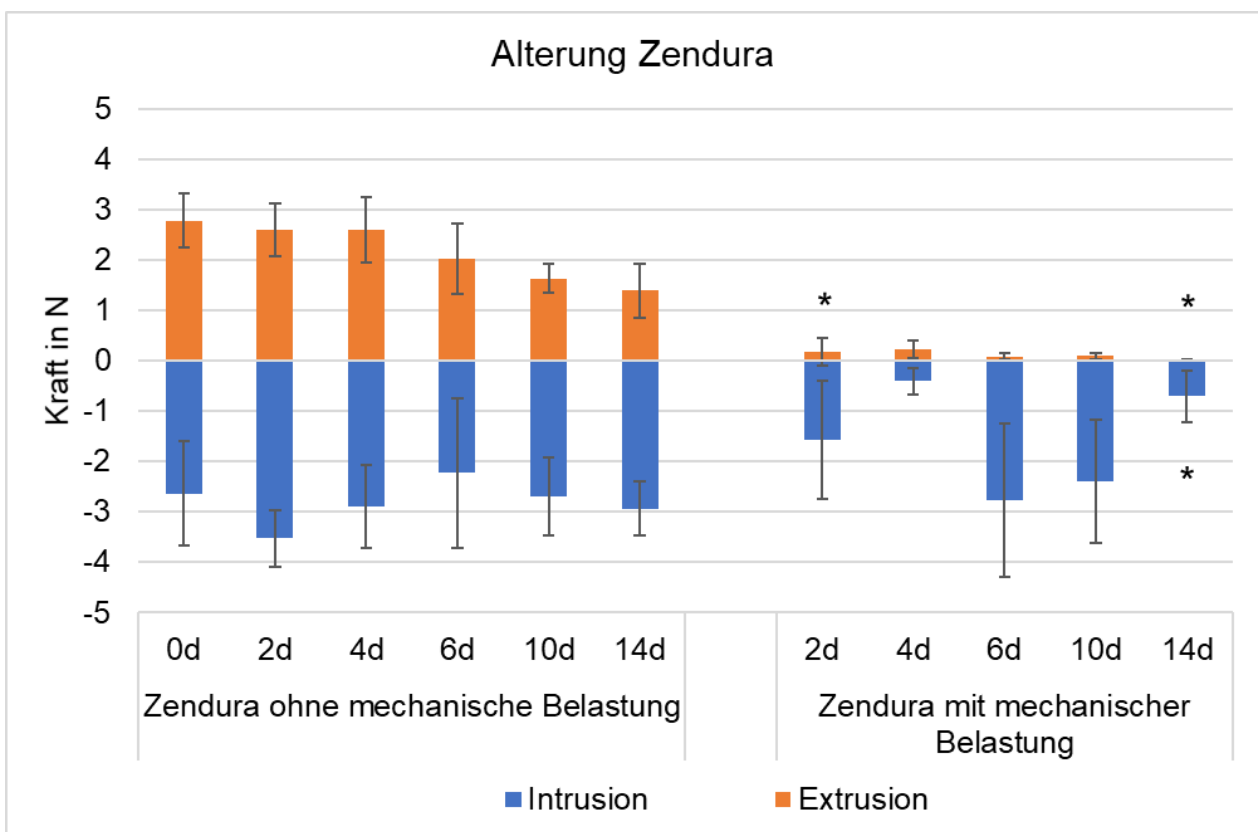


Abb. 13: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Zendura™ an Zahn 25: An den Schienen ohne mechanische Belastung ist über die Zeit eine Abnahme der extrusiven Kräfte erkennbar, bei der Intrusion sowie in der Gruppe mit mechanischer Belastung in beide Richtungen zeigte sich ein unregelmäßiges Verhalten der Mittelwerte der Kräfte über die Zeit. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

3.2 Oro-vestibuläre Kräfte

Für die Ermittlung der Kräfte während der oro-vestibulären Translation des Zahns 25 wurde die Messeinheit mit dem Zahn in der Z-Achse um $\pm 0,2$ mm in jeweils 0,01 mm-Schritten in beide Richtungen bewegt. In den Abbildungen 14-18 sind die Veränderungen der Mittelwerte der oro-vestibulären Kräfte in Newton (N; Y-Achse der Diagramme) der verschiedenen Schienenmaterialien über den Untersuchungszeitraum von 14 Tagen (X-Achse der Diagramme) in Form von gestapelten Balkendiagrammen dargestellt.

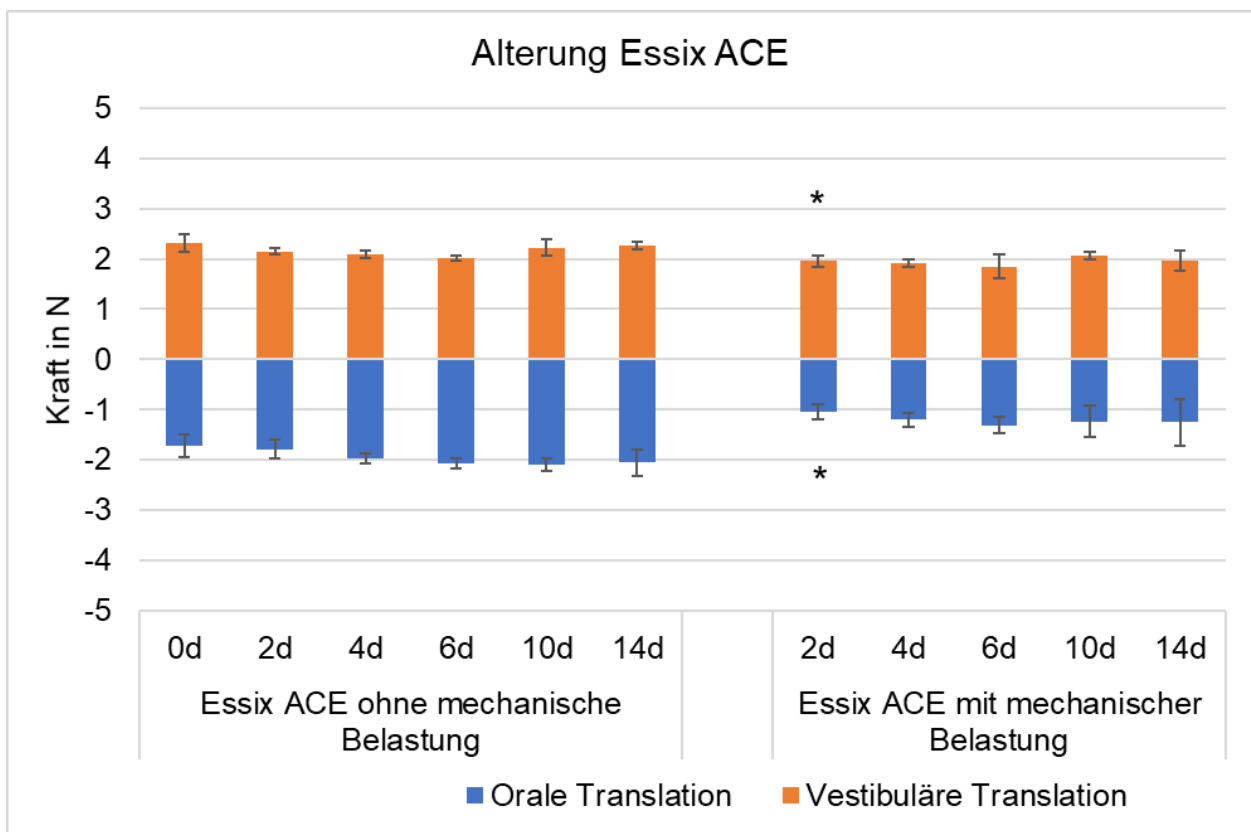


Abb. 14: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Essix ACE® an Zahn 25: Es sind keine eindeutigen Unterschiede der Kräfte über die Zeit erkennbar. Die oralen Kräfte der Schienen mit mechanischer Belastung fielen kleiner aus als die der Schienen ohne mechanische Belastung. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Weiterhin sind in jedem Diagramm die Mittelwerte der Schienen ohne mechanische Belastung und mit mechanischer Belastung gegenübergestellt. Abgebildet sind die Mittelwerte nach 0 (ohne thermische und mechanische Belastung), 2, 4, 6, 10 und 14 Tagen, was in den Diagrammen den Abkürzungen 0d, 2d, 4d, 6d, 10d und 14d entspricht. Die

blauen Balken repräsentieren die orale Translation, die orangenen die vestibuläre Translation. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d). Der Übersichtlichkeit halber werden ausschließlich signifikante Unterschiede an Tag 2 und 14 dargestellt. Andere Signifikanzen sind nicht im Diagramm abgebildet und können dem Kapitel 6 entnommen werden.

Wie bereits bei der In-/Extrusion fielen auch die oro-vestibulären Kräfte der Schienen mit und ohne Belastung asymmetrisch bezüglich ihrer Bewegungsrichtung aus (s. Abb. 14-18), wenn auch insgesamt geringfügiger als bei der In-/Extrusion. Die Mittelwerte der vestibulären Kräfte waren bei den Schienen ohne mechanische Belastung um durchschnittlich 29 % größer als die oralen Kräfte, bei den Schienen mit mechanischer Belastung durchschnittlich doppelt so groß.

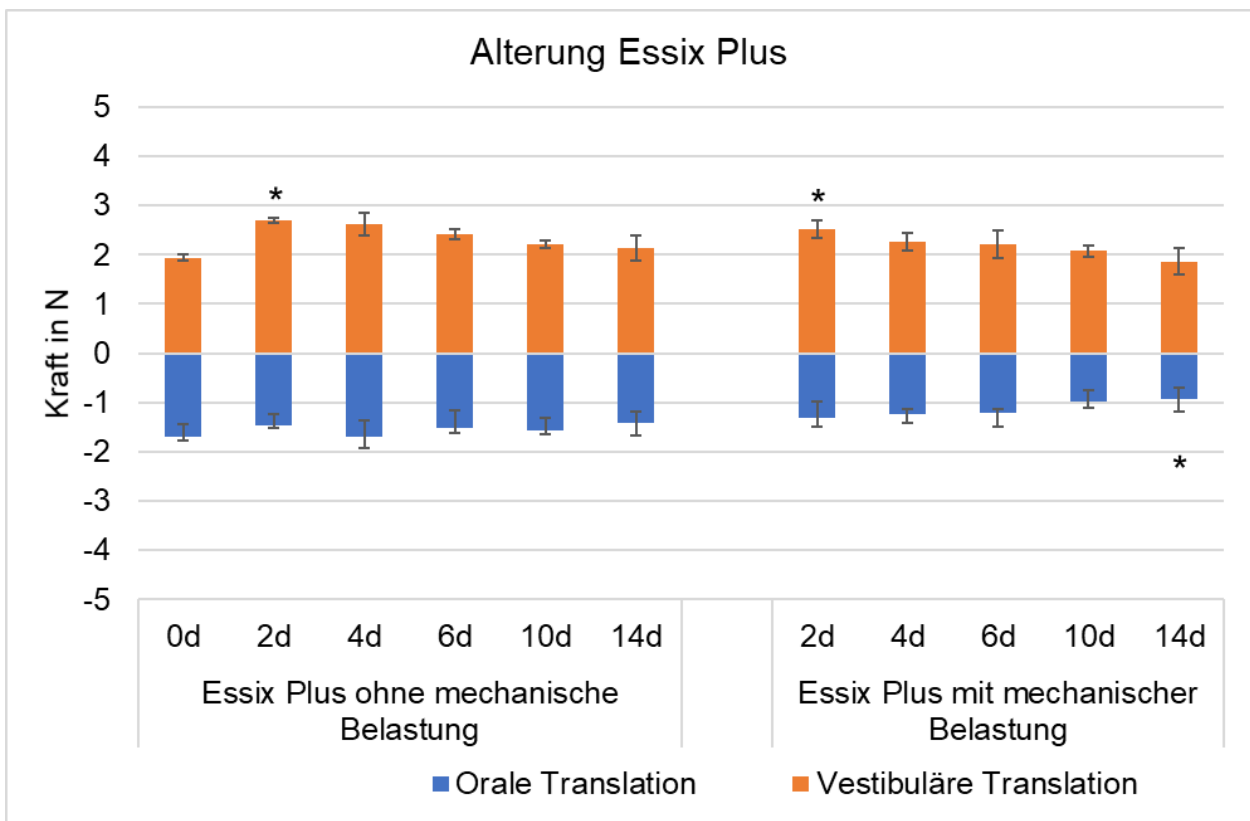


Abb. 15: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Essix[®] PLUS[™] an Zahn 25: Es ist eine leichte Abnahme der Kräfte über die Zeit erkennbar, außer bei den oralen Kräften der Schienen ohne mechanische Belastung. Die oralen Kräfte der Schienen verhielten sich nicht symmetrisch zu den vestibulären, denn sie fielen geringer aus. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Die Mittelwerte in der oralen Translation betragen über die zweiwöchige Messdauer ohne mechanische Vorbelastung bei Essix ACE[®] zwischen 1,8 ($\pm 0,2$) N und 2,1 ($\pm 0,1$) N (Tag 2 und 10), bei Essix[®] PLUS[™] zwischen 1,4 ($\pm 0,2$) N und 1,7 ($\pm 0,3$) N (Tag 14 und 4), bei Invisalign[®] zwischen 1,2 ($\pm 0,4$) N und 2,1 ($\pm 0,1$) N (Tag 6 und 10), bei Duran[®]+ zwischen 1,4 ($\pm 0,2$) N und 2,0 ($\pm 0,1$) N (Tag 10 und 6) und bei Zendura[™] zwischen 1,7 ($\pm 0,1$) N und 1,8 ($\pm 0,1$) N (Tag 6 und 14). In der vestibulären Translation betragen die Mittelwerte über die zweiwöchige Messdauer ohne mechanische Vorbelastung bei Essix ACE[®] zwischen 2,0 ($\pm 0,1$) N und 2,3 ($\pm 0,1$) N (Tag 6 und 14), bei Essix[®] PLUS[™] zwischen 2,1 ($\pm 0,3$) N und 2,7 ($\pm 0,1$) N (Tag 14 und 2), bei Invisalign[®] zwischen 1,6 ($\pm 0,2$) N und 2,0 ($\pm 0,1$) N (Tag 6 und 4), bei Duran[®]+ zwischen 2,0 ($\pm 0,1$) N und 2,7 ($\pm 0,2$) N (Tag 4 und 10) und bei Zendura[™] zwischen 2,2 ($\pm 0,2$) N und 2,5 ($\pm 0,2$) N (Tag 4 und 2).

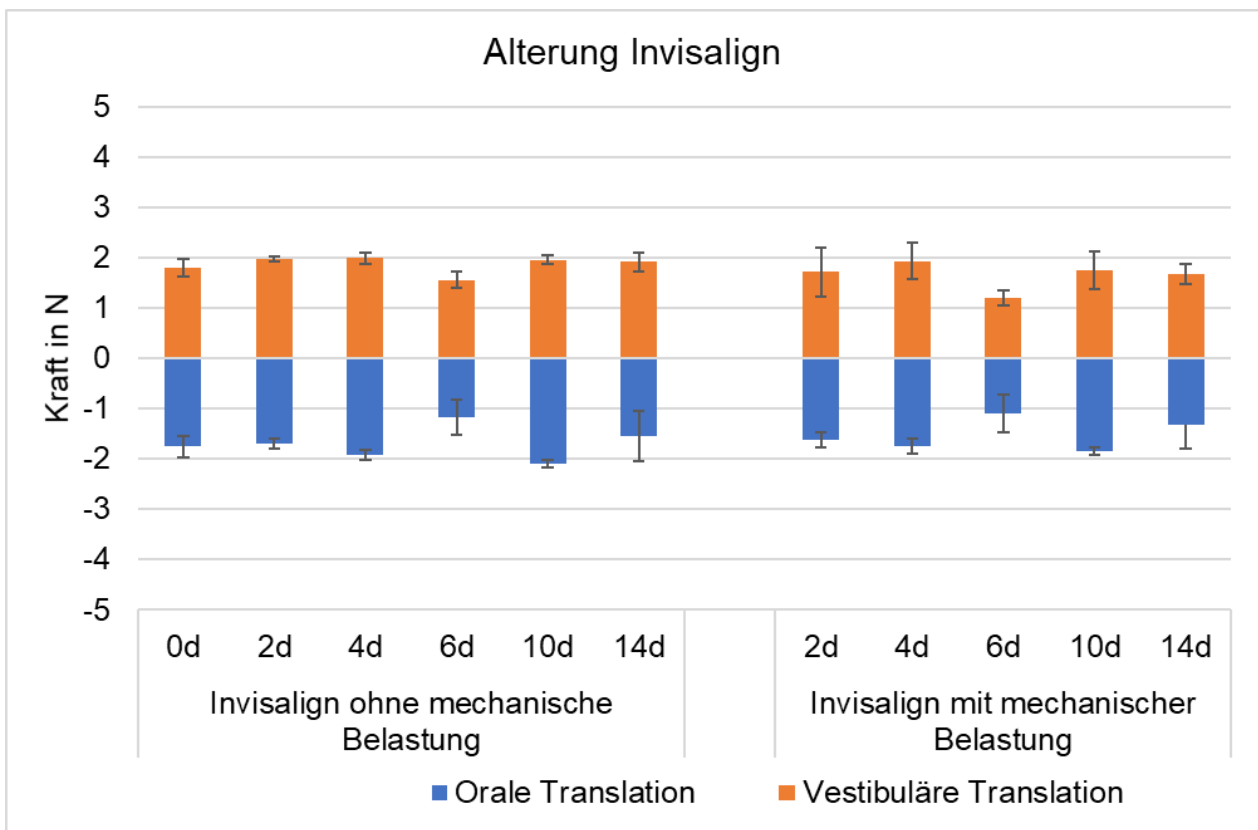


Abb. 16: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Invisalign[®] an Zahn 25: Die Kräfte verhielten sich in beide Richtungen und in beiden Gruppen unregelmäßig über die Zeit. Die Kräfte der Schienen ohne und mit mechanischer Belastung befanden sich in gleicher Größenordnung; (N=5).

Mit mechanischer Vorbelastung betragen die Mittelwerte in der oralen Translation über die zweiwöchige Messdauer bei Essix ACE[®] zwischen 1,1 ($\pm 0,2$) N und 1,3 ($\pm 0,2$) N (Tag 2 und 6), bei Essix[®] PLUS[™] zwischen 0,9 ($\pm 0,2$) N und 1,3 ($\pm 0,3$) N (Tag 14 und 2), bei Invisalign[®] zwischen 1,1 ($\pm 0,4$) N und 1,8 ($\pm 0,1$) N (Tag 6 und 10), bei Duran[®]+ zwischen 0,9 ($\pm 0,3$) Nmm und 1,1 ($\pm 0,4$) N (Tag 14 und 2) und bei Zendura[™] zwischen 0,3 ($\pm 0,1$) N und 1,4 ($\pm 0,2$) N (Tag 14 und 10). In der vestibulären Translation betragen die Mittelwerte über die zweiwöchige Messdauer mit mechanischer Vorbelastung bei Essix ACE[®] zwischen 1,8 ($\pm 0,2$) N und 2,1 ($\pm 0,1$) N (Tag 6 und 10), bei Essix[®] PLUS[™] zwischen 1,9 ($\pm 0,3$) N und 2,5 ($\pm 0,2$) N (Tag 14 und 2), bei Invisalign[®] zwischen 1,2 ($\pm 0,2$) N und 1,9 ($\pm 0,4$) N (Tag 6 und 4), bei Duran[®]+ zwischen 1,7 ($\pm 0,1$) N und 2,2 ($\pm 0,2$) N (Tag 4 und 14) und bei Zendura[™] zwischen 2,0 ($\pm 0,1$) N und 2,1 ($\pm 0,1$) N (Tag 10 und 6).

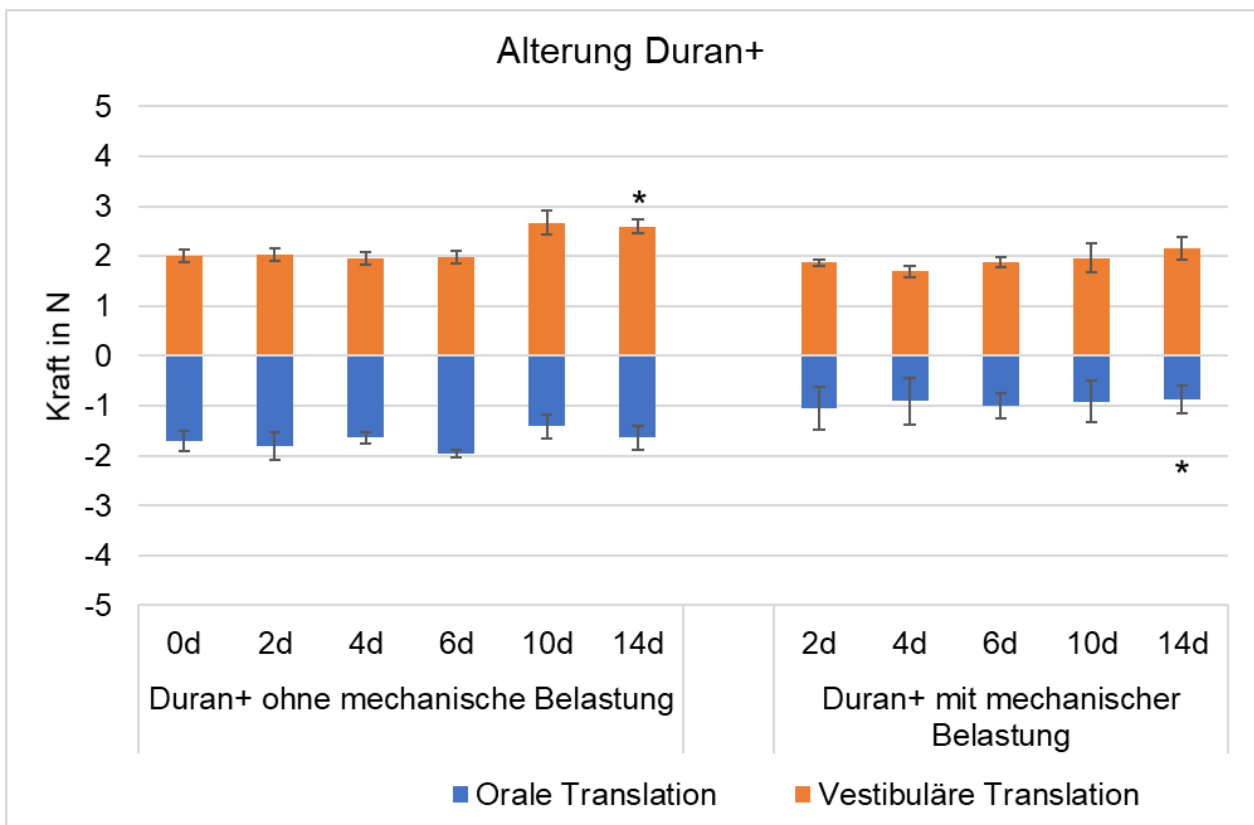


Abb. 17: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Duran[®]+ an Zahn 25: Die Kräfte lassen in beiden Gruppen (ohne mechanische Belastung/mit mechanischer Belastung) keine Tendenz über die Zeit erkennen. Zudem fielen die oralen Kräfte größtenteils geringer aus als die vestibulären. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Bei Betrachtung aller Mittelwerte der oro-vestibulären Kräfte fällt auf, dass keine Tendenzen mit zunehmender Alterung durch Thermozyklierung zu erkennen sind, da die Kräfte sich über die Zeit unregelmäßig verhielten (s. Abb. 14-18). Diese Schwankungen fielen hier geringer aus als bei der In-/Extrusion.

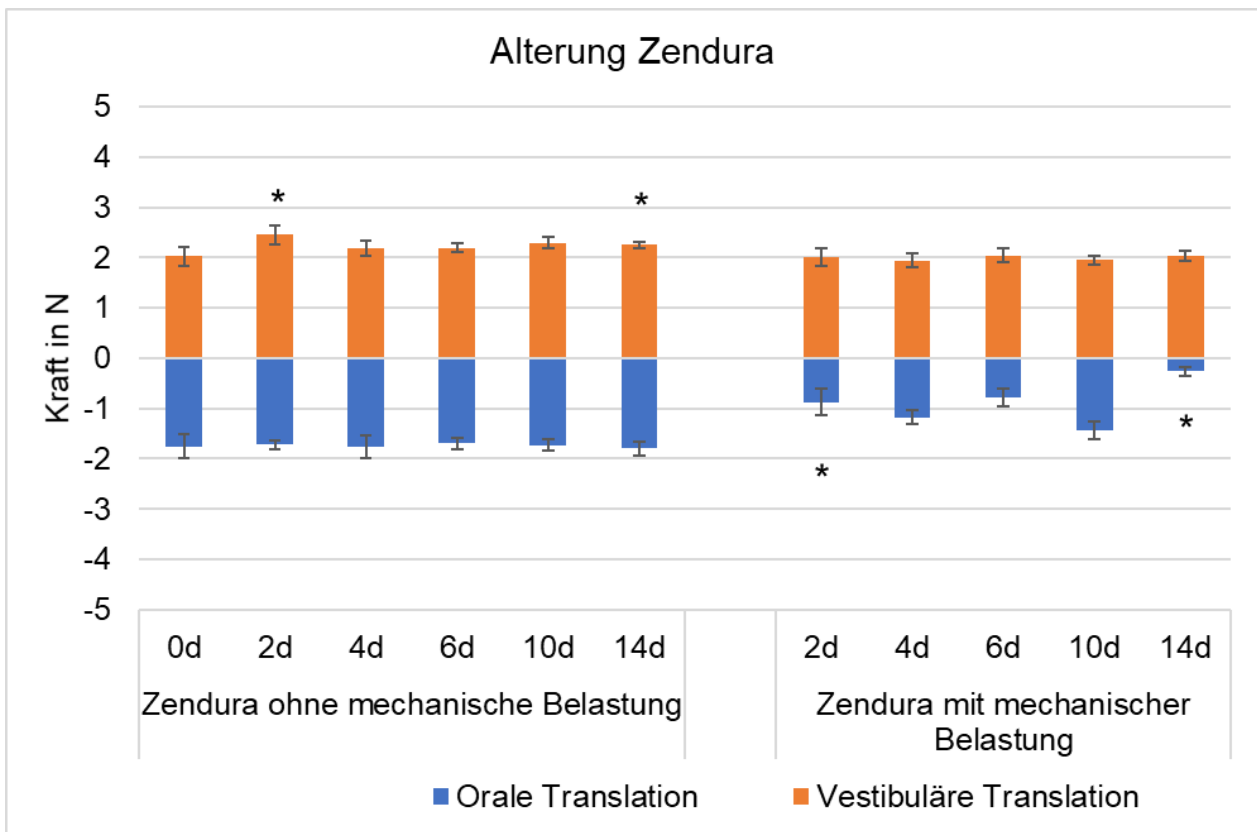


Abb. 18: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Zendura™ an Zahn 25: Die Kräfte waren mit Ausnahme der oralen Kräfte der Schienen mit mechanischer Belastung in beiden Gruppen relativ gleichbleibend über die Zeit. Zudem fielen die oralen Kräfte in beiden Gruppen geringer aus als die vestibulären. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Vergleicht man den Null-Wert mit Tag 2, stellt sich dar, dass nach reiner Thermozyklierung lediglich Essix® PLUS™ sowie Zendura™ in der vestibulären Translation und aus der Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung Essix ACE® in der oralen und vestibulären Translation, Essix® PLUS™ in der vestibulären Translation sowie Zendura™ in der oralen Translation einen signifikanten Rückgang der Kraft zeigten (s. Anhang). Vergleicht man den Null-Wert mit Tag 14, stellt sich heraus, dass nach reiner Thermozyklierung Duran®+ sowie Zendura™ in der vestibulären Translation und aus der

Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung Essix® PLUS™, Duran®+ und Zendura™ in der oralen Translation signifikant reduziert waren (s. Anhang). Somit zeigten insgesamt 35 % der Proben aus der Gruppe mit mechanischer Belastung und 20 % der Proben aus der Gruppe mit reiner Thermozyklierung einen signifikanten Unterschied zum Null-Wert (s. Anhang).

Die oro-vestibulären Kräfte der mechanisch belasteten Schienen fielen, wenn man die Proben eines Materials des jeweils selben Untersuchungstages miteinander vergleicht, durchschnittlich geringer aus als die der Schienen ohne mechanische Belastung (s. Abb. 14-18). Im Durchschnitt führte die mechanische Belastung zu einem Rückgang der Kräfte um 33 % bei der oralen Translation und um 11 % bei der vestibulären Translation. Bei der Untersuchung auf Signifikanz dieses Sachverhaltes stellt sich dar, dass beim Vergleich der Gruppen ohne mechanische Belastung und mit mechanischer Belastung des jeweils selben Untersuchungstages und nach Bonferroni-Korrektur 12 von 50 p-Werte $<0,05$ waren (s. Anhang), was einem Anteil von knapp einem Viertel aller Proben entspricht.

Die Standardabweichungen der Mittelwerte der oro-vestibulären Kräfte fielen im Vergleich zu den Standardabweichungen in der In-/Extrusion geringer aus, durchschnittlich lagen sie bei unter 20 % ihres Ausgangswertes. Ausnahmen bildeten die Schienen mit mechanischer Belastung in der oralen Translation von Duran®+ (Standardabweichung von durchschnittlich 39 %) und Zendura™ (Standardabweichung von durchschnittlich 22 %). Mögliche Ursachen hierfür werden weiter unten diskutiert.

3.3 Rotative Drehmomente

Für die Ermittlung der Drehmomente während der Rotation des Zahns 25 um seine Längsachse wurde die Messeinheit mit dem Zahn um die X-Achse um $\pm 2^\circ$ in $0,1^\circ$ -Schritten in beide Richtungen rotiert. In den Abbildungen 19-23 sind die Veränderungen der Mittelwerte der Drehmomente in Newtonmillimetern (Nmm; Y-Achse der Diagramme) der verschiedenen Schienenmaterialien über den Untersuchungszeitraum von 14 Tagen (X-Achse der Diagramme) in Form von gestapelten Balkendiagrammen dargestellt. Weiterhin sind in jedem Diagramm die Mittelwerte der Schienen ohne mechanische Belastung und mit mechanischer Belastung gegenübergestellt. Abgebildet sind die Mittelwerte nach 0 (ohne thermische und mechanische Belastung), 2, 4, 6, 10 und 14 Tagen, was in den Diagrammen den Abkürzungen 0d, 2d, 4d, 6d, 10d und 14d entspricht. Die blauen Balken

repräsentieren die Distalrotation, die orangenen die Mesialrotation. Durch das sternförmige Symbol (*) ist ein signifikanter Unterschied zu Tag 0 (0d) markiert. Der Übersichtlichkeit halber werden nur vorhandene Signifikanzen an Tag 2 und 14 dargestellt. Andere signifikante Unterschiede sind nicht im Diagramm abgebildet und können dem Kapitel 6 entnommen werden.

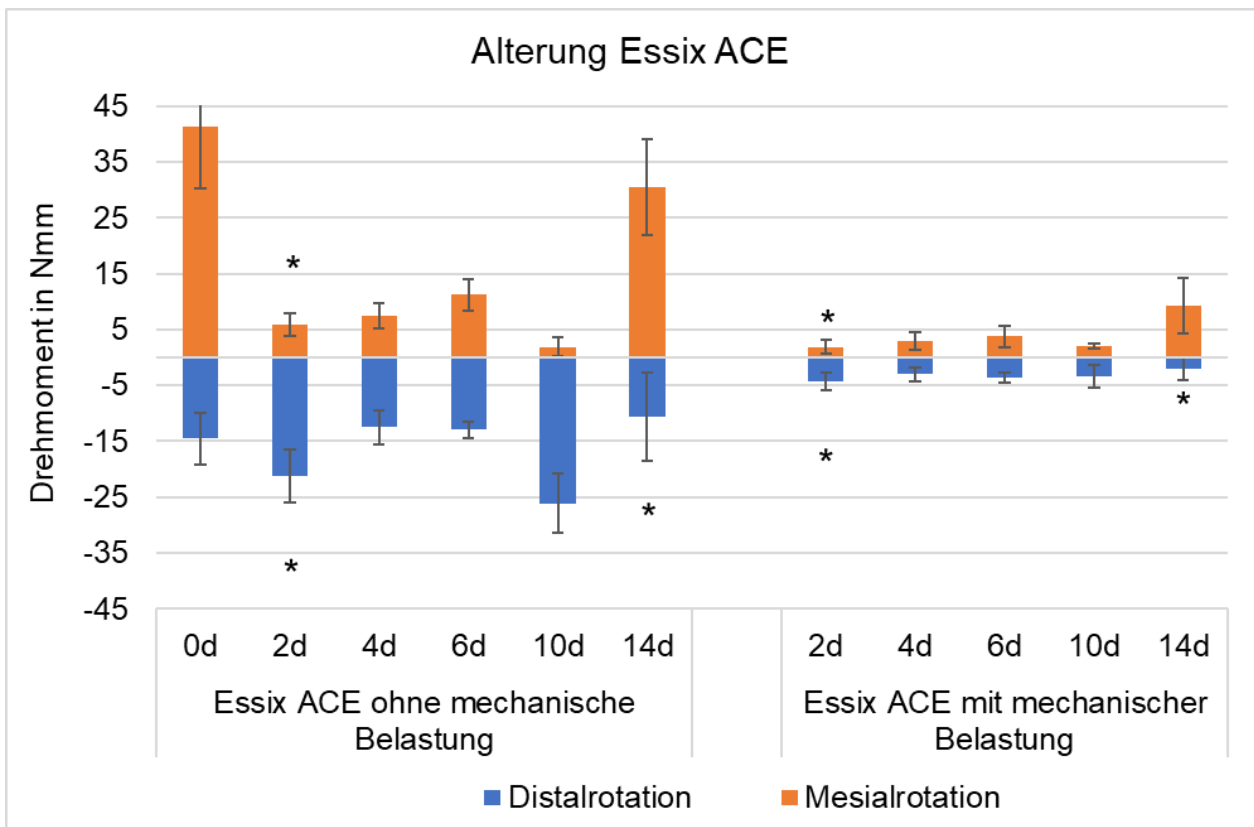


Abb. 19: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Essix ACE® bei Rotation von Zahn 25: Mit Ausnahme von Tag 10 ist bei der Distalrotation ein Rückgang des Drehmoments erkennbar, bei der Mesialrotation hingegen eine Zunahme mit der Zeit. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Sowohl die Schienen ohne mechanische Belastung als auch die mit mechanischer Belastung aller Materialien zeigten eine asymmetrische Ausprägung des Drehmoments bezüglich der Bewegungsrichtung, wobei die Distalrotation im Durchschnitt bei den Schienen ohne mechanische Belastung viermal größer und bei den Schienen mit mechanischer Belastung knapp dreimal größer ausfiel als die Mesialrotation (s. Abb. 19-23).

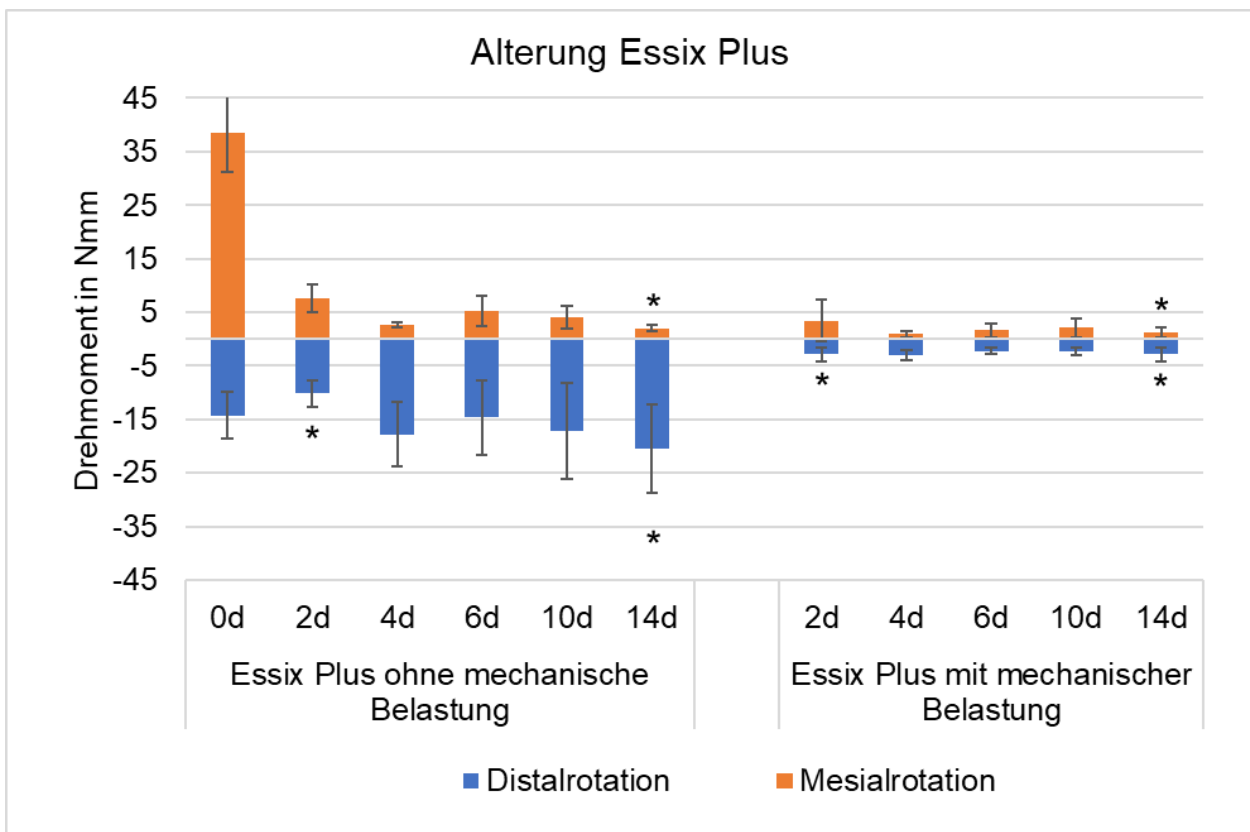


Abb. 20: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Essix® PLUS™ bei Rotation von Zahn 25: Die Schienen ohne mechanische Belastung erfuhren eine Zunahme des Drehmoments in der Distalrotation über die Zeit, in der Mesialrotation jedoch eine Abnahme. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Die Mittelwerte in der Distalrotation betragen über die zweiwöchige Messdauer ohne mechanische Vorbelastung bei Essix ACE® zwischen 10,7 ($\pm 7,9$) Nmm und 26,2 ($\pm 5,3$) Nmm (Tag 14 und 10), bei Essix® PLUS™ zwischen 10,1 ($\pm 2,5$) Nmm und 20,5 ($\pm 8,3$) Nmm (Tag 2 und 14), bei Invisalign® zwischen 3,8 ($\pm 1,7$) Nmm und 15,6 ($\pm 2,4$) Nmm (Tag 6 und 10), bei Duran®+ zwischen 12,1 ($\pm 1,9$) Nmm und 22,2 ($\pm 8,0$) Nmm (Tag 14 und 4) und bei Zendura™ zwischen 15,0 ($\pm 2,0$) Nmm und 26,9 ($\pm 4,5$) Nmm (Tag 14 und 4). In der Mesialrotation betragen die Mittelwerte über die zweiwöchige Messdauer ohne mechanische Vorbelastung bei Essix ACE® zwischen 1,8 ($\pm 1,7$) Nmm und 30,4 ($\pm 8,6$) Nmm (Tag 10 und 14), bei Essix® PLUS™ zwischen 2,0 ($\pm 0,6$) Nmm und 7,6 ($\pm 2,6$) Nmm (Tag 14 und 2), bei Invisalign® zwischen 0,5 ($\pm 0,5$) Nmm und 1,5 ($\pm 0,5$) Nmm (Tag 6 und 14), bei Duran®+ zwischen 2,5 ($\pm 2,4$) Nmm und 6,9 ($\pm 3,0$) Nmm (Tag 4 und 14) und bei Zendura™ zwischen 5,6 ($\pm 3,2$) Nmm und 24,8 ($\pm 2,5$) Nmm (Tag 4 und 2).

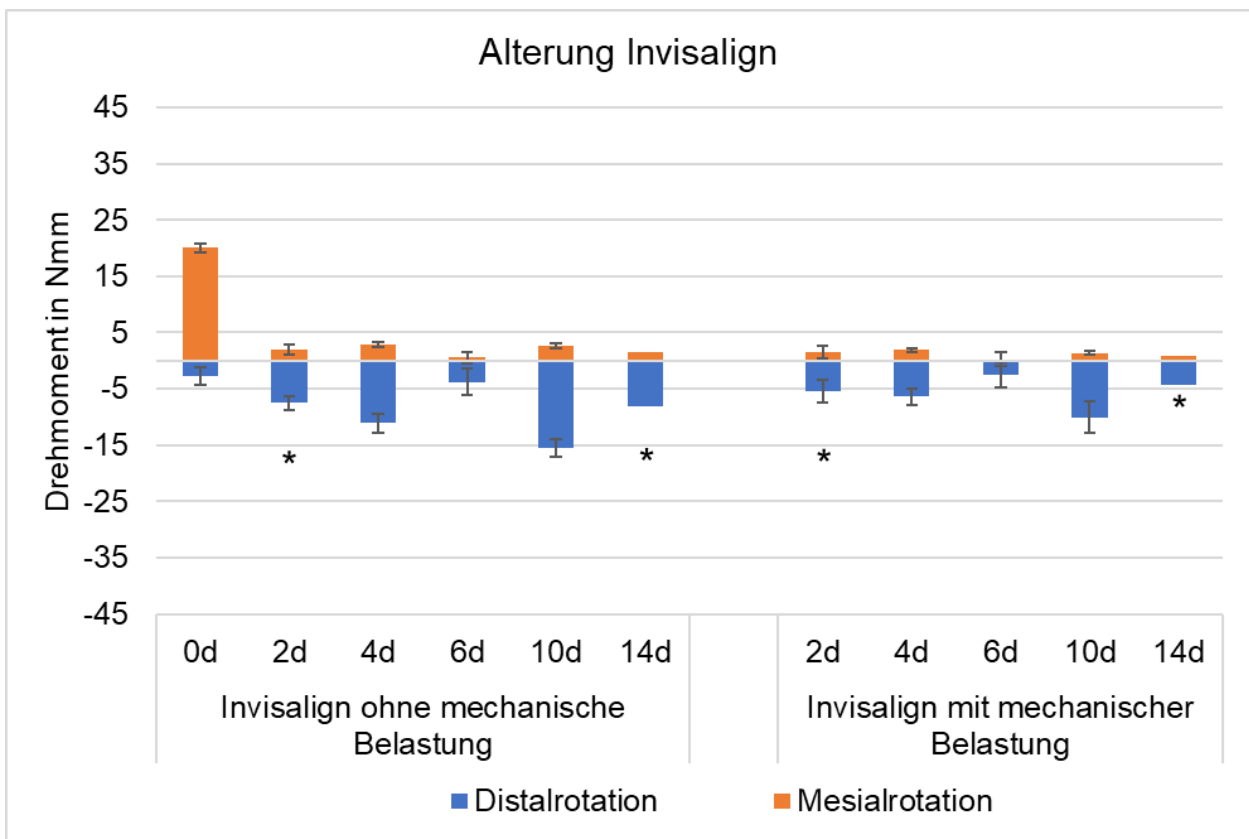


Abb. 21: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Invisalign® bei Rotation von Zahn 25: Sowohl die Schienen ohne mechanische Belastung als auch die mit mechanischer Belastung zeigten eine deutliche asymmetrische Ausprägung des Drehmoments bezüglich der Bewegungsrichtung; (N=5).

Mit mechanischer Vorbelastung betrugen die Mittelwerte in der Distalrotation über die zweiwöchige Messdauer bei Essix ACE® zwischen 2,0 ($\pm 2,1$) Nmm und 4,3 ($\pm 1,5$) Nmm (Tag 14 und 2), bei Essix® PLUS™ zwischen 2,3 ($\pm 0,6$) Nmm und 3,0 ($\pm 0,9$) Nmm (Tag 6 und 4), bei Invisalign® zwischen 2,5 ($\pm 1,5$) Nmm und 10,0 ($\pm 2,2$) Nmm (Tag 6 und 10), bei Duran®+ zwischen 1,9 ($\pm 0,8$) Nmm und 5,0 ($\pm 3,4$) Nmm (Tag 14 und 4) und bei Zendura™ zwischen 1,9 ($\pm 1,9$) Nmm und 10,9 ($\pm 3,8$) Nmm (Tag 6 und 10). In der Mesialrotation betrugen die Mittelwerte über die zweiwöchige Messdauer mit mechanischer Vorbelastung bei Essix ACE® zwischen 1,9 ($\pm 1,2$) Nmm und 9,2 ($\pm 5,0$) Nmm (Tag 2 und 14), bei Essix® PLUS™ zwischen 0,9 ($\pm 0,6$) Nmm und 3,4 ($\pm 3,9$) Nmm (Tag 4 und 2), bei Invisalign® zwischen 0,2 ($\pm 0,4$) Nmm und 1,9 ($\pm 1,1$) Nmm (Tag 6 und 4), bei Duran®+ zwischen 0,7 ($\pm 0,4$) Nmm und 2,2 ($\pm 0,7$) Nmm (Tag 4 und 6) und bei Zendura™ zwischen 1,0 ($\pm 1,0$) Nmm und 4,3 ($\pm 2,7$) Nmm (Tag 4 und 2).

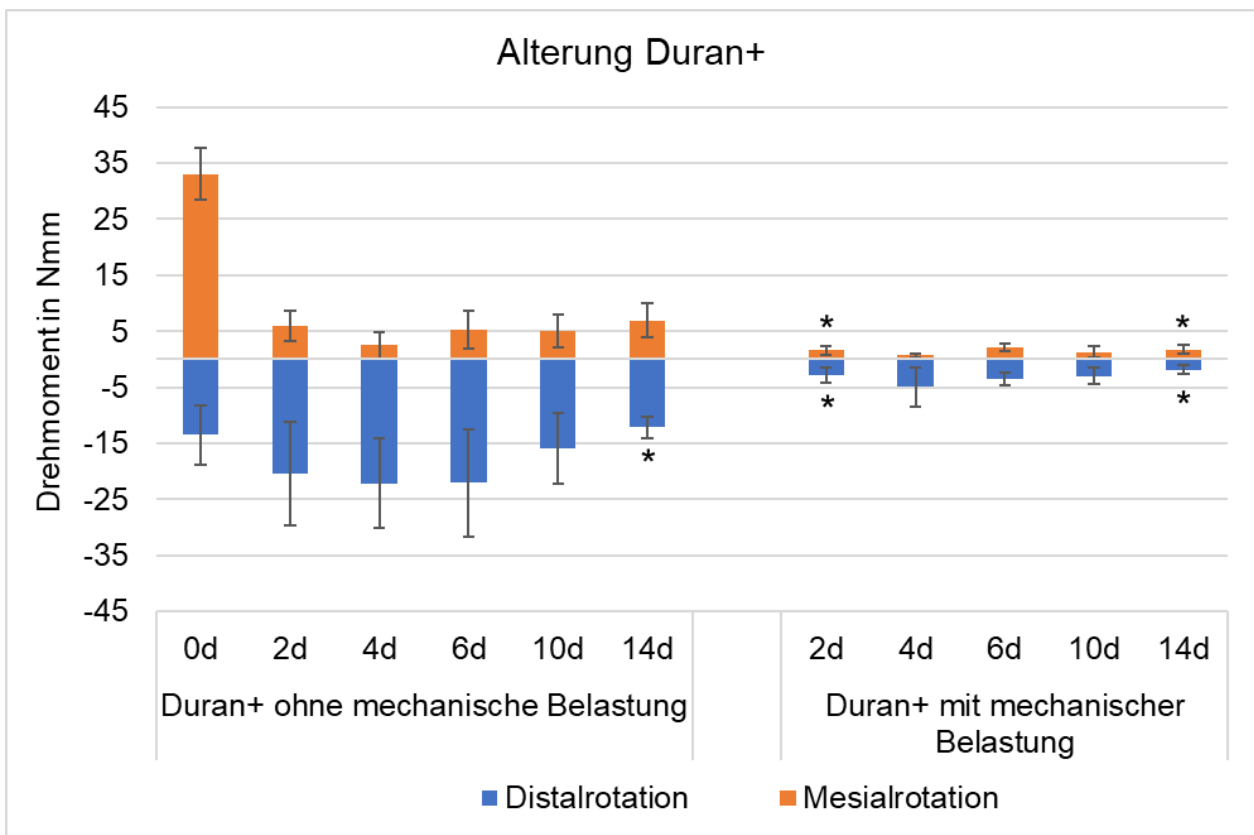


Abb. 22: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Duran[®]+ bei Rotation von Zahn 25: Die Mittelwerte in beiden Gruppen (ohne/mit mechanischer Belastung) und in beide Richtungen verhielten sich inkonsistent über die Zeit. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Die Mittelwerte der Drehmomente aller Materialien verhielten sich in beiden Richtungen uneinheitlich über die Zeit mit abwechselnder Zunahme und anschließender Abnahme der Drehmomente (s. Abb. 19-23) ohne erkennbaren Zusammenhang zur Alterung. Vergleicht man den Null-Wert mit Tag 2, stellt sich dar, dass nach reiner Thermozyklierung Essix ACE[®] in der Distal- und Mesialrotation, Essix[®] PLUS[™] und Invisalign[®] in der Distalrotation, Zendura[™] in der Distal- und Mesialrotation und aus der Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung Essix ACE[®] in der Distal- und Mesialrotation, Essix[®] PLUS[™] und Invisalign[®] in der Distalrotation sowie Duran[®]+ und Zendura[™] in der Distal- und Mesialrotation einen signifikanten Rückgang der Kraft zeigten (s. Anhang). Vergleicht man den Null-Wert mit Tag 14, zeigt sich, dass nach reiner Thermozyklierung Essix ACE[®] in der Distalrotation, Essix[®] PLUS[™] in der Distal- und Mesialrotation, Invisalign[®] und Duran[®]+ in der Distalrotation, Zendura[™] in der Distalrotation und aus der Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung Essix ACE[®] in der Distalrotation,

Essix® PLUS™ in der Distal- und Mesialrotation, Invisalign® in der Distalrotation sowie Duran®+ und Zendura™ in der Distal- und Mesialrotation signifikant reduziert waren (s. Anhang). Somit zeigten insgesamt 80 % der Proben aus der Gruppe mit mechanischer Belastung und 60 % der Proben aus der Gruppe mit reiner Thermozyklierung einen signifikanten Unterschied zum Null-Wert (s. Anhang).

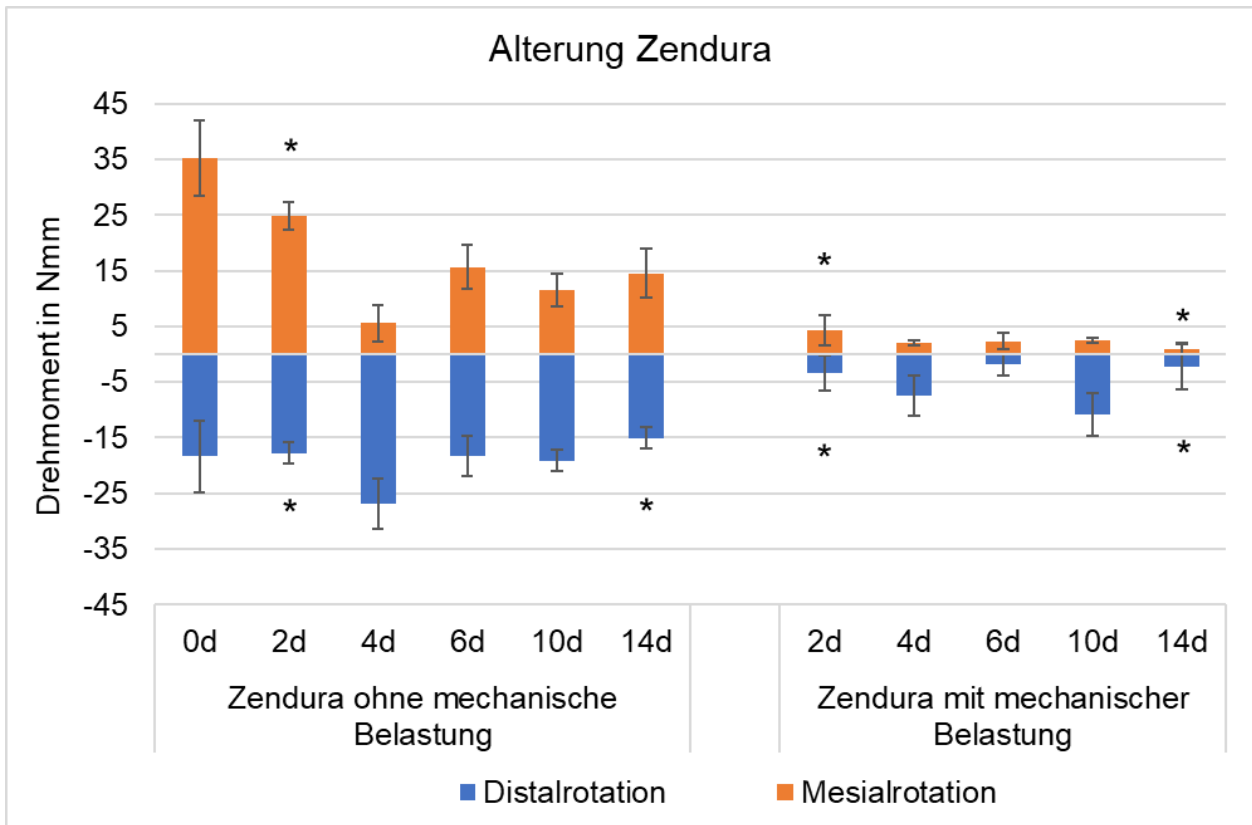


Abb. 23: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Zendura™ bei Rotation von Zahn 25: Die Mittelwerte in beiden Gruppen (ohne/mit mechanischer Belastung) verhielten sich unregelmäßig über die Zeit. Auch der Richtungsvergleich zeigt wieder eine asymmetrische Verteilung der Drehmomente. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zu Tag 0 (0d); (N=5).

Die Drehmomente nach Thermozyklierung und mechanischer Belastung waren beim Vergleich der Proben des jeweils selben Untersuchungstages eines Materials durchschnittlich geringer als die Drehmomente nach reiner Alterung durch Thermozyklierung (s. Abb. 19-23). Im Durchschnitt führte die mechanische Belastung zu einem Rückgang um 71 % des Drehmoments bei der Distalrotation und einem Rückgang um 60 % bei der Mesialrotation. Bei der Untersuchung auf Signifikanz stellt sich dar, dass beim Vergleich der

Gruppen ohne mechanische Belastung und mit mechanischer Belastung des jeweils selben Untersuchungstages und nach Bonferroni-Korrektur insgesamt 16 von 50 p-Werten $<0,05$ waren (s. Anhang), was einem Anteil von etwa einem Drittel entspricht.

Besonders auffällig waren die insgesamt hohen Standardabweichungen der Mittelwerte der Drehmomente aller Materialien, welche überwiegend mehr als 20 % des Ausgangswertes betrug. Vereinzelt waren die Standardabweichungen genauso hoch wie ihr Ausgangswert oder höher (z.B. Essix ACE[®] mit mechanischer Belastung in der Distalrotation an Tag 14, Essix[®] PLUS[™] mit mechanischer Belastung in der Mesialrotation an Tag 2, Duran[®]+ ohne mechanische Belastung in der Mesialrotation an Tag 4; s. Abb. 19-23).

3.4 Vergleich der Lagerungsmedien

Der Vergleich zwischen den beiden Lagerungsmedien zeigt, dass sich die vertikalen Kräfte (s. Abb. 24) der in destilliertem Wasser gelagerten und der in Kunstspeichel gelagerten Schienen in ähnlicher Größenordnung befanden und somit nicht signifikant voneinander unterschieden. Nach Bonferroni-Korrektur lag lediglich einer von zehn p-Werten unter 0,05 (s. Abb. 24 und Kapitel 6). Bei der Intrusion betrug die Mittelwerte der in destilliertem Wasser gelagerten Schienen zwischen 2,6 ($\pm 1,0$) N und 3,8 ($\pm 1,2$) N, die Mittelwerte der in Kunstspeichel gelagerten Schienen zwischen 2,2 ($\pm 0,6$) N und 4,6 ($\pm 0,7$) N. In der Extrusion lagen die Mittelwerte der in destilliertem Wasser gelagerten Schienen zwischen 1,4 ($\pm 0,8$) N und 4,6 ($\pm 6,3$) N, die Mittelwerte der in Kunstspeichel gelagerten Schienen zwischen 1,6 ($\pm 0,6$) N und 2,2 ($\pm 0,4$) N.

Auch ein Vergleich zwischen den beiden Lagerungsmedien in der oro-vestibulären Richtung (s. Abb. 25 und Kapitel 6) zeigt auf, dass sich die Mittelwerte der Kräfte der in destilliertem Wasser und der in Kunstspeichel gelagerten Schienen in ähnlicher Größenordnung befanden und somit keinen signifikanten Unterschied aufwiesen. Nach Bonferroni-Korrektur lag ebenfalls nur einer von zehn p-Werten unter 0,05 (s. Abb. 26 und Kapitel 6). In der oralen Translation betrug die Mittelwerte der in destilliertem Wasser gelagerten Schienen zwischen 1,3 ($\pm 0,4$) N und 1,9 ($\pm 0,1$) N, die Mittelwerte der in Kunstspeichel gelagerten Schienen zwischen 1,7 ($\pm 0,1$) N und 2,0 ($\pm 0,1$) N. In der vestibulären Translation lagen die Mittelwerte der in destilliertem Wasser gelagerten Schienen zwischen 2,1 ($\pm 0,1$) N und 2,4 ($\pm 0,1$) N, die Mittelwerte der in Kunstspeichel gelagerten Schienen zwischen 2,1 ($\pm 0,2$) N und 2,5 ($\pm 0,1$) N.

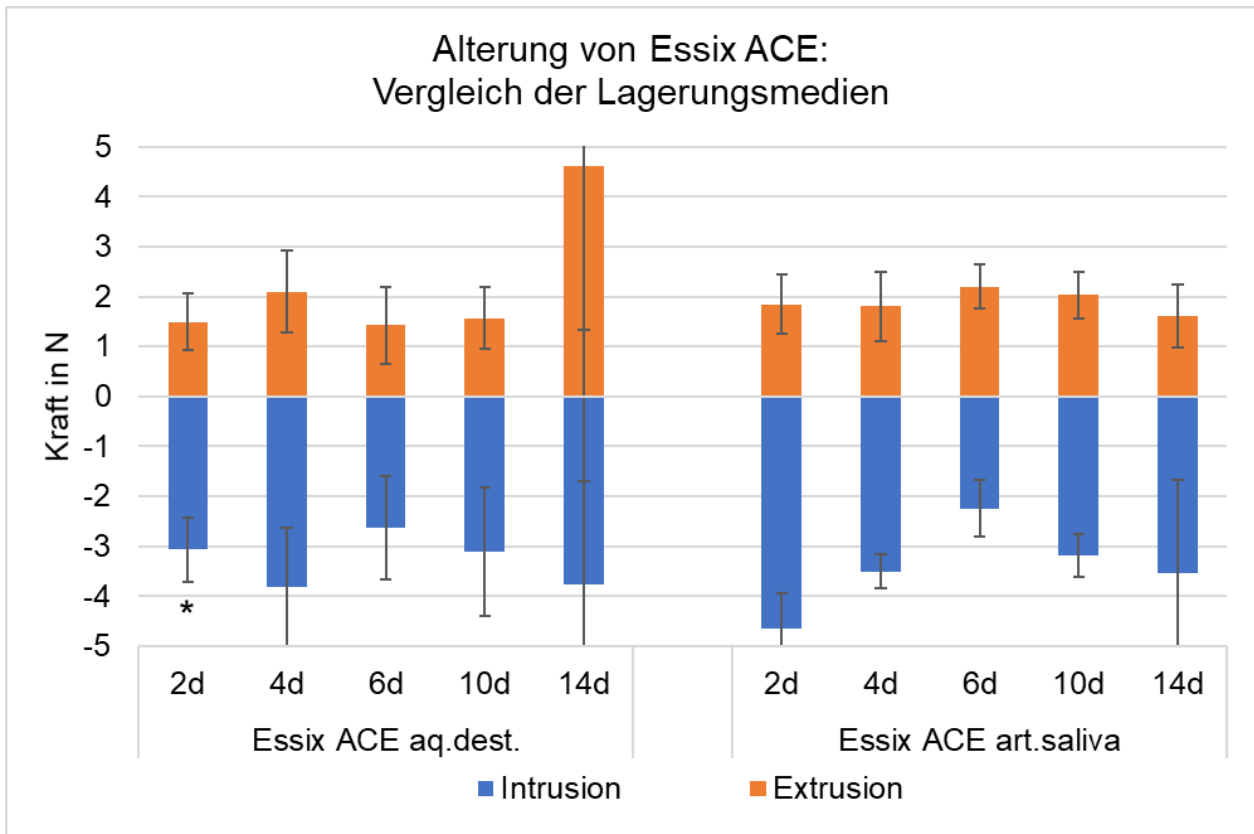


Abb. 24: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte an Zahn 25 von Essix ACE® nach Lagerung in destilliertem Wasser verglichen mit der Lagerung in Kunstspeichel: Die Kräfte verhielten sich unregelmäßig über die Zeit. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zur Lagerung in Kunstspeichel am selben Versuchstag; (N=5).

Zuletzt zeigt der Vergleich zwischen den beiden Lagerungsmedien auch in der Rotation (s. Abb. 26), dass die Drehmomente der in destilliertem Wasser und der in Kunstspeichel gelagerten Schienen in ähnlicher Größenordnung lagen. Nach Bonferroni-Korrektur waren zwei von zehn p-Werten unter 0,05 (s. Abb. 26 und Kapitel 6). In der Distalrotation betrugen die Mittelwerte der in destilliertem Wasser gelagerten Schienen zwischen 8,1 ($\pm 4,1$) Nmm und 26,0 ($\pm 6,6$) Nmm, die Mittelwerte der in Kunstspeichel gelagerten Schienen zwischen 15,0 ($\pm 5,1$) und 20,3 ($\pm 4,6$) Nmm. In der Mesialrotation lagen die Mittelwerte der in destilliertem Wasser gelagerten Schienen zwischen 2,0 ($\pm 2,3$) Nmm und 16,1 ($\pm 6,9$), die Mittelwerte der in Kunstspeichel gelagerten Schienen zwischen 8,7 ($\pm 3,3$) Nmm und 15,5 ($\pm 4,8$) Nmm.

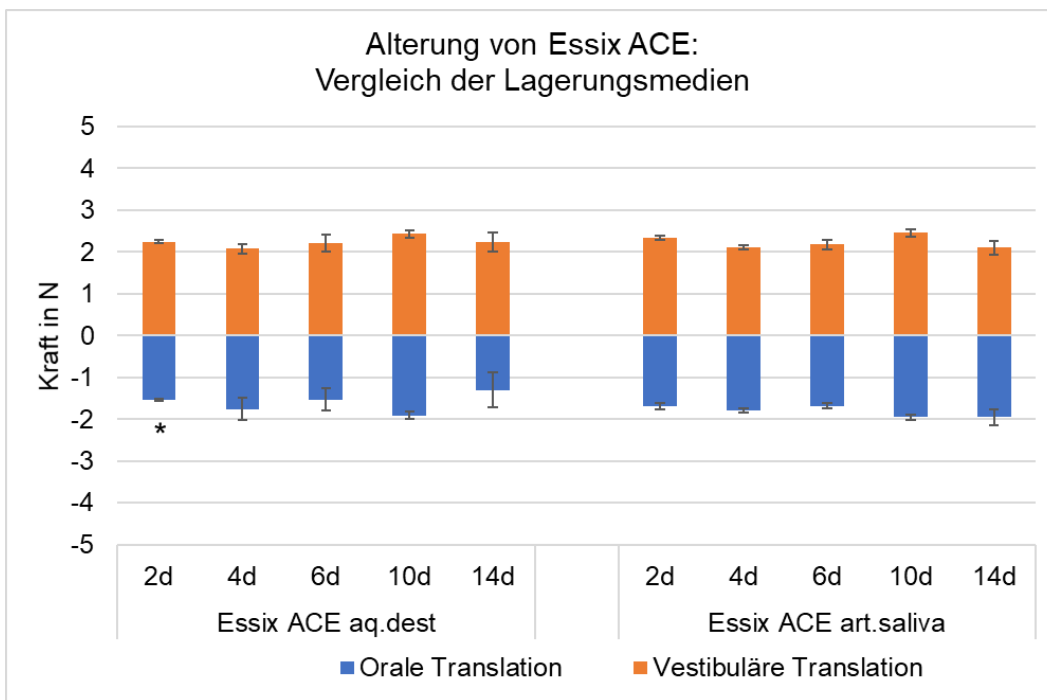


Abb. 25: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte an Zahn 25 von Essix ACE® nach Lagerung in destilliertem Wasser verglichen mit der Lagerung in Kunstspeichel. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zur Lagerung in Kunstspeichel am selben Versuchstag; (N=5).

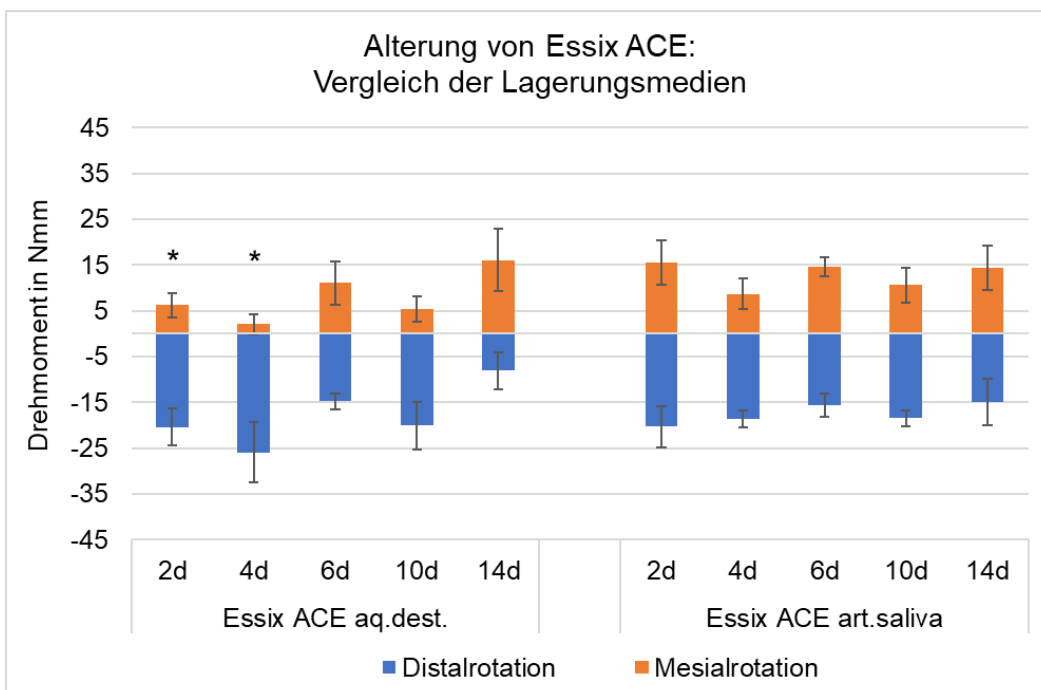


Abb. 26: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Essix ACE® nach Lagerung in destilliertem Wasser verglichen mit der Lagerung in Kunstspeichel bei Rotation des Zahns 25. Das sternförmige Symbol (*) markiert einen signifikanten Unterschied zur Lagerung in Kunstspeichel am selben Versuchstag; (N=5).

4. Diskussion

4.1 Diskussion der Fragestellung

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss künstlicher Alterung auf die Materialeigenschaften kieferorthopädischer Korrekturschienen untersucht. Seit Markteinführung ist die Nachfrage nach Alignern in der kieferorthopädischen Therapie stetig gestiegen, unter anderem aufgrund zunehmender ästhetischer Ansprüche vor allem erwachsener Patienten (Gao und Wichelhaus, 2017; Lombardo et al., 2017a; Sheridan, 2004).

Die Ursprünge der Aligner-Therapie gehen zurück auf den Positioner von Kesling, welcher zu kleinen Zahnfehlstellungskorrekturen in der Finishing-Phase und zur anschließenden Retention verwendet wurde (Gebhart, 2006). Seither hat sich der Indikationsbereich thermoplastischer Schienen jedoch unter anderem um die aktive Zahnstellungskorrektur erweitert. Als aktive kieferorthopädische Apparatur sollten sie grundsätzlich die Eigenschaft der gleichmäßigen Kraftausübung über die Zeit erfüllen (Kwon et al., 2008; Zhang et al., 2011). Intraoral sind die Schienen jedoch verschiedenen Belastungen ausgesetzt, die abhängig vom Materialtyp Einfluss auf ihre mechanischen Eigenschaften und somit auch ihre Wirksamkeit haben können (Gould et al., 2009; Ryokawa et al., 2006). Zu den mechanischen Belastungen im Mund gehören kurzzeitig das Einsetzen und Ausgliedern der Schiene sowie auf Dauer der Zahnkontakt (Lombardo et al., 2017b; Zhang et al., 2011). Zu weiteren Umgebungsbedingungen, die die mechanischen Eigenschaften der Schienen intraoral beeinflussen können, gehören die Wasserabsorption sowie Temperaturveränderungen (Ryokawa et al., 2006). Wie in der Einleitung erwähnt, führen beide dieser Einflüsse zu einer Abnahme der Eigenspannung innerhalb der Schienen mit der Zeit, bei 37 °C schneller als bei Raumtemperatur (Fang et al., 2013). Daher besitzt die Untersuchung des Einflusses künstlicher Alterung auf kieferorthopädische Korrekturschienen klinische Relevanz. Sie hilft bei der Beurteilung der Wirksamkeit der verschiedenen Schienenmaterialien als kieferorthopädische Apparatur durch Ausübung kontinuierlicher konstanter Kräfte. In diesem Zuge fanden Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften von Kunststoff-Folienmaterialien nach simulierter Alterung über zwei Wochen intraoraler Verweildauer durch Thermozyklisierung, durch Thermozyklisierung und mechanische Belastung durch Auslenkung eines einzelnen Zahns und durch rein thermische Belastung in deionisiertem Wasser und in Kunstspeichel statt.

4.2 Diskussion von Material und Methoden

4.2.1 Schienenmaterial

In der vorliegenden Studie wurden fünf verschiedene Schienenmaterialien verwendet. Die Intention hinter dieser Auswahl war es, herkömmliche thermoplastische Folien unterschiedlichen chemischen Charakters zu untersuchen. Die Auswahl der Materialien stellt jedoch nur einen Ausschnitt der auf dem Markt erhältlichen Folienmaterialien dar. Gängige Tiefziehfolien in der Kieferorthopädie bestehen je nach Indikation aus Ethylvinylacetat (EVA), Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PET-G), Polyethylenterephthalat (PET), Polystyrol (PS), Polypropylen (PP), thermoplastisches Polyurethan (TPU) und Polycarbonat (PC) (Lutz, 2018). Die untersuchten Materialien waren PET-G, Copolyester eines PET, PU und zwei Folien unbekanntem Materials (Essix[®] PLUS[™], Invisalign[®]). Mit Ausnahme von Essix[®] PLUS[™], welches eine Schichtstärke von 0,9 mm aufwies, und Invisalign[®], dessen Folienstärke vor Tiefziehen unbekannt ist, waren alle Folien 0,75 mm dick.

4.2.2 Einfluss des Herstellungsverfahrens der Schienen

Für die Versuche wurden die Folien nach Herstellerangaben im Druckformverfahren tiefgezogen. Wie in der Einleitung bereits erwähnt, hat dieses Verfahren Einfluss auf die Polymerstruktur der thermoplastischen Folien. Dadurch kommt es zu einer Stärkenreduktion des Materials (Dasy et al., 2015), welche im Vergleich zum Vakuumverfahren, einer alternativen Tiefziehtechnik, jedoch geringer ausfällt (Waked und Caputo, 2005). In Bezug auf die Passgenauigkeit der Schiene schneidet die Druckformtechnik ebenfalls besser ab als das Vakuumverfahren (Hahn et al., 2009; Mizuhashi und Koide, 2017). Vakuumtiefziehgeräte erreichen mit circa 0,8 bar einen geringeren Umformdruck als Druckluftgeräte mit bis zu 6 bar. Bei ersteren lässt sich der Arbeitsdruck aus der Differenz von Luftdruck und gebildetem Unterdruck berechnen, während bei Druckluftgeräten der Arbeitsdruck aus der Differenz zwischen dem Druck in der Druckkammer und dem Luftdruck entsteht (Schwarzmann, 2019). Da in der vorliegenden Untersuchung für alle Schienen dasselbe Druckformgerät verwendet wurde, wurden die Schienen unter denselben Bedingungen hergestellt und dieser Aspekt ist bei alleiniger Betrachtung dieser Arbeit zu

vernachlässigen. Im Vergleich mit anderen Studien sollte die Art der Tiefziehtechnik jedoch beachtet werden.

4.2.3 Methode der Messung

Für die Kraft- und Drehmomentmessungen wurden einheitliche Prüfbedingungen geschaffen. Um eine realistische Nachahmung der intraoralen Bedingungen zu schaffen, wurde das OMSS (Orthodontisches Meß- und Simulations-System) verwendet. Es ermöglicht mithilfe seiner Kraft/Drehmoment-Sensoren sowie in Verbindung mit den dreidimensional veränderlichen Positioniertischen und der entsprechenden Software die dynamische Erfassung der kieferorthopädischen Zahnbewegung (Drescher et al., 1991). Laut Drescher et al. (1991) stellt das OMSS ein geeignetes System zur Darstellung der Biomechanik kieferorthopädischer Apparaturen dar. An einen Sensor wurde der Zahn 25 fixiert, an den anderen Sensor das Oberkiefermodell mit der Aussparung in Regio 25. Sowohl Zahn als auch Modell bestanden aus Kunststoff. Inwiefern es am Modell zu einem Materialverschleiß im Laufe der Messungen gekommen sein könnte, der die Messwerte beeinflusst haben könnte, ist unklar. Einen weiteren Einfluss auf die Ergebnisse könnte die entstehende Reibung durch die Oberflächenbeschaffenheit des Modells/Modellzahns haben. Sie spielt eine Rolle, wenn es um die realitätsnahe Nachahmung der Situation im Mund geht. Einen Einfluss auf die Retention von Alignern intraoral hat zudem die Adhäsionskraft, erzeugt durch den Speichelfilm zwischen Zahnreihe und Aligner (Cowley et al., 2012). Daher wurden alle Schienen vor ihren Kraft- und Drehmomentmessungen feucht auf das Modell aufgebracht. Dennoch kann eine Austrocknung während der Messungen nicht ausgeschlossen werden, sodass intraoral eventuell höhere Retentionskräfte und dementsprechend größere Krafteinwirkungen auf den Zahn vorliegen.

Die Messungen erfolgten ohne neues Eingliedern der Schiene während der Zwischenschritte. Lediglich nach einem Zyklus der Bewegungen in jede Richtung wurde die Schiene jeweils neu positioniert. Zwar wurde die Schiene mit zwei Klammern von okklusal auf das Modell fixiert, jedoch besteht die Möglichkeit, dass sie keine ausreichende Simulation der okklusalen Belastung darstellen und sich die Schiene im Laufe einer Messrunde vom Zahn abgehoben hat, was zu einer Reduktion der entstehenden Kräfte und Drehmomente bzw. zu der asymmetrischen Verteilung der Kräfte bezüglich ihrer Richtung geführt

haben könnte. Zudem war die exakte Repositionierung der Schienen nach jedem Bewegungszyklus schwierig zu realisieren, da zwischen der Schiene und dem zu untersuchenden Zahn am Adapter ein gewisser Spielraum gegeben war, der dazu geführt hat, dass die Kraft oder das Drehmoment am Zahn vor dem Messbeginn nicht gleich Null gewesen ist. Diese Schwierigkeit in der Methodik wurde in der Auswertung der Ergebnisse berücksichtigt, indem die Kraft bzw. das Drehmoment vor Messbeginn, der Offset-Wert, von den Messergebnissen subtrahiert wurde.

4.2.4 Thermozyklierung

Ferner muss die Thermozyklierung als Methode für künstliche Alterung diskutiert werden. Dieses Verfahren, bei dem die Probekörper zyklisch zwischen der Lagerung in einem warmen und einem kalten Wasserbecken wechseln, soll den Konsum von Kaltgetränken simulieren und dadurch einen künstlichen Alterungsprozess bewirken. In dieser Untersuchung bestand ein Zyklus aus 87 Sekunden Lagerung im 37 °C warmen Becken, einer Sekunde Abtropfzeit und einer Sekunde Lagerung im 6 °C kalten Becken. Pro Stunde ergaben sich für die Schienen somit 40 Sekunden Lagerung im kalten Wasser, pro Tag entspricht das 16 Minuten. Somit finden mit der Methode des Thermocyclings zum einen eine Belastung durch Wasserlagerung und zum anderen eine Temperaturbelastung statt. Bei der Wasserlagerung kommt es zu einer Absorption des Wassers im Kunststoff durch Diffusion. Dadurch gelangen die Wassermoleküle zwischen die Polymerketten, was ihre Bewegung vereinfacht (Hiller, 2018). Eine Erhöhung der Temperatur bewirkt ebenfalls eine gesteigerte Beweglichkeit der Polymerelemente, welche zu Veränderungen des Werkstoffs führt. Ein rascher Wechsel der Temperatur führt zu Spannungen im Kunststoff (Hiller, 2018).

Aufgrund oben genannter Phänomene findet die Methode der Thermozyklierung häufig Anwendung in der Simulation von Alterungsprozessen. Laut Gale und Darvell (1999) wurde in der Literatur bisher jedoch noch nicht dargestellt, dass die Temperaturwechselbelastung auch klinische Relevanz für ein Materialversagen besitzt. Sollte diese Methode dennoch als Annäherung an intraorale Verhältnisse angewendet werden, dann wird der besseren Vergleichbarkeit halber ein standardisiertes Protokoll empfohlen. Bei Betrachtung verschiedener bisheriger Studien wurde die Temperaturwechselbelastung

durchschnittlich bei 5 °C für das kalte Wasserbecken und 55 °C für das warme Becken mit durchschnittlich jeweils 30 Sekunden Verweildauer und 10 000 Zyklen im Mittel durchgeführt (Gale und Darvell, 1999). Für die hier vorliegende Studie wurde mit 37 °C eine geringere Temperatur für das warme Becken gewählt, da dies zum einen der in der Mundhöhle vorherrschenden Temperatur entspricht, zum anderen keine extremen Temperaturwechsel zur Beschleunigung des Alterungsprozesses von Nöten waren, da die Schienen ohnehin jeweils zwei Wochen thermozykliert wurden, was auch ihrer intraoralen Verweildauer entspricht.

Eine Hypothese, die die Relevanz der Thermozyklierung in Frage stellt, ist, dass es durch die Wasseraufnahme des Kunststoffes zu einer Quellung des Materials kommt, welche die Reduktion der Steifigkeit ausgleicht, weshalb die Thermozyklierung keinen Effekt haben könnte.

4.2.5 Kunstspeichel

Zur Simulation der intraoralen Situation wurden die Schienen in dieser Studie einer zweiwöchigen Thermozyklierung in destilliertem Wasser unterzogen. Dieses Medium kommt dem im Mund befindlichen Speichel jedoch nicht nahe, da die Zusammensetzung von Speichel komplexer ist. Daher wurde diese Arbeit um den Versuchsteil des Vergleichs der Lagerungsmedien erweitert, indem die Schienen zwei Wochen lang in modifiziertem Kunstspeichel nach Fusayama von Geis-Gerstorfer und Weber bei 37 °C gelagert waren (Geis-Gerstorfer und Weber, 1985). Dieser Kunstspeichel hat sich in vergangenen Untersuchungen bereits als geeignetes Medium erwiesen und fand dort vor allem in Korrosionsprüfverfahren dentaler metallischer Werkstoffe Anwendung (Luft, 2008). Da hierbei jedoch die Mundflora inklusive ihrer Ausscheidungsprodukte sowie Plaqueablagerungen, individuelle Faktoren und Schwankungen in der Speichelzusammensetzung außer Acht gelassen werden, ist die Verwendung von Kunstspeichel auch nur eine Annäherung an die In-vivo-Situation (Eliades und Bourauel, 2005; Luft, 2008). Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass die Verwendung von Kunstspeichel nicht notwendig ist, da der Vergleich der Lagerungsmedien sowohl in der Rotation als auch in der In-/Extrusion sowie der oro-vestibulären Bewegung keinen eindeutigen Unterschied der Drehmomente/Kräfte zeigt.

4.2.6 Mechanische Belastung

Kieferorthopädische Korrekturschienen üben während ihrer Tragedauer Kräfte auf die zu bewegendenden Zähne aus. Eine wechselseitige Krafteinwirkung von den Zähnen auf die Schienen muss jedoch ebenfalls in Betracht gezogen werden. Um dieses Phänomen nachzuahmen, wurde eine bestimmte Anzahl der Aligner zusätzlich zur Temperaturwechselbelastung mechanisch belastet. Hierfür wurden modifizierte Patientenmodelle hergestellt, in denen der linke zweite Prämolare (Zahn 25) um 0,2 mm nach vestibulär verlagert wurde. Auf diese Modelle waren die ausgewählten Aligner während ihrer gesamten Untersuchungszeit aufgesetzt. Dadurch kam eine Vorbelastung der Schienen an Zahn 25 zustande. Lediglich für die Messungen wurden die Schienen vom Modell abgenommen. Zahnbewegungen von 0,15 mm bis 0,25 mm je Schiene sind in der Aligner-Therapie üblich (Faltin et al., 2003; Vlaskalic et al., 2001). Jedoch ist anzunehmen, dass die intraoral vom Zahn auf die Schiene einwirkenden Kräfte über die Zeit aufgrund desmodontaler Umbauprozesse als Reaktion auf die vom Aligner auf den Zahn einwirkenden Kräfte abnehmen. Im Gegensatz dazu bleibt die in vitro durch das Modell verursachte mechanische Belastung im Untersuchungszeitraum konstant. Aus diesem Grund hätte unter Umständen eine geringere Auslenkungsstrecke in dieser Arbeit in Betracht gezogen werden können. Mechanische Einflüsse durch die Gegenbezahnung in Form von Mastikation, die intraoral auftreten (Schuster et al., 2004), wurden im Hinblick auf die mechanische Alterung in der vorliegenden Arbeit nicht näher beleuchtet. Die Kräfte, die durch Schluckvorgänge entstehen (Proffit et al., 1983), wurden ebenfalls nicht simuliert.

Während der Arbeit an der vorliegenden Studie hat eine andere Studie belegen können, dass die Reduktion der Kraft nach mechanischer Belastung im Wesentlichen nach 24 Stunden erfolgt ist (Lamha, 2020), weshalb die Betrachtung der Kraft-/Drehmomententwicklung der Schienen nach mechanischer Belastung über einen Zeitraum von zwei Wochen von geringerer Bedeutung gewesen ist.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Die ideale orthodontische Kraftgröße

Um die Ergebnisse in der vorliegenden Untersuchung umfassend diskutieren zu können, ist es wichtig, einen Überblick über die in der Literatur vorherrschenden Meinungen zur angemessenen kieferorthopädischen Kraftgröße zu erörtern.

Laut Reitan (Reitan, 1957; 1969) hängt die ideale Größe der orthodontischen Kraft vom Zahn und der jeweiligen Zahnbewegung ab. Kippbewegungen sollten bei kleinen Zähnen mit 0,2-0,3 N, bei großen Zähnen mit 0,5-0,75 N durchgeführt werden. Für die körperliche Bewegung führt er Kraftgrößen von 0,4-0,5 N für kleine Zähne und 1,5 N für große Zähne an. Bei einer Wurzelbewegung von kleinen Zähnen empfiehlt er Kräfte bis 0,5 N und von großen Zähnen 1,2-1,5 N. Optimale Extrusionskräfte werden mit 0,3-0,5 N angegeben. Intrusionskräfte hingegen sollten nicht größer als 0,25 N sein. Die Kraft sollte hierbei 1 N/cm² Wurzeloberfläche nicht übersteigen, wobei die durchschnittliche Wurzeloberfläche des Zahns 25 nach Jepsen (Jepsen, 1963) 2,2 cm² beträgt. Eine entsprechende Reduktion der Kraft muss bei vorgeschädigtem Attachment, wurzelresorbierten Zähnen sowie horizontalem Knochenabbau vorgenommen werden (Kahl-Nieke, 2009).

Der heutzutage überwiegend vertretene Standpunkt zur optimalen orthodontischen Kraft ist der, dass sie eine maximale Bewegung mit geringstmöglichem biologischen Schaden und höchster Patientenfreundlichkeit ausführen soll, was individuell und je Zahn variiert (Ren et al., 2003). Proffit gibt für verschiedene Zahnbewegungen ebenfalls ungefähre Empfehlungen mit Kraftangaben. Jedoch differenziert er neben der Kraftgröße auch zwischen der Kraftdauer bzw. -frequenz (Proffit, 1999; 2000; Schlüsler, 2014). Man unterscheidet kontinuierliche und intermittierende Kräfte (Kahl-Nieke, 2009). Erstere kommen bei Einsatz festsitzender kieferorthopädischer Geräte zu tragen, solange die aktiven Elemente im Einsatz sind. Letztere Kräfte sind charakteristisch für herausnehmbare Apparaturen, wobei sich Belastungs- und Ruhephase abwechseln (Kahl-Nieke, 2009). Proffits Empfehlung von 0,1-0,2 N für die Intrusion, 0,35-0,6 N für die unkontrollierte Kippung und Rotation und 0,7-1,2 N für die körperliche Zahnbewegung bezieht sich auf mindestens vier bis acht Stunden konstante Kraft pro Tag (Proffit, 1999; 2000). Proffit gibt für die Rotation die gleichen Kraftangaben wie für die unkontrollierte Kippung an, weil er in der

Rotation eine ähnliche Verteilung der Belastung auf die Zähne sieht, wie bei einer Kippung (Proffit, 1999). Er ist, neben anderen Autoren (Kwon et al., 2008; Schwarz, 1932), Verfechter der kontinuierlichen Kräfte, mit der Meinung, dass diese ein geringeres Risiko von Wurzelresorptionen mit sich bringen würden (Erfurth-Jach, 2012; Kwon et al., 2008; Proffit, 2000; Schwarz, 1932). Andere Autoren hingegen kritisieren den Einsatz kontinuierlicher Kräfte (Häupl, 1938; Maltha et al., 2004). Nach Pejicic (2010) besteht jedoch „keine eindeutige Korrelation zwischen applizierter Kraft und auftretender Wurzelresorption“, weiter „wird ein multikausales Geschehen zugrunde gelegt [,] welches starken individuellen Schwankungen unterliegt und eine individuelle Disposition annehmen lässt“ (Pejicic, 2010).

Die in der Literatur angegebenen Werte für das optimale Drehmoment variieren ebenfalls. Diedrich gibt Drehmomente von 5-10 Nmm an (Diedrich, 1990). Melsen und Burstone (1990) empfehlen für einen Molaren Drehmomente bis zu 30 Nmm (Melsen und Burstone, 1990 zit. nach Ingervall et al., 1996). Laut Wichelhaus et al. sollte das Drehmoment unter 20 Nmm liegen (Wichelhaus et al., 2004). Bei der Rotation von Eckzähnen und Prämolaren wurde bei der Therapie mit Teilbögen aus Nickel-Titan ein Drehmoment von 12 Nmm gemessen (Sander et al., 2006). Eine andere Studie ergab bei der Therapie der Frontzähne mit diversen Nivellierungsbögen initiale Drehmomente zwischen 1,25 ($\pm 1,05$) Nmm und 3,36 ($\pm 1,97$) Nmm (Fuck und Drescher, 2006). Eindeutige Richtlinien in Bezug auf das Drehmoment bietet die Literatur nicht, jedoch könnte man die erwähnten Werte in Relation zur Wurzeloberfläche setzen, um so einen Anhaltspunkt für das geeignete Drehmoment für den zweiten Oberkieferprämolaren zu bekommen. 30 Nmm (Ingervall et al., 1996) bzw. 20 Nmm (Wichelhaus et al., 2004) bezogen sich auf einen Molaren, welcher durchschnittlich eine etwa 430 mm² große Wurzeloberfläche besitzt (Kahl-Nieke, 2009). Für den Zahn 25 wird eine Wurzeloberfläche von 220 mm² angegeben (Kahl-Nieke 2009). Demnach beläuft sich das geeignete Drehmoment für Zahn 25 auf 10,5-15,8 Nmm, was sich mit dem von Sander et al. (2006) gemessenen Drehmoment bei Rotation von Prämolaren und Eckzähnen in etwa deckt. Betrachtet man die rotativen Drehmomente dieser Studie, liegen sie mit bis zu 35 Nmm deutlich über den in der Literatur diskutierten Werten. Nachfolgend werden die Ergebnisse dieser Studie weitergehend erörtert.

4.3.2 Gemessene Kraftgrößen im Kontext der Literatur

Bislang wurden diverse Arbeiten veröffentlicht, in denen die Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen untersucht wurde. Im folgenden Unterkapitel werden sowohl Studien, die künstliche Alterung untersuchten, diskutiert, als auch jene die reine Kraftmessungen ohne künstliche Alterung vorgenommen haben, um die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Werte besser einzuordnen.

Elkholy et al. untersuchten in mehreren In-vitro-Studien die Kräfte/Drehmomente von Alignern auf Oberkiefer-Frontzähne bei verschiedenen Zahnbewegungen mithilfe eines dreidimensionalen Kraft-Drehmoment-Sensors (Elkholy et al., 2015; 2016; 2017a; 2017b). 2015 fanden sie heraus, dass die Kräfte bei palatinaler Auslenkung um 0,25 mm eines mittleren oberen Schneidezahns bei 0,75 mm dicken Schienen 4,49 ($\pm 0,16$) N (Duran[®]), 7,22 ($\pm 0,45$) N (Erkodur[®]) bzw. 5,20 ($\pm 0,68$) N (Track-A[®]) betragen (Elkholy et al., 2015). 2017 erweiterten sie ihre Untersuchungen um die Rotationsbewegung eines mittleren oberen Schneidezahns. Sie fanden heraus, dass 0,5 mm dicke Aligner Drehmomente von 73,57 Nmm bei einer 10° Mesialrotation ausübten (Elkholy et al., 2017a). Im selben Jahr führten sie Rotationstests an einem Eckzahn des Unterkiefers durch. Das durchschnittliche Drehmoment für 0,75 mm dicke Schienen und 15° Distalrotation war 42,48 Nmm (Interquartilsabstand 2,17 Nmm, Elkholy et al., 2017b).

Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen oro-vestibulären Kräfte fallen mit Mittelwerten von maximal 2,1 ($\pm 0,1$) N (orale Translation, reine Thermozyklierung, Essix ACE[®]) und 2,7 ($\pm 0,1$) N (vestibuläre Translation, reine Thermozyklierung, Essix[®] PLUS[™]) deutlich geringer aus. Die Drehmomente dieser Untersuchung fallen mit maximalen Mittelwerten von 26,9 ($\pm 4,5$) Nmm (Distalrotation, reine Thermozyklierung, Zendura[™]) und 30,4 ($\pm 8,6$) Nmm (Mesialrotation, reine Thermozyklierung, Essix ACE[®]) ebenfalls geringer aus. Zu berücksichtigen sei, dass in dieser Arbeit nur um je 2° in 0,1°-Schritten rotiert wurde, was einem Fünftel der Rotation in der Untersuchung von Elkholy et al. entspricht. Zudem wurden die vorliegenden Schienen künstlich gealtert, was ebenfalls für die reduzierte Kraft im Vergleich sprechen könnte.

Bereits 2008 untersuchten Barbagallo et al. in vivo die Kraftabgabe kieferorthopädischer Korrekturschienen mithilfe 0,8 mm dicker Aligner bei der Kippung des ersten Prämolars im Oberkiefer nach bukkal mit einer Auslenkungsstrecke von 0,5 mm. Dafür wurde ein druckempfindlicher Polyesterfilm zwischen Zahn und Schiene gelegt, welcher je nach

Druckhöhe seine Farbe veränderte. Die mittlere Kraft betrug 5,12 N (Barbagallo et al., 2008b). Die von Barbagallo et al. gemessenen Werte übersteigen die Empfehlungen Proffits um ein Vielfaches. In der vorliegenden Studie wurde keine Kippung eines Zahns vorgenommen, jedoch berechneten Elkholy et al. in ihrer Arbeit zur Kraft- und Drehmomentübertragung von Alignern bei oro-vestibulärer Translation eines mittleren oberen Schneidezahns die Drehmoment-Kraft(M/F)-Verhältnisse bezogen auf das Widerstandszentrum und fanden heraus, dass sie annähernd dem Wert für eine unkontrollierte Kippung dieses Zahns entsprachen (Elkholy et al., 2015). In der vorliegenden Arbeit wurden für die bukkale Translation ein Mittelwert der Kraft von maximal 2,7 ($\pm 0,1$) N (Essix[®] PLUS[™], reine Thermozyklierung) gemessen, was 53 % der von Barbagallo et al. gemessenen Kraft entspricht. Im Hinblick auf die Tatsache, dass die in dieser Arbeit verwendete maximale Auslenkungsstrecke mit 0,2 mm nur 40 % der von Barbagallo et al. gewählten Auslenkungsstrecke entspricht, decken sich die Werte der vorliegenden Arbeit mit jenen von Barbagallo et al.

2009 untersuchten Hahn et al. in vitro die Kräfte von Alignern an oberen mittleren Frontzähnen bei labiopalatinaler Kippung mithilfe eines dreidimensionalen Kraft-Drehmoment Sensors. Bei einer Auslenkung von 0,151 mm nach palatinal kam es zu horizontalen Kräften von 2,68 N und intrusiven Kräften von 0,44 N. Bei vestibulärer Kippung betrug die horizontal gemessene Kraft durchschnittlich 3,06 N und die intrusiv gemessene Kraft 1,03 N (Hahn et al., 2009). Die Kraftmessungen dieser Arbeit bei oro-vestibulärer Translation liegen bei größerer maximaler Auslenkungsstrecke (0,2 mm) in ähnlicher Größenordnung. Abschließend ist festzuhalten, dass die in der vorliegenden Studie ermittelten Kräfte und Drehmomente in der Regel deutlich geringer waren als die bislang in der Literatur an orthodontischen Schienen gemessenen Kräfte. Zu erklären ist diese Tatsache damit, dass bisher diskutierte Studien deutlich größere Auslenkungen durchführten und keine gealterten Aligner verwendeten. Dennoch übersteigen die in dieser Studie gemessenen Kräfte und Drehmomente alle in der Literatur erwähnten Empfehlungen. Die intrusiven Kräfte betragen in dieser Studie im Mittel maximal 4,6 ($\pm 0,7$) N (Lagerung in Kunstspeichel, Essix ACE[®]) bzw. 3,5 ($\pm 0,6$) N (reine Thermozyklierung, Zendura[™]). Sie sind damit bis zu 20-mal größer als die von Proffit empfohlenen 0,1-0,2 N. Der Grund, weshalb für die Intrusion so niedrige Kräfte angesetzt werden, ist der, dass bei Intrusionen am häufigsten Parodontalschäden nachgewiesen werden (Proffit, 2000). Auch Reitans (1957; 1969) empfohlene

0,3-0,5 N für eine Extrusion, werden mit maximalen Mittelwerten von bis zu 4,6 ($\pm 6,3$) N (Wasserlagerung, Essix ACE[®]) bzw. 3,0 ($\pm 0,7$) N (reine Thermozyklierung, Essix ACE[®]) in dieser Arbeit überschritten (Reitan, 1957; 1969). Die körperliche Bewegung eines Zahns wird mit den gemessenen Kräften für die oro-vestibuläre Translation ebenfalls überstiegen, genauso wie die Drehmomente (s.o.).

Die Tatsache, dass die hier gemessenen Werte größer als die in der Literatur empfohlenen Werte sind, könnte eine geringere Relevanz besitzen, wenn die Größe der Kraft generell eine untergeordnete Rolle in der Entstehung von Nebenwirkungen spielt. Laut der Untersuchungen von Coolidge (1937) und Schroeder (1986) zum menschlichen Parodontium, verliere die Größe der orthodontischen Kraft an Wichtigkeit, wenn die Auslenkungsstrecke des Zahns kleiner oder gleich der Breite des Parodontalspaltes (0,1-0,3 mm) ist, da somit der kapilläre Blutstrom nicht unterbunden würde (Coolidge, 1937; Schroeder, 1986 zit. nach Erfurth-Jach, 2012). Die in der Aligner-Therapie übliche Auslenkungsstrecke sowie die in dieser Arbeit verwendete Strecke liegen beide in der Breite des PA-Spaltes. In einer weiteren Studie von Barbagallo et al., in der sie den Einfluss von Kräften von Alignern und leichter und starker Kräfte festsitzender Apparaturen auf Wurzelresorptionen untersuchten, betrug die Bewegungsstrecke des Zahns wie auch schon in oben genannter Studie 0,5 mm und somit mehr als die Breite des PA-Spaltes (Barbagallo et al., 2008a). Man fand heraus, dass in der Aligner-Therapie Wurzelresorptionen in ähnlicher Häufigkeit auftraten, wie bei leichten Kräften festsitzender Apparaturen (Barbagallo et al., 2008a), was, wenn man die hohe Auslenkungsstrecke der Aligner berücksichtigt, verhältnismäßig wenig ist. Begründen lässt sich dieses Phänomen potenziell mit den in Kapitel 4.2.6 erwähnten wechselseitigen Kräften von Zahn und Aligner, die zu einer Herabsetzung der tatsächlich zum Tragen kommenden Bewegungsstrecke führen. Eine weitere mögliche Begründung könnte die Tatsache sein, dass die von Alignern ausgehenden Kräfte nur anfänglich hoch sind und mit der Zeit abnehmen. Laut Barbagallo et al. kommt dieses Argument tatsächlich zum Tragen. Sie ermittelten in der oben genannten In-vivo-Studie mit dem drucksensitiven Polyesterfilm nicht nur die Kräfte zu Beginn der zweiwöchigen Tragedauer einer Schiene, sondern auch terminal. Dabei fanden sie heraus, dass die durchschnittliche Kraft von initial 5,12 N auf -2,67 N am letzten Tag zurückging (Barbagallo et al., 2008b). Der negative Wert kam dadurch zustande, dass sie von den durchschnittlichen Anfangs- und Endergebnissen jeweils einen Wert für die sogenannten

irrelevanten Kräfte subtrahierten, welche durch das Eingliedern der Schiene sowie durch die Eigendicke des aus zwei Schichten bestehenden drucksensitiven Films entstanden. Ein dritter Aspekt für die relativ geringen Nebenwirkungen trotz hoher Auslenkungsstrecke könnte die Tatsache sein, dass sich ein in vivo befindlicher Zahn mit der Zeit von dem Aligner als Ausgangspunkt der Kraft entfernt und sich somit die initial auf den Zahn wirkende Kraft verringert (Erfurth-Jach, 2012).

Eine Studie, die die Kraftsysteme kieferorthopädischer Korrekturschienen unter dem Anhaltspunkt der künstlichen Alterung untersuchte, war jene von Kwon et al. (s. Kapitel 1.2). Dafür führten sie 3-Punkt-Biegeversuche an thermoplastischen Folien in Ausgangssituation, nach mechanischer Wechselbelastung und nach Thermozyklierung durch. Die verwendeten Folien waren alle von Raintree Essix mit den Materialstärken 0,5 mm, 0,76 mm und 1,02 mm. Die Auslenkungsstrecken variierten von 0,2-2 mm, wobei die Kräfte bei der Bewegung der Folie zurück in Ausgangssituation gemessen wurden. Bei einer 0,2 mm Auslenkungsstrecke der ungealterten Essix ACE[®]-Schiene (0,76 mm) übte die Folie eine Kraft von 0,51 N ($\pm 0,26$ N) aus. Nach 1000 Zyklen im Thermocycler betrug die Kraft ebenfalls 0,51 N ($\pm 0,21$ N). Nach mechanischer Wechselbelastung lag der Wert bei 0,65 N ($\pm 0,07$ N). Die in der vorliegenden Studie gemessenen Werte sind somit bis zu sechsmal höher als die von Kwon et al. ermittelten Werte bei gleicher Folienstärke und Auslenkungsstrecke. Ursache hierfür ist wahrscheinlich die Form über die die Folien in der Arbeit von Kwon et al. tiefgezogen wurden. Während in der vorliegenden Arbeit die Folien über den Zahnkranz eines Oberkiefermodells gezogen wurden, verwendeten Kwon et al. ein flaches rechteckiges Gipsmodell. Dadurch besitzen die Folien andere mechanische Eigenschaften. Eine über einen Zahnkranz tiefgezogene Folie besteht dann nämlich aus diversen geometrischen Elementen, wodurch sie insbesondere in Bereichen größerer Krümmungen steifer ist (Elkholy et al., 2017b; Hahn, 2009), was zu einer signifikanten Erhöhung der auf den Zahn wirkenden Kraft führt (Elkholy et al., 2017b). Jedoch zeigten die Ergebnisse von Kwon et al., dass die mechanische Vorbelastung der Schienen einen größeren Einfluss auf ihren Krafrückgang haben als reine Thermozyklierung (Kwon et al., 2008).

2010 untersuchte Engelke die Kraft- und Drehmomentabgabe von Alignern nach simulierter Alterung. Der Versuchsaufbau ähnelte dem der vorliegenden Studie, nur dass der Messzahn ein zentraler Oberkiefer-Frontzahn war. Die künstliche Alterung der Aligner

wurde mithilfe von Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung, wie in der vorliegenden Arbeit, durchgeführt. Engelkes Untersuchung kam zu dem Ergebnis, dass eine simulierte Alterung zu einer statistisch signifikanten Reduktion der intrusiven Kräfte sowie der Drehmomente bei Rotation führt. Ausnahme bildete in seiner Studie das 1,0 mm dicke Material Biolon[®], welches statistisch keine signifikante Veränderung in der intrusiven Kraft zeigte. Für die Rotation um 2,5 ° wurden Drehmomente zwischen 20,2 ($\pm 1,3$) Nmm bei Ideal Clear[®] (Schichtstärke 1,0 mm) und 4,3 ($\pm 0,5$) Nmm bei Erkodur[®] (Schichtstärke 0,8 mm) gemessen (Engelke, 2010). Die Ergebnisse der rotativen Drehmomente der thermozyklierten und mechanisch belasteten Schienen dieser Arbeit sind in ähnlicher Größenordnung. Die Mittelwerte für die Distalrotation um 2 ° lagen hier zwischen 10,9 ($\pm 3,8$) Nmm (Zendura[™]) und 1,9 ($\pm 0,8$) Nmm (Duran[®]), für die Mesialrotation um 2 ° zwischen 9,2 ($\pm 5,0$) Nmm (Essix ACE[®]) und 0,2 ($\pm 0,4$) Nmm (Invisalign[®]). Da die vorliegende Arbeit bereits Hinweise dafür liefert und unter Berücksichtigung der Literatur gesagt werden kann, dass die mechanische Belastung einen größeren Einfluss auf die Kraft-/Drehmomentreduktion hat, ist davon auszugehen, dass in Engelkes Arbeit die mechanische Vorbelastung ebenfalls einen größeren Einfluss auf die signifikante Verringerung der Kräfte/Drehmomente in seiner Untersuchung hatte.

4.4 Zusammenfassende Bewertung und klinische Schlussfolgerung

Die Größenordnung der Kräfte und Drehmomente dieser Studie stimmt mit den in der Literatur vorhandenen Werten überein. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen zum einen, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Kräften/Drehmomenten der in destilliertem Wasser und den in Kunstspeichel gelagerten Schienen gibt. Des Weiteren liefern die Ergebnisse einen Hinweis darauf, dass die mechanische Belastung von Schienen mehr noch als die thermische einen Einfluss auf ihre mechanischen Eigenschaften haben. Dass allerdings nur knapp die Hälfte der thermozyklierten und mechanisch belasteten Proben eine signifikante Reduktion der Kräfte/Drehmomente aufweisen, könnte zum einen an der Gruppengröße liegen, welche für zukünftige Studien nochmals evaluiert werden sollte, zum anderen an der Tatsache, dass die größte Kraftreduktion bereits nach 24 Stunden erfolgt ist (Lamha, 2020) und somit die Ergebnisse aller weiteren Untersuchungstage sich nicht mehr signifikant voneinander unterscheiden. Für den klinischen Alltag spielt das Ergebnis insofern eine Rolle, als dass man die Tragezeit einer jeweiligen

Schiene verkürzen könnte und den Einfluss des Speichels auf die mechanischen Eigenschaften einer Schiene als unerheblich einstufen kann.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die künstliche Alterung von kieferorthopädischen Schienen simuliert, um die intraoralen Gegebenheiten nachzuahmen und die Langzeitstabilität der Materialien zu überprüfen. Diverse Studien legen nahe, dass intraorale Alterung bzw. ihre Simulation zu veränderten mechanischen Eigenschaften thermoplastischer Kunststoffschienen führt, wie unter anderem veränderter Dimension, verringertem Elastizitätsmodul, verringerter Eigenspannung und erhöhter Härte. Daher gilt es, den potenziellen Einfluss dieser Phänomene auf die klinische Situation in Bezug auf die intraorale Tragedauer von zwei Wochen zu untersuchen. Untersucht wurden folgende fünf Folienmaterialien: Duran[®]+ (Scheu-Dental, Iserlohn), Essix ACE[®] und Essix[®] PLUS[™] (Dentsply Sirona, Bensheim), Invisalign[®] (Align Technology, San Jose, USA) und Zendura[™] (Bay Materials, Fremont, USA). Aus jedem Material wurden jeweils zehn Schienen im Rahmen einer vorangegangenen Studie vom Doktoranden Bijan Golkhani hergestellt und in dieser Arbeit übernommen. Zusätzlich dazu wurden zehn weitere Schienen nach selbem Vorbild von Essix ACE[®] neu angefertigt.

Der Vergleich zwischen den Kräften/Drehmomenten von Tag 0 und Tag 2 sowie von Tag 0 und Tag 14 der jeweiligen Materialien ergab für 55 % aller thermisch und mechanisch belasteten Schienen und für lediglich etwa 28 % aller rein thermozyklierten Schienen einen signifikanten Rückgang der Kräfte/Drehmomente. Nach reiner Thermozyklierung zeigten an Tag 2 im Vergleich zum Null-Wert insgesamt neun Proben in jeweils verschiedenen Bewegungsrichtungen (Essix ACE[®], Essix[®] PLUS[™], Zendura[™]) einen signifikanten Rückgang der Kraft. Aus der Gruppe mit Thermozyklierung und mechanischer Vorbelastung wiesen an Tag 2 im Vergleich zum Null-Wert insgesamt 15 Proben in jeweils verschiedenen Bewegungsrichtungen (Essix ACE[®], Essix[®] PLUS[™], Invisalign[®], Duran[®]+, Zendura[™]) einen signifikanten Rückgang der Kraft auf. An Tag 14 waren aus der Gruppe der reinen Thermozyklierung die Kräfte/Drehmomente von insgesamt acht Proben in jeweils verschiedenen Bewegungsrichtungen reduziert (Essix ACE[®], Essix[®] PLUS[™], Invisalign[®], Duran[®]+, Zendura[™]) und aus der Gruppe der thermozyklierten und mechanischen belasteten Schienen von 18 Proben (Essix ACE[®], Essix[®] PLUS[™], Invisalign[®], Duran[®]+, Zendura[™]). Für alle Bewegungsrichtungen wurde, den jeweiligen Untersuchungstag eines Materials je isoliert betrachtet, ersichtlich, dass die Kräfte/Drehmomente nach Thermozyklierung und mechanischer Belastung durchschnittlich geringer ausfielen

als die Kräfte nach reiner Alterung durch Thermozyklierung. Bei den vertikalen Kräften waren dabei 22 % aller Proben signifikant reduziert, bei den oro-vestibulären Kräften 24 % aller Proben und bei den Drehmomenten 30 % aller Proben. Der Vergleich zwischen den beiden Lagerungsmedien zeigt, dass sich die Kräfte/Drehmomente in allen Bewegungsrichtungen der in destilliertem Wasser gelagerten und der in Kunstspeichel gelagerten Schienen nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Kräften/Drehmomenten der in destilliertem Wasser und den in Kunstspeichel gelagerten Schienen gibt, lässt den Einfluss des Speichels auf die mechanischen Eigenschaften einer Schiene im klinischen Alltag als unerheblich einstufen. Außerdem zeigen die Ergebnisse dieser Studie auf, dass die mechanische Belastung von Schienen einen größeren Einfluss auf ihre mechanischen Eigenschaften haben als die reine Thermozyklierung. Die Ursache dafür, dass allerdings nur knapp die Hälfte der thermozyklierten und mechanisch belasteten Proben eine signifikante Reduktion der Kräfte/Drehmomente aufwiesen, könnte unter anderem an der Tatsache liegen, dass die größte Kraftreduktion bereits nach 24 Stunden erfolgt ist und somit alle weiteren Untersuchungstage sich nicht mehr signifikant voneinander unterscheiden. Für den klinischen Alltag spielen die Ergebnisse insofern eine Rolle, als dass man die Tragezeit einer jeweiligen Schiene verkürzen könnte.

6. Anhang

Tab. 4: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die In-/Extrusion: Sortiert nach Material, Bewegungsrichtung, Untersuchungstag und der Eigenschaft ohne/mit mechanischer Belastung.

Essix ACE				
Intrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,060479541	1,14911128	0,00187957	0,035711836
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,000315026	0,005985498	0,006297444	0,119651432
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,159659268	3,033526094		
Essix ACE				
Extrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,002788568	0,052982788	0,003217268	0,06112809
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,001889194	0,035894684	0,001789136	0,033993592
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,000867532	0,016483115		

Tab. 4: Fortsetzung

Essix Plus				
Intrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,892243494	16,95262639	0,040951134	0,778071555
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,032888757	0,624886387	0,079541676	1,511291836
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,024822716	0,471631611		
Essix Plus				
Extrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,12122445	2,303264541	0,042673377	0,810794155
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,060476221	1,149048196	0,064186367	1,219540981
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,017590765	0,334224529		

Tab. 4: Fortsetzung

Invisalign				
Intrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,457360277	8,689845254	0,137469177	2,611914362
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,627285728	11,91842883	0,051536517	0,979193832
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,013492671	0,256360754		
Invisalign				
Extrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,878159826	16,68503669	0,685924605	13,03256749
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,144603914	2,747474372	0,028643757	0,544231377
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,149659972	2,843539466		

Tab. 4: Fortsetzung

Duran+				
Intrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,028969826	0,550426687	0,150613538	2,861657224
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,059068517	1,122301814	0,168303161	3,197760052
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,033115352	0,62919168		
Duran+				
Extrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,062041955	1,178797146	0,00840551	0,159704684
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,010146561	0,192784651	0,026850797	0,510165151
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,006626246	0,125898679		

Tab. 4: Fortsetzung

Zendura				
Intrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,016042387	0,30480535	0,00158777	0,030167635
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,586273004	11,13918707	0,675571646	12,83586128
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,00013875	0,002636246		
Zendura				
Extrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	8,37872E-05	0,001591957	0,000812642	0,015440204
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,003322563	0,063128691	0,000197002	0,003743044
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,004544191	0,086339634		

Tab. 5: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die oro-vestibuläre Translation: Sortiert nach Material, Bewegungsrichtung, Untersuchungstag und der Eigenschaft ohne/mit mechanischer Belastung.

Essix ACE				
orale Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,00016095	0,003058043	1,33672E-05	0,000253977
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	5,46776E-05	0,001038875	0,001859065	0,035322226
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,014260776	0,270954753		
Essix ACE				
vest. Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,013730727	0,260883819	0,004101691	0,077932134
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,19774766	3,757205547	0,123878786	2,353696937
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,021319066	0,405062254		

Tab. 5: Fortsetzung

Essix Plus				
orale Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,400056698	7,601077262	0,031888905	0,6058892
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,127723983	2,426755679	0,006534877	0,124162654
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,008716053	0,165605009		
Essix Plus				
vestibuläre Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,077822156	1,478620962	0,029767478	0,565582082
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,177945267	3,380960066	0,081766506	1,553563616
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,143204405	2,720883702		

Tab. 5: Fortsetzung

Invisalign				
orale Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,311267351	5,914079672	0,068695791	1,305220025
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,752530465	14,29807883	0,001386596	0,026345326
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,511675917	9,721842415		
Invisalign				
vestibuläre Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,306393528	5,821477031	0,750165201	14,25313881
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,008888932	0,168889716	0,278955011	5,300145216
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,095997501	1,823952526		

Tab. 5: Fortsetzung

Duran+				
orale Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,013902075	0,264139424	0,023786591	0,45194523
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,000756522	0,014373921	0,058546113	1,112376155
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,00168747	0,032061926		
Duran+				
vestibuläre Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,05387382	1,023602584	0,008670325	0,164736177
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,237356531	4,509774096	0,003166636	0,060166079
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,01009429	0,191791506		

Tab. 5: Fortsetzung

Zendura				
orale Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,001300544	0,024710334	0,002434958	0,046264205
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	3,38015E-05	0,000642228	0,014425872	0,274091574
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	1,76985E-07	3,36272E-06		
Zendura				
vestibuläre Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,004282221	0,08136219	0,034901442	0,6631274
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,071921779	1,366513805	0,001028797	0,019547144
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,004648892	0,088328945		

Tab. 6: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die Rotation: Sortiert nach Material, Bewegungsrichtung, Untersuchungstag der Eigenschaft ohne/mit mechanischer Belastung.

Essix ACE				
Distalrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,000704536	0,013386184	0,000944312	0,017941925
	6 Tage		10 Tage	
	ohne Bel.	mit Bel.	ohne Bel.	mit Bel.
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	7,42666E-06	0,000141107	0,000236089	0,004485694
	14 Tage			
	ohne Bel.	mit Bel.		
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,069279294	1,316306594		
Essix ACE				
Mesialrotation				
	2 Tage		4 Tage	
	ohne Bel.	mit Bel.	ohne Bel.	mit Bel.
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,009892316	0,187954012	0,009169628	0,174222939
	6 Tage		10 Tage	
	ohne Bel.	mit Bel.	ohne Bel.	mit Bel.
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,001599502	0,030390532	0,742389709	14,10540448
	14 Tage			
	ohne Bel.	mit Bel.		
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,002536896	0,048201021		

Tab. 6: Fortsetzung

Essix Plus				
Distalrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,001216352	0,023110684	0,00482064	0,091592161
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,016079752	0,305515292	0,020538549	0,390232437
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,008224404	0,156263672		
Essix Plus				
Mesialrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,08687847	1,650690922	0,001132443	0,021516415
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,046611037	0,885609704	0,179325666	3,407187663
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,137561897	2,613676035		

Tab. 6: Fortsetzung

Invisalign				
Distalrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,196560663	3,734652605	0,002951058	0,056070108
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,225775578	4,28973598	0,005206602	0,098925432
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,032608943	0,619569913		
Invisalign				
Mesialrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,337203461	6,406865761	0,185007251	3,515137777
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,280363887	5,326913854	0,129650253	2,463354814
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,025693012	0,488167221		

Tab. 6: Fortsetzung

Duran+				
Distalrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,012521638	0,237911124	0,005829965	0,110769328
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,012168411	0,2311998	0,008691666	0,165141651
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	5,80215E-05	0,001102408		
Duran+				
Mesialrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,021787886	0,413969842	0,163812435	3,112436274
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,116501131	2,213521495	0,041206693	0,78292716
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,015939624	0,302852855		

Tab. 6: Fortsetzung

Zendura				
Distalrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	6,35563E-05	0,00120757	8,81697E-05	0,001675223
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	9,29107E-05	0,001765304	0,005099024	0,096881458
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,000826269	0,015699116		
Zendura				
Mesialrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	1,72685E-06	3,28102E-05	0,066039804	1,254756272
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,000835259	0,015869929	0,001992561	0,037858659
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
ohne Bel./mit Bel., gleicher Tag	0,001852771	0,035202655		

Tab. 7: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für den Vergleich der Lagerungsmedien: Sortiert nach Bewegungsrichtung, Untersuchungstag und Lagerungsmedium (destilliertes Wasser (Aqua dest.) und Kunstspeichel (Art. Saliva)).

Aqua dest./Art. Saliva				
Intrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,006321324	0,031606618	0,588125482	2,940627412
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,491852959	2,459264794	0,909936334	4,549681668
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,93268857	4,663442852		
Aqua dest./Art. Saliva				
Extrusion				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,358336608	1,791683041	0,553111552	2,765557761
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,094837807	0,474189033	0,215427649	1,077138247
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,349886209	1,749431044		

Tab. 7: Fortsetzung

Aqua dest./Art. Saliva				
orale Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,008494994	0,042474971	0,843401146	4,217005728
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,270629048	1,353145242	0,398113079	1,990565397
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,021112871	0,105564354		
Aqua dest./Art. Saliva				
vestibuläre Translation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,021576236	0,107881182	0,627479664	3,137398321
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,725536344	3,627681719	0,648084528	3,240422638
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,328549053	1,642745265		

Tab. 7: Fortsetzung

Aqua dest./Art. Saliva				
Distalrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,987097597	4,935487984	0,068550866	0,342754328
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,563556492	2,817782462	0,535946289	2,679731446
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,047527937	0,237639684		
Aqua dest./Art. Saliva				
Mesialrotation				
	2 Tage		4 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,009228974	0,046144868	0,007238308	0,03619154
	6 Tage		10 Tage	
Testtyp	t-Test	Bonferroni	t-Test	Bonferroni
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,180355702	0,901778508	0,042554378	0,212771891
	14 Tage			
Testtyp	t-Test	Bonferroni		
Aqua dest./Art. Saliva, gleicher Tag	0,661884039	3,309420197		

Tab. 8: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die Rotation verglichen mit Tag 0: Sortiert nach Material/Lagerungsmedium, Bewegungsrichtung, Untersuchungstag und der Eigenschaft ohne/mit mechanischer Belastung.

Essix ACE		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,000258901	0,00491911
0. Tag/2. Tag mit Bel.	1,4644E-06	2,78236E-05
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	6,43791E-05	0,001223203
0. Tag/14. Tag mit Bel.	6,13351E-07	1,16537E-05
Essix ACE		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,000355417	0,006752924
0. Tag/2. Tag mit Bel.	7,27804E-06	0,000138283
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,010052903	0,191005166
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,09940769	1,888746114
Essix Plus		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	2,29472E-08	4,35997E-07
0. Tag/2. Tag mit Bel.	1,27009E-08	2,41317E-07
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,001458634	0,027714049
0. Tag/14. Tag mit Bel.	1,17342E-08	2,22949E-07
Essix Plus		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,108724794	2,065771093
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,009553612	0,181518629
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,00012578	0,002389822
0. Tag/14. Tag mit Bel.	4,67979E-05	0,00088916
Invisalign		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,000109457	0,002079689
0. Tag/2. Tag mit Bel.	3,21058E-05	0,00061001
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,000156664	0,002976612
0. Tag/14. Tag mit Bel.	1,68906E-05	0,000320922

Tab. 8: Fortsetzung

Invisalign		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,020708665	0,393464633
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,057204826	1,086891688
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,050778681	0,964794936
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,210005638	3,990107131
Duran+		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,012401838	0,235634913
0. Tag/2. Tag mit Bel.	9,25211E-10	1,7579E-08
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	1,57641E-08	2,99518E-07
0. Tag/14. Tag mit Bel.	2,73603E-09	5,19846E-08
Duran+		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,060661526	1,15256899
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,00030199	0,005737809
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,170945242	3,24795959
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,000346978	0,006592587
Zendura		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	8,76176E-07	1,66474E-05
0. Tag/2. Tag mit Bel.	2,61629E-09	4,97096E-08
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	2,37171E-07	4,50625E-06
0. Tag/14. Tag mit Bel.	1,03453E-08	1,96562E-07
Zendura		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,000340128	0,006462428
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,001801138	0,034221627
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,753392719	14,31446165
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,000129881	0,002467743
Aqua dest.		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,000145929	0,000729643
0. Tag/14. Tag	1,62341E-06	8,11704E-06

Tab. 8: Fortsetzung

Aqua dest.		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,001163548	0,005817739
0. Tag/14. Tag	0,596306287	2,981531437
Art. Saliva		
Distalrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,000166898	0,000834491
0. Tag/14. Tag	2,56906E-05	0,000128453
Art. Saliva		
Mesialrotation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,640189173	3,200945867
0. Tag/14. Tag	0,94531824	4,7265912

Tab. 9: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die In-/Extrusion verglichen mit Tag 0: Sortiert nach Material/Lagerungsmedium, Bewegungsrichtung, Untersuchungstag und der Eigenschaften ohne/mit mechanischer Belastung.

Essix ACE		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,427759204	8,127424872
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,151945384	2,886962301
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,998547289	18,97239848
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,019109366	0,363077961
Essix ACE		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,215696068	4,098225286
0. Tag/2. Tag mit Bel.	1,119E-05	0,000212611
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,005777938	0,109780818
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,000134417	0,002553924

Tab. 9: Fortsetzung

Essix Plus		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	5,6085E-05	0,001065615
0. Tag/2. Tag mit Bel.	7,08925E-05	0,001346958
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,886755352	16,84835168
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,000440463	0,008368803
Essix Plus		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,930620849	17,68179613
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,089233006	1,695427116
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,297595088	5,654306678
0. Tag/14. Tag mit Bel.	1,38971E-05	0,000264045
Invisalign		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,044352235	0,842692472
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,020765366	0,394541953
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,023673602	0,449798439
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,690128712	13,11244552
Invisalign		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,435755088	8,279346676
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,594308282	11,29185735
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,455489052	8,654291984
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,56006804	10,64129275
Duran+		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,540056664	10,26107661
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,003001436	0,057027287
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,00722809	0,137333704
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,000277594	0,005274277

Tab. 9: Fortsetzung

Duran+		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,005589973	0,106209478
0. Tag/2. Tag mit Bel.	6,84084E-05	0,001299759
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,080798944	1,535179941
0. Tag/14. Tag mit Bel.	7,27128E-05	0,001381543
Zendura		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,125536986	2,385202728
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,048966901	0,930371128
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,816597038	15,51534372
0. Tag/14. Tag mit Bel.	2,63474E-05	0,0005006
Zendura		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,658840277	12,51796525
0. Tag/2. Tag mit Bel.	4,63848E-05	0,000881311
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,026034801	0,494661215
0. Tag/14. Tag mit Bel.	4,37655E-05	0,000831544
Aqua dest.		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,147949006	0,739745032
0. Tag/14. Tag	0,591946413	2,959732063
Aqua dest.		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,933076404	4,665382019
0. Tag/14. Tag	0,33498325	1,674916251
Art. Saliva		
Intrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,000398038	0,001990192
0. Tag/14. Tag	0,262603491	1,313017456
Art. Saliva		
Extrusion		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,323363861	1,616819303
0. Tag/14. Tag	0,768929596	3,844647979

Tab. 10: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die oro-vestibuläre Translation verglichen mit Tag 0: Sortiert nach Material/Lagerungsmedium, Bewegungsrichtung, Untersuchungstag und der Eigenschaft ohne/mit mechanischer Belastung.

Essix ACE		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,476277962	9,049281279
0. Tag/2. Tag mit Bel.	3,38179E-05	0,000642541
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,038872747	0,738582192
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,095526719	1,815007668
Essix ACE		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,011997956	0,227961169
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,000292072	0,00554937
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,395447748	7,513507204
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,009524816	0,180971513
Essix Plus		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,088083608	1,673588546
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,053491447	1,016337499
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,062202843	1,181854021
0. Tag/14. Tag mit Bel.	9,55332E-05	0,00181513
Essix Plus		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	1,12704E-09	2,14138E-08
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,001254816	0,023841511
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,15930064	3,026712151
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,59818618	11,36553741
Invisalign		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,308471919	5,860966464
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,090791036	1,725029687
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,335703067	6,378358282
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,09476923	1,800615365

Tab. 10: Fortsetzung

Invisalign		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,006645928	0,126272635
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,809257193	15,37588667
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,21519471	4,088699494
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,388790105	7,387012
Duran+		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,455137927	8,647620607
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,008519111	0,161863106
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,068343234	1,298521451
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,00027944	0,005309365
Duran+		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,01638031	0,311225887
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,260425652	4,948087392
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	1,82636E-05	0,000347008
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,027736587	0,526995152
Zendura		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,348527888	6,622029864
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,000264809	0,005031375
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,935881822	17,78175462
0. Tag/14. Tag mit Bel.	1,77967E-10	3,38138E-09
Zendura		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag ohne Bel.	0,001316496	0,025013422
0. Tag/2. Tag mit Bel.	0,739240795	14,0455751
0. Tag/14. Tag ohne Bel.	0,001418247	0,026946691
0. Tag/14. Tag mit Bel.	0,492667221	9,360677192
Aqua dest.		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,038510347	0,192551737
0. Tag/14. Tag	0,094618797	0,473093984

Tab.10: Fortsetzung

Aqua dest.		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,176247307	0,881236533
0. Tag/14. Tag	0,495129624	2,475648122
Art. Saliva		
orale Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,857394372	4,286971862
0. Tag/14. Tag	0,061379097	0,306895483
Art. Saliva		
vestibuläre Translation		
Testtyp	t-Test	Bonferroni
0. Tag/2. Tag	0,902169328	4,510846642
0. Tag/14. Tag	0,041239444	0,206197221

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Invisalign® Oberkiefer-Aligner von der Oberseite (links) und Unterseite (rechts)	8
Abb. 2: Selber hergestellte Duran®+-Schiene auf einem Modell (links) und Invisalign®-Schiene (rechts)	18
Abb. 3: Thermocycler der Firma SD-Mechatronik	19
Abb. 4: Probenkorb mit insgesamt fünf Schienen auf Modellen und fünf losen Schienen	20
Abb. 5: Schema des Orthodontischen Meß- und Simulations-Systems (OMSS)	22
Abb. 6: Modell für die Messung mit Aussparung in Regio 25 mit Anbringung des zu untersuchenden Zahns an einem Adapter	23
Abb. 7: Der zu untersuchende Zahn 25 in Neutralstellung im Zahnbogen	23
Abb. 8: Patientenmodell aus Kunststoff mit aufgesetzter Invisalign®-Schiene im OMSS	24
Abb. 9: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Essix ACE® an Zahn 25	27
Abb. 10: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Essix® PLUS™ an Zahn 25	28
Abb. 11: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Invisalign® an Zahn 25	29
Abb. 12: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Duran®+ an Zahn 25	30
Abb. 13: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte von Zendura™ an Zahn 25	31
Abb. 14: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Essix ACE® an Zahn 25	32
Abb. 15: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Essix® PLUS™ an Zahn 25	33
Abb. 16: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Invisalign® an Zahn 25	34
Abb. 17: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Duran®+ an Zahn 25	35

Abb. 18: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte von Zendura™ an Zahn 25	36
Abb. 19: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Essix ACE® bei Rotation von Zahn 25	38
Abb. 20: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Essix® PLUS™ bei Rotation von Zahn 25	39
Abb. 21: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Invisalign® bei Rotation von Zahn 25	40
Abb. 22: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Duran®+ bei Rotation von Zahn 25	41
Abb. 23: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Zendura™ bei Rotation von Zahn 25	42
Abb. 24: Veränderung des Mittelwerts intrusiver/extrusiver Kräfte an Zahn 25 von Essix ACE® nach Lagerung in destilliertem Wasser verglichen mit der Lagerung in Kunstspeichel	44
Abb. 25: Veränderung des Mittelwerts oro-vestibulärer Kräfte an Zahn 25 von Essix ACE® nach Lagerung in destilliertem Wasser verglichen mit der Lagerung in Kunstspeichel	45
Abb. 26: Veränderung des Mittelwerts des Drehmoments von Essix ACE® nach Lagerung in destilliertem Wasser verglichen mit der Lagerung in Kunstspeichel bei Rotation des Zahns 25	45

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Getestete Produkte mit Angabe des Herstellers, des Durchmessers des Rohmaterials in mm, der Dicke der Folie in mm und des Materials	17
Tab. 2: Zusammensetzung des Kunstspeichels nach Geis-Gerstorfer und Weber (Geis-Gerstorfer und Weber, 1985)	20
Tab. 3: Gliederung der Testgruppen	21
Tab. 4: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die In-/Extrusion	62
Tab. 5: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die oro-vestibuläre Translation	67
Tab. 6: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die Rotation	72
Tab. 7: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für den Vergleich der Lagerungsmedien	77
Tab. 8: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die Rotation verglichen mit Tag 0	80
Tab. 9: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die In-/Extrusion verglichen mit Tag 0	82
Tab. 10: Ergebnisse des t-Tests und der Bonferroni-Korrektur für die oro-vestibuläre Translation verglichen mit Tag 0	85

9. Literaturverzeichnis

Barbagallo LJ, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008a; 133: 218–227

Barbagallo LJ, Shen G, Jones AS, Swain MV, Petocz P, Darendeliler MA. A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances. *Ann Biomed Eng*, 2008b; 36: 335–341

Collett AR, Cook WD, West VC. Mechanical properties of some polymer materials used for tooth positioners. *Aust Dent J*, 1994; 39: 298-305

Condo' R, Pazzini L, Cerroni L, Pasquantonio G, Lagana' G, Pecora A, Mussi V, Rinaldi A, Mecheri B, Licoccia S, Maiolo L. Mechanical properties of "two generations" of teeth aligners: Change analysis during oral permanence. *Dent Mater J*, 2018; 37: 835-842

Coolidge ED. The Thickness of the Human Periodontal Membrane. *The Journal of the American Dental Association and The Dental Cosmos*, 1937; 24: 1260–1270

Cowley DP, Mah J, O'Toole B. The effect of gingival-margin design on the retention of thermoformed aligners. *J Clin Orthod*, 2012; 46: 697-702; quiz 705

Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Rózsa N, Lee H-F, Kwak JH. Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod*, 2015; 85: 934–940

Diedrich P. Biomechanische Prinzipien für orthodontische Bewegungen bei reduziertem Attachment. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1990; 45: 78–81

Drake CT, McGorray SP, Dolce C, Nair M, Wheeler TT. Orthodontic tooth movement with clear aligners. *ISRN Dent*, 2012; 2012: 657973

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *J Orofac Orthop*, 1991; 52: 133–140

Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005; 127: 403–412

Elkholy F, Mikhael B, Schmidt F, Lapatki BG. Mechanische Belastung durch PET-G-Aligner bei mesialer und distaler Derotation eines mandibulären Eckzahns: Eine In-vitro-Studie. *J Orofac Orthop*, 2017a; 78: 361-370

Elkholy F, Panchaphongsaphak T, Kilic F, Schmidt F, Lapatki BG. Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. *J Orofac Orthop*, 2015; 76: 460-475

Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki BG. Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: An in vitro study. *Angle Orthod*, 2016; 86: 883-890

Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki BG. Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017b; 151: 407-415

Engelke B. Kraft- und Drehmomentabgabe thermoplastisch geformter Schienen bei Frontzahnderotation vor und nach Alterungssimulation. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Georg-August-Universität Göttingen, 2010

Erfurth-Jach TF. Biomechanische Untersuchungen an thermoplastisch geformten Schienen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Georg-August-Universität Göttingen, 2012

Faltin R, Almeida M, Kessner C, Faltin K. Efficiency, three-dimensional planning and prediction of the orthodontic treatment with the Invisalign system: case report, 2003: 61–71

Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y. Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dent Mater J*, 2013; 32: 946–951

Fuck L-M, Drescher D. Force systems in the initial phase of orthodontic treatment -- a comparison of different leveling arch wires. *J Orofac Orthop*, 2006; 67: 6–18

- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 1999; 27: 89–99
- Gao L, Wichelhaus A. Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *Angle Orthod*, 2017; 87: 534-541
- Gebhart F. Das Wirkungsspektrum des Positioners. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2005
- Geis-Gerstorfer J, Weber H. Der Einfluss von Kaliumrhodanid auf das Korrosionsverhalten edelmetallfreier Dentallegierungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1985: 87–91
- Glasl B, Ludwig B, Kopp S. Alternative Behandlungsmöglichkeiten und -methoden in der Kieferorthopädie. *Quintessenz Team-Journal*, 2006; 36: 573–578
- Gould TE, Piland SG, Shin J, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: physical and mechanical properties of commercialized products. *Dent Mater*, 2009; 25: 771–780
- Hahn W. Kraft-Drehmomentabgabe und Biomechanik thermoplastisch geformter Schienen zur orthodontischen Zahnbewegung. *Habil.-Schr. Georg-August-Universität Göttingen*, 2009
- Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009; 136: 12.e1-12.e7
- Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Torquing an upper central incisor with aligners--acting forces and biomechanical principles. *Eur J Orthod*, 2010; 32: 607–613
- Haubrich J. Aligner-Therapie. *Dentista*, 2017; 11: 12–15
- Häupl K. Gewebsumbau und Zahnverdrängung in der Funktions-Kieferorthopädie. Leipzig: J. A. Barth, 1938

Hiller D. Elastizität und Dimensionsstabilität von Druckformfolien vor und nach Temperaturwechselbelastung. Publikations-Dissertation, Medizinische Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin, 2018

Ihssen BA, Willmann JH, Nimer A, Drescher D. Der Effekt von In-vitro-Alterung durch Thermozyklierung und Wasserimmersion auf die mechanischen Eigenschaften von PETG-Alignermaterial. *J Orofac Orthop*, 2019; 80: 292–303

Ingervall B, Hönigl KD, Bantleon HP. Moments and forces delivered by transpalatal arches for symmetrical first molar rotation. *Eur J Orthod*, 1996; 18: 131–139

International Organization for Standardization, 1995: ISO 527-3:1995. Plastics – Determination of tensile properties – Part 3: Test conditions for films and sheets. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:527:-3:ed-1:v1:en>. Zugriffsdatum: 31.08.2020

International Organization for Standardization, 2012: ISO 527-2:2012. Plastics – Determination of tensile properties – Part 2: Test conditions for moulding and extrusion plastics. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:527:-2:ed-2:v1:en>. Zugriffsdatum: 31.08.2020

Janda R. Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 1. Quintessenz Zahntech, 2008; 34: 190–204

Jepsen, A. Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area. *Acta Odontol Scand*, 1963; 21: 35-46

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl., 2009

Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1945; 31: 297–304

Krey K-F, Eigenwillig P, Schicker P, Schwahn C. Biologische Realität computergeplanter Zahnbewegungen mit Alignern - eine multizentrische, prospektive Untersuchung. *Spitzenforschung in der Zahnmedizin*, 2017: 42–49

Kwon J-S, Lee Y-K, Lim B-S, Lim Y-K. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008; 133: 228-34; quiz 328.e1

- Lamha, M. Experimenteller Vergleich von Folienmaterial für die Herstellung von kieferorthopädischen Alignern nach einer DIN-Ringversuchsvorschrift. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2020
- Lombardo L, Arreghini A, Ramina F, Huanca Ghislazoni LT, Siciliani G. Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study, 2017a; 18: 35
- Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study. Angle Orthod, 2017b; 87: 11-18
- Luft SI. Materialtechnische Untersuchungen an selbstligierenden und konventionellen Brackets. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2008
- Lutz A-M. Vergleich von Verschleiß und Bruchlast additiv, subtraktiv und konventionell verwendeter Aufbisschienen-Materialien. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Ludwig-Maximilians-Universität München, 2018
- Ma YS, Fang DY, Zhang N, Ding XJ, Zhang KY, Bai YX. Mechanical Properties of Orthodontic Thermoplastics PETG/ PC2858 after Blending. Chin J Dent Res, 2016; 19: 43-48
- Maltha JC, van Leeuwen EJ, Dijkman GEHM, Kuijpers-Jagtman AM. Incidence and severity of root resorption in orthodontically moved premolars in dogs. Orthod Craniofac Res, 2004; 7: 115–121
- Melsen B, Burstone CJ. The transpalatal arch and the lower lingual arch. Their use as active and passive appliance. in: Melsen B, Burstone CJ, Hrsg. Introduction to biomechanics. Syllabus University of Aarhus, 1990.
- Mizuhashi F, Koide K. Formation of vacuum-formed and pressure-formed mouthguards. Dent Traumatol, 2017; 33: 295–299
- Pejicic A. Systematisches Literaturreview - die optimale orthodontische Kraft in puncto Zahnbewegung und Wurzelresorption. Dipl.-Arb. Medizinische Universität Wien, 2010
- Proffit WR. Contemporary Orthodontics, 1999: 296–325

Proffit WR. Contemporary Orthodontics, 2000: 304

Proffit WR, Fields HW, Nixon WL. Occlusal forces in normal- and long-face adults. J Dent Res, 1983; 62: 566–570

Reitan, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, Am. J. Orthod, 1957; 43: 32

Reitan, K. Principles of retention and avoidance of posttreatment relapse, Am. J. Orthod, 1969; Volume 55, Issue 6, Pages 776-790

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod, 2003; 73: 86–92

Rost D, Schwarze CW, Hilgers RD. Materialeigenschaften der Werkstoffe für Positioner--eine In-vitro-Untersuchung. I. Das elastische Verhalten. Fortschr Kieferorthop, 1993; 54: 71–75

Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. Orthodontic Waves, 2006; 65: 64–72

Ryu J-H, Kwon J-S, Jiang HB, Cha J-Y, Kim K-M. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. Korean J Orthod, 2018; 48: 316–325

Sander C, Sander FM, Sander FG. The derotation of premolars and canines with NiTi elements. J Orofac Orthop, 2006; 67: 117–126

Schlüßler J. Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen zur Kippung unterer Frontzähne. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Georg-August-Universität Göttingen, 2014

Schopf P. Schädel- und Gebissentwicklung, Prophylaxe, kieferorthopädische Diagnostik, herausnehmbare Behandlungsgeräte. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2000

Schroeder HE. The Periodontium. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1986

- Schrott L. Effektivität der Zahnbewegungen bei einer Aligner-Behandlung. Inaugural-Disser-tation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2016
- Schupp W, Haubrich J. Möglichkeiten und Grenzen der Invisalign-Behandlung. *Quintessenz*, 2010; 61: 951–962
- Schupp W, Haubrich J. *Aligner orthodontics*. London, Berlin, Chicago: Quintessence Publishing, 2016
- Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Structural conformation and leaching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2004; 126: 725–728
- Schwarz AM. Die Gewebsveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. *J Orofac Orthop*, 1932; 2: 11–49
- Schwarzmann P. *Thermoformen in der Praxis*. Cincinnati, Ohio: Hanser Publishers, Munich Hanser Publications, 2019
- Sheridan JJ. The Readers' Corner. 2. What percentage of your patients are being treated with Invisalign appliances?, *J Clin Orthod*, 2004; 38: 544–545
- Vardimon AD, Robbins D, Brosh T. In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010; 138: 399–409
- Vlaskalic V, Boyd R, Hordt C, Miethke R-R. Die kieferorthopädische Behandlung mit dem Invisalign-System. *Kieferorthopädie Sonderheft Invisalign*, 2001: 17–24
- Waked EJ, Caputo AA. Thickness and stiffness characteristics of custom-made mouthguard materials. *Quintessence Int*, 2005; 36: 462–466
- Wichelhaus A, Sander C, Sander FG. Development and biomechanical investigation of a new compound palatal arch. *J Orofac Orthop*, 2004; 65: 104–122
- Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J*, 2011; 30: 954–959

10. Danksagung

Zu allererst möchte ich mich ganz herzlich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel (Leiter Oralmedizinische Technologie des Universitätsklinikums Bonn) für das Überlassen des Dissertationsthemas sowie die hilfreichen Anregungen bei der Planung, Gestaltung und Durchführung dieser Arbeit bedanken. Seine ständige Bereitschaft zur Klärung auftretender Fragen waren mir stets eine große Unterstützung.

Herrn Dr. Ludger Keilig danke ich für die immer freundlichen Hilfestellungen und tolle Unterstützung, sei es bei der Ergebnisauswertung, der Erstellung der Fotos für diese Arbeit oder bei sonstigen Fragestellungen.

Ein besonderer Dank gilt der Chemielaborantin Anna Weber, vielen Dank für die freundliche Mithilfe bei der Herstellung des Kunstspeichels.

Jasmin Zupurovic danke ich für seine immerwährende Unterstützung und Motivation.

Vor allem danke ich meiner Familie für ihre tolle Unterstützung. Ich danke meinen Eltern für ihre moralische Unterstützung und dafür, dass sie mir ein sorgloses Studium ermöglicht haben. Sie haben mir geholfen auch in schlechten Zeiten nicht aufzugeben. Deshalb ist diese Arbeit besonders ihnen gewidmet.

Zuletzt danke ich Bijan Golkhani für das Überlassen der Schienen bzw. den Firmen Dentsply Sirona, Align Technology, Scheu-Dental sowie Bay Materials für die Bereitstellung der notwendigen Materialien.