

Der Einfluss verschiedener Belastungsmechanismen auf die Verformung von dentalen Alignern

Dissertation

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

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Elisabeth Danuta Bobula, geb. Palluch

aus Bonn

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Peter Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Stefan Lossdörfer

Tag der mündlichen Prüfung: 14.01.2026

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

Gewidmet meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1 Einleitung	8
1.2 Literaturübersicht zur bisherigen Studienlage	10
1.3 Ziel der Studie	14
2. Material und Methoden	16
2.1 Material	16
2.1.1 Aligner	16
2.1.2 Modelle	18
2.2 Methoden	19
2.2.1 Vorbehandlungen	19
2.2.2 Aufteilung der Testgruppen	20
2.2.3 Testmethoden	21
2.2.4 Auswertung und Statistik	25
3. Ergebnisse	26
3.1 Einführung	26
3.2 Vergleich der Aligner Materialien in den jeweiligen Zeit,- und Messpunkten	26
3.3 Vergleich für jedes Aligner-Material zwischen den jeweiligen Zeit,- und Messpunkten	33
3.4 Drehmoment- und Kraftmessung der Testgruppen	39
3.4.1 Intrusive und extrusive Kräfte	39
3.4.2 Orale und vestibuläre Kräfte	42
3.4.3 Rotatorische Drehmomente	45
4. Diskussion	49
4.1 Diskussion der Fragestellung	49
4.2 Diskussion von Material und Methoden	50
4.2.1 Schienenmaterialien	50
4.2.2 Einfluss des Herstellungsverfahrens	50
4.2.3 Thermische Vorbehandlungen	51

4.2.4	Mechanische Belastung	52
4.2.5	Methode der Messung	54
4.3	Diskussion der Ergebnisse	55
4.4	Diskussion der Ergebnisse im Kontext der Literatur	57
4.5	Klinische Schlussfolgerung	60
5.	Zusammenfassung	61
6.	Anhang	63
7.	Abbildungsverzeichnis	71
8.	Tabellenverzeichnis	76
9.	Literaturverzeichnis	79
10.	Erklärung zum Eigenanteil	84
11.	Danksagung	85

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse (<i>ANalysis Of VAriance</i>)
Nmm	Newtonmillimeter (Maßeinheit für das Drehmoment)
FLX	Flex
OMSS	Orthodontisches Meß- und Simulations-System
R-2°	Distalrotation
R+2°	Mesialrotation
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
IIT	instrumentierter Eindrucktest
LT-Harz	langzeitstabiles Harz
TPU	thermoplastischer Polyurethan
PU	Polyurethan-Basis
PE	Polyethylen
PET	Polyethylenterephthalat
PP	Polypropylen
PETG	Polyethylenterephthalat-Glycol-Basis

1. Einleitung

1.1 Einleitung

Das Interesse an kieferorthopädischen Behandlungen auch im Erwachsenenalter nimmt ständig zu, insbesondere, wenn ästhetische Behandlungsmittel, wie z.B. transparente Korrekturschienen eingesetzt werden können. Die Schienen oder sogenannten „Aligner“ werden von 90 % der Patienten aufgrund der ästhetischen Komponente bevorzugt. Hingegen haben herkömmliche kieferorthopädische Apparaturen an Attraktivität verloren, wie z.B. Brackets. Selbst höhere Kosten für Behandlungen mit Alignern sind es den Patienten Wert, wenn sie damit auf metallische Geräte verzichten können (Rosvall et al., 2009). Zurückzuführen ist der Beginn der Entwicklung von Alignern auf Kesling, der erstmals 1945 den „Positionierer“ zur Korrektur von Zahnfehlstellungen einführte.

Das System der Herstellung beruhte auf Set-up-Modellen, woraus manuell die zu bewegenden Zähne herausgefräst und mit Wachs an die gewünschte Stelle repositioniert wurden (vergl. Abb. 1). So kann schrittweise eine Fehlstellung durch die Verwendung mehrerer Positionierer korrigiert werden (Kesling, 1945).

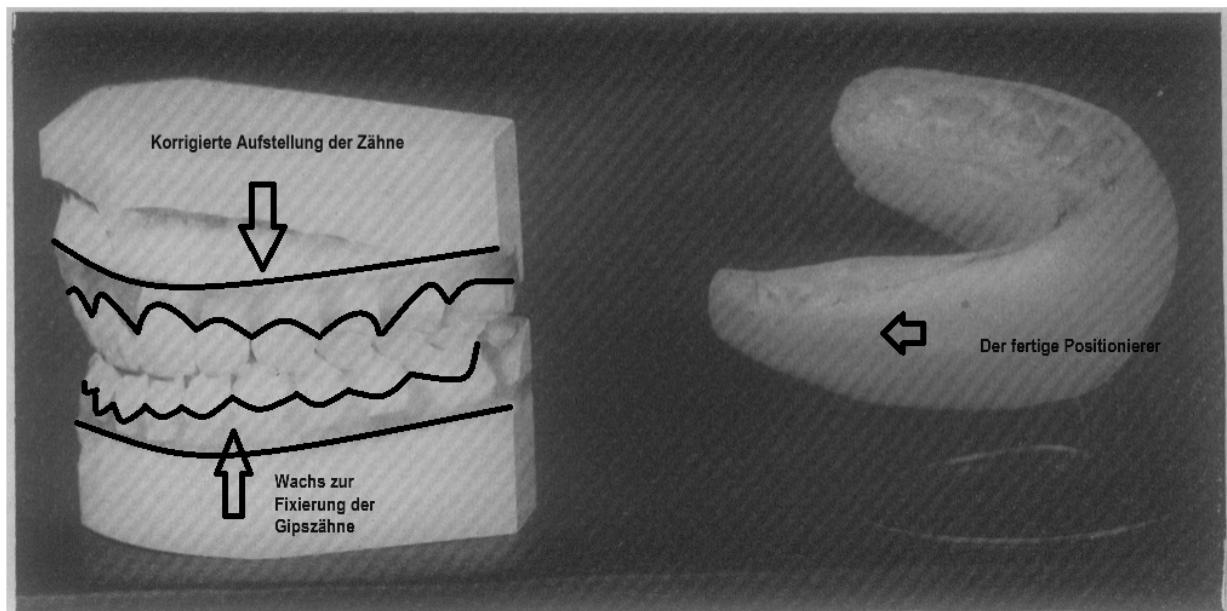


Abb. 1: Die Abbildung zeigt das Set-up-Modell (links) und den darauf hergestellten Positionierer (rechts, modifiziert nach Kesling, 1945)

Ende der neunziger Jahre gewann die Behandlung und Entwicklung transparenter „Aligner Technology“, als Korrekturschienen, immer mehr an Zuspruch. Schon im Jahr 2015 gab es 27 verschiedene Systeme, die transparente Aligner anboten. Dahingehend gibt es viele Unterschiede zwischen den Systemen (Weir, 2017). Einige Systeme behandeln nur geringe Zahnbewegungen in möglichst geringer Behandlungszeit. Andere werden mithilfe von spezieller Software und 3D-Analyse geplant, wie z.B. Invisalign® von Align Technology (San Jose, USA). Dazu gehören unter anderem die detaillierte Planung und das bestimmte Design von Attachments zur Unterstützung kieferorthopädischer Kräfte (Weir, 2017). Aber auch ohne die Verwendung von Attachments konnte eine exponentielle Kraftänderung während der Tragezeit einzelner transparenter Aligner nachgewiesen werden. Das liegt daran, dass die Passform und das elastische Material des Aligners selbst eine gewisse Kraftübertragung ermöglichen (Simon et al., 2014).

In der Fachliteratur sind verschiedene Herstellungstechniken von Alignern beschrieben, wie auch eine Vielzahl von Materialien mit unterschiedlichen physikalischen und mechanischen Eigenschaften. Je nach System werden Aligner mit verschiedenen Dicken, unterschiedlicher Flexibilität und möglicher Belastbarkeit verwendet. Zur Anwendung kommen Aligner auf Polyurethan-Basis (PU), wie diese von Invisalign (Align Technology) und Zendura™ (Bay Materials), Polyethylen- (PE), Polyethylenterephthalat- (PET) bei Essix ACE® (Dentsply Sirona), Polypropylen- (PP) oder auch Polyethylenterephthalat-Glycol-Basis (PETG) bei Duran®+ (Scheu Dental). Diese chemischen Strukturen weisen unterschiedliche mechanische Eigenschaften auf. Anhand eines Eindrucktests (IIT) unter der Verwendung eines Vickers-Eindringkörpers zeigten sich beispielsweise Unterschiede in der Härte zwischen Alignern auf Polyurethan-Basis und PETG-basierten Alignern. Aus diesen Erkenntnissen sind demzufolge ebenfalls klinische Unterschiede zu erwarten (Condo et al., 2018).

Zu den Herstellungstechniken zählt das Verfahren mittels des 3D-Drucks oder des Tiefziehens, durch ein Wärme-Unterdruck-Verfahren. Beim Tiefziehverfahren verwendet man thermoplastische Materialien, welche über eine bestimmte Zeitdauer einer vordefinierten Temperatur und einem Unterdruck ausgesetzt werden. Was hierbei interessant ist, ist die Tatsache, dass die mechanischen und physikalischen Eigenschaften im Laufe des Thermoformens sich nachweislich ändern. Daher ist bei der Analyse verschiedener Materialien der Untersuchungszeitpunkt essentiell, welcher nach dem Vorgang des

Thermoformens gewählt werden sollte (Ryu et al., 2018).

Ein gutes Beispiel zur Herstellung von Alignern ist das System von Invisalign. Dieses nutzt die „CAD/CAM“-Technologie, um aus einem einzigen Abdruck oder intraoralem Scan eine Serie mehrerer Aligner herzustellen. Die Planung erfolgt hierbei digital und simuliert von Beginn bis zum Abschluss die Behandlung. Die Software errechnet automatisiert die Anzahl der notwendigen Aligner. Für die Produktion verwenden Invisalign und auch andere Anbieter, die nach diesem oder einem ähnlichen Prinzip arbeiten, Kunststofffolien, welche über entsprechende mittels 3D-Druck hergestellte Kunststoffmodelle tiefgezogen werden. Abschließend folgt das Zurechtschneiden, die Politur und auch die Desinfektion der Aligner (Kuo und Miller, 2003).

Bei der Herstellungstechnik mittels 3D-Drucks entstehen die einzelnen Aligner, jedoch nicht aus thermoplastischen Folien, sondern aus gedrucktem biokompatiblen LT-Harz (Jindal et al., 2019). Eine solche Herstellung von 3D-gedruckten Alignern durch die Firma Scheu Dental wird ebenfalls von Jo und Sivak (2022) beschrieben. Der Vorteil beim 3D-Druck besteht vor allem in der Zeitersparnis und der Möglichkeit einer Korrektur der Behandlung. Bei dieser Art der Herstellung müssen nicht vorab alle Aligner produziert werden, sondern es kann pro Sitzung des Patienten neu entschieden werden, wie viele Aligner 3D gedruckt werden sollen. Auf digitalen Modellen werden die jeweiligen Aligner geplant und als Druckauftrag von der Software an den 3D-Drucker weitergeleitet.

1.2 Literaturübersicht zur bisherigen Studienlage

Wie bereits erwähnt ist bekannt, dass verschiedene Materialien der Aligner unterschiedliche mechanische und physikalische Eigenschaften aufweisen. In vielen Studien werden daher Untersuchungen durchgeführt, in denen diese mechanischen Eigenschaften ermittelt wurden. Unter anderem gehören dazu die Stabilität, Belastungsmöglichkeiten, das Erzielen kieferorthopädischer Kräfte sowie die Veränderungen von beispielsweise Härte und Elastizitätsmodul. Hinzu kommt jedoch eine Schwierigkeit bei vielen Studien, da Aligner in der Mundhöhle *in vivo* Einflüssen ausgesetzt sind, welche bei *in vitro* Studien versucht werden zu berücksichtigen.

In einer Studie von Jindal et al. (2019) wurden, wie bereits zuvor beschrieben, zwei Herstellungstechniken verglichen, um geometrische Abweichungen zu beurteilen. Sowohl tiefgezogene als auch 3D-gedruckte Aligner wurden dabei einer Druckbelastung von 1000 N ausgesetzt. Das Ergebnis beschreibt eine plastische irreversible Veränderung von thermogeförmten, jedoch eine reversible Verformung bei 3D-gedruckten Alignern. Dies spricht dafür, dass 3D-gedruckte Aligner formstabil sein könnten als thermogeförmte Aligner.

Um auf die klinische Belastbarkeit und die mechanischen Eigenschaften von Alignern näher einzugehen, wurden Studien durchgeführt, die Veränderungen der Materialien bei Krafteinwirkung untersuchten. Unter anderem untersuchten Bucci et al. (2019) die Dickenänderung nach zehntägiger intraoraler Anwendung. Hierbei wurde zunächst vor intraoraler Exposition die Dicke der Aligner an einigen Okklusionspunkten auf einem 3D-Modell gemessen. Mittels eines studentischen t-Tests erfolgte der Vergleich von ungetragenen und getragenen Alignern. Dabei zeigte die Versuchsreihe zwar einige signifikante Dickenänderungen, jedoch ohne klinische Nachteile für den Behandlungserfolg. Es wurde daher eine gute Dickenstabilität der thermogeförmten Aligner bei intraoraler Anwendung festgestellt.

Auch wenn es laut der zuvor genannten Studie zu keinen Nachteilen für den Behandlungserfolg kommt, entstehen Veränderungen in der Struktur der Aligner nach einer gewissen Tragezeit. Vorausgesetzt wird ein Tragezeitraum von 7 bis 14 Tagen pro Aligner mit einer mindestens 22-stündigen Tragezeit pro Tag. Nach dieser intraoralen Exposition der Aligner sind im Vergleich zu ungetragenen Alignern erhebliche morphologische Unterschiede im Material ersichtlich. Dazu gehören sowohl der Abrieb an Höckerspitzen aufgrund der Kaubelastung als auch Verkalkungen von Biofilm, der sich während der Anwendung bildet (Schuster et al., 2004). In einer weiteren Studie untersuchten Gerard et al. (2016) die mechanischen und chemischen Eigenschaften von Alignern ebenfalls nach intraoraler Exposition. Es zeigte sich, dass eine intraorale Alterung keine signifikanten chemischen Veränderungen in dem Material hervorruft. Allerdings ergaben sich signifikante Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu ungetragenen Alignern. Obwohl sich die mechanischen Eigenschaften während der kieferorthopädischen Behandlung verschlechtern, kann dies noch nicht als Nachweis für negative klinische Auswirkungen auf den Behandlungserfolg angesehen werden.

Laut Kohda et al. (2013) ist ein weiterer Aspekt in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften, dass die ausgeübten kieferorthopädischen Kräfte von dem Alignermaterial, der Dicke und auch der Aktivierungsgröße für die angestrebte Zahnbewegung abhängen. Aligner aus dickeren Materialien, wie z.B. 0,75 mm, erzeugen beispielsweise eine deutlich größere kieferorthopädische Kraft als Aligner aus dünnen Materialien mit 0,5 mm. Ebenfalls erzielt eine größere Aktivierung von 1,0 mm eine geringere kieferorthopädische Kraft als die Aktivierung in kleineren Schritten mit Aktivierungsgrößen von 0,5 mm.

Im Zuge dessen ist die benötigte Kraft zur Abnahme der Aligner während intraoraler Exposition, also die vertikale Verschiebungskraft, abhängig von zwei Faktoren. Auf der einen Seite stehen wieder die mechanischen Eigenschaften, wie Härte und Elastizitätsmodul, und auf der anderen Seite die Retention des Aligners beispielsweise anhand von Attachments. Härtere Aligner benötigen mehr Kraft zur Abnahme als weichere Aligner, unabhängig davon, ob mit oder ohne zusätzliche Attachments. Lediglich die Form der verwendeten Attachments kann die Retention und damit die Höhe der notwendigen Kraft beeinflussen (Dasy et al., 2015).

Wie bereits oben beschrieben, nehmen die mechanischen Eigenschaften von Alignern durch die intraoralen Belastungen ab. Dies bezieht sich auf Aligner, die aus thermoplastischen Polymeren bestehen. Um die Veränderung der mechanischen Eigenschaften genauer zu analysieren, wurden in der Studie von Ihssen et al. (2019) Aligner auf Polyethylenterephthalat-Glykol-Basis (PETG) in vitro unter starken Temperaturschwankungen untersucht. Mit diesen Temperaturschwankungen sollte das wechselnde Milieu in der Mundhöhle simuliert werden. Dafür wurden 60 Alignerproben in drei Gruppen aufgeteilt. Eine Gruppe befand sich in destilliertem Wasser, die zweite Gruppe wurde einer Alterung durch Thermozyklierung unterzogen und die dritte Gruppe galt als Kontrollgruppe. Alle Gruppen wurden nochmals unterteilt und es wurden Zugversuche bei 22 °C und 37 °C durchgeführt. Daraufhin galt es, sowohl das Elastizitätsmodul, die 0,2 %-Dehngrenze sowie die nominelle Zugfestigkeit als auch die Wasserabsorption zu analysieren. Resultierend zeigten sich in allen Gruppen Wasserabsorptionen. Des Weiteren wurden ein signifikant kleineres Elastizitätsmodul und geringere Zugfestigkeit in den Gruppen bei 37 °C im Vergleich zu den Gruppen bei 22 °C festgestellt. In der Gruppe der thermozyklierten Aligner und Immersionsgruppen in destilliertem Wasser stellte sich ebenfalls ein signifikant geringeres Elastizitätsmodul heraus als im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Schlussfolgernd stellte sich eine Minderung der mechanischen Eigenschaften der Aligner während ihrer Tragezeit dar. Wechselnde Temperaturen und Wasserabsorption können daher den Abfall kieferorthopädischer Kräfte verursachen.

Ein weiterer wichtiger Bestandteil zur Untersuchung der Verformung und der Ausübung kieferorthopädischer Kräfte von Alignern ist die sogenannte dynamische Spannungsrelaxation. Durch die anfängliche Verformung der Aligner werden die kieferorthopädischen Kräfte erzeugt. Da es sich bei Alignern meistens um thermoplastische Materialien handelt, führt diese Verformung nach einer gewissen Zeit zu einer Minderung der mechanischen Eigenschaften, was eine Spannungsrelaxation zur Folge hat. Dadurch kommt es zum Verlust der Zahnbewegung.

In der Studie von Fang et al. (2013) wurde genau diese Größe der Spannungsrelaxation bei unterschiedlichen Materialien untersucht. Für die Simulation des Mundmilieus wurden thermoplastische Materialien für drei Stunden in einem Wasserbad bei 37 °C sowie bei Raumtemperatur gemessen. In allen Materialien nahm die Spannung mit der Zeit ab. Durch das Wasserbad wurde die Abnahme sogar beschleunigt. Es zeigten sich aber auch Unterschiede in den Materialien: In zwei der untersuchten Materialien verschiedener Firmen resultierten geringere Spannungsrelaxationen, welche ein Zeichen für eine stabilere Übertragung kieferorthopädischer Kräfte sein könnten.

In einer weiteren Studie von Dalaie et al. (2021), wurden ebenfalls thermoplastische Materialien auf mechanische Eigenschaften untersucht. Dabei unterteilten sich die Versuchspröben in drei Gruppen: In eine Kontrollgruppe, in eine Gruppe nach dem Thermoformen und in eine dritte Gruppe nach dem Thermoformen und nach Alterung.

Zur Alterung wurden die Materialien in 37 °C destilliertes Wasser für 24 Stunden gelegt. Untersucht wurden unter anderem Biegefestigkeit, Härte, Elastizitäts- und Viskositätsmodul. Resultierend ergaben sich eine Abnahme der Biegefestigkeit, der Härte und des Elastizitätsmoduls nach dem Thermoformen, jedoch keine Änderungen mehr nach der Alterung. Laut dieser Studie spielt der Prozess des Thermoformens, in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften, eine größere Rolle als die der Alterung.

Polymere sind für die Herstellung von Alignern nicht nur Temperaturschwankungen und Wasserabsorption ausgesetzt, sondern unterliegen noch anderen Einflüssen in der Mundhöhle. Dazu gehören Verkalkungen der Aligner durch Speichel, der Einfluss durch Kauen und Ablagerungen durch Plaquemetaboliten.

Hierbei besteht das Problem, dass dieses komplexe Mundmileu anhand von in vitro Versuchen nicht vollständig darzustellen ist. Durch die Entstehung von Biofilmen, durch Kaubelastung und Verkalkungen können sich die Materialeigenschaften ändern. Diese Veränderungen können zu anderen Ergebnissen führen als zunächst anhand von reinen in vitro Versuchen angenommen. Demzufolge kann anhand von in vitro Untersuchungen nur eine Tendenz zu potenziellen klinischen Behandlungserfolgen gegeben werden (Eliades und Bourauel, 2005).

Zusammenfassend gibt es bereits zahlreiche Studien, die über die Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften von Alignermaterialien berichten. Dazu gehören die Abnahme von kieferorthopädischen Kräften nach Einfluss bestimmter intraoraler Faktoren, der Einfluss bestimmter Materialdicken für die Größe der ausgeübten kieferorthopädischen Kräfte und auch die Auswahl verschiedener Polymere, als Materialien für Aligner und deren Herstellungstechniken. Veränderungen in den Eigenschaften der Materialien können demzufolge negative Auswirkungen auf den Behandlungserfolg haben. Demnach ist von Interesse zu erfahren, wie und ob sich Aligner unter täglichem Gebrauch in ihrer Geometrie verändern. Somit stellt sich die Frage, ob das häufige Auf- und Abziehen von verschiedenen Alignern während der Tragezeit einen Einfluss auf die Passgenauigkeit hat. Weiterhin ist zu ermitteln, inwieweit sich eine mögliche Verformung der Aligner auf den Behandlungserfolg auswirken könnte. Anhand der Untersuchungsergebnisse könnte den Patienten eine Empfehlung für das tägliche Tragen von Alignern gegeben werden.

1.3 Ziel der Studie

Das Ziel der Studie war demnach, eine durch Belastungsmechanismen und Simulation unterschiedlicher Behandlungsdauer verursachte mögliche Verformung der Aligner zu untersuchen. Als Belastungsmechanismus sollte das häufige Auf- und Absetzen der Aligner vom Zahnbogen durch die Patienten simuliert werden. Folgende detaillierte Fragen waren zu beantworten:

- Kommt es durch die Belastungsmechanismen und einer unterschiedlichen Belastungsdauer zu Verformungen?
- Sind diese Verformungen bleibend?

- Beeinflussen die Deformationen die Kraftübertragung vom Aligner auf einzelne Zähne?
- Besteht ein Unterschied bei Variation der Aligner-Dicke und könnte eine Empfehlung zur Dicke der verwendeten Aligner gegeben werden?

2. Material und Methoden

2.1 Material

2.1.1 Aligner

Es wurden jeweils zehn Aligner von zwei Herstellern unterschiedlicher Dicke analysiert. Die Folien aus Duran®+ der Firma Scheu-Dental werden mit Dicken von 1,0 mm, 0,75 mm und 0,625 mm untersucht. Von dem Hersteller Bay Materials standen die Folien Zendura und Zendura FLX mit jeweils 0,76 mm zur Verfügung. Beide Firmen bieten eigene Systeme zur Herstellung von Alignern zur kieferorthopädischen Behandlung an. Die Scheu-Dental Group verwendet die DuranFolien und bietet das CA®-Professional System an. Die Zendura Tiefziehfolien werden über das ClearCorrect®-System von Straumann für die Herstellung von Alignern verwendet. Eine Übersicht der Materialien ist der Tabelle 1 zu entnehmen.

Tab. 1: Untersuchte Aligner mit Angabe des Herstellers, des Durchmessers vom Rohmaterial in mm, der Dicke der Rohfolie in mm und Bestandteil des Materials.

Produktnname	Hersteller	Rohmaterial Ø (mm)	Dicke (mm)	Material
Duran®+	Scheu-Dental (Iserlohn)	125	1,0	PET-G
Duran®+	Scheu-Dental (Iserlohn)	125	0,75	PET-G
Duran®+	Scheu-Dental (Iserlohn)	125	0,625	PET-G
Zendura™	Bay Materials (Fremont, USA)	125	0,76	PU
Zendura™ FLX	Bay Materials (Fremont, USA)	125	0,76	PU

Die Aligner für diese Studie wurden selbst hergestellt. Dafür wurde das Rohmaterial in Form von Folien mit Durchmessern von 125 mm über ein Kunstharzmodell tiefgezogen. Das Tiefziehen erfolgte gemäß der Herstellerangaben, mithilfe des Tiefziehgeräts BIOSTAR® von Scheu-Dental (SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn; Abb. 2). Anschliessend wurden die Folien auf Höhe des Gingivasaums beschnitten (Abb. 3). Alle Aligner wurden identisch angefertigt, sodass keine Abweichungen in den einzelnen Aligern entstehen konnten. Von jedem in der Tabelle aufgeführten Material entstanden jeweils zehn Aligner.



Abb. 2: Das Tiefziehgerät BIOSTAR® und rechts das Modell mit dem tiefgezogenen fertigen Aligner.



Abb. 3: Der tiefgezogene fertige Aligner auf dem 3D-gedruckten Modell.

2.1.2 Modelle

Das Patientenmodell des Oberkiefers stellte die prothetische Abteilung der Zahnklinik der Universität Bonn als digitalen Datensatz zur Verfügung. Es handelte sich um einen nicht kieferorthopädisch behandelten Oberkiefer. Hergestellt wurden 11 exakt gleiche Modelle mithilfe des ASIGA MAX 3D-Druckers von Scheu-Dental und der dazugehörigen Software Asiga-Composer. Als Material wurde lichthärtendes methacrylatbasiertes Harz von IMPRIMO® LC Model Beige der Firma Scheu-Dental verwendet. Die Modelle wurden nach Herstellerangaben hergestellt und bearbeitet. Aus einem der 11 Modelle galt es den Zahn 25 sauber herauszutrennen, um ein einwandfreies Repositionieren zu gewährleisten. Anschließend wurde der Zahn 25 an einen Adapter befestigt (Abb. 4).

Dieses speziell angefertigte Modell wurde im Zuge der Methoden an einen Kraft/Drehmoment-Sensor angebracht.



Abb. 4: Das angefertigte Modell mit dem herausgetrennten Zahn 25. Bereits versehen ist das Modell mit einer in der Mitte befestigten Mutter und der Zahn 25 mit einer Schraube.

2.2 Methoden

2.2.1 Vorbehandlungen

Da in der vorliegenden Studie die Aufgabe darin liegt eine mögliche Verformung der Aligner zu analysieren, mussten vor den Versuchen alle fertigen Aligner in ihrem unbehandelten Zustand gescannt werden. Für das Scannen am 3600 ARTI Scanner der Firma ZirkonZahn (Gais Südtirol, Italien) mussten alle Aligner mit einem Scan-Spray von außen isoliert werden (Abb. 5). Dafür wurde das Spray Plurascan der Firma Pluradent (Offenbach am Main) verwendet. Anschließend wurden die Aligner ohne dazugehöriges Modell gescannt.

Um sowohl eine siebentägige als auch 14-tägige Verweildauer im Mund zu simulieren, wurden jeweils fünf Aligner von jedem Typ in ein Wärmebecken mit deionisiertem Wasser gelegt. Die Temperatur sowohl bei siebentägigem als auch 14-tägigem Wärmebad lag konstant bei 35 °C.



Abb. 5: Vorbereiteter Aligner, mit dem Scanspray beschichtet zum Scannen der Oberfläche.

2.2.2 Aufteilung der Testgruppen

Die Aligner wurden in zwei zu untersuchende Gruppen von je fünf Proben unterteilt.

Eine dritte Gruppe bestand aus je fünf unbehandelten Proben als Kontrollgruppe.

Die erste Gruppe war diejenige die sieben Tage im Wärmebad gealtert ist und anschließend durch 25-maliges manuelles Auf- und Abziehen, auf bzw. von dem Modell, belastet wurde. Die zweite Gruppe wurde 14 Tage gealtert und nach Entnahme aus dem Wärmebad 50-mal vom Modell auf- und abgezogen. Eine Übersicht der Einteilung ist Tabelle 2 zu entnehmen.

Tab. 2: Auflistung aller Aligner in zu untersuchende Gruppen mit der Anzahl, dem Produktnamen, der entsprechenden Dicke, Alterung in Tagen und Anzahl der manuellen Belastung

Anzahl Aligner	Produktname	Dicke (mm)	Wärmebad-Dauer In Tagen	Manuelle Belastung
5	Duran®+	1,0	7	25-mal
5	Duran®+	0,75	7	25-mal
5	Duran®+	0,625	7	25-mal
5	Zendura®	0,76	7	25-mal
5	Zendura® FLX	0,76	7	25-mal
5	Duran®+	1,0	14	50-mal
5	Duran®+	0,75	14	50-mal
5	Duran®+	0,625	14	50-mal
5	Zendura®	0,76	14	50-mal
5	Zendura® FLX	0,76	14	50-mal

2.2.3 Testmethoden

Die jeweiligen Aligner wurden nach dem ersten Scan in das oben beschriebene Wärmebad eingelegt. Es erfolgte die manuelle Bearbeitung anhand des 25-maligen oder 50-maligen Auf- und Abziehens vom Modell, wobei die Modelle mit Aligner an einer Tischplatte befestigt und abwechselnd jeweils an den Prämolaren- und Eckzahnbereichen abgezogen wurden. Direkt im Anschluss musste jeder Aligner wieder mit dem Scanspray eingesprührt und neu gescannt werden.

Die Datensätze der Scans von der Ausgangssituation und der nach der manuellen Belastung wurden in das Programm OnyxCeph (Image Instruments, Chemnitz) übertragen.

Anhand dieser digitalen kieferorthopädischen Software konnten die beiden Scans der jeweiligen Aligner übereinander gelagert und ausgerichtet werden.

Für eine genaue Überlagerung von zwei Alignern mussten an jedem Zahn von palatinal Referenzpunkte gesetzt werden (Abb. 6). Mit der Messfunktion des Programms konnten immer exakt die gleichen Referenzpunkte gewählt werden, um eine numerische Diskrepanz und damit die Deformation zu ermitteln. Die Referenzpunkte lagen auf dem distobukkalen Höcker an Zahn 16, auf der vestibulären Fläche an Zahn 13, auf der vestibulären Fläche an Zahn 21 und auf dem bukkalen Höcker an Zahn 25 (Abb. 7).

Die einzelnen Ergebnisse konnten zusammengeführt und zur weiteren Analyse verwendet werden.

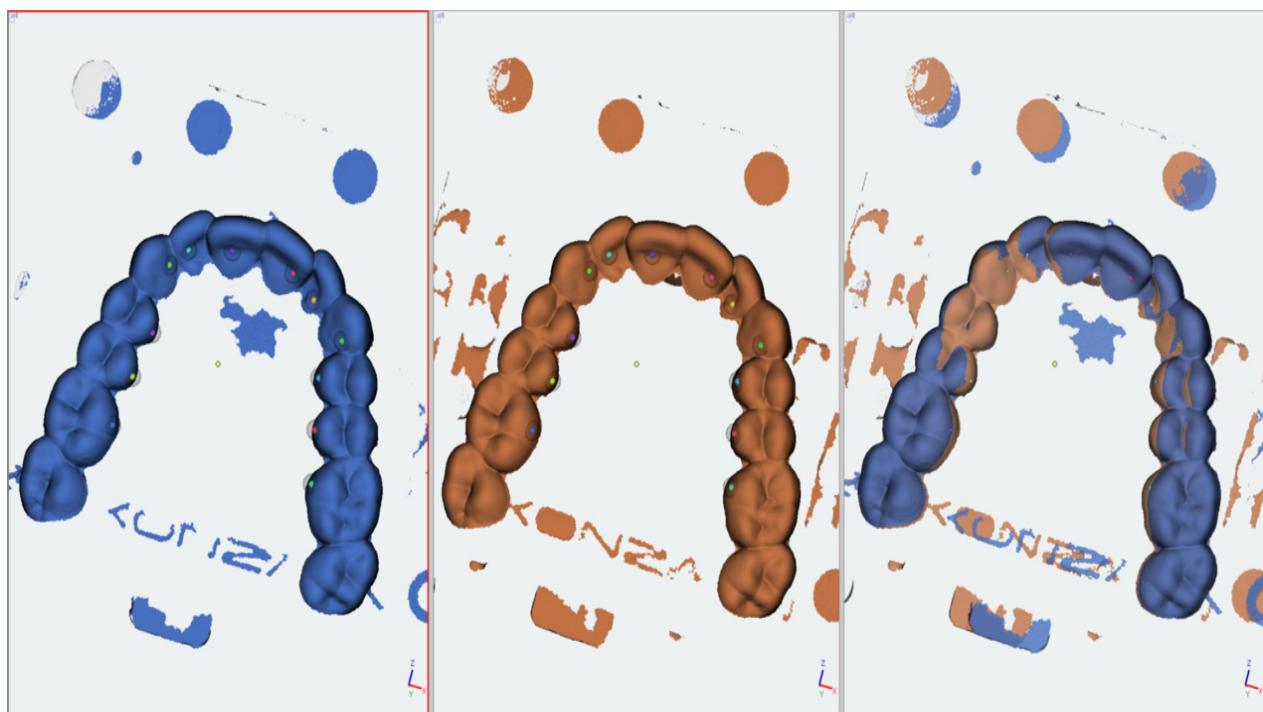


Abb. 6: Links der unbehandelte Aligner, mittig der bearbeitete Aligner und rechts die über-einandergelagerten Aligner. Von palatinal sind die jeweils gewählten Referenzpunkte zu erkennen.

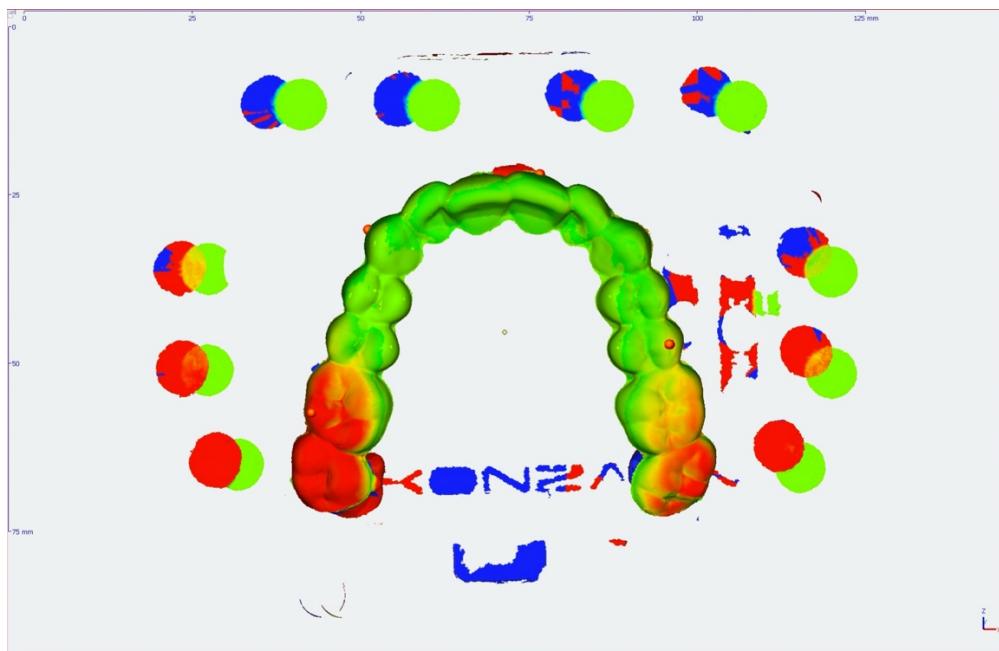


Abb. 7: Beispiel für übereinandergelegte Aligner und Distanzmessungen zwischen den ausgewählten Referenzpunkten an Zahn 16, 13, 21, 25 im OnyxCeph-Programm. Eine Übereinstimmung der Aligner wird durch die grüne Farbmarkierung visualisiert. Farbtöne in Gelb und Rot zeigen zunehmende Forminstabilität an den entsprechenden Stellen an.

Die biomechanischen Messungen erfolgten mit dem Orthodontischen Meß- und Simulations-System (OMSS) der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn.

Für diese Messungen wurde das bereits oben beschriebene Modell mit dem abgetrennten Zahn 25 verwendet. Der Zahn 25, mit dem daran befestigten Adapter, konnte damit an einen Kraft/Drehmoment-Sensor des biomechanischen Messaufbaus OMSS angebracht werden. An der Modellbasis konnte durch ein Bohrloch eine Befestigung hergestellt werden, wodurch das Modell über ein Stativsystem fixiert werden konnte (Abb. 7).

Das System wird durch das Messprogramm OMSS auf dem Computer gesteuert.

Das OMSS besteht aus zwei Messtischen mit zwei Kraft/Moment-Sensoren, anhand derer die Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumrichtungen simultan gemessen werden können. Die zwei Sensoren sind jeweils mit drei translatorischen und drei rotatorischen Stufen versehen. Das System leitet, dann mithilfe eines digitalen Messvektors, die Daten an den Hauptrechner weiter (Drescher et al., 1991).

Bei der Vermessung war zu beachten, dass die Okklusionsebene des Modells parallel zur vertikalen Sensorachse lag. Der zu untersuchende Aligner wurde auf das Modell gesetzt und der Zahn 25 in seine ursprüngliche Position in den Aligner geführt.

Zudem wurde das ganze Modell mit zwei Klammern fixiert. Vor Beginn der Messung war das System in einer Neutralposition. Somit traten zu Anfang noch keine Kräfte und/oder Drehmomente am Zahn auf. Beim Start der Vermessungen wirken Kräfte auf den Zahn, welche eine Zahnbewegung im Aligner simulieren sollen. Die Messung galt als beendet, sobald das Maximum an Bewegung mit dem Aligner erreicht und keine weitere Zahnbewegung erfolgte. Die Parameter wurden in der X-Achse als intrusive-extrusive Kräfte um $\pm 0,2$ mm, in der Y-Achse als oro-vestibuläre Kräfte um $\pm 0,2$ mm und um die X-Achse um $\pm 2^\circ$ als rotierende Drehmomente eingestellt. Mit dieser Art von Messung können die wirkenden Kräfte von den verschiedenen Alignern untersucht und damit eine Aussage über deren Stabilität getroffen werden.

Jeder Aligner wurde nach Alterung von sieben und 14 Tagen sowie nach mechanischer Belastung von 25x und 50x Auf- und Abziehen in das OMSS eingesetzt. Nach jeder Messung wurde das System wieder auf die Neutralposition zurückgeführt. Die Messungen anhand von Kraft/Translations- und Drehmoment/Rotations-Kurven wurden auf dem Computer gespeichert und zur Datenanalyse weiterverwendet.



Abb. 8: Die Abbildung zeigt das Orthodontische Meß- und Simulations-System OMSS. Das Modell wurde mit einem stabilen Stativ befestigt, der reponierte Zahn 25 mit dem Adapter am linken Sensor montiert. Der zweite Sensor (rechts) wurde nicht benutzt.

2.2.4 Auswertung und Statistik

Für die Auswertung der Vergleiche zwischen den Alignern, vor mechanischer Belastung und nach mechanischer Belastung, wurde der Median- und Varianzwert der einzelnen Messpunkte errechnet wie auch tabellarisch dargestellt. Anschließend erfolgte eine Visualisierung der Ergebnisse mittels Balkendiagrammen. Die statistische Signifanz wurde von Frau Dr. Bourauel, anhand der Datensätze mittels des Kruskal-Wallis-Tests und Whitney-U-Tests, ermittelt. Zur Berechnung und Darstellung dieser Ergebnisse wurde das Programm GraphPadPrism (Insight Partners, GraphPad Software, California) verwendet. Zusätzlich wurden die Datensätze aus dem OMSS extrahiert und ebenfalls tabellarisch dargestellt. Aus den Ergebnissen für die oro-vestibulären, die intrusiv-extrusiven und rotations-Bewegungen wurden sowohl Mittelwert als auch Standardabweichung berechnet. Da es sich hierbei um eine Normalverteilung der Werte handelte, erfolgte die Ermittlung der statistischen Signifikanz mittels eines t-Tests mit dem Programm Microsoft Excel.

3. Ergebnisse

3.1 Einführung

Die einzelnen Alignergruppen verschiedener Hersteller und Größen wurden zunächst für sieben und 14 Tage in einem Wärmebecken bei 35 °C gelagert, um die Mundsituation zu simulieren. Bei der ersten Untersuchung wurden die Aligner nach einer siebentägigen Lagerung 25 Mal vom Modell auf- und abgesetzt, während die Aligner nach einer 14-tägigen Lagerung 50 Mal auf- und abgezogen wurden. Zusätzlich wurden unbehandelte Aligner als Vergleichsgruppe herangezogen. Anschließend wurden die unbehandelten Aligner im Vergleich zu den bearbeiteten auf mögliche Formveränderungen untersucht. In der anschließenden Untersuchung wurden die jeweiligen Testgruppen einer Drehmoment- und Kraftmessung unterzogen. Dabei wurden die wirkenden Kräfte bei Intrusion/Extrusion, oro-vestibulärer Translation sowie das Drehmoment bei der Rotation des Zahnes 25 um seine Achse analysiert. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden im Folgenden, aufgrund der umfangreichen Datenmenge, als Mittelwerte und Standardabweichungen sowohl tabellarisch als auch grafisch dargestellt.

3.2 Vergleich der Aligner Materialien in den jeweiligen Zeit-, und Messpunkten

Um mögliche Formveränderungen zu analysieren, wurden vier Messpunkte auf vier verschiedenen Zähnen ausgewählt. Auf dieser Grundlage konnte ein Vergleich der Aligner erfolgen, um festzustellen, ob es zu einer Formveränderung gekommen ist. Die folgenden Abbildungen veranschaulichen die Formveränderung, der einzelnen Materialien an den jeweiligen Messpunkten im Vergleich zu unbehandelten Alignern.

Abbildung 9 stellt die Formveränderung der verschiedenen Aligner-Materialien nach einer siebentägigen Lagerung im Wärmebad am Messpunkt 16 dar. Ein signifikanter Unterschied in der Forminstabilität konnte sowohl zwischen Duran 1,0 mm und Duran 0,75 mm ($p=0,03$) als auch zwischen Duran 1,0 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,01$) festgestellt werden. Die größte Formveränderung im Bereich der Molaren zeigte der Aligner Zendura 0,75 mm mit einem Mittelwert von 0,54 mm, während die geringste Veränderung beim dicksten Material, Duran 1,0 mm, mit einer Formabweichung von 0,18 mm beobachtet wurde.

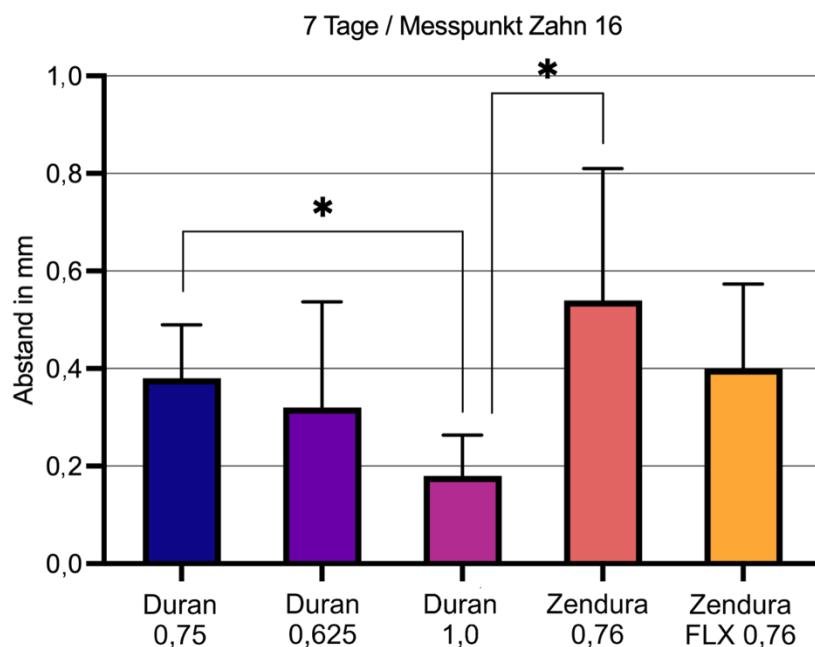


Abb. 9: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 16. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Zendura 0,76 zeigte am Messpunkt 16 die größte Forminstabilität.

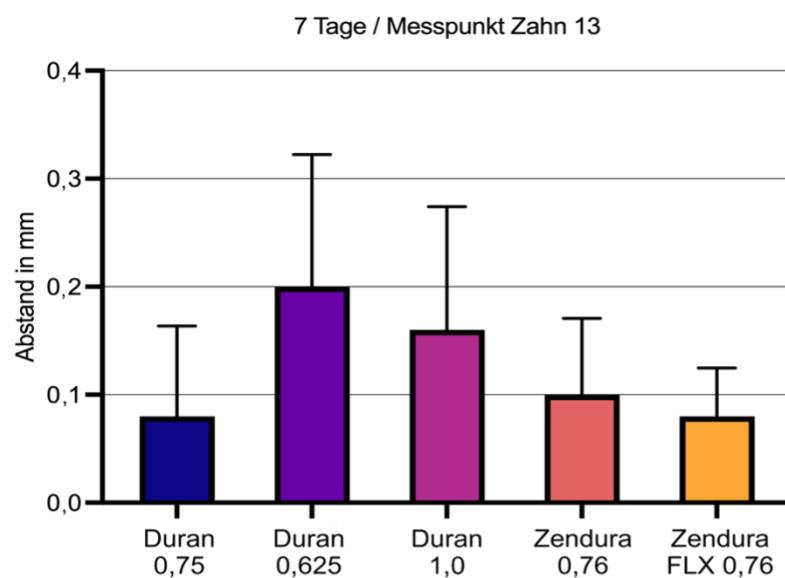


Abb. 10: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 13. Es konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Am Messpunkt des Zahns 13 (Abbildung 10), lies sich bei allen fünf Materialien kein signifikanter Unterschied der Forminstabilität erkennen. Die größte Formveränderung zeigte der Aligner von Duran 0,625 mm mit einer Abweichung von 0,2 mm. Das Gleiche zeigte sich am Messpunkt des Zahns 21 (Abbildung 11). Hierbei konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die größten Forminstabilitäten wiesen die Aligner Duran 0,625 mm und Zendura 0,76 mm auf, mit einer Abweichung von 0,12 mm.

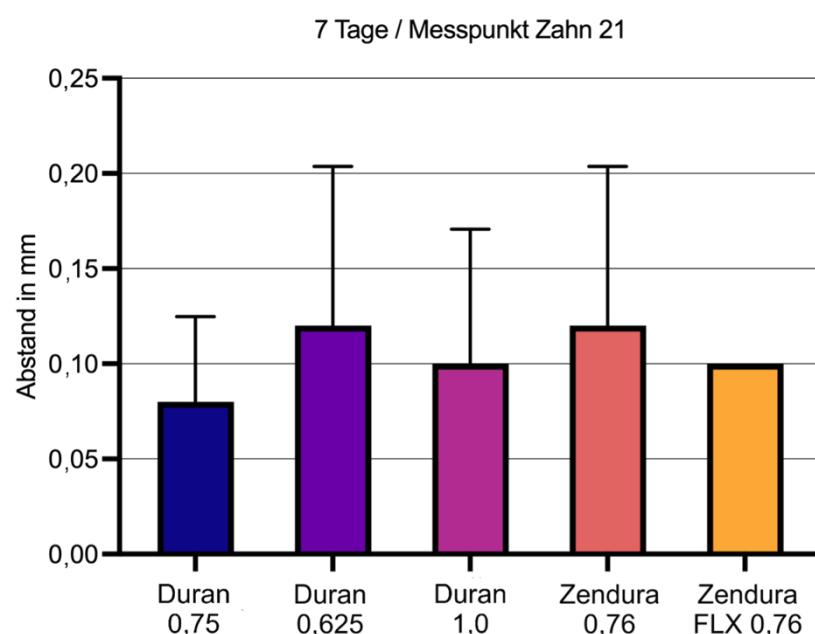


Abb. 11: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 21. Es ist kein signifikanter Unterschied nachzuweisen.

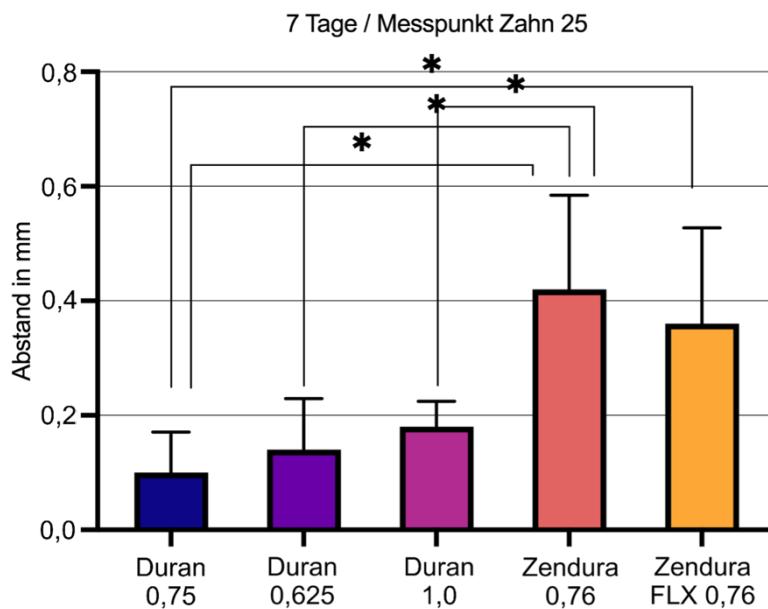


Abb. 12: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Am Messpunkt 25 war ein signifikanter Unterschied zwischen den Alignern zu erkennen.

Anhand von Abbildung 12 ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Aligner-Materialien erkennen. Besonders hervorzuheben ist der Aligner von Zendura 0,76 mm, der mit einer Abweichung von 0,42 mm die größte Forminstabilität aufwies.

Statistisch signifikante Unterschiede konnten zwischen den folgenden Materialpaaren festgestellt werden: Duran 0,75 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,01$), Duran 0,625 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,02$), Duran 1,0 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,03$), Duran 0,75 mm und Zendura FLX 0,76 mm ($p=0,03$).

Die folgenden Balkendiagramme (Abbildung 13-16) zeigen die Formveränderung nach einer 14-tägigen Wärmebad-Lagerung und 50-maligem Auf- und Absetzen der Aligner vom Modell.

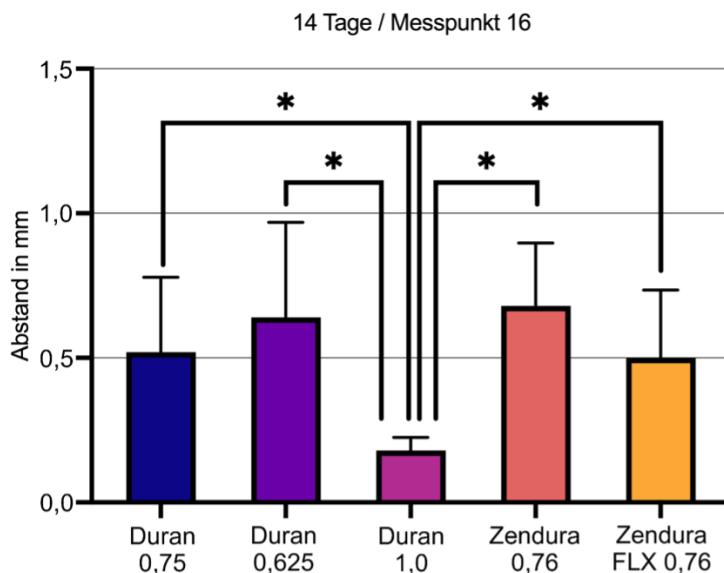


Abb. 13: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 16. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Statistisch signifikante Unterschiede sind zwischen den Materialien zu erkennen.

Abbildung 13 zeigt am Messpunkt 16 eine besonders geringe Formveränderung beim Aligner Duran 1,0 mm, der mit einem Mittelwert von 0,18 mm im Vergleich zu den anderen Alignern die höchste Formstabilität aufwies. Statistisch signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen den folgenden Materialien: Duran 1,0 mm und Duran 0,75 ($p=0,03$), Duran 1,0 mm und Duran 0,625 mm ($p=0,00$), Duran 1,0 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,00$), Duran 1,0 mm und Zendura FLX 0,76 mm ($p=0,03$).

Die größte Formveränderung wurde bei Zendura 0,76 mm beobachtet, mit einer Abweichung von 0,68 mm. Die Ergebnisse am Messpunkt Zahn 13 zeigten hingegen keine statistisch signifikanten Unterschiede (Abbildung 14). Die Abweichungen zwischen den behandelten und unbehandelten Alignern waren relativ ähnlich. Die Aligner Duran 0,625 mm, Duran 1,0mm und Zendura FLX 0,76 wiesen jeweils eine Formabweichung von 0,16 mm auf. Die geringste Formabweichung zeigte sich bei Zendura 0,76 mm mit einer Abweichung von 0,1 mm.

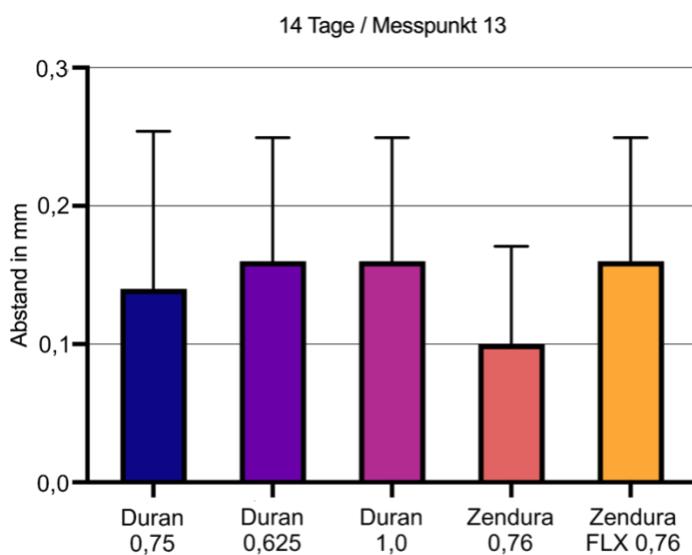


Abb. 14: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 13. Es war kein signifikanter Unterschied nachzuweisen.

Die Ergebnisse am Messpunkt Zahn 21 zeigten erneut größere Abweichungen in der Formstabilität (Abbildung 15). Ein statistisch signifikanter Unterschied wurde beim Vergleich der Aligner von Duran 0,625 mm mit Zendura FLX 0,76 mm ($p=0,04$) festgestellt. Die größte Formabweichung lag bei Zendura FLX 0,76 mm mit 0,16 mm.

Abbildung 16 stellt die Ergebnisse des Vergleichs der Materialien gemessen am Zahn 25 dar. Auch hier konnten Formabweichungen beobachtet werden. Statistisch signifikante Abweichungen zeigten sich zwischen den folgenden Materialpaaren: Duran 0,75 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,03$), Duran 0,625 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,00$), Duran 1,0 mm und Zendura 0,76 mm ($p=0,00$). Die größte Formabweichung wurde bei Zendura 0,76 mm mit 0,52 mm festgestellt.

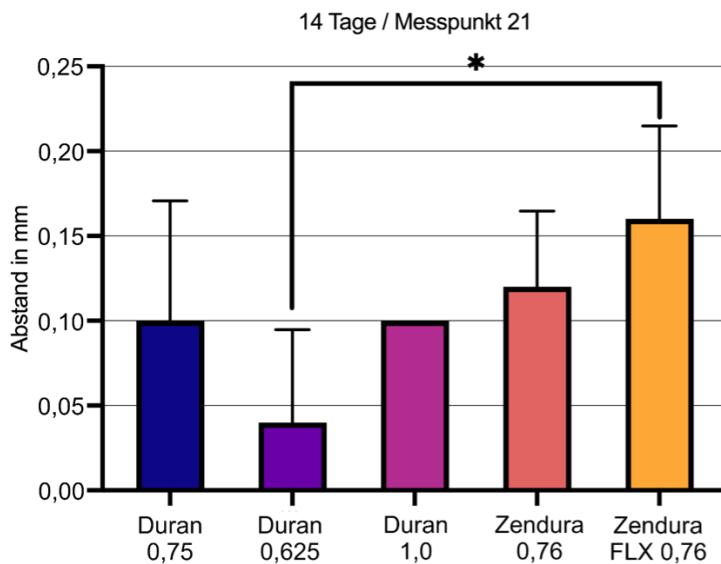


Abb. 15: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 21. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Statistisch signifikante Unterschiede sind zwischen den Materialien Duran 0,625 mm und Zendura FLX 0,76 mm ersichtlich.

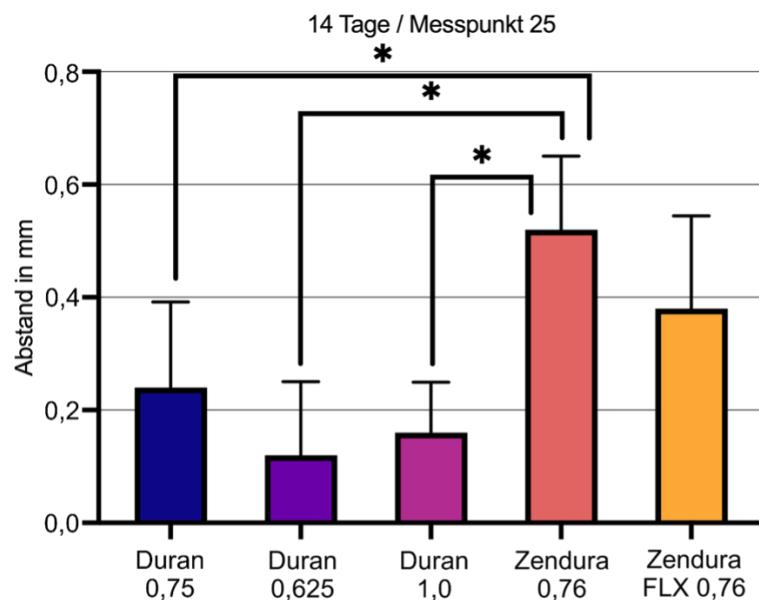


Abb. 16: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Es bestehen statistisch signifikante Unterschiede zwischen vier der untersuchten Materialien.

3.3 Vergleich für jedes Aligner-Material zwischen den jeweiligen Zeit-, und Messpunkten
Für den Vergleich der einzelnen Materialien wurden die Aligner in drei Phasen untersucht:
Zwischen dem siebentägigen Wärmebad (25-maliges Auf- und Absetzen) und 14-tägigen
Wärmebad (50-maliges Auf- und Absetzen), zwischen dem siebentägigen Wärmebad
(25-maliges Auf- und Absetzen) und einer anschließenden Relaxationszeit, sowie zwi-
schen dem 14-tägigen Wärmebad (50-maliges Auf- und Absetzen) und der Relaxations-
zeit. Die statistische Gruppensignifikanz wurde für jeden Messpunkt mithilfe des Kruskal-
Wallis-Tests berechnet. In den folgenden Balkendiagrammen sind die einzelnen Zeitinter-
valle sowie mögliche signifikante Unterschiede dargestellt, die mithilfe des Mann-Whitney-
Tests ermittelt wurden.

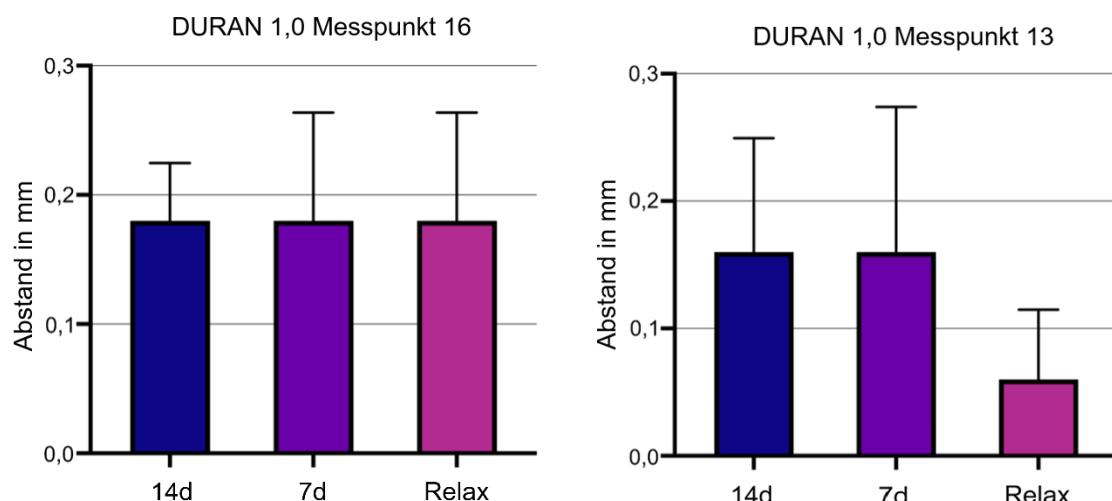


Abb. 17: Gezeigt ist der Aligner Duran 1,0 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt.

Beim Vergleich des Aligners Duran 1,0 mm über die verschiedenen Zeitintervalle an den Messpunkten Zahn 16 und 13 zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Lediglich am Messpunkt 13 war nach einer Relaxationszeit eine geringe Formabweichung im Vergleich zum unbehandelten Aligner messbar (0,06 mm).

Auch an Messpunkt 21 waren keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Zeitintervallen feststellbar.

Hingegen zeigte sich am Messpunkt 25 ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der siebentägigen Wärmebadlagerung mit 25-maligem Auf- und Absetzen des Aligners und der anschließenden Relaxationszeit ($p=0,03$) (Abbildung 18).

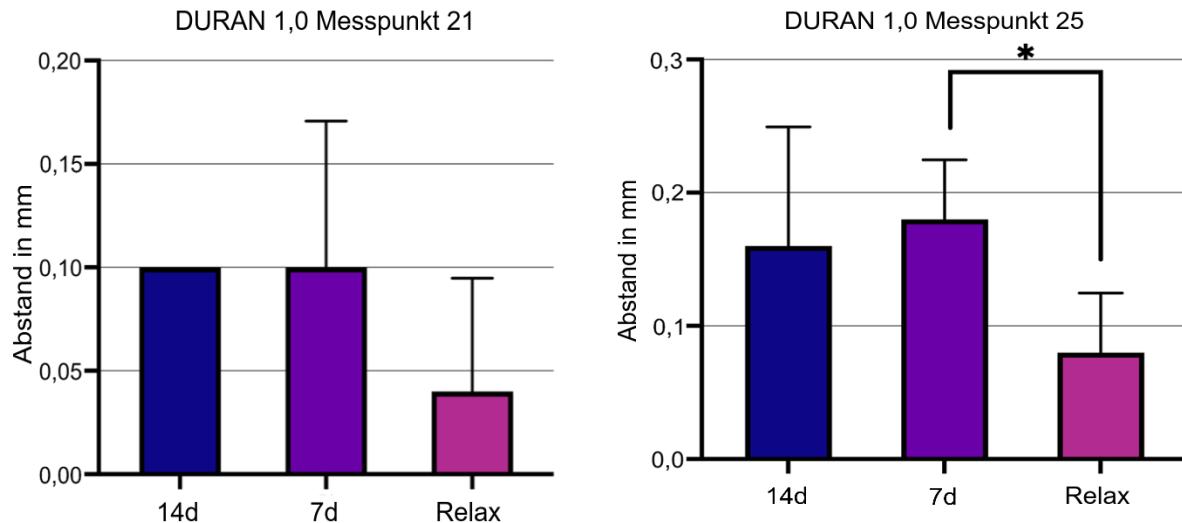


Abb. 18: Gezeigt ist der Aligner Duran 1,0 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet.

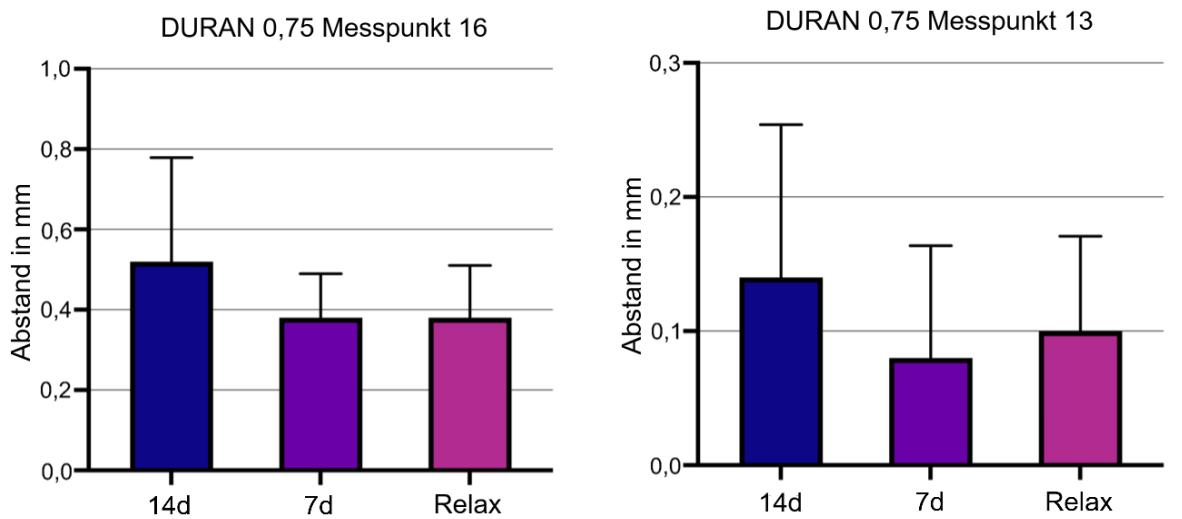


Abb.19: Dargestellt wird der Aligner Duran 0,75 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13 mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen.

Der Aligner Duran 0,75 mm zeigte an keinem der Messpunkte statistisch signifikante Unterschiede in den Formabweichungen über die einzelnen Zeitintervalle (Abbildungen 19-20).

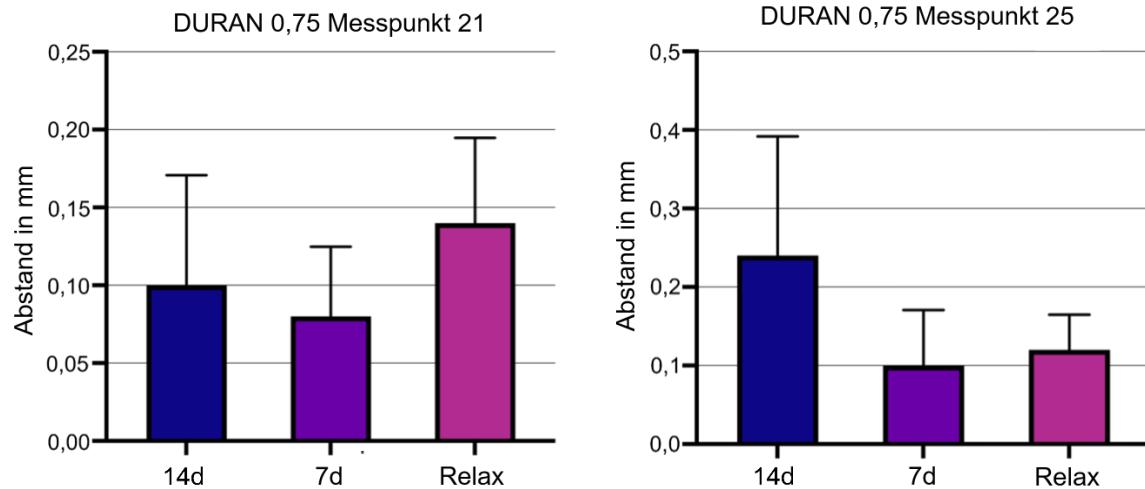


Abb. 20: Dargestellt wird der Aligner Duran 0,75 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25 mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen.

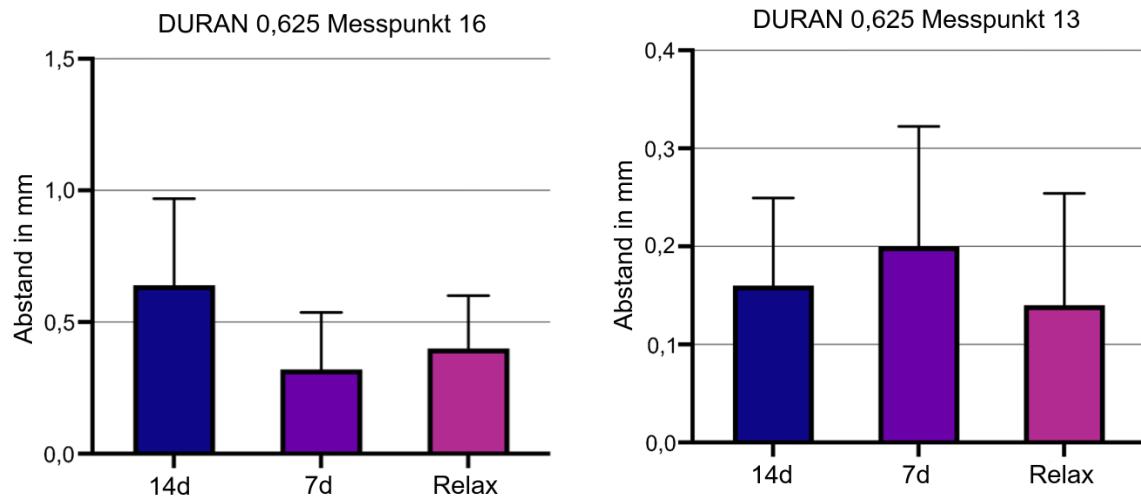


Abb. 21: Gezeigt ist der Aligner Duran 0,625 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt werden die Mittelwerte und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen.

Die Abbildungen 21 und 22 stellen den Vergleich der einzelnen Zeitintervalle an den entsprechenden Messpunkten des Aligners Duran 0,625 mm dar. Auch hier waren keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Formabweichung erkennbar. Auffallend war jedoch die erhöhte Formabweichung am Messpunkt 21 nach Relaxationszeit (0,14 mm) im Vergleich zu der Formabweichung nach 14-tägiger Wasserbadlagerung und 50-maligem Auf- und Absetzen des Aligners (0,04).

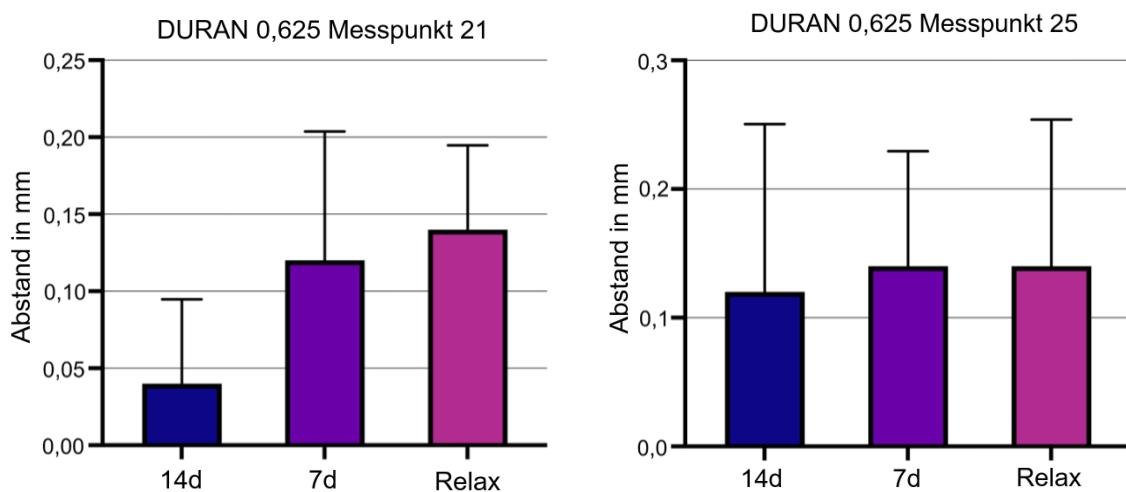


Abb. 22: Gezeigt ist der Aligner Duran 0,625 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt werden die Mittelwerte und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen.

Die Ergebnisse für den Aligner Zendura 0,76 mm zeigten am Messpunkt Zahn 25 eine statistisch signifikante Formabweichung, während an den übrigen Messpunkten keine signifikanten Unterschiede festgestellt wurden (Abbildungen 23-24).

Statistisch signifikant waren sowohl der Vergleich von 14-tägiger Wärmebadlagerung (50-maligem Auf- und Absetzen des Aligners) und Relaxationszeit ($p=0,00$), als auch der Vergleich von siebentägiger Wärmebadlagerung (25-maligem Auf- und Absetzen des Aligners) und Relaxationszeit ($p=0,00$). Dies weist darauf hin, dass der Aligner Zendura 0,76 mm insbesondere am Messpunkt Zahn 25 eine stärkere Formveränderung über die Zeit aufwies.

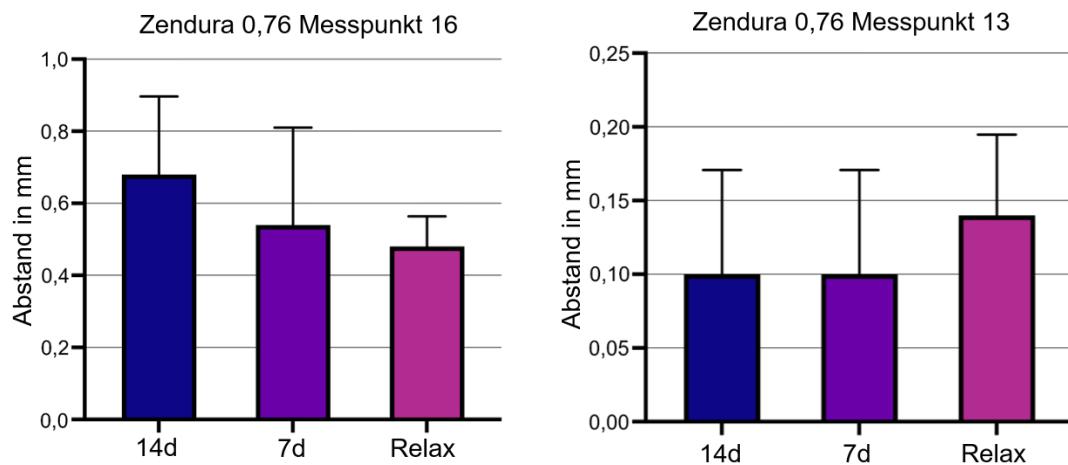


Abb. 23: Gezeigt ist der Aligner Zendura 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt werden die Mittelwerte und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen.

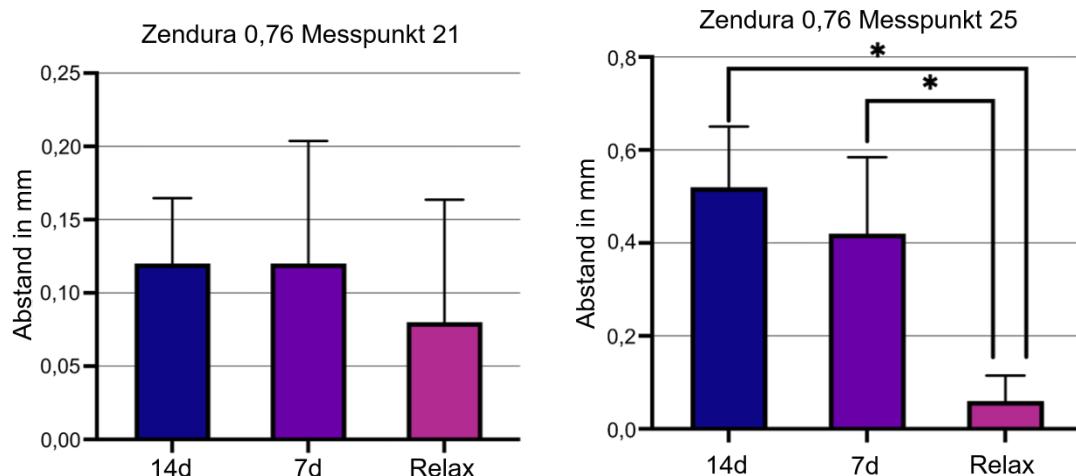


Abb. 24: Zeigt den Aligner Zendura 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Nach einer Relaxationszeit bestand am Messpunkt 25 die geringste Formabweichung.

Ähnliche Ergebnisse zeigten sich beim Aligner Zendura FLX 0,76 mm. Auch hier wurde am Messpunkt Zahn 25 eine statistisch signifikante Formabweichung festgestellt.

Ein statistisch signifikanter Unterschied ergab sich im Vergleich zwischen der Relaxationszeit und 14-tägiger Wasserbadlagerung mit 50-maligem Auf- und Absetzen des

Aligners ($p=0,03$). An den übrigen Messpunkten konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede erfasst werden (Abbildungen 25 und 26).

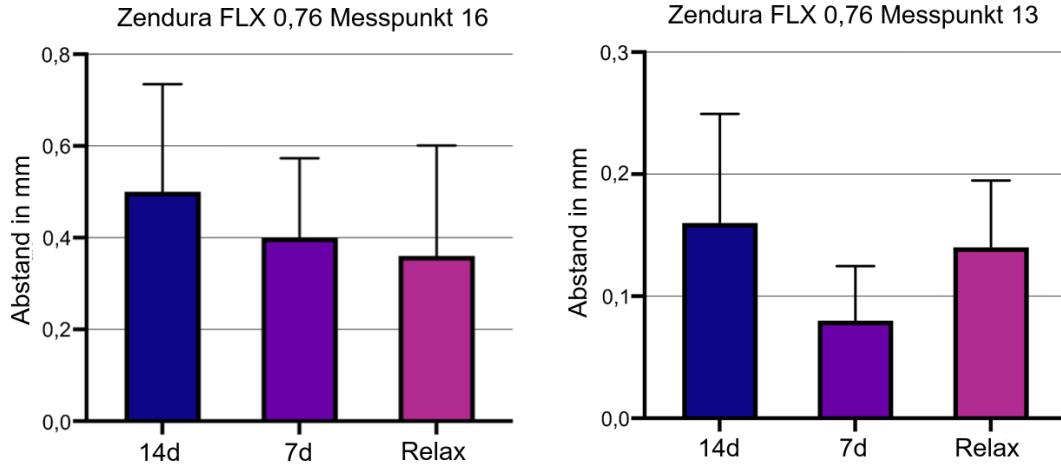


Abb. 25: Gezeigt ist der Aligner Zendura FLX 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es liegt kein statistisch signifikanter Unterschied vor.

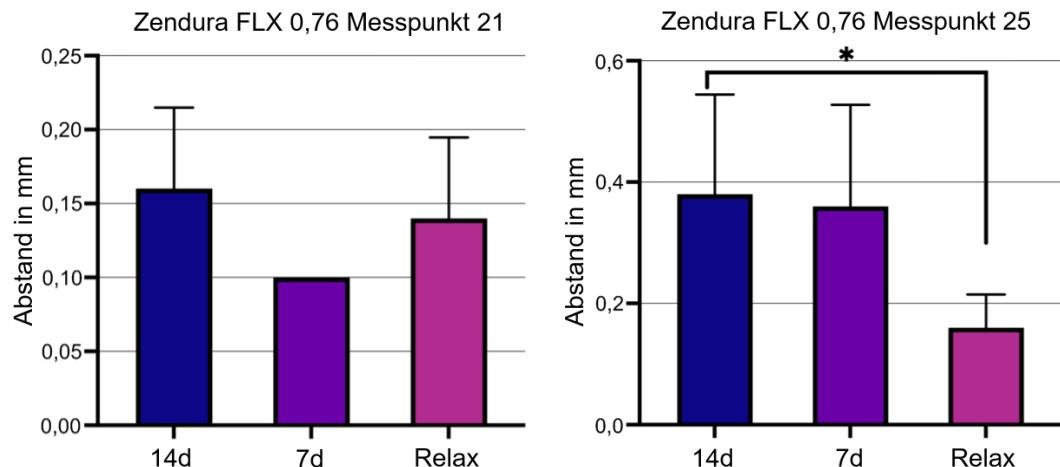


Abb. 26: Gezeigt ist der Aligner Zendura FLX 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Ein statistisch signifikanter Unterschied war am Messpunkt 25 erkennbar.

3.4 Drehmoment- und Kraftmessung der Testgruppen

3.4.1 Intrusive und extrusive Kräfte

Zur Bewertung der intrusiven und extrusiven Kräfte wurde der Zahn 25 entlang der X-Achse um ± 2 mm in jeweils 0,01 mm Schritten in beide Richtungen bewegt.

In den folgenden Abbildungen (Abb. 8-10) sind auf der X-Achse die verschiedenen Schienenmaterialien dargestellt, während die vertikalen Kräfte auf der Y-Achse in Newton (N) angegeben sind. Die drei Balkendiagramme für jedes Schienenmaterial repräsentieren den Untersuchungszeitraum von 0 Tagen, 7 Tagen und 14 Tagen, wobei 7 Tage für 25-maliges Auf- und Absetzen der Aligner und 14 Tage für 50-maliges Auf- und Absetzen stehen.

Die Ergebnisse werden als Mittelwerte in Balkendiagrammen mit den entsprechenden Standardabweichungen dargestellt. Signifikante Unterschiede innerhalb des Schienenmaterials werden durch ein sternförmiges Symbol (*) und entsprechende Linien markiert. Zur besseren Übersicht werden die Ergebnisse der intrusiven und extrusiven Messungen zunächst in getrennten Abbildungen gezeigt. Da jedoch die Ergebnisse uneinheitlich erscheinen, wird in der dritten Abbildung (Abb. 29) die Differenz zwischen den intrusiven und extrusiven Kräften dargestellt.

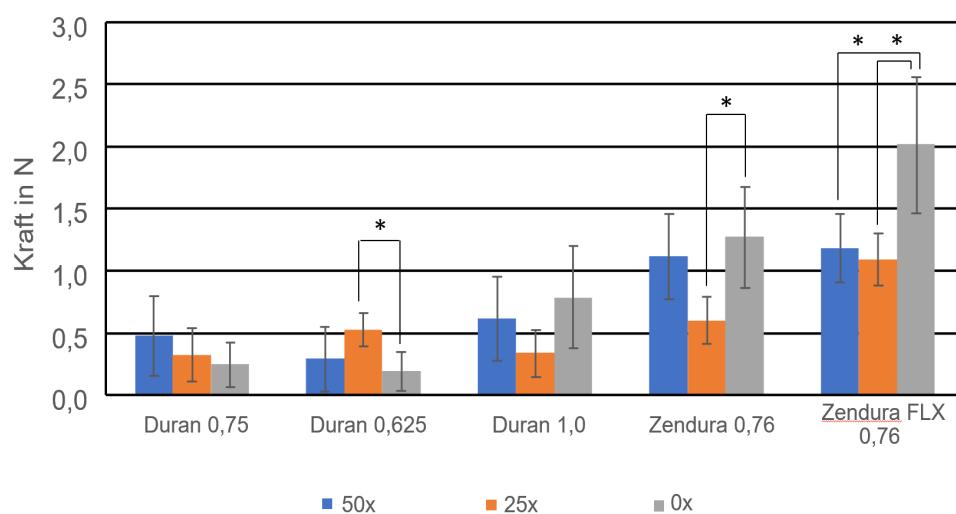


Abb. 27: Vergleich der intrusiven Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Bei den Schienen nach 0 Tagen zeigten Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm die höchsten Kräfte.

Abbildung 27 zeigt, dass die Mittelwerte der Intrusionskräfte ohne vorherige Belastung bei Zendura FLX 0,76 mm 2,0 N ($\pm 0,5$ N), bei Zendura 0,76 mm 1,2 N ($\pm 0,5$ N) und bei Duran 1,0 mm 0,79 N ($\pm 0,5$ N) betragen. Nach manueller Belastung durch 25-maliges Auf- und Absetzen der Aligner zeigten sich deutliche Kraftabnahmen: Bei Zendura FLX 0,76 mm sanken die Kräfte auf 1,0 N ($\pm 0,2$ N), bei Zendura 0,76 mm auf 0,6 N ($\pm 0,2$ N) und bei Duran 1,0 mm auf 0,34 N ($\pm 0,2$ N). Ein signifikanter Unterschied war sowohl bei Zendura FLX 0,76 mm ($p=0,01$) als auch bei Zendura 0,76 mm ($p<0,01$) erkennbar. Für Duran 0,75 mm und Duran 0,625 mm zeigten sich uneinheitliche Ergebnisse. Die höchste Kraft wurde bei Duran 0,625 mm nach 25-maligem Auf- und Absetzen mit 0,53 N gemessen, während bei Duran 0,75 mm die größte Kraft nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei 0,48 N lag.

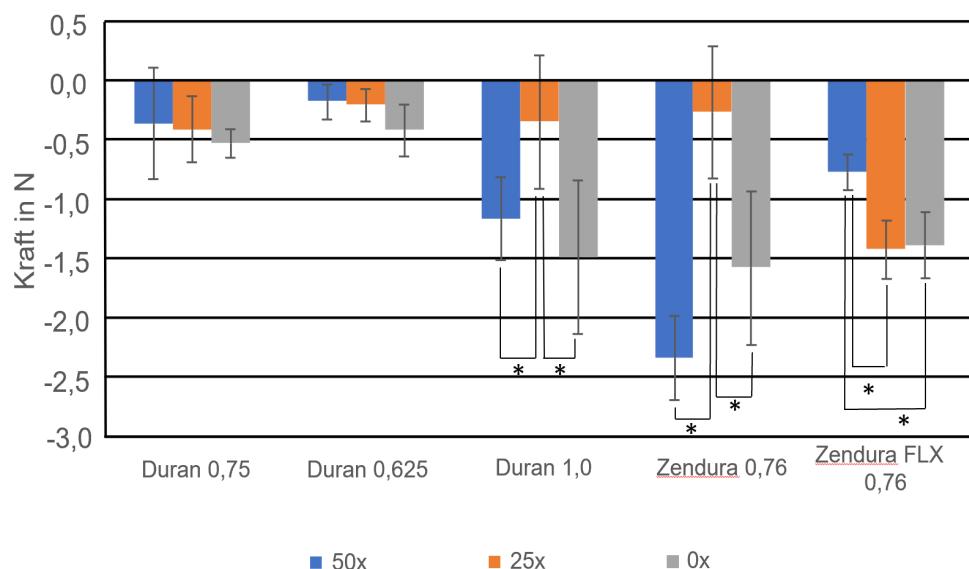


Abb. 28: Vergleich der extrusiven Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Bei allen Schienentypen, außer Zendura 0,76 mm (50x), erzeugten die Aligner bei 0 Tagen hohe extrusive Kräfte.

Abbildung 28 zeigt, dass die Mittelwerte der extrusiven Kräfte ohne vorherige Belastung bei Duran 0,75 mm mit 0,5 N ($\pm 0,3$ N), Duran 0,625 mm mit 0,4 N ($\pm 0,5$ N) und Zendura 0,76 mm mit 1,5 N ($\pm 1,4$ N) am höchsten waren. Bei Duran 0,75 mm und Duran 0,625 mm konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Belastungsstufen festgestellt werden.

Deutliche Unterschiede zeigten sich jedoch bei Duran 1,0 mm, wo die Kräfte von 1,5 N ($\pm 0,7$ N) nach 0 Tagen auf 0,3 N ($\pm 0,5$ N) nach 25-maligem Auf- und Absetzen sanken. Bei Zendura 0,76 mm war ein ähnlicher Verlauf zu beobachten, hier fiel die Kraft von 1,5 N ($\pm 0,7$ N) auf 0,2 N ($\pm 0,5$ N) nach 25-maligem Auf- und Absetzen. Auffällig war, dass beide Alignertypen nach 50-maligem Auf- und Absetzen signifikant höhere Kräfte aufwiesen als nach 25-maliger Belastung.

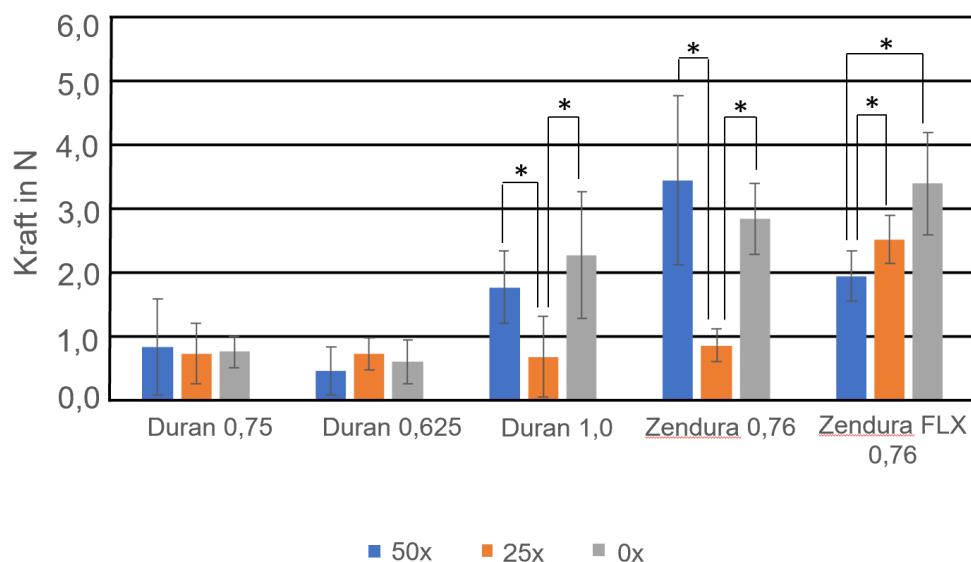


Abb. 29: Summe der intrusiven und extrusiven Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Signifikante Unterschiede in der Kraftgröße sind bei Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm ersichtlich.

Für eine klarere und einheitlichere Darstellung fasst Abbildung 29 die extrusiven und intrusiven Kräfte zusammen. Es zeigte sich, dass bei den Alignern Duran 0,75 mm und Duran 0,625 mm keine signifikanten Unterschiede in den Kraftgrößen vorlagen. Hingegen wurden bei Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm signifikante Unterschiede festgestellt. Besonders auffällig war die deutliche Kraftabnahme bei Zendura FLX 0,76 mm: Bei den Alignern ohne Belastung betrug die Kraft 3,4 N ($\pm 0,8$ N), nach 25-maligem Auf- und Absetzen sank sie auf 2,5 N ($\pm 0,4$ N) und nach 50-maligem Auf- und Absetzen auf 2,0 N ($\pm 0,4$ N). Ein ähnlicher Verlauf war bei Duran 1,0 mm zu beobachten. Die Kräfte reduzierten sich von 2,3 N ($\pm 1,0$ N) ohne Belastung auf 1,8 N ($\pm 0,6$ N) nach 50-maligem Auf- und Absetzen.

Bei Zendura 0,76 mm lag die Kraft bei den Alignern nach 50-maligem Auf und Absetzen mit 3,4 N höher als diese ohne Belastung mit 2,8 N. Insgesamt lagen die Kräfte nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei Zendura 0,76 mm und Duran 0,75 mm höher als bei diesen nach 25-maligem Auf- und Absetzen und ohne Belastung.

3.4.2 Orale und vestibuläre Kräfte

Zur Bewertung der oro-vestibulären Kräfte wurde ebenfalls der Zahn 25 entlang der Y-Achse um ± 2 mm in jeweils 0,01 mm Schritten in beide Richtungen bewegt.

In den Abbildungen 30 bis 32 werden mit Hilfe von Balkendiagrammen die Kräfte in Newton (N) auf der Y-Achse und die verschiedenen Schienenmaterialien auf der X-Achse dargestellt. Für jedes Schienenmaterial werden drei Balkendiagramme für die Darstellung der Aligner ohne Belastung (0x), nach 25-maligem Auf- und Absetzen und nach 50-maligem Auf- und Absetzen der Aligner vom Modell verwendet. Wie bereits oben beschrieben, werden die Ergebnisse als Mittelwerte mit den entsprechenden Standardabweichungen dargestellt. Signifikante Unterschiede werden durch ein sternförmiges Symbol (*) und entsprechende Linien markiert.

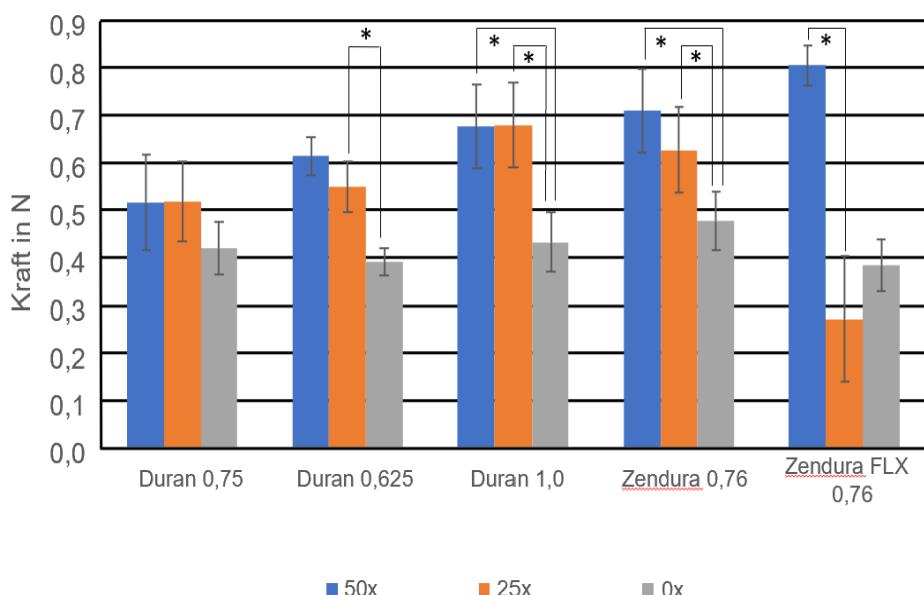


Abb. 30: Vergleich der auslenkenden Kräfte nach Vestibulär an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. In den meisten Fällen wird die größte Kraft bei den Alignern nach 50-maligem Auf -und Absetzen vom Modell erzeugt.

Auffallend in Abbildung 30 sind die steigenden Kräfte nach 50-maligem Auf- und Absetzen im Vergleich zu diesen ohne Belastung. Signifikante Unterschiede zeigten sich bei Duran 1,0 mm zwischen den Alignern ohne Belastung mit 0,4 N und sowohl denen nach 25-maligem als auch 50-maligem Auf- und Absetzen mit 0,6 N. Ebenfalls signifikant waren die Kraftunterschiede bei Zendura 0,76 mm: ohne Belastung lagen diese bei 0,4 N, nach 25-maligem Auf- und Absetzen bei 0,6 N und nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei 0,7 N.

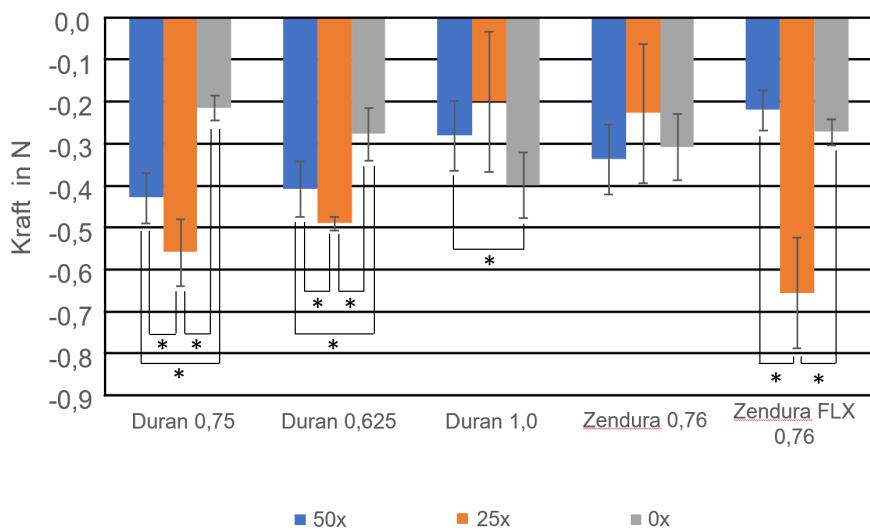


Abb. 31: Vergleich der auslenkenden Kräfte nach Oral an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Die größte Kraft zeigt sich überwiegend bei den Alignern nach 25-maligem Auf- und Absetzen vom Modell.

Das Diagramm von Abbildung 31 stellt die auslenkenden Kräfte nach Oral dar.

Auffallend waren hierbei die höchsten Kräfte an den Alignern nach 25-maligem Auf- und Absetzen bei Duran 0,75 mm, Duran 0,625 mm und Zendura FLX 0,76 mm. Lediglich am Aligner von Duran mit einer Dicke von 1,0 mm ist die höchste Kraft bei den unbearbeiteten Alignern ersichtlich. Ein signifikanter Kraftunterschied zeigte sich zwischen den unbearbeiteten Alignern und denen nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei Duran 0,75 mm, Duran 0,625 mm und Duran 1,0 mm. Hierbei lag der Unterschied bei Duran 0,75 mm und 0x bei 0,2 N zu diesen nach 50-maligem Auf- und Absetzen mit 0,4 N. Bei Duran 0,625 mm und 0x bei 0,28 N und nach 50-maligem Auf- und Absetzen mit 0,4 N.

Duran 1,0 mm hatte andererseits die höhere Kraft bei 0x mit 0,4 N im Vergleich zu diesen nach 50-maligem Auf- und Absetzen mit 0,28 N. Eine Signifikanz war ebenfalls bei Zendura FLX 0,76 mm zwischen den Alignern nach 25-maligem Auf- und Absetzen mit 0,66 N und diesen nach 50-maligem Auf- und Absetzen mit 0,22 N zu erkennen. Da auch hier die Ergebnisse uneinheitlich erscheinen, wurden in Abbildung 32 die oralen und vestibulären Kräfte summiert.

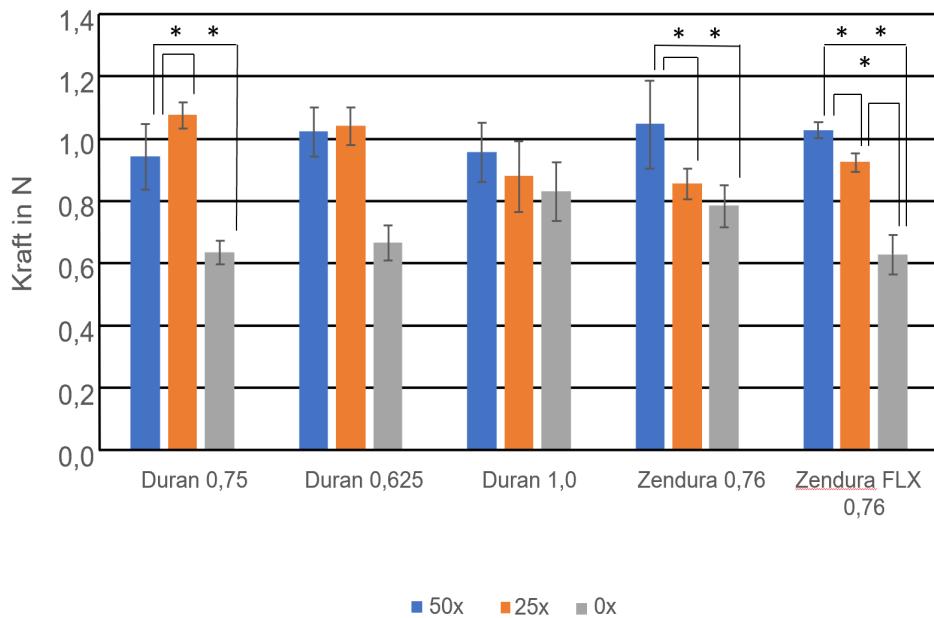


Abb. 32: Summe der oralen und vestibulären Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Es scheint eine steigende Kraft bei den gealterten Alignern (50x und 25x) vorzuliegen.

Im Vergleich der einzelnen Diagramme (Abb. 30 und Abb. 32) zeigte sich, dass die Aligner ohne Alterung und manuelle Bearbeitung durchgehend geringere Kräfte aufwiesen als die Aligner nach manueller Belastung durch 25- oder 50-maliges Auf- und Absetzen.

Signifikante Kraftunterschiede traten bei den Alignern von Duran 0,75 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm auf.

Bei Duran 0,75 mm betrug die Kraft ohne Bearbeitung 0,6 N, nach 25-maligem Auf- und Absetzen 1,1 N und nach 50-maligem Auf- und Absetzen 0,9 N. Bei Zendura FLX 0,76 mm stieg die Kraft signifikant von 0,6 N ohne Bearbeitung auf 0,9 N nach 25-maligem Auf- und Absetzen und auf 1,0 N nach 50-maligem Auf- und Absetzen.

3.4.3 Rotatorische Drehmomente

Zur Bewertung der Drehmomente wurde der Zahn 25 um seine Längsachse rotiert. Entlang der Y-Achse wurde dieser um $\pm 2^\circ$ in jeweils $0,1^\circ$ -Schritten in beide Richtungen rotiert. In den folgenden Abbildungen 33 bis 35 werden mit Hilfe von Balkendiagrammen die Drehmomente in Newtonmilimetern (Nmm) auf der Y-Achse und die verschiedenen Schienenmaterialien auf der X-Achse dargestellt. Für jedes Schienenmaterial werden drei Balkendiagramme für die Darstellung der Aligner ohne Belastung (0x), nach 25-maligem und nach 50maligem Auf- und Absetzen der Aligner vom Modell, verwendet. Die Ergebnisse werden hier ebenfalls als Mittelwerte mit den entsprechenden Standardabweichungen dargestellt. Signifikante Unterschiede werden durch ein sternförmiges Symbol (*) und entsprechende Linien markiert. In den ersten beiden Abbildungen (Abb. 33 und Abb. 34) werden jeweils die Distalrotationen (-2°) und die Mesialrotationen ($+2^\circ$) dargestellt.

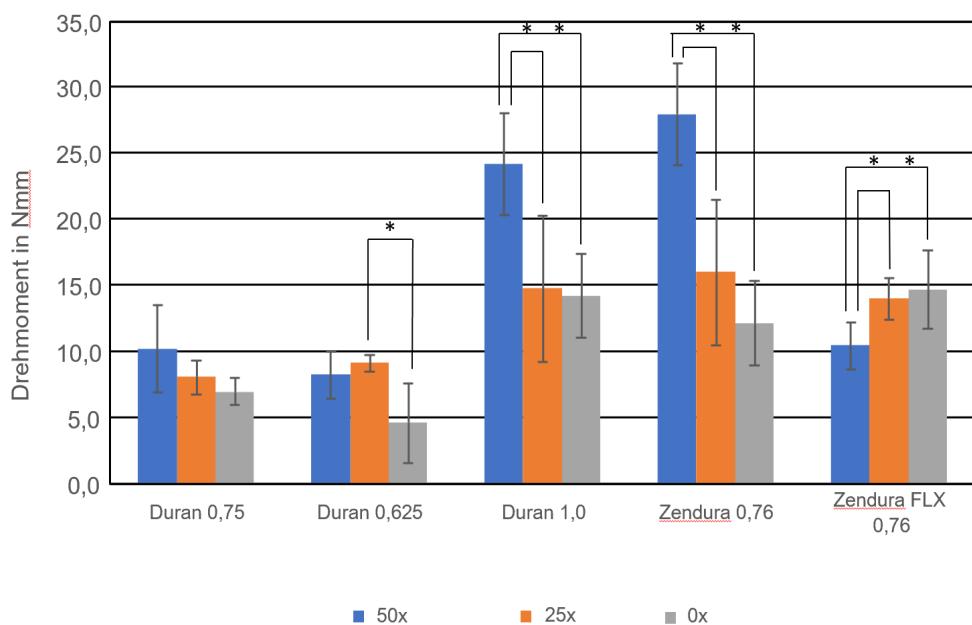


Abb. 33: Vergleich der Drehmomente bei einer Distalrotation des Zahns 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Es lassen sich keine signifikanten Unterschiede bei den Alignern von Duran 0,75 mm erkennen.

In dem Diagramm der Abbildung 33 wurden signifikante Unterschiede bei den Alignern von Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm deutlich. Auffällig waren dabei die erhöhten Kräfte nach wiederholtem Auf- und Absetzen der Aligner.

Bei Duran 1,0 mm betrugen die Drehmomente nach 50-maligem Auf- und Absetzen 24,0 Nmm ($\pm 8,0$ Nmm), nach 25-maligem Auf- und Absetzen 14,7 Nmm ($\pm 11,0$ Nmm) und bei den unbelasteten Alignern 14,2 Nmm ($\pm 7,0$ Nmm). Auch bei Zendura 0,76 mm traten signifikante Unterschiede auf: Nach 50-maligem Auf- und Absetzen lag das Drehmoment bei 28,0 Nmm ($\pm 8,0$ Nmm), nach 25-maligem Auf- und Absetzen bei 16,0 Nmm ($\pm 12,0$ Nmm) und bei den unbearbeiteten Alignern bei 12 Nmm ($\pm 6,9$ Nmm). Besonders bei den flexiblen Alignern von Zendura FLX 0,76 mm war das Drehmoment jedoch ohne Bearbeitung (14,7 Nmm) signifikant höher als nach 50-maligem Auf- und Absetzen (10,7 Nmm). Bei den Ergebnissen der Mesialrotationen (Abb. 34) zeigte sich, dass die Drehmomente bei allen Alignertypen bei den unbelasteten Alignern höher lagen als bei den belasteten.

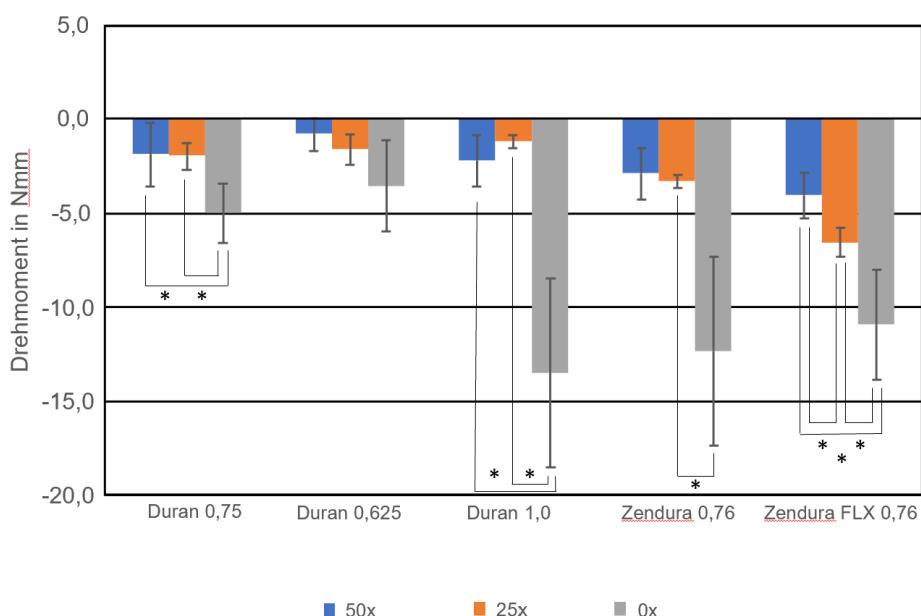


Abb. 34: Vergleich der Kräfte bei einer Mesialrotation des Zahns 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Bei allen Alignertypen ist das Drehmoment bei den unbelasteten Alignern höher als bei den belasteten.

Deutliche Unterschiede wurden bei den Alignern von Duran 0,75 mm, Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm festgestellt. Bei Duran 0,75 mm lag das Drehmoment der unbehandelten Aligner bei 5,0 Nmm ($\pm 4,0$ Nmm), sank nach 25-maligem Auf- und Absetzen auf 2,0 Nmm ($\pm 2,0$ Nmm) und erreichte nach 50-maligem Auf- und Absetzen 1,9 Nmm ($\pm 4,0$ Nmm).

Duran 1,0 mm zeigte bei den unbelasteten Alignern ein deutlich höheres Drehmoment von 13,5 Nmm ($\pm 10,0$ Nmm) im Vergleich zu den belasteten. Ähnlich verhielt es sich bei Zendura 0,76 mm: Die unbehandelten Aligner wiesen ein Drehmoment von 12,3 Nmm ($\pm 10,0$ Nmm) auf, das nach 25-maligem Auf- und Absetzen auf 3,3 Nmm ($\pm 1,0$ Nmm) und nach 50-maligem Auf- und Absetzen auf 2,9 Nmm ($\pm 3,0$ Nmm) sank. Bei Zendura FLX 0,76 mm zeigte sich ein Rückgang des Drehmoments von 10,9 Nmm ($\pm 6,0$ Nmm) bei den unbehandelten Alignern auf 6,5 Nmm ($\pm 2,0$ Nmm) nach 25-maligem und auf 4,0 Nmm ($\pm 3,0$ Nmm) nach 50-maligem Auf- und Absetzen. Auffällig war lediglich Duran 1,0 mm, bei dem das Drehmoment nach 50-maligem Auf- und Absetzen mit 2,2 Nmm höher lag als nach 25-maligem Auf- und Absetzen mit 1,2 Nmm.

Da die Ergebnisse der Drehmomente bei der Distal- und Mesialrotation stark voneinander abwichen, wurden sie für eine einheitlichere Darstellung aufsummiert.

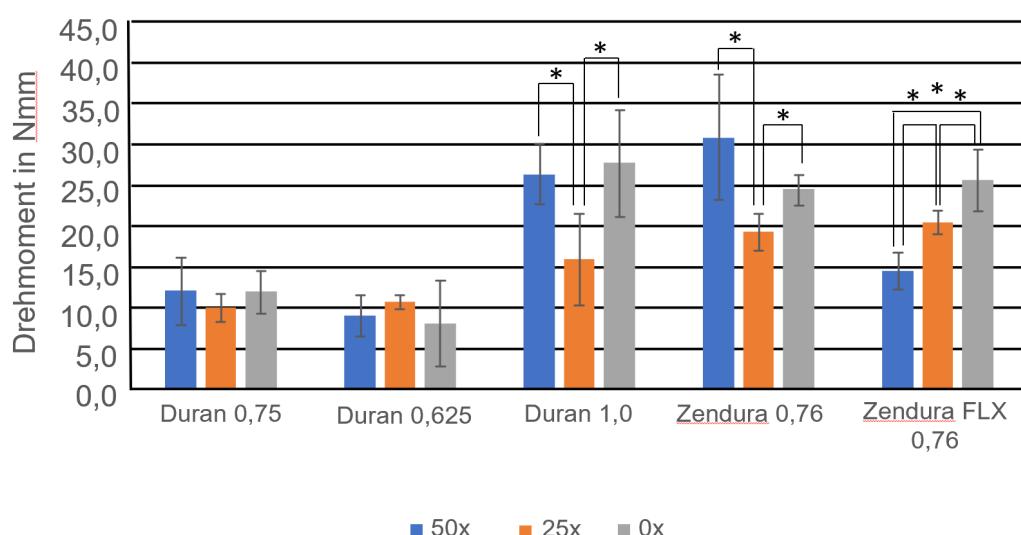


Abb. 35: Die Drehmomente der Rotationsbewegungen an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Signifikante Unterschiede im Drehmoment sind bei Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm ersichtlich.

Abbildung 35 zeigt die zusammengefassten Ergebnisse in Diagrammform. Bei den Alignern von Duran 0,75 mm und Duran 0,625 mm konnten keine signifikanten Unterschiede in den verschiedenen Belastungsstadien festgestellt werden.

Deutliche Unterschiede hingegen traten bei Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm auf, insbesondere im Vergleich zwischen den unbehandelten Alignern und denen nach 25-maligem Auf- und Absetzen. So lag das Drehmoment bei den unbehandelten Duran 1,0 mm bei 27,7 Nmm ($\pm 6,5$ Nmm), sank jedoch nach 25-maliger Belastung signifikant auf 15,9 Nmm ($\pm 5,6$ Nmm). Ein ähnliches Bild zeigte sich bei Zendura 0,76 mm, wo das Drehmoment bei den unbehandelten Alignern 24,5 Nmm ($\pm 1,9$ Nmm) betrug und nach 25-maligem Auf- und Absetzen auf 19,3 Nmm ($\pm 2,2$ Nmm) fiel. Auffällig war auch Zendura FLX 0,76 mm, das als einziges Material einen signifikanten Unterschied zwischen den unbehandelten Alignern mit 25,6 Nmm ($\pm 3,8$ Nmm) und den nach 50-maliger Belastung gemessenen Alignern zeigte, bei denen das Drehmoment auf 14,5 Nmm ($\pm 2,2$ Nmm) sank.

4. Diskussion

4.1 Diskussion der Fragestellung

In der vorliegenden Arbeit galt es, den Einfluss von Alterung durch thermische Vorbehandlungen und mechanische Krafteinwirkung auf kieferorthopädische Korrekturschienen zu untersuchen. Die Nachfrage nach kieferorthopädischen Korrekturschienen in Form von nahzu unsichtbaren Alignern steigt beständig an. Allein aufgrund der ästhetischen Vorteile werden diese, im Vergleich zu herkömmlichen kieferorthopädischen Apparaturen, vor allem von Erwachsenen bevorzugt. Dank dessen sind immer mehr Patienten gewillt, eine kieferorthopädische Behandlung durchzuführen (Rosvall et al., 2009).

Den Ursprung und Beginn von kieferorthopädischen Korrekturschienen finden wir bei dem Positionierer von Kesling, welcher erstmals 1945 beschrieben wurde (Kesling, 1945).

Mittlerweile gibt es eine Vielzahl von Firmen und Systemen die Aligner anbieten und produzieren. Das Funktionsprinzip bleibt aber stets das gleiche: Es soll eine kieferorthopädische Kraft und damit verbundene Zahnbewegung mittels transparenter Schienen bewirkt werden (Gao und Wichelhaus, 2017). Dabei ist zu beachten, dass die Leistung unterschiedlicher Aligner stark von dessen Materialeigenschaften beeinflusst werden. Bei einigen Kraftausübungen und Belastungen können diese nämlich zu Veränderungen im Material und damit zur Beeinflussung der gewünschten Zahnbewegung führen (Lombardo et al., 2017).

Zudem entstehen kurzfristige Belastungen, indem die Aligner über die Zähne gesetzt und wieder abgezogen werden. Aligner sollten bei solchen Belastungen weiterhin kontinuierliche kieferorthopädische Kräfte ausüben können (Zhang et al., 2011). Bei vermehrten kurzzeitigen mechanischen Belastungen ist es daher relevant zu untersuchen, ob dies zu möglichen Änderungen in der Formstabilität führt und ob diese bei verschiedenen Materialien vergleichbar sind. Zudem wurden bereits in anderen Studien Vorbehandlungen von Alignern in einem 37 °C warmem Wasserbad vorgenommen, um die Temperatur im Mund in vitro nachzuahmen. Sowohl der Wärmeeinfluss als auch eine gewisse Wasserabsorption können die Eigenschaften der Alignermaterialien beeinflussen (Fang et al., 2013). Um diesen Einfluss zu berücksichtigen, wurden in der vorliegenden Versuchsreihe die Aligner ebenfalls in einem Wärmebad gelagert.

4.2 Diskussion von Material und Methoden

4.2.1 Schienenmaterialien

In der vorliegenden Studie wurden für die Untersuchung von Alignern zwei Hersteller gewählt. Vom Hersteller Scheu-Dental (Iserlohn) wurden die Duran®+-Folien in drei unterschiedlichen Dicken verwendet. Von der Firma Bay Materials (Fremont, USA) wurden die Folien Zendura™ und Zendura™ FLX mit derselben Dicke untersucht. Diese Rohmaterialien der beiden Hersteller unterscheiden sich im Folienmaterial. Die Duran®+-Folien bestehen aus einer Polyethylenterephthalat-Glycol-Basis (PET-G) und die Zendura™ und Zendura™ FLX aus einer Polyurethan-Basis (PU).

Mittlerweile gibt es eine Vielzahl an Herstellern, die sowohl Rohmaterialien als auch fertige Aligner für die kieferorthopädische Behandlung anbieten. Dazu unterscheiden sich die Aligner im Rohmaterial. Die gängigsten Folienmaterialien für die Herstellung kieferorthopädischer Korrekturschienen bestehen aus Polyethylenterephthalat (PET), Polyethylenterephthalat-Glycol-Basis (PET-G), Polycarbonat (PC), thermoplastischer Polyurethan (TPU) oder Polyurethan-Basis (PU) (Zhang et al., 2011).

Zudem besteht ein Unterschied in der Bearbeitung des Gingivasaums von Alignern.

Je nach Hersteller ist die Länge des Gingivasaums unterschiedlich. Zu unterscheiden gilt ein Gingivasaum von 0-1 mm, 3-4 mm oder 6-7 mm (Gao und Wichelhaus, 2017). In der vorliegenden Arbeit wurde ein Gingivasaum von 0-1 mm gewählt.

Die verwendeten Folien bestanden aus verschiedenen Dicken, von 0,76 mm, 0,625 mm, 0,75 mm und 1,0 mm, welche einen unterschiedlichen Einfluss auf die jeweiligen mechanischen Eigenschaften und ausgeübten Kräfte haben können (Hahn et al., 2009; Kohda et al. 2013).

4.2.2 Einfluss des Herstellungsverfahrens

Für die vorliegende Versuchsreihe wurden die Schienen anhand eines Druckformgeräts tiefgezogen. Die entsprechenden Modelle konnten mithilfe eines 3D-Druckers gedruckt werden, wodurch alle Modelle identisch waren. Eine andere Form des Herstellungsverfahrens kieferorthopädischer Schienen ist wie bereits oben beschrieben der 3D-Druck oder aber das Vakuumverfahren.

Sowohl das Druckverfahren als auch das Vakuumverfahren führen beide zu Veränderungen in der Polymerstruktur des Materials (Ryu et al., 2018).

Beim Thermoformen anhand des Tiefziehgeräts Biostar von Scheu Dental wird nur eine geringe Veränderung der Foliendicke sichtbar, welche bei jedem Prozess konstant erscheint (Dasy et al., 2015). Im Vergleich dazu führt das Vakuumverfahren zu einer deutlich größeren Formveränderung und damit höheren Minderung der Foliendicke (Waked und Caputo, 2005). Bei der Betrachtung der Passgenauigkeit der Schienen zeigt sich ebenfalls eine bessere Passform durch das Druckformverfahren als durch das Vakuumverfahren (Mizuhashi und Koide, 2017).

Bei der Herstellung der entsprechenden Modelle im 3D-Drucker gibt es ebenfalls Faktoren die zu beachten sind. In dieser Versuchsreihe wurden Vollmaterialmodelle gedruckt. Hohle Modelle, bei denen die Wandstärke dünner ist als 2,0 mm, erzielen beim Thermoformen schlechtere Ergebnisse als Modelle, die entweder eine Dicke von mindestens 2,0 mm aufweisen oder Vollmodelle sind (Bennett und DiGiovanni, 2024). Da in dieser Studie für die Herstellung sämtlicher Schienen sowohl dieselben Modelle als auch dasselbe Druckformgerät verwendet wurden, erfolgte die Herstellung der Schienen unter einheitlichen Bedingungen. Angesichts der Bedeutung des Herstellungsverfahrens für die Fertigung von Alignern gemäß anderer Studien sollte in jeder neuen Untersuchung eine detaillierte Beschreibung dieses Verfahrens erfolgen.

4.2.3 Thermische Vorbehandlungen

Zu diskutieren gilt es, welchen Effekt die Lagerung von kieferorthopädischen Korrekturschienen in einem Wasserbad bei 35 Grad Celsius hat. Die Einlagerung der Aligner im Warmwasserbad zielt darauf ab, die Temperatur im Mund zu simulieren. Ebenso soll die festgelegte Dauer von 7 und 14 Tagen die Tragezeit simulieren. Die Methode der Thermozyklierung wurde für diese Studie in Betracht gezogen. Dabei handelt es sich um zyklische Temperaturänderungen, die den Temperaturwechsel im Mundmilieu genauer widerspiegeln sollen. Jedoch wurde in der vorliegenden Untersuchung bewusst eine konstante Temperatur von 35 Grad Celsius gewählt, da bisher nicht hinreichend nachgewiesen werden konnte, ob Thermozyklierung einen signifikanten Einfluss auf die für Aligner verwendeten Materialien ausüben kann (Gale und Darvell, 1999). Eine derartige Untersuchung sollte nicht in Kombination mit den hier gestellten Fragen untersucht werden. Die Ergebnisse könnten sich zu stark gegenseitig beeinflussen oder würden einen enorm gesteigerten Aufwand an Proben erfordern.

Unabhängig davon, ob Thermozyklierung oder eine konstante Temperatur angewendet wird, führt dies zu einer Belastung durch Temperaturänderungen und Wasserabsorption während dieser Zeit. Es ist bekannt, dass Feuchtigkeit die Eigenschaften von Polymeren beeinflussen kann, da Polymere die Fähigkeit besitzen, Wasser zu absorbieren (Poliks und Schäfer, 1990). Sogar bei niedrigen Temperaturen werden die mechanischen Eigenschaften von Polymeren beeinflusst. Wasser wird daher als Weichmacher betrachtet. Wassermoleküle gelangen zwischen die Polymerketten und tragen zu einer erhöhten Beweglichkeit der Polymermoleküle bei (Baschek et al., 1999). Durch die alleinige Aufnahme von Wasser durch thermoplastische Schienenmaterialien kommt es bereits zu einer signifikanten Verringerung des Elastizitätsmoduls, welcher sich bei Temperaturbelastung weiter reduziert (Hiller, 2018).

In der vorliegenden Studie wurden die Schienen in destilliertem Wasser gelagert, was nicht den gleichen Bedingungen wie im Mundmilieu entspricht. Dennoch zeigte eine andere Studie, dass selbst bei Verwendung von destilliertem Wasser der Absorptionsprozess stattfindet und eine Veränderung der Aligner resultiert. Die Stärke dieser Veränderung ist zudem abhängig von der Dauer der Einlagerung. Somit ist die Kombination aus Temperatur und Wasser entscheidend für die Beeinflussung des Materials (Boubakri et al., 2010).

In weiteren Studien sollten *in vivo* Untersuchungen durchgeführt werden, um den Einfluss des Mundmilieus und des Mikrobioms auf die mechanischen Eigenschaften von Alignern zu analysieren. Im Mundmilieu kommt es zur Anlagerung von Bakterienkolonien, wie *Lactobacillus* und *Streptococcus mutans* (Türköz et al., 2012). Darüber hinaus können Ablagerungen an den Polymeren durch adsorbierte Komplexe aus Ionen und proteinhaltigen Substanzen entstehen. Das Zusammenspiel dieser verschiedenen Faktoren könnte die mechanischen Eigenschaften kieferorthopädischer Polymere erheblich beeinflussen (Eliades und Bourauel, 2005).

4.2.4 Mechanische Belastung

Die mechanischen Eigenschaften von Alignern werden durch thermische Vorbehandlungen und das Herstellungsverfahren des Thermoformens beeinflusst. Auch das gewählte Material, die Materialdicke und die Stärke der kieferorthopädischen Aktivierung haben einen Einfluss auf die Aligner (Kohda et al., 2013).

Bisher unerforscht ist jedoch die Auswirkung des manuellen Auf- und Absetzens der Aligner während der Tragezeit und die mögliche resultierende Deformierung der Aligner auf die kieferorthopädische Behandlung. Denn nicht nur die beschriebenen Faktoren sind relevant, sondern auch die Tatsache, dass bei einer Tragezeit von 7 oder 14 Tagen eines Aligners dieser mehrmals am Tag herausgenommen und wieder eingesetzt wird, was ebenfalls einen Einfluss auf die Formstabilität haben könnte.

Es wurde bereits gezeigt, dass sich die Kräfte während der Tragezeit exponentiell ändern und Attachments diese Kräfte verstärken können (Simon et al., 2014). Eine weitere Frage für zukünftige Untersuchungen ist, ob Attachments die Formstabilität der Aligner durch wiederholtes Auf- und Absetzen stärker beeinflussen könnten als dies ohne Attachments der Fall ist. Die Materialdicke der Aligner beeinflusst ebenfalls die auf die Zähne wirkenden Kräfte. Es wurde gezeigt, dass dünneren Schienen weniger formstabil sind als dickere, was bei dünnen Schienen jedoch auch zu einer schonenderen kontinuierlichen Krafteinwirkung auf die Zähne führen kann als bei dickeren Schienen (Elkholy et al., 2017b).

Dies könnte erklären, warum dünneren Aligner in dieser Studie nach manuellem Auf- und Absetzen eine geringere Formstabilität aufweisen als dicke Aligner mit einer Dicke von 1,0 mm.

Eine weitere Verformung der Aligner tritt bei bestimmten Bewegungen wie dem Wurzeltorque auf, da es hierbei zu einem Abheben der Aligner vom Zahnbogen kommen kann, was den Kontakt zwischen Aligner und Zahn beeinträchtigt und somit den Erfolg der Zahnbewegung beeinflusst (Hahn et al., 2010). Wenn zusätzlich die Deformierung aufgrund des Auf- und Absetzens der Aligner auftritt, kann dies zu einer erhöhten Störung der Zahnbewegung führen.

In dieser Studie wurde nicht nur eine Belastung durch manuelles Auf- und Absetzen der Aligner untersucht, sondern auch die Kraftübertragung auf einzelne Zähne mithilfe des Orthodontischen Meß- und Simulations-Systems (OMSS) gemessen. Dazu wurde ein linker Prämolar (Zahn 25) aus einem der Patientenmodelle extrahiert und auf einen Adapter gesetzt, der während der Messungen eine Auslenkung ermöglichte. Die jeweiligen Aligner wurden dann auf dieses Modell aufgesetzt. Während der Untersuchung wurde Zahn 25 um 0,2 mm in vestibulärer/oraler Richtung ausgelenkt, intrudiert/ extrudiert und rotiert, um die wirkenden Kräfte bzw. Drehmomente verschiedener Aligner zu untersuchen.

Da dieser Versuch nur *in vitro* durchgeführt werden kann, können dabei keine weiteren Faktoren berücksichtigt werden, die *in vivo* eine Rolle spielen, wie etwa der Einfluss von Abrieb und Oberflächenabnutzung des Materials, der Konsum saurer Getränke und die Wirkung von Enzymen auf das Material, was nachgewiesenermaßen zu Verschleiß und Ablösung von Partikeln aus dem Alignermaterial führt (Schuster et al., 2004). Ebenso konnte nach intraoraler Exposition von Alignern ein signifikanter Rückgang des Elastizitätsmoduls und der Härte festgestellt werden (Lira et al., 2023). Dies könnte zu einer vollständigen Relaxation der Aligner nach dem Entfernen aus dem Mund und damit zu einer Forminstabilität führen. Bisher wurde gezeigt, dass bei *in vivo* Versuchen keine chemischen Veränderungen auftreten, jedoch die mechanischen Eigenschaften sich durch intraorale Alterung verschlechtern (Gerard et al., 2016). Außerdem spielen *in vivo* der stetige Knochenumbau und das Parodont eine wichtige Rolle. Eine optimale kieferorthopädische Kraft variiert je nach Spannung des Parodontalligaments (Choy et al., 2000). Daher ist zu beachten, dass bei der *in vitro* Auslenkung die Kraft konstant bleibt, jedoch bei intraoraler Exposition das Parodont bis zur maximal möglichen Ausdehnung nachgibt. Dies könnte ebenfalls einen Einfluss auf die Formstabilität der Aligner haben und ein starkes Nachgeben des Materials aufgrund der Beweglichkeit der Parodontalfasern verhindern. Dahingehend sollten in weiteren Untersuchungen nicht nur die chemischen und mechanischen Eigenschaften berücksichtigt werden, sondern auch die Passgenauigkeit und die Formstabilität der Aligner während der Tragezeit genauer analysiert werden.

4.2.5 Methode der Messung

In der ersten Untersuchungsmethode dieser Studie wurde die Passgenauigkeit der Aligner nach wiederholtem Auf- und Absetzen untersucht. Dazu wurde die Tragezeit von 7 und 14 Tagen simuliert, wobei die Aligner jeweils 25- bzw. 50-mal vom Modell entfernt und wieder eingesetzt wurden. Die Passgenauigkeit wurde mittels einer Überlagerung im Programm Onyxceph gemessen, wobei mehrere festgelegte Punkte verwendet wurden, um die Aligner vor und nach dem Auf- und Absetzen zu vergleichen. Die Herausforderung bestand darin, die Positionierung der einzelnen Messpunkte manuell für jede Messung konstant zu halten. Bisherige Studien haben Veränderungen in den mechanischen Eigenschaften von Alignern (wie in der Studie von Lira et al., 2023) sowie in ihren optischen und ästhetischen Eigenschaften nach der Alterung beschrieben (Lombardo et al., 2015).

Es liegen jedoch keine Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Alignern nach oraler Exposition und möglicherweise auftretender Forminstabilität vor.

Des Weiteren ermöglichte das Orthodontische Meß- und Simulations-System die Messung der kieferorthopädischen Zahnbewegung und somit der Auslenkung der Aligner (Drescher et al., 1991). Auch diese Messung erfolgte unter standardisierten Bedingungen. Der Zahn 25 wurde an einem Sensor montiert und das Oberkiefermodell mit Hilfe eines Statis fixiert. Mithilfe der Software wurde die Auslenkung des Zahnes durchgeführt. Durch den aufgesetzten Aligner auf dem Modell konnten die entstandenen kieferorthopädischen Kräfte gemessen werden. Die Messungen erfolgten für jede Schiene neu, und vor jedem erneuten Eingliedern wurde die Positionierung auf null gesetzt. Dadurch erfolgte jede Messung identisch. Zudem wurden die Schienen okklusal mit zwei Klammern fixiert, um eine Simulation der okklusalen Belastung darzustellen. Allerdings herrschen intraoral individuelle okklusale Kräfte, die sich für diese Methode nicht nachahmen lassen. Daher können bei dieser in vitro Methode abweichende Ergebnisse im Vergleich zu in vivo Analysen auftreten. Intraorale okklusale Kräfte beeinflussen die auf den Zahn ausgeübten kieferorthopädischen Kräfte, welche wiederum bei Patienten mit Bruxismus variieren können (Hahn et al., 2011). Zudem liegt im Mund ein Speichelfilm vor, der einen Einfluss auf die Kraftübertragung und Zahnbewegung haben könnte. Die in vitro durchgeführte Messung wurde mit trockenen Alignern durchgeführt, was ebenfalls einen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnte.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der ersten Untersuchung, bei der die Aligner manuell vom Modell abgenommen und wieder aufgesetzt wurden, zeigen eine Forminstabilität im Seitenzahnbereich nach wiederholter Abnahme. In dieser Versuchsreihe wurden die Aligner manuell und kontinuierlich im Bereich der Prämolaren abgenommen und wieder aufgesetzt. Dabei trat unabhängig von der Dauer der Wasserbadexposition (sieben Tage mit 25-maligem Auf- und Absetzen oder 14 Tage mit 50-maligem Auf- und Absetzen) bei allen Alignern eine Formveränderung auf. Die Formveränderung trat deutlicher im distalen Seitenzahnbereich auf. Das Ausmaß und die Stelle der größten Forminstabilität könnten sowohl mit der Zahnfehlstellung als auch mit dem Handling des Patienten zusammenhängen.

Zukünftige Untersuchungen sollten daher bei Patienten mit unterschiedlichen Zahnfehlstellungen durchgeführt werden, um diese Zusammenhänge genauer zu erforschen.

Es ist außerdem darauf hinzuweisen, dass für die Versuchsreihe des 25-maligen sowie 50-maligen Auf- und Absetzens und für die Kontrollgruppe ohne Belastung jeweils neue Aligner verwendet wurden, um einen exakten Vergleich zu gewährleisten. Die Verwendung eines einzigen Aligners für die gesamte Versuchsreihe könnte zu ungenauerer Ergebnissen führen, die schwer miteinander zu vergleichen wären.

Für die Methode zum Überlagern der Aligner wurden in der OnyxCeph-Software mehrere Punkte mit einem Radius von 1,5 mm ausgewählt. Diese Punkte wurden jeweils an denselben palatinalen Stellen gesetzt, um eine möglichst präzise Überlagerung zu gewährleisten. Die Auswahl der Messpunkte nur in wenigen Bereichen, ausschließlich im Frontzahnbereich oder nur einseitig, würde aufgrund möglicher mesio-distaler Verbiegungen des Aligners jedes Mal zu erheblichen Differenzen führen. Solche Abweichungen würden vergleichbare Ergebnisse verhindern und die Validität der Untersuchung beeinträchtigen. In der zweiten Untersuchung wurden unbelastete Aligner und manuell belastete Aligner nach einer Relaxationszeit von 1–2 Stunden in das Orthodontische Meß- und Simulations-System eingesetzt. Die Kraftsysteme des Aligners am Zahn 25 wurden für die Rotation in Distalrotation ($R-2^\circ$) und Mesialrotation ($R+2^\circ$), für die Auslenkung nach oral-vestibulär sowie für die Intrusion-Extrusion gemessen. Die Ergebnisse der einzelnen Messungen in eine Richtung, beispielsweise der Rotationen, sind sehr unterschiedlich und uneinheitlich. Bei $R+2^\circ$ steigen die Werte bei den unbearbeiteten Alignern, während bei $R-2^\circ$ die Werte eher bei den Alignern nach einer manuellen Bearbeitung durch 50-maliges Auf- und Absetzen steigen. Da für eine Messreihe mehrere Aligner verwendet wurden, konnten diese im OMSS nicht exakt gleich justiert werden. Dies könnte ein Grund für die stark unterschiedlichen Ergebnisse zwischen den einzelnen Messrichtungen sein. Aufgrund der unterschiedlichen Justierung der Aligner und des ständigen Wechsels kann die Passung von Aligner und Zahnbogen leicht schwanken, was die Ergebnisse beeinträchtigt. Für eine genauere Bewertung der Bewegungen und der Auslenkung der Aligner wurden die Differenzen der Messungen ausgewertet. Zwischen $R+2^\circ$ und $R-2^\circ$ wurde die positive Differenz berechnet, um den Gesamtabstand der Auslenkung des Aligners zu bewerten. Auffällig sind die Kraftwerte im Gesamtabstand der oral-vestibulären Bewegungen. Diese Werte steigen je nach Belastung des Aligners.

Eine mögliche Erklärung dafür könnte sein, dass der Aligner eher im Frontzahnbereich oder im distalen Seitenzahnbereich abgezogen wurde und somit zunächst an den Prämolaren haften bleibt. Dadurch besteht die Möglichkeit, dass der Aligner an den Prämolaren stärker zgedrückt wird, was die erhöhte Kraft im OMSS erklärt. Es ist festzuhalten, dass bei allen Aktivierungsmessungen unterschiedliche Kräfte zwischen den einzelnen Testgruppen auftreten.

4.4 Diskussion der Ergebnisse im Kontext der Literatur

Es ist zu diskutieren, ob geringe Formveränderungen der Aligner im Zusammenhang mit dem Grad der Zahnfehlstellung und der damit verbundenen Retention stehen. In dem hier verwendeten Patientenmodell lag die größte Fehlstellung im Bereich der Frontzähne, was das Abheben und Aufsetzen erschwerte. Zudem wurden in diesem Versuch keine Attachments verwendet, was die Frage aufwirft, ob bei Verwendung von Attachments eine größere Forminstabilität auftreten könnte. In der Studie von Dasy et al. (2015) zeigte sich, dass der Anstieg der Retention und damit die erforderliche Abzugskraft sogar von der Form der Attachments abhängt. Abgeschrägte Attachments zeigten eine signifikant höhere Retention der Aligner im Vergleich zu ellipsoidischen Attachments oder ohne Attachments. Weitere Untersuchungen zur Passgenauigkeit von Alignern in Bezug auf die Verankerungsattachments, bei denen unterschiedliche Hersteller (Invisalign, CA Clear Aligner, F22) untersucht wurden, zeigten vergleichbare Passgenauigkeiten unabhängig vom Hersteller (Mantovani et al. 2019).

In der vorliegenden Studie wurden zudem unterschiedliche Dicken zur Untersuchung der Formstabilität nach manuellem Auf- und Absetzen der Aligner verwendet. Die Ergebnisse zeigen, dass flexiblere und dünnerne Aligner eher zur Forminstabilität neigen als dickere Aligner. Bei den Alignern von Duran mit einer Dicke von 1,0 mm war die Formveränderung im Vergleich zu einem nicht belasteten Aligner derselben Dicke gering.

Bereits in anderen Studien wurden verschiedene Aligner-Dicken und ihre Auswirkungen auf die Passgenauigkeit und Kraftausübung untersucht. Die Dicke der Aligner beeinflusst den auf die Zähne ausgeübten Druck. In einer Studie zeigte sich, dass je dicker der Aligner, desto größer der Druck, der auf die Zähne einwirkt. Auch die Form des Attachments hat einen Einfluss auf den einwirkenden Druck.

Die Kraftübertragung bei einem rechteckigen Attachment ist größer als die eines ellipsoiden oder pyramidenförmigen Attachments (Alhasyimi et al., 2024).

In zukünftigen Untersuchungen sollten die Forminstabilität der Aligner unter Verwendung unterschiedlicher Attachments analysiert werden. Zudem zeigt die vorliegende Untersuchung, dass sich die Aligner nach einer Relaxationszeit von einigen Stunden zwar wieder zurückstellen, jedoch nicht exakt die ursprüngliche Passform annehmen. Zum Beispiel beträgt die Diskrepanz zwischen dem Aligner von Zendura FLX 0,76 nach einer Relaxationszeit von 1-2 Stunden am Zahn 16 0,36 mm im Vergleich zum Aligner nach 50-maligem Auf- und Abnehmen. Zur Gegenüberstellung beträgt die Diskrepanz zwischen dem nicht behandelten Aligner und nach 50-maligem Auf- und Abnehmen 0,50 mm. Selbst eine geringe Forminstabilität könnte Auswirkungen auf den Behandlungserfolg haben, was in weiteren klinischen in vivo Studien untersucht werden sollte.

Jaggy et al. (2020) zeigen, dass die Entspannung kieferorthopädischer Aligner unter intraoralen Bedingungen und einer bestimmten Belastungsdauer als ein Abbaumechanismus betrachtet werden sollte. In der vorliegenden Arbeit wurden zusätzlich Aktivierungsmessungen durchgeführt. Dabei zeigte sich bei der Summe der Intrusions- und Extrusionsbewegungen ein deutlicher Abfall der Kraft nach wiederholtem Auf- und Absetzen der Aligner. So sank die Kraft bei den unbehandelten Alignern von Duran 1,0 mm (2,3 N) und Zendura 0,76 mm (2,8 N) nach 25-maligem Auf- und Absetzen auf 0,7 N bzw. 0,9 N. Insbesondere bei den Rotationsbewegungen ist der Rückgang des Drehmoments bei den flexiblen und dünneren Alignern von Zendura FLX 0,76 mm signifikant. Während das Drehmoment bei unbehandelten Alignern bei 25,6 Nmm lag, sank es nach 25-maligem Auf- und Absetzen auf 20,5 Nmm und nach 50-maligem Auf- und Absetzen auf 14,5 Nmm. Vergleichend lässt sich die Studie von Barbagallo et al. (2008) heranziehen, in der Aligner über einen Zeitraum von zwei Wochen von Patienten getragen wurden, wobei sie mehrfach auf- und abgesetzt wurden. In dieser Studie zeigte sich ein Rückgang der Kraft von 5,12 N auf -2,67 N. Dies deutet darauf hin, dass die Kraft der Aligner nach einer gewissen Tragedauer abnimmt, was im Einklang mit den hier gewonnenen Ergebnissen steht.

Bei der Betrachtung der Auslenkung der Aligner in vestibulärer oder oraler Richtung zeigte sich, dass die Kräfte unabhängig von Alignertyp und -dicke ähnlich groß sind. So lag die Kraft nach 25-maligem Auf- und Absetzen sowohl bei Zendura 0,76 mm als auch bei Duran 1,0 mm bei einem Mittelwert von 0,9 N.

Selbst die dünneren Aligner von Duran mit 0,625 mm zeigten eine Kraft von 1,0 N, was darauf hindeuten könnte, dass die Kräfte unabhängig von der Dicke der Aligner ähnlich hoch sind. Elkholy et al. (2016) untersuchten die Kräfte von noch dünneren Alignern mit 0,4 mm und 0,3 mm im Vergleich zu den üblichen Größen. Auch hier wurden ähnliche Ergebnisse in oro-vestibulärer Richtung festgestellt, wobei lediglich bei den sehr dünnen Schienen mit 0,4 mm und 0,3 mm eine Reduktion der Kraft um 35 % bzw. 71 % beobachtet wurde. Dennoch sind selbst diese dünnen Aligner in der Lage, Zahnbewegungen zu induzieren. Die Ergebnisse der Rotationsbewegungen zeigten, dass das Drehmoment bei den Duran 1,0 mm Alignern mit 27,7 Nmm deutlich höher liegt als bei Duran 0,625 mm (8,1 Nmm) oder Duran 0,75 mm (12,0 Nmm). In Übereinstimmung mit der Versuchsreihe von Elkholy et al. (2017a) lagen die Werte der Rotationsbewegungen für die Aligner von Duran 0,625 mm und 0,75 mm ebenfalls nahe beieinander. Dieser Vergleich legt nahe, dass die Dicke der Aligner einen Einfluss auf die Kraftausübung bei Rotationsbewegungen haben könnte.

Die in dieser Studie durchgeführten Versuche lassen sich jedoch nur bedingt mit den vorhandenen Studien direkt vergleichen. Während in bisherigen Studien Kraftmessungen an Alignern durchgeführt wurden, wurden in der vorliegenden Arbeit zusätzlich zu den Aktivierungsmessungen die Aligner manuell bearbeitet und ausgelenkt. Diese zusätzliche Bearbeitung führt dazu, dass die Ergebnisse nur eingeschränkt vergleichbar sind.

4.5 Klinische Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass wiederholtes manuelles Auf- und Absetzen der Aligner zu einer Formveränderung führen kann. Insbesondere das Abnehmen im Prämolarenbereich verursacht eine Instabilität und Verformung im Molarenbereich. Zwischen dem 25-maligen und 50-maligen Auf- und Absetzen lassen sich ebenfalls leichte Unterschiede feststellen. Auch bei den Kraftmessungen im Prämolarenbereich zeigen sich geringfügige Abweichungen. Aufgrund dieser beobachteten Formveränderungen durch wiederholtes manuelles Abnehmen sollte dieses Phänomen in zukünftigen klinischen Studien weiter untersucht werden.

Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass für eine erfolgreiche Behandlung empfohlen werden sollte, die Aligner nur in Ausnahmefällen abzunehmen. Das Herausnehmen sollte ausschließlich zur Reinigung und während der Mahlzeiten erfolgen. Zudem ist es essenziell, die Aligner unmittelbar nach dem Essen wieder einzusetzen, um den Behandlungserfolg nicht zu gefährden. Ein Verzicht auf das Tragen aus Gründen des Komforts sollte nach Möglichkeit vermieden werden. Ebenso sollte ein häufiges, kurzes Herausnehmen im Laufe des Tages vermieden werden, da dies zu einer Instabilität führen und somit das Risiko einer Verformung der Aligner erhöhen kann. Insbesondere das Herausnehmen für Zwischenmahlzeiten kann bei häufiger Wiederholung nachteilig für den Behandlungsverlauf sein.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde das Ein- und Ausgliedern kieferorthopädischer Schienen durch manuelle Handhabung und künstliche Alterung simuliert. Es ist bereits bekannt, dass die Alterung von Alignern zu einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften von thermoplastischen Materialien führen kann. Deshalb wurden die Aligner in dieser Untersuchung für 7 und 14 Tage in ein Wärmebad gelegt. Anschließend wurden sie mehrfach aufgesetzt und abgenommen, um eine mögliche irreversible Verformung zu überprüfen. Bei einer Expositionszeit von 7 Tagen im Wärmebad wurde das Auf- und Absetzen 25-mal, bei 14 Tagen 50-mal wiederholt. Als Vergleich diente eine dritte Testgruppe mit unbehandelten Alignern.

Für die Tests wurden fünf verschiedene Materialien verwendet: Duran®+ (Scheu-Dental, Iserlohn) in den Stärken 1,0 mm, 0,75 mm und 0,625 mm sowie Zendura™ (Bay Materials, Fremont USA) mit einer Stärke von 0,76 mm und FLX mit 0,76 mm. Von jedem Material und jeder Stärke wurden zehn Schienen auf zuvor erstellten Modellen angefertigt. Die Modelle selbst wurden mittels 3D-Druck hergestellt und basierten auf Patientendaten der prothetischen Abteilung der Universität Bonn. Zusätzlich wurde nach jeder manuellen Behandlung eine Kraft- und Drehmomentmessung am Zahn 25 im Orthodontischen Meß- und Simulations-System durchgeführt.

Die Ergebnisse der Studie zeigten eine leichte Verformung der Aligner im Bereich der Molaren. Die Abweichungen in der Passgenauigkeit waren nach 50-maligem Auf- und Absetzen größer als nach 25-maligem. Eine anschließende Untersuchung nach einer Entspannungszeit zeigte eine teilweise, aber nicht vollständige Rückstellung der Aligner.

Als Beispiel der Ergebnisse lagen die Abweichungen in der Passgenauigkeit des Aligners Duran 0,625 mm, gemessen am Messpunkt des Zahnes 16, bei einer Differenz zwischen dem unbehandelten Aligner und nach 25-maligem Auf- und Absetzen bei 0,32 mm, nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei 0,64 mm und nach einer Entspannungszeit bei einer Rückstellung auf eine Differenz von 0,40 mm. Ähnliches war bei den Alignern von Zendura 0,76 mm zu beobachten. Nach 25-maligem Auf- und Absetzen lag die Differenz zum unbehandelten Aligner am gemessenen Punkt Zahn 16 bei 0,54 mm, nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei 0,68 mm und nach einer Entspannungszeit bei einer Rückstellung zu einem Differenzwert von 0,48 mm.

Bei den Messungen der Kraftsysteme zeigte sich, dass bei einigen Alignern die Kräfte nach wiederholter Belastung anstiegen, was möglicherweise die verstärkte Verformung im distalen Molarenbereich als Ursache hatte. Dieser Kraftanstieg bei einigen Alignern nach 50-maligem Auf- und Absetzen könnte durch einen Knickeffekt zu erklären sein, welcher dazu führt, dass der betrachtete Zahn im Aligner eingeklemmt wird und dadurch größere Kräfte entstehen, wie beispielsweise an den Alignern von Duran 1,0 mm. Hier zeigte sich bei den intrusiven und extrusiven Kräften, dass die Kraft ohne Belastung der Aligner bei 2,3 N lag, nach 25-maligem Auf- und Absetzen auf 0,7 N sank und nach 50-maligem Auf- und Absetzen wieder auf 1,8 N stieg. Ähnlich verhielt es sich bei den orovestibulären Kräften: Hierbei lagen die Kräfte ohne Belastung der Aligner bei 0,8 N, nach 25-maligem Auf- und Absetzen bei ebenfalls 0,8 N und nach 50-maligem Auf- und Absetzen bei 0,9 N. Im Gegensatz dazu sanken die Kräfte bei den Alignern von Zendura FLX stetig. In Betrachtung der intrusiven und extrusiven Kräfte sank die Kraft bei diesen Alignern ohne Belastung von 3,4 N auf 2,5 N nach 25-maligem Auf- und Absetzen und nach 50-maligem Auf- und Absetzen auf 2,0 N.

Für zukünftige Untersuchungen wäre es sinnvoll, klinische Studien an Patienten durchzuführen und die Art des Abnehmens der Aligner in Bezug auf die Ergebnisse genauer zu analysieren.

6. Anhang

Tab 3: Distanzmessungen bei Überlagerung der Aligner Duran®+ 0,75 mm vor und nach Belastung und damit resultierender Formveränderung in mm.

	Duran®+ 0,75 nach 25x Auf- und Absetzen		Duran®+ 0,75 nach 50x Auf- und Absetzen	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,38	0,11	0,52	0,26
Zahn 13	0,08	0,08	0,14	0,11
Zahn 21	0,08	0,04	0,10	0,07
Zahn 25	0,10	0,07	0,24	0,15

Tab 4: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran®+ 0,75 mm nach 50x Auf- und Absetzen und nach einer Relaxationszeit in mm.

	Duran®+ 0,75 nach 50x Auf- und Absetzen und Relaxationszeit	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,38	0,13
Zahn 13	0,10	0,07
Zahn 21	0,14	0,05
Zahn 25	0,12	0,04

Tab 5: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran®+ 0,625 mm vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.

	Duran®+ 0,625 nach 25x Auf- und Absetzen		Duran®+ 0,625 nach 50x Auf- und Absetzen	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,32	0,22	0,64	0,33
Zahn 13	0,20	0,12	0,16	0,09
Zahn 21	0,12	0,08	0,04	0,05
Zahn 25	0,14	0,09	0,12	0,13

Tab 6: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran®+ 0,625 mm nach 50x Auf- und Absetzen und nach einer Relaxationszeit in mm.

	Duran®+ 0,625 nach 50x Auf- und Absetzen und Relaxationszeit	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,40	0,20
Zahn 13	0,14	0,11
Zahn 21	0,14	0,05
Zahn 25	0,14	0,11

Tab 7: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran®+ 1,0 mm vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.

	Duran®+ 1,0 nach 25x Auf- und Abziehen		Duran®+ 1,0 nach 50x Auf- und Abziehen	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,18	0,08	0,18	0,04
Zahn 13	0,16	0,11	0,16	0,09
Zahn 21	0,10	0,07	0,10	0,00
Zahn 25	0,18	0,04	0,16	0,09

Tab 8: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran®+ 1,0 mm nach 50x Auf- und Abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.

	Duran®+ 1,0 nach 50x Auf- und Abziehen und Relaxationszeit	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,18	0,08
Zahn 13	0,06	0,05
Zahn 21	0,04	0,05
Zahn 25	0,08	0,04

Tab 9: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® 0,76 mm vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.

	Zendura® 0,76 nach 25x Auf- und Abziehen		Zendura® 0,76 nach 50x Auf- und Abziehen	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,54	0,27	0,68	0,22
Zahn 13	0,10	0,07	0,10	0,07
Zahn 21	0,12	0,08	0,12	0,04
Zahn 25	0,42	0,16	0,52	0,13

Tab 10: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® 0,76 mm nach 50x Auf- und Abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.

	Zendura® 0,76 nach 50x Auf- und Abziehen und Relaxationszeit	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,48	0,08
Zahn 13	0,14	0,05
Zahn 21	0,08	0,08
Zahn 25	0,06	0,05

Tab 11: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® FLX 0,76 mm vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.

	Zendura® FLX 0,76 nach 25x Auf- und Absetzen		Zendura® FLX 0,76 nach 50x Auf- und Absetzen	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,40	0,17	0,50	0,23
Zahn 13	0,08	0,04	0,16	0,09
Zahn 21	0,10	0,00	0,16	0,05
Zahn 25	0,36	0,17	0,38	0,16

Tab 12: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® FLX 0,76 mm nach 50x Auf- und Abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.

	Zendura® FLX 0,76 nach 50x Auf- und Abziehen und Relaxationszeit	
Messpunkt	Mittelwert	Standardabweichung
Zahn 16	0,36	0,24
Zahn 13	0,14	0,05
Zahn 21	0,14	0,05
Zahn 25	0,16	0,05

Tab 13: Vergleich der Distalrotationen ($R-2^\circ$) an Zahn 25.
Die Mittelwerte in Nmm.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	10,2	8,2	24,2	28,0	10,5
25x	8,1	9,1	14,7	16,0	13,9
0x	7,0	4,6	14,2	12,1	14,7

Tab 14: Vergleich der Distalrotationen ($R-2^\circ$) an Zahn 25.
Die Standardabweichungen in Nmm.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	3,26	1,79	3,84	7,96	1,79
25x	1,30	0,63	5,51	3,82	1,55
0x	1,05	3,07	3,14	1,21	2,92

Tab 15: Ergebnisse des t-Tests für die Distalrotation ($R-2^\circ$) an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,185591862	0,028411036	0,85420645	0,087092196	0,641086317
0x/50x	0,092049535	0,057518907	0,002191989	0,010580507	0,030070772
25x/50x	0,23069459	0,358273679	0,015814485	0,02417176	0,011334878

Tab 16: Vergleich der Mesialrotationen ($R+2^\circ$) an Zahn 25.

Die Mittelwerte in Nmm.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	-1,90	-0,81	-2,22	-2,90	-4,07
25x	-1,99	-1,63	-1,22	-3,30	-6,56
0x	-5,02	-3,57	-13,53	-12,35	-10,95

Tab 17: Vergleich der Mesialrotationen ($R+2^\circ$) an Zahn 25.

Die Standardabweichungen in Nmm.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	1,70	0,86	1,37	1,30	1,23
25x	0,72	0,81	0,34	3,07	0,78
0x	1,57	2,41	5,02	1,73	2,90

Tab 18: Ergebnisse des t-Tests für die Mesialrotation ($R+2^\circ$) an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,00887115	0,14927779	0,005298632	0,001022796	0,025445901
0x/50x	0,016710787	0,060867558	0,005804581	1,66E-05	0,00373193
25x/50x	0,916618375	0,160071294	0,182380522	0,795057308	0,00694261

Tab 19: Vergleich der Intrusion an Zahn 25.

Die Mittelwerte in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,48	0,30	0,62	1,12	1,18
25x	0,33	0,53	0,34	0,60	1,09
0x	0,25	0,19	0,79	1,27	2,01

Tab 20: Vergleich der Intrusion an Zahn 25.

Die Standardabweichungen in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,32	0,26	0,34	0,42	0,27
25x	0,22	0,13	0,19	0,12	0,21
0x	0,18	0,16	0,41	0,27	0,55

Tab 21: Ergebnisse des t-Tests für die Intrusion an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei p<0,05.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,538418172	0,006536948	0,070352759	0,003152868	0,016234127
0x/50x	0,209571471	0,477785752	0,494128501	0,512098294	0,023663943
25x/50x	0,418358373	0,124807005	0,158516106	0,05250949	0,562876475

Tab 22: Vergleich der Extrusion an Zahn 25.

Die Mittelwerte in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	-0,36	-0,18	-1,16	-2,33	-0,77
25x	-0,42	-0,21	-0,35	-0,26	-1,43
0x	-0,52	-0,42	-1,49	-1,57	-1,39

Tab 23: Vergleich der Extrusion an Zahn 25.

Die Standardabweichungen in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,47	0,15	0,35	1,11	0,15
25x	0,28	0,14	0,56	0,15	0,24
0x	0,12	0,21	0,64	0,34	0,28

Tab 24: Ergebnisse des t-Tests für die Extrusion an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei p<0,05.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,45645832	0,101919026	0,017800363	0,000301858	0,82513398
0x/50x	0,496950338	0,072997072	0,356186667	0,206144318	0,004752119
25x/50x	0,838986543	0,751221726	0,029543627	0,013447872	0,001644543

Tab 25: Vergleich der Auslenkung nach Vestibulär an Zahn 25.

Die Mittelwerte in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX® 0,76
50x	0,52	0,61	0,68	0,71	0,80
25x	0,52	0,55	0,68	0,63	0,27
0x	0,42	0,39	0,43	0,48	0,38

Tab 26: Vergleich der Auslenkung nach Vestibulär an Zahn 25.

Die Standardabweichungen in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,10	0,04	0,09	0,11	0,04
25x	0,08	0,05	0,09	0,10	0,13
0x	0,05	0,03	0,06	0,07	0,06

Tab 27: Ergebnisse des t-Tests für die Auslenkung nach Vestibulär an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei p<0,05.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,067212645	0,000888213	0,001462079	0,030398425	0,133541705
0x/50x	0,114069883	1,55025E-05	0,001489365	0,005387686	1,75511E-06
25x/50x	0,976905313	0,060161682	0,951141833	0,251343095	0,000415163

Tab 28: Vergleich der Auslenkung nach Oral an Zahn 25.

Die Mittelwerte in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	-0,43	-0,41	-0,28	-0,34	-0,22
25x	-0,56	-0,49	-0,20	-0,23	-0,66
0x	-0,22	-0,28	-0,40	-0,31	-0,27

Tab 29: Vergleich der Auslenkung nach Oral an Zahn 25.

Die Standardabweichungen in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,06	0,07	0,08	0,05	0,05
25x	0,08	0,02	0,17	0,12	0,13
0x	0,03	0,06	0,08	0,01	0,03

Tab 30: Ergebnisse des t-Tests für die Auslenkung nach Oral an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,000262894	0,001037191	0,053936364	0,211713308	0,002209793
0x/50x	0,000478371	0,0124232	0,049070511	0,276185353	0,082907777
25x/50x	0,021020633	0,047439236	0,367510984	0,114467918	0,000922316

Tab 31: Summe der Rotationsbewegungen nach Distal und Mesial an Zahn 25.
Die Mittelwerte in Nmm.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	12,1	9,0	26,4	30,9	14,5
25x	10,0	10,7	15,9	19,3	20,5
0x	12,0	8,1	27,7	24,5	25,6

Tab 32: Summe der Rotationsbewegungen nach Distal und Mesial an Zahn 25.
Die Standardabweichungen in Nmm.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	4,1	2,6	3,7	7,7	2,2
25x	1,6	0,8	5,6	2,2	1,5
0x	2,6	5,2	6,5	1,9	3,8

Tab 33: Ergebnisse des t-Tests für die Summe der Rotationsbewegungen an Zahn 25.
Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,200983019	0,336000056	0,015887727	0,004375631	0,035146245
0x/50x	0,968064508	0,741361107	0,707766844	0,137335113	0,000986053
25x/50x	0,349816674	0,226895843	0,010630812	0,025187443	0,001618081

Tab 34: Summe der Intrusions und Extrusionsbewegungen an Zahn 25.
Die Mittelwerte in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,8	0,5	1,8	3,4	2,0
25x	0,7	0,7	0,7	0,9	2,5
0x	0,8	0,6	2,3	2,8	3,4

Tab 35: Summe der Intrusions und Extrusionsbewegungen an Zahn 25.
Die Standardabweichungen in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,7	0,4	0,6	1,3	0,4
25x	0,5	0,3	0,6	0,3	0,4
0x	0,2	0,3	1,0	0,5	0,8

Tab 36: Ergebnisse des t-Tests für die Summe der Intrusions und Extrusionsbewegungen an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei p<0,05.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	0,910743699	0,53508307	0,019947366	0,000433238	0,068678746
0x/50x	0,852072967	0,543941801	0,363350147	0,385232636	0,011380423
25x/50x	0,813624329	0,234955357	0,020326613	0,010835274	0,048887542

Tab 37: Summe der vestibulären und oralen Auslenkungen an Zahn 25.
Die Mittelwerte in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,9	1,0	1,0	1,0	1,0
25x	1,1	1,0	0,9	0,9	0,9
0x	0,6	0,7	0,8	0,8	0,6

Tab 38: Summe der vestibulären und oralen Auslenkungen an Zahn 25.
Die Standardabweichungen in N.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
50x	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0
25x	0,0	0,1	0,1	0,0	0,0
0x	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1

Tab 39: Ergebnisse des t-Tests für die Summe der vestibulären und oralen Auslenkungen an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei p<0,05.

	Duran® 0,75	Duran® 0,625	Duran® 1,0	Zendura® 0,76	Zendura® FLX 0,76
0x/25x	1,51627E-07	8,13313E-06	0,492373357	0,099619644	0,000906205
0x/50x	0,001561184	6,31794E-05	0,069885247	0,010028453	0,000245764
25x/50x	0,044812887	0,700769039	0,27224276	0,034559036	0,000234394

7. Abbildungsverzeichnis

Abb 1: Die Abbildung zeigt das Set-up-Modell (links) und den darauf hergestellten Positionierer (rechts, modifiziert nach Kesling, 1945)	8
Abb 2: Das Tiefziehgerät von BIOSTAR® und rechts der tiefgezogene fertige Aligner.	17
Abb 3: Der tiefgezogene fertige Aligner auf dem 3D gedruckten Modell	18
Abb 4: Das angefertigte Modell mit dem rausgetrennten Zahn 25. Bereits versehen ist das Modell mit einer in der Mitte befestigten Mutter und der Zahn 25 mit einer Schraube.	19
Abb 5: Vorbereiteter Aligner mit dem Scanspray beschichtet zum Scannen der Oberfläche.	20
Abb 6: Links der unbehandelte Aligner, mittig der bearbeitete Aligner und rechts die übereinandergelagerten Aligner. Von palatinal sind die jeweils gewählten Punkte zu erkennen.	22
Abb 7: Die übereinandergelegten Aligner und Distanzmessungen zwischen den ausgewählten Referenzpunkten an Zahn 16,13,21,25 im OnyxCeph Programm.	23
Abb 8: Diese Abbildung zeigt das orthodontische Mess- und Simulationssystem „OMSS“. Das Modell am ersten Sensor und der reponierte Zahn 25 mit dem Adapter am zweiten Sensor befestigt.	24
Abb. 9: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 16. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Zendura 0,76 zeigte am Messpunkt 16 die größte Forminstabilität.	27
Abb. 10: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 13. Es ist kein signifikanter Unterschied ersichtlich.	27
Abb. 11: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 21. Es ist kein signifikanter Unterschied ersichtlich.	28
Abb. 12: Vergleich der Materialien bei siebentägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und	

unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Am Messpunkt 25 war ein signifikanter Unterschied zwischen den Alignern zu erkennen. 29

Abb. 13: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 16. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Statistisch signifikante Unterschiede sind zwischen den Materialien zu erkennen. 30

Abb. 14: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 13. Es ist kein signifikanter Unterschied ersichtlich. 31

Abb. 15: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 21. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Statistisch signifikante Unterschiede sind zwischen den Materialien Duran 0,625 mm und Zendura FLX 0,76 mm ersichtlich.

32

Abb. 16: Vergleich der Materialien bei 14-tägiger Wärmebad-Lagerung. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen des Abstands zwischen behandelten und unbehandelten Alignern am Messpunkt Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Es bestehen statistisch signifikante Unterschiede zwischen vier der untersuchten Materialien. 32

Abb. 17: Gezeigt ist der Aligner Duran 1,0 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. 33

Abb. 18: Gezeigt ist der Aligner Duran 1,0 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. 34

Abb.19: Dargestellt wird der Aligner Duran 0,75 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13 mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen. 34

Abb. 20: Dargestellt wird der Aligner Duran 0,75 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25 mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen. 35

Abb. 21: Gezeigt ist der Aligner Duran 0,625 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt werden die Mittelwerte und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen. 35

Abb. 22: Gezeigt ist der Aligner Duran 0,625 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt werden die Mittelwerte und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen. 36

Abb. 23: Gezeigt ist der Aligner Zendura 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt werden die Mittelwerte und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Es bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Formabweichungen. 37

Abb. 24: Zeigt den Aligner Zendura 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Nach einer Relaxationszeit bestand am Messpunkt 25 die geringste Formabweichung. 37

Abb. 25: Gezeigt ist der Aligner Zendura FLX 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 16 und 13. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt.

Es liegt kein statistisch signifikanter Unterschied vor.

38

Abb. 26: Gezeigt ist der Aligner Zendura FLX 0,76 mm mit den gemessenen Abweichungen an den Zähnen 21 und 25. Dargestellt sind die einzelnen Zeitintervalle mit den entsprechenden Mittelwerten und Standardabweichungen. Auf der x-Achse sind die Zeitpunkte mit 14 Tagen (14d), 7 Tagen (7d) und der Relaxationszeit (Relax) aufgeführt. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet.

Ein statistisch signifikanter Unterschied war am Messpunkt 25 erkennbar.

38

Abb. 27: Vergleich der intrusiven Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Bei den Schienen nach 0 Tagen zeigten Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm die höchsten Kräfte.

39

Abb. 28: Vergleich der extrusiven Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Bei allen Schienentypen, außer Zendura 0,76 mm (50x), erzeugten die Aligner bei 0 Tagen hohe extrusive Kräfte.

40

Abb. 29: Summe der intrusiven und extrusiven Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Signifikante Unterschiede in der Kraftgröße sind bei Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm ersichtlich.

41

Abb. 30: Vergleich der auslenkenden Kräfte nach Vestibular an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. In den meisten Fällen wird die größte Kraft bei den Alignern nach 50-maligem Auf- und Absetzen vom Modell erzeugt.

42

Abb. 31: Vergleich der auslenkenden Kräfte nach Oral an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Die größte Kraft zeigt sich überwiegend bei den Alignern nach 25-maligem Auf- und Absetzen vom Modell.

43

Abb. 32: Summe der oralen und vestibulären Kräfte an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Es scheint eine steigende Kraft bei den gealterten Alignern (50x und 25x) vorzuliegen. 44

Abb. 33: Vergleich der Drehmomente bei einer Distalrotation des Zahns 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Es lassen sich keine signifikanten Unterschiede bei den Alignern von Duran 0,75 mm erkennen. 45

Abb. 34: Vergleich der Kräfte bei einer Mesialrotation des Zahns 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Bei allen Alignertypen ist das Drehmoment bei den unbelasteten Alignern höher als bei den belasteten. 46

Abb. 35: Die Drehmomente der Rotationsbewegungen an Zahn 25. Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen. Ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) ist durch das sternförmige Symbol (*) gekennzeichnet. Signifikante Unterschiede im Drehmoment sind bei Duran 1,0 mm, Zendura 0,76 mm und Zendura FLX 0,76 mm ersichtlich. 47

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Untersuchte Aligner mit Angabe des Herstellers, des Durchmessers vom Rohmaterial in mm, der Dicke der Rohfolie in mm und Bestandteil des Materials.	16
Tabelle 2: Auflistung aller Aligner in zu untersuchende Gruppen mit der Anzahl, dem Produktnamen, der entsprechenden Dicke, Alterung in Tagen und Anzahl der manuellen Belastung	21
Tabelle 3: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran+ 0,75 vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.	63
Tabelle 4: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran+ 0,75 nach 50x auf und abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.	63
Tabelle 5: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran+ 0,625 vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.	63
Tabelle 6: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran+ 0,625 nach 50x auf und abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.	63
Tabelle 7: : Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran+ 1,0 vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.	64
Tabelle 8: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Duran+ 1,0 nach 50x auf und abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.	64
Tabelle 9: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® 0,76 mm vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.	64
Tabelle 10: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® 0,76 mm nach 50x Auf- und Abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.	64
Tabelle 11: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® FLX 0,76 mm vor und nach Bearbeitung und damit resultierender Formveränderung in mm.	65
Tabelle 12: Distanzmessungen bei Übereinanderlagerung der Aligner Zendura® FLX 0,76 mm nach 50x Auf- und Abziehen und nach einer Relaxationszeit in mm.	65
Tabelle 13: Vergleich der Distalrotationen ($R-2^\circ$) an Zahn 25. Die Mittelwerte in Nmm.	65
Tabelle 14: Vergleich der Distalrotationen ($R-2^\circ$) an Zahn 25. Die Standardabweichungen in Nmm.	65
Tabelle 15: Ergebnisse des t-Tests für die Distalrotation ($R-2^\circ$) an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	66

Tabelle 16: Vergleich der Mesialrotationen ($R+2^\circ$) an Zahn 25.	
Die Mittelwerte in Nmm.	66
Tabelle 17: Vergleich der Mesialrotationen ($R+2^\circ$) an Zahn 25.	
Die Standardabweichungen in Nmm.	66
Tabelle 18: Ergebnisse des t-Tests für die Mesialrotation ($R+2^\circ$) an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	66
Tabelle 19: Vergleich der Intrusion an Zahn 25. Die Mittelwerte in N.	66
Tabelle 20: Vergleich der Intrusion an Zahn 25. Die Standardabweichungen in N.	67
Tabelle 21: Ergebnisse des t-Tests für die Intrusion an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	67
Tabelle 22: Vergleich der Extrusion an Zahn 25. Die Mittelwerte in N.	67
Tabelle 23: Vergleich der Extrusion an Zahn 25. Die Standardabweichungen in N.	67
Tabelle 24: Ergebnisse des t-Tests für die Extrusion an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	67
Tabelle 25: Vergleich der Auslenkung nach Vestibulär an Zahn 25.	
Die Mittelwerte in N.	68
Tabelle 26: Vergleich der Auslenkung nach Vestibulär an Zahn 25.	
Die Standardabweichungen in N.	68
Tabelle 27: Ergebnisse des t-Tests für die Auslenkung nach Vestibulär an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	68
Tabelle 28: Vergleich der Auslenkung nach Oral an Zahn 25.	
Die Mittelwerte in N.	68
Tabelle 29: Vergleich der Auslenkung nach Oral an Zahn 25.	
Die Standardabweichungen in N.	68
Tabelle 30: Ergebnisse des t-Tests für die Auslenkung nach Oral an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	69
Tabelle 31: Summe der Rotationsbewegungen nach Distal und Mesial an Zahn 25.	
Die Mittelwerte in Nmm.	69
Tabelle 32: Summe der Rotationsbewegungen nach Distal und Mesial an Zahn 25.	
Die Standardabweichungen in Nmm.	69
Tabelle 33: Ergebnisse des t-Tests für die Summe der Rotationsbewegungen an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	69

Tabelle 34: Summe der Intrusions und Extrusionsbewegungen an Zahn 25.	
Die Mittelwerte in N.	69
Tabelle 35: Summe der Intrusions und Extrusionsbewegungen an Zahn 25.	
Die Standardabweichungen in N.	70
Tabelle 36: Ergebnisse des t-Tests für die Summe der Intrusions und Extrusionsbewegungen an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	70
Tabelle 37: Summe der vestibulären und oralen Auslenkungen an Zahn 25.	
Die Mittelwerte in N.	70
Tabelle 38: Summe der vestibulären und oralen Auslenkungen an Zahn 25.	
Die Standardabweichungen in N.	70
Tabelle 39: Ergebnisse des t-Tests für die Summe der vestibulären und oralen Auslenkungen an Zahn 25. Ein signifikanter Unterschied besteht bei $p<0,05$.	70

9. Literaturverzeichnis

Alhasyimi A, Ayub A, Farmasyan C. Effectiveness of the Attachment Design and Thickness of Clear Aligners during Orthodontic Anterior Retraction: Finite Element Analysis. Eur J Dent 2024; 18: 174-181

Barbagallo LJ, Shen G, Jones A, Swain MV, Petocz P, Darendeliler MA. A Novel Pressure Film Approach for Determining the Force Imparted by Clear Removable Thermoplastic Appliances. Ann Biomed Eng 2008; 36: 335-341

Baschek G, Hartwig G, Zahradník F. Effect of water absorption in polymers at low and high temperatures. Polymer 1999; 40: 3433-3441

Bennett GW, DiGiovanni T. Effect of wall thickness of 3D-printed models on resisting deformation from thermal forming in-office aligners. Clin Exp Dent Res 2024; 10: e827

Boubakri A, Haddar N, Elleuch K, Bienvenu Y. Impact of aging conditions on mechanical properties of thermoplastic polyurethane. Materials & Design 2010; 31: 4194-4201

Bucci R, Rongo R, Levatè C, Michelotti A, Barone S, Razionale AV, D'Antò V. Thickness of orthodontic clear aligners after thermoforming and after 10 days of intraoral exposure: a prospective clinical study. Prog Orthod 2019; 20: 36

Choy K, Pae EK, Park Y, Kim KH, Burstone CJ. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000; 117: 98-105

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

Dalaie K, Fatemi SM, Ghaffari S. Dynamic mechanical and thermal properties of clear aligners after thermoforming and aging. Prog Orthod 2021; 22: 15

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

Drescher D, Bourauel C, Their M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 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, Schmidt F, Jäger R, Lapatki BG. Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatalinal bodily movement of a maxillary central incisor: An in vitro study. *Angle Orthod* 2016; 86: 883-890

Elkholy F, Mikhaiel B, Schmidt F, Lapatki BG. Mechanical load exerted by PET-G aligners during mesial and distal derotation of a mandibular canine: An in vitro study. *J Orofac Orthop* 2017a; 78: 361-370 das muss 2017a

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

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

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 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

Gerard BT, Teske L, Eliades G, Zinelis S, Eliades T. Do the mechanical and chemical properties of Invisalign TM appliances change after use? A retrieval analysis. *Eur J Orthod* 2016; 38: 27-31

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: 12-13

Hahn W, Jung K, Dathe H, Kramer F, Rödig T, Kubein-Meesenburg D, Gruber R. The influence of occlusal forces on force delivery properties of aligners during rotation of an upper central incisor. Angle Orthod 2011; 81: 1057-1063

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: 607-6013

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

Ihsen BA, Willmann JH, Nimer A, Drescher D. Effect of in vitro aging by water immersion and thermocycling on the mechanical properties of PETG aligner material. J Orofac Orthop 2019; 80: 292-303

Jaggy F, Zinelis S, Polychronis G, Patcas R, Schätzle M, Eliades G, Eliades T. ATR-FTIR Analysis and One-Week Stress Relaxation of Four Orthodontic Aligner Materials. Materials (Basel) 2020; 13: 1868

Jindal P, Juneja M, Siena F, Bajaj D, Breedon P. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2019; 156: 694-701

Jo Y, Sivak MG. Direkt 3D-gedruckte Aligner. KN Kieferorthopädie Nachrichten 2022; 9: 14-19

Kesling H.D. The philosophy of the tooth positioning appliance. Am J Orthod Oral Surg 1945; 31: 297-304

Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia K, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod* 2013; 83: 476-483

Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 578-581

Lira LF, Otero Amaral Vargas E, Moreira da Silva E, Nunes da Silva Meirelles Doria Maia J, Elzubair A, Siqueira de Morais L, Alvaro de Souza Camargo S, Serra G, Gomes de Souza M. Effect of oral exposure on chemical, physical, mechanical and morphologic properties of clear orthodontic aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2023; 164: e51-e63

Lombardo L, Arreghini A, Maccarrone R, Bianchi A, Scalia S, Siciliani G. Optical properties of orthodontic aligners – spectrophotometry analysis of three types before and after aging. *Prog Orthod* 2015; 16: 41

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* 2017; 87: 11-18

Mantovani E, Castroflorio E, Rossini G, Garino F, Cugliari G, Deregbus A, Castroflorio T. Scanning electron microscopy analysis of aligner fitting on anchorage attachments. *J Orofac Orthop* 2019; 80: 79-87

Mizuhashi F, Koide K. Formation of vacuum-formed and pressure-formed mouthguards. *Dental Traumatology* 2017; 33: 295-299

Poliks MD, Schaefer J. Characterization of the chain dynamics of PEEK by CPMAS carbon-13 NMR. *Macromolecules* 1990; 23: 3426-3431

Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel S, Johnston W. Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 276.e1-12

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

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

Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014; 145: 728-736

Türköz C, Canigür B, Kale V, Akca G. Influence of thermoplastic retainers on Streptococcus mutans and Lactobacillus adhesion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 141: 598-603

Waked E, Caputo A. Thickness and stiffness characteristics of custom-made mouthguard materials. Quintessence Int 2005; 36: 462-466

Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. Aust Dent J 2017; 62 Suppl 1: 58-62

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. Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Arbeit wurde in der medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn in der Abteilung der Kieferorthopädie und Oralmedizinischen Technologie unter der Betreuung von Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel und Herrn Dr. Daratsianos durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel und Herrn Dr. Daratsianos.

Alle in der Arbeit erfolgten Versuche wurden eigenständig von mir durchgeführt.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial für die Patientenmodelle wurde von der prothetischen Abteilung der Zahnklinik zur Verfügung gestellt.

Die 3D gedruckten Modelle als auch Aligner wurden eigenständig von mir, mit Unterstützung von Fr. Chan aus dem kieferorthopädischen Labor der Zahnklinik, hergestellt.

Die statistische Analyse erfolgte mit Hilfe von Frau Dr. med. L. Bourauel.

Die Auswertung der Arbeit erfolgte eigenständig.

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

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbstständig verfasst zu haben und keine weitere als die von mir angegeben Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

11. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt insbesondere meinen Eltern und meinem Bruder – für ihre bedingungslose Unterstützung, Liebe und Glauben an mich. Ohne sie wäre diese Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

Ebenso danke ich meinem Ehemann von Herzen - für sein Verständnis, seine Geduld und die vielen aufmunternden Worte in entscheidenden Momenten.

Mein besonderer Dank gilt außerdem meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel, sowie meinem Betreuer, Herrn Dr. Daratianos, für ihre fachliche Begleitung, ihre Unterstützung und das Vertrauen in meine Arbeit.

Ich danke auch dem gesamten Team der Abteilung für Kieferorthopädie und oral-medizinische Technologie an der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn für die tatkräftige Hilfe und Unterstützung.

Diese Arbeit ist in vielerlei Hinsicht nicht nur mein Verdienst. Ohne die erhaltene Unterstützung hätte ich das Projekt in dieser Form nicht umsetzen können.