

# **Materialtechnische Untersuchungen von gedruckten kieferorthopädischen 4D-Alignern aus Formgedächtnispolymeren**

Dissertation

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

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

**Madina Ghezal Sharif-Ciftci**

aus Kabul, Afghanistan

2025

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. med. dent. Christian Kirschneck

Tag der mündlichen Prüfung: 03.06.2025

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

## Inhaltsverzeichnis

	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	4
<b>1.</b>	<b>Deutsche Zusammenfassung</b>	5
1.1	Einleitung	5
1.2	Material und Methoden	7
1.3	Ergebnisse	12
1.4	Diskussion	16
1.5	Schlussfolgerung	19
1.6	Literaturverzeichnis	19
<b>2.</b>	<b>Veröffentlichung</b>	24
<b>3.</b>	<b>Erläuterung zum Eigenanteil</b>	25
<b>4.</b>	<b>Danksagung</b>	26

## Abkürzungsverzeichnis

3D-Aligner	3D-gedrucktes Harz
3PB	Drei-Punkt-Biegeversuch
4D-Aligner	3D-gedrucktem Formgedächtnisharz
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
OMSS	Orthodontic Measurement and Simulation System
PETG	Polyethylenterephthalat-Glykol
SMP	Shape Memory Polymers (Formgedächtnispolymere)
TC-85	Tera Harz TC-85 (Aligner Harz)
TPU	Thermoplastisches Polyurethane
ZA	Zendura A Aligner Folien
ZF	Zendura FLX Aligner F

# 1. Deutsche Zusammenfassung

## 1.1 Einleitung

In den letzten Jahren hat sich die Bedeutung transparenter Aligner in der kieferorthopädischen Behandlung zur Zahnbegradigung deutlich erhöht (Ashari und Mohamed, 2016). Diese innovative Methode bietet im Vergleich zur traditionellen Bracket-Therapie eine verbesserte Mundhygiene und ermöglicht vor allem erwachsenen Patienten ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis ohne Einschränkungen während der Behandlungsphase (Upadhyay und Arqub, 2021). Die graduelle Korrektur von Zahnfehlstellungen erfolgt dabei mittels Alignern, die in Intervallen von 10 bis 14 Tagen einzelne Zahnbewegungen wie Translationen und Rotationen in begrenzten Schritten ermöglichen (Moutawakil, 2021). Der Patient wechselt die Aligner kontinuierlich, bis das gewünschte ästhetische Ergebnis erreicht ist. Der gesamte Behandlungszeitraum variiert je nach individueller Indikation und kann von mehreren Wochen bis hin zu mehreren Jahren reichen, wobei ein höherer Tragekomfort für den Patienten festgestellt wird (Lombardo et al., 2016).

Fortschritte in der CAD/CAM-Technologie und die Digitalisierung in der Zahnmedizin haben zudem eine Vielzahl neuer Möglichkeiten und Materialien eröffnet und die Herstellungsverfahren erheblich verbessert. Ein entscheidender Schritt in der ökonomischen Optimierung der Aligner-Herstellung wurde durch den Einsatz von 3D-Drucktechnologien und Formgedächtnispolymeren (SMPs) erreicht (Elshazly et al., 2021). Ein Vertreter dieser SMPs ist Tera Harz TC-85, ein speziell entwickeltes Polymer, das sich durch seine thermisch aktivierbaren Formgedächtniseigenschaften und seine Formstabilität auszeichnet. Dieses Verfahren eliminiert die kumulativen Fehler, die mit dem konventionellen Thermoform-Workflow verbunden sind, und bietet gleichzeitig eine verbesserte Präzision, mehr Kontrolle über das Design und die Dicke der Aligner, eine reduzierte Komplexität in der Lieferkette, geringeren Materialabfall und niedrigere Produktionskosten (Can et al., 2022; Tartaglia et al., 2021). Diese technologischen Entwicklungen ermöglichen eine kosteneffizientere und schnellere Produktion bei reduziertem Materialverbrauch im Vergleich zu herkömmlichen Methoden (Elshazly et al., 2022).

Die Einbindung intelligenter Materialien, insbesondere von SMPs, wird in der Fachliteratur als vielversprechender Ansatz diskutiert (Atta et al., 2023; Elshazly et al., 2021; Elshazly et al., 2022). Diese Polymere besitzen die Fähigkeit, temporäre Formen zu stabilisieren und unter Einwirkung eines spezifischen Reizes (z. B. Temperatur) in ihre ursprüngliche Gestalt zurückzukehren, was sie für den Einsatz in der kieferorthopädischen Therapie besonders geeignet erscheinen lässt (Lendlein und Kelch, 2002; Meng und Li, 2013).

Kieferorthopädische Aligner haben sich nicht nur als ästhetisch ansprechendere und hygienischere Alternative im Vergleich zu traditionellen Zahnspangen etabliert, sondern bieten auch eine komfortablere Behandlungserfahrung (Ashari und Mohamed, 2016). Darüber hinaus weisen Aligner-Systeme ein reduziertes Risiko für Wurzelresorptionen auf (Moutawakil, 2021). Sie üben gezielte Kräfte auf die Zähne aus, die auf vorbestimmten Bewegungen in einem virtuellen Modell basieren und typischerweise eine Translation von 0,2 bis 0,4 mm sowie eine Rotation von 2 bis 3 Grad umfassen (Tamer et al., 2019). Obwohl das sequenzielle Behandlungssystem grundsätzlich eine effektive Zahnbewegung ermöglicht, ergeben sich über die gesamte Behandlungsdauer mit zahlreichen, sukzessiv eingesetzten Schienen kumulative Effekte. Insbesondere Abweichungen im Design, Materialverhalten und durch Herstellungstoleranzen führen zu veränderten Kraftübertragungen und können die Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses beeinträchtigen. Der wiederholte Thermoformprozess bewirkt eine Materialverdünnung, wodurch die Flexibilität steigt, und die biomechanische Präzision abnimmt. In Kombination mit lokal variierenden Kontaktverhältnissen zwischen Aligner und Zahn kann dies zu Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Zahnstellung führen (Elshazly et al., 2022). Darüber hinaus führt diese Methode zu einer signifikanten Erhöhung der Behandlungskosten, während der erhöhte Kunststoffverbrauch ein Umweltproblem darstellt (Elshazly et al., 2021). Dennoch bleiben die Materialien zur Herstellung der Aligner eine der entscheidenden Variablen, die die mechanische und klinische Effizienz beeinflussen (Cremonini et al., 2022). Konventionelle, thermogeformte Aligner bestehen in der Regel aus einer einzelnen Schicht von Kunststofffolien, die aus verschiedenen Polymeren wie Polyethylenterephthalat-Glykol (PETG) oder thermogeformtem Polyurethan (TPU) gefertigt sind (Cremonini et al., 2022b; Elshazly et al., 2021; Martorelli et al., 2013; Thukral und Gupta, 2015).

Aufbauend auf den Eigenschaften von SMPs stellt die sogenannte „4D-Technologie“ eine Weiterentwicklung des 3D-Druckverfahrens von Alignern dar. Hierbei werden die intelligenteren Materialien, SMPs, direkt im Druckprozess eingesetzt, sodass die hergestellten Aligner nicht nur einmalig in ihre Form gebracht, sondern auch während der Tragezeit thermisch aktiviert werden können. Durch Temperatureinwirkung ausgelöst, kann sich der Aligner an die Bedingungen im Mund anpassen, seine Steifigkeit oder Passform nachträglich justieren und individuellere, effektivere Therapie ermöglichen. Eine konstante Kraft wird durch die thermische Aktivierung der SMP-Eigenschaften ermöglicht.

Das Ziel dieser Studie war es, die biomechanischen Eigenschaften von 3D-gedruckten Alignern aus Tera Harz TC-85 im Vergleich zu konventionellen thermoformbaren Alignern aus Zendura FLX zu untersuchen. Insbesondere sollten die physikalischen und mechanischen Eigenschaften sowie die durch einwirkende Kräfte hervorgerufenen Veränderungen der 3D-gedruckten Aligner analysiert werden. In dieser experimentellen Analyse wurden die Kräfte und Momente untersucht, die von den ersten auf dem Markt eingeführten 4D-gedruckten Alignern (Tera Harz TC-85) auf verschiedene Zähne des Oberkiefers unter unterschiedlichen Temperaturbedingungen ausgeübt werden. Die Ergebnisse werden anschließend mit den konventionellen verwendeten thermogeformten Alignern (Zendura FLX) verglichen.

Es wird die Hypothese aufgestellt, dass 3D-gedruckte Aligner aus Tera Harz TC-85 sowohl unter variierenden Temperaturbedingungen als auch unter simulierten intraoralen Bedingungen eine höhere mechanische Leistungsfähigkeit und Formstabilität aufweisen als konventionell thermoformbare Aligner aus Zendura FLX.

## 1.2 Materialien und Methoden

### 1.2.1 Materialien

Für die Experimente kamen zwei unterschiedliche Materialien zum Einsatz: Tera Harz TC-85 und Zendura FLX. Tera Harz TC-85 war ein 3D-gedrucktes Urethan-Acrylat-Oligomer, das mit Acrylmonomeren kombiniert wurde und eine Dicke von 0,6 mm aufwies (siehe Tabelle 1, basierend auf Tabelle 1 der beigefügten Publikation). Zendura FLX hingegen war eine thermoformbare, dreischichtige Folie mit einem TPU-Kern, die vor dem

Thermoformen eine Dicke von 0,75 mm besaß. Durch den Tiefziehprozess variierte die Dicke des Zendura FLX-Materials und betrug im Durchschnitt 0,6 mm.

Die Proben aus Tera Harz TC-85 wurden als rechteckige Streifen mit den Abmessungen 50 x 10 x 0,6 mm mittels 3D-Druck gefertigt und anschließend UV-gehärtet. Die Proben aus Zendura FLX entstanden durch einen Thermoformprozess, bei dem das Material über einen Metallblock mit Aussparungen für Streifen in den gleichen Maßen von 50 x 10 mm tiefgezogen wurde. Hierbei kam das vom Hersteller vorgegebene Tiefziehprogramm zum Einsatz, wodurch die Dicke auf 0,6 mm reduziert wurde (Elshazly et al., 2022).

**Tab. 1:** Übersicht der Eigenschaften der untersuchten Aligner-Materialien.  
(Modifiziert nach Tabelle 1 aus Sharif et al., 2024)

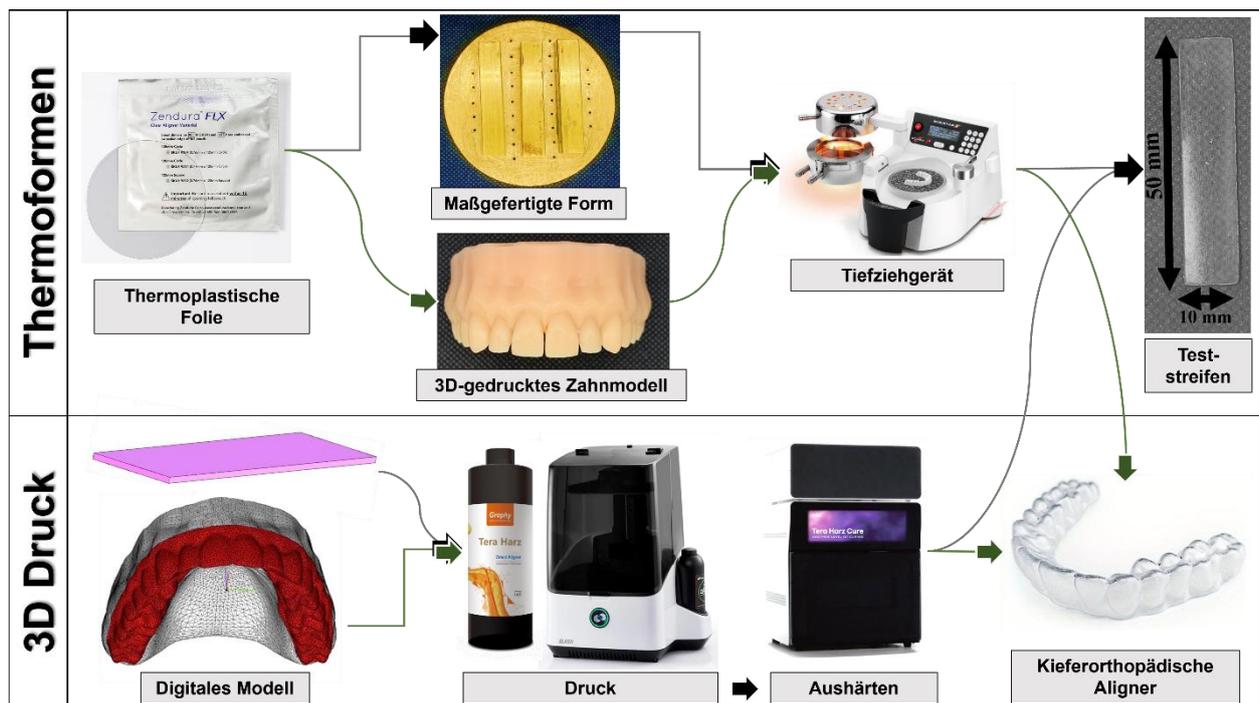
<sup>1</sup>TC-85 ist CE, FDA, and KFDA zertifiziert.

Name	Hersteller	Dicke   3D-Druck / Tiefziehbedingungen	Materialzusammensetzung
<b>Tera Harz TC-85<sup>1</sup></b> <b>(TC-85)</b>	Graphy AG (Seoul, South Korea)	Dicke: 0,6 mm   3D-Druck mit einem DLP-3D-Drucker (Uniz NBEE; Uniz, CA, USA) mit einer Schichtdicke von 100 µm, gefolgt von einer Photohärtung mit UV-Licht (Wellenlänge: 405 nm) unter Stickstoffbedingungen für 25 Minuten unter Verwendung eines speziellen Nachhärtungsgeräts (Tera Harz Cure; Graphy, Südkorea).	Urethane acrylate oligomer mit acryl monomer.
<b>Zendura FLX™</b> <b>(ZF)</b>	Bay Materials (Fremont, CA, USA)	Dicke: 0,75 mm   Thermoformen durch Erhitzen für 50 Sekunden bei 220 °C und Druckformen bei 5,8 bar, anschließend 60 Sekunden Abkühlung, unter Verwendung eines Thermoformgeräts (Biostar®; Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) (Code: 162)	Dreischichtfolie aus einer mittleren, thermoplastischen, weichen elastomeren Polyurethan (TPU)-Schicht und zwei harten Schichten aus Co-Polyester

Die Proben aus Tera Harz TC-85 wurden auf der Grundlage anatomisch gestalteter digitaler 3D-Modelle gefertigt und mittels 3D-Druck hergestellt (3-matic 16.0; Materialise, Leuven, Belgien). Eine Übersicht hierzu bietet Abb. 1, welche an Abbildung 1 der beigefügten Publikation angelehnt ist. Bei den Zendura FLX-Alignern erfolgte die Herstellung durch Thermoformen über 3D-gedruckte Modelle, gefolgt von einem

anschließenden Trimmen (Digimation Corp., St. Rose, Louisiana, USA). Das digitale Modell wurde als STL-Datei exportiert und auf zwei Arten weiterverarbeitet. Zunächst wurde es an einen 3D-Drucker (DLP) (P20+; Straumann AG, Basel, Schweiz) übertragen, wo es mit P pro Harz (Straumann AG, Basel, Schweiz) gedruckt wurde. Das Modell diente dann im Thermoformprozess zur Herstellung der Zendura FLX-Folien. Alternativ wurde das digitale Modell verwendet, um vollständige anatomische Aligner in der 3-matic-Software zu entwerfen und aus TC-85 gemäß den in Tabelle 1 angegebenen Bedingungen in 3D zu drucken. Insgesamt wurden achtzehn Aligner für jedes getestete Material produziert.

Jeder Aligner besaß eine gerade Schnittlinie, die exakt 2 mm oberhalb der Zahnfleischgrenze positioniert war (Abb. 1, basierend auf Abbildung 1 der eingebundenen Publikation). Ein Techniker führte die Thermoform- und Schneidprozesse durch, um die Standardisierung der Proben sicherzustellen.



**Abb. 1:** Schematische Darstellung des Arbeitsablaufs zur Herstellung von Proben (rechteckige Streifen oder anatomisch gestaltete Aligner) in der vorliegenden Studie, unter Einsatz des Thermoformverfahrens oder des 3D-Drucks. (Modifiziert nach Abbildung 1 aus Sharif et al., 2024)

## 1.2.2 Methoden

Für die Experimente kamen zwei Testmethoden zum Einsatz: der Drei-Punkt-Biegetest (3PB) und 3D-Kraftmessungen. Der Drei-Punkt-Biegetest wurde in einem Temperaturbereich von 20 bis 40 °C durchgeführt, wobei die Proben einer Deflexion von 2 mm ausgesetzt waren. Die 3D-Kraftmessungen erfolgten bei einer konstanten Temperatur von 37 °C, um Zahnbewegungen mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS) (Drescher et al., 1991) zu simulieren.

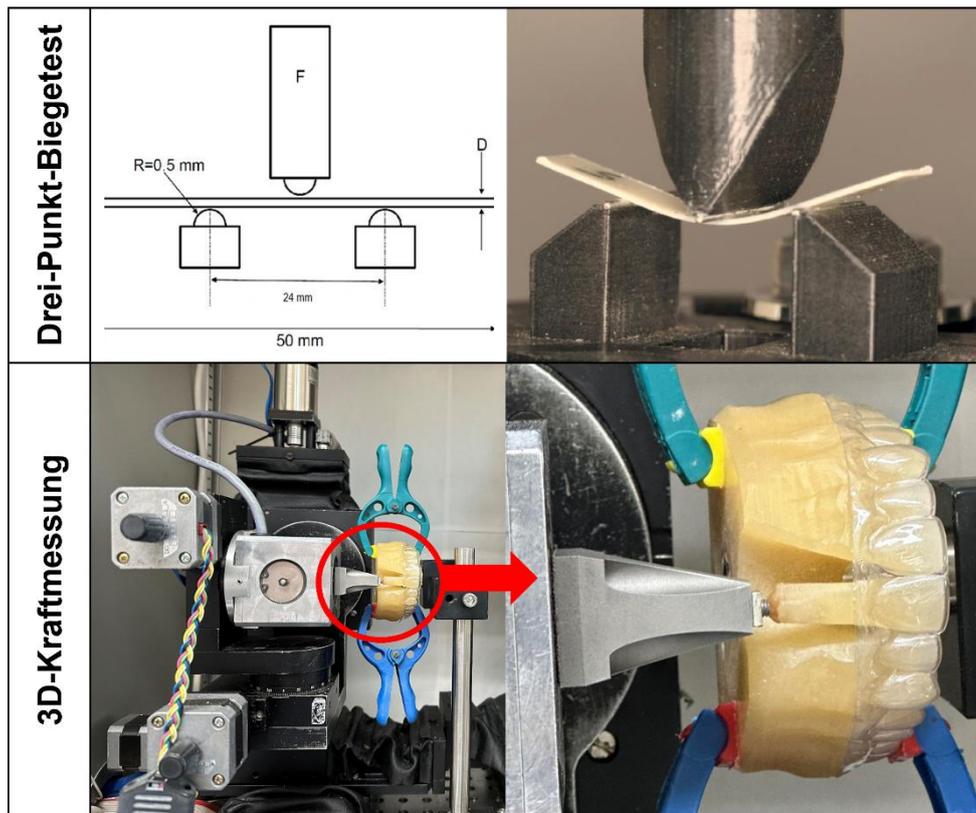
### 1.2.2.1 Drei-Punkt-Biegetest

Die erste Methode, der Drei-Punkt-Biegetest, diente der Bestimmung der Biegefestigkeit und Flexibilität von Materialien unter verschiedenen Temperaturbedingungen (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991). Dabei wurden zwei Testzyklen bei den Temperaturen 20 °C, 25 °C, 30 °C, 37 °C und 40 °C durchgeführt. Die Proben mit einer Spannweite von 24 mm wurden mit einer Belastungsrate von 5 mm/min bis zu einer maximalen Deflexion von 2 mm belastet. Zur Bewertung der Materialeigenschaften wurde die maximale Kraft bei der maximalen Deflexion gemessen, und die Temperaturabhängigkeit der Materialien wurde analysiert und verglichen. Insgesamt wurden 30 Proben pro Material vorbereitet, wobei jeweils sechs Proben pro Temperatur getestet wurden (n=6). Jeder Testzyklus umfasste eine Be- und Entlastung, wobei die Kraft-Verformungskurven der beiden Zyklen aufgezeichnet und analysiert wurden.

### 1.2.2.2 3D-Kraftmessungen

Die zweite Methode umfasst 3D-Kraftmessungen, die darauf abzielen, die auf verschiedene Zähne ausgeübten Kräfte und Momente zu quantifizieren. Diese Messungen werden mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (Drescher et al., 1991) durchgeführt, das Zahnbewegungen, wie Intrusion/Extrusion, oro-vestibuläre Verschiebungen und Rotationen simuliert. Für die Kraft- und Momentmessungen mit dem OMSS werden drei Modelle, Duplikate des für das Thermoformen verwendeten Modells, aus einem selbsthärtenden Harz (Technovit 4004;

Kulzer, Hanau, Deutschland) hergestellt. In jedem Modell wurde ein spezifischer Zahn untersucht: der obere Schneidezahn, der obere Eckzahn oder der obere Prämolare. Der bewegliche Zahn wurde am Sensormodul der Messeinheit befestigt, während das Modell sicher fixiert und die Okklusionsebene parallel zur Sensorachse ausgerichtet wurde. Diese Anordnung gewährleistete, dass der Zahn neutral im Zahnbogen positioniert war und sich in seiner Ausgangsposition keine Kräfte oder Momente wirkten (Abb. 2, basierend auf Abbildung 2 der eingebundenen Publikation).



**Abb. 2:** Das kieferorthopädische Mess- und Simulationssystem (OMSS) wird in zwei Konfigurationen eingesetzt. Die obere Anordnung bewertet die maximale Biegefestigkeit mithilfe eines Drei-Punkt-Biegetests. Die untere Konfiguration misst mit Hilfe eines Sensors die kieferorthopädischen ausgeübten Kräfte und Momente des Aligners auf einen einzelnen, separierten Zahn. (Modifiziert nach Abbildung 2 aus Sharif et al., 2024)

Die achtzehn Aligner jedes Materials wurden entsprechend dem zu testenden Zahn in drei Gruppen unterteilt ( $n=6$  je Gruppe). Die simulierten Bewegungen umfassten Translationen im Bereich von  $\pm 0,4$  mm und Rotationen bis  $\pm 4^\circ$  bei einer konstanten Temperatur von  $37^\circ\text{C}$ . Die Messparameter umfassten sowohl die Kraft- als auch die

Momentmessungen in verschiedenen Bewegungsrichtungen, um die Unterschiede zwischen den Materialien zu analysieren. Um konsistente Bedingungen sicherzustellen, wurden die Aligner und das Modell mit dem herausnehmbaren Zahn vorab in der vorgeheizten OMSS-Kammer platziert. Nach jeder Messung wurde die Justierung des Setups überprüft und bei Bedarf angepasst.

### 1.2.3 Statistische Analyse

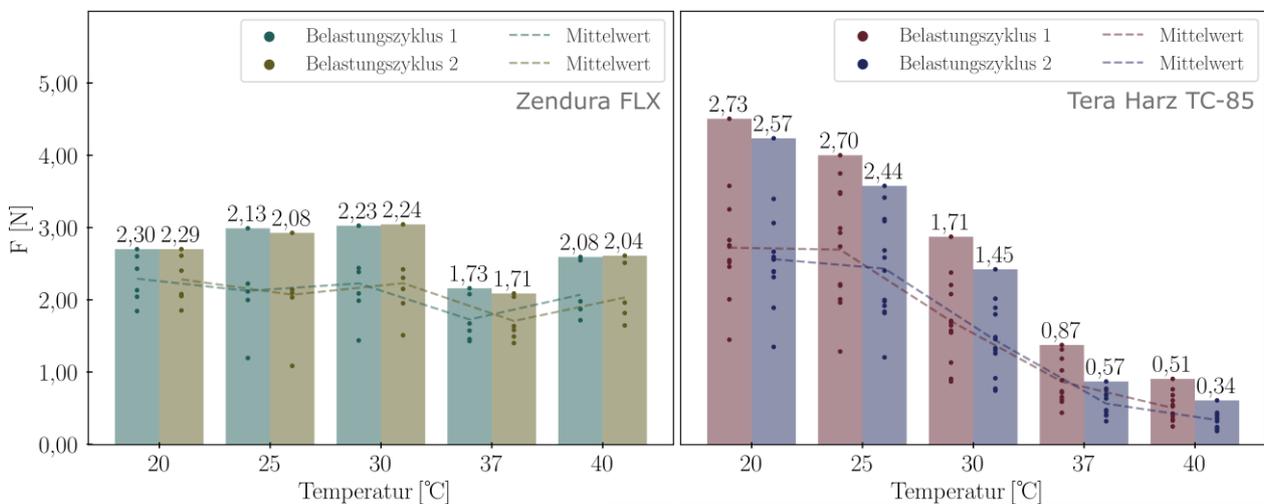
Die Berechnung der Stichprobengröße erfolgte mithilfe der Software G\*Power (Version 3.1, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf) bei einem Signifikanzniveau von 0,05 und einer Studienpower von 80 %. Die Effektgröße wurde auf Basis der Daten von Hahn et al. (2010) abgeleitet. Die minimale Stichprobengröße betrug vier Proben pro Gruppe, jedoch wurden in der vorliegenden Studie sechs Proben pro Gruppe verwendet ( $n = 6$ ). Die Normalverteilung der Daten wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft, der bestätigte, dass alle Daten normalverteilt waren. Daher wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet, und für normalverteilte Daten wurde der zweiseitige, ungepaarte Student's t-Test verwendet. Um multiple Tests zu berücksichtigen, wurde eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Ein Unterschied galt als signifikant, wenn der p-Wert unter 0,05 lag. Die statistischen Analysen wurden mit Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) unter Nutzung integrierter statistischer Funktionen sowie benutzerdefinierter Routinen.

## 1.3 Ergebnisse

### 1.3.1 Drei-Punkt-Biegetest

Abbildung 3 zeigt, dass der Drei-Punkt-Biegetest (3PB), der bei Temperaturen von 20 °C bis 40 °C durchgeführt wurde, für Zendura FLX (ZF) konstante durchschnittliche maximale Biegekräfte im Bereich von 1,7 N bis 2,3 N aufwies. Im Gegensatz dazu variierten die durchschnittlichen maximalen Biegekräfte für Tera Harz TC-85 (TC-85) stärker, von 0,3 N bis 2,7 N. TC-85 zeigte eine deutliche Temperaturabhängigkeit, wobei die Biegekraft mit steigender Temperatur signifikant abnahm. ZF reagierte im getesteten Temperaturbereich

weniger temperaturempfindlich. Bei niedrigeren Temperaturen (20 °C und 25 °C) wies TC-85 höhere Kraftwerte als ZF auf, was auf eine größere Steifigkeit bei Raumtemperatur hindeutete. Bei höheren Temperaturen (37 °C und 40 °C) lagen die maximalen Biegekräfte von TC-85 zwischen 0,3 N und 0,9 N, was der oralen Temperatur entsprach. Die ZF-Proben hielten konstante Kraftniveaus über beide Testzyklen hinweg aufrecht, während TC-85 im zweiten Zyklus eine Abnahme der Kraft zeigte, was auf plastisches Verhalten hindeutete. Diese Ergebnisse verdeutlichten die Unterschiede in der Biegefestigkeit und Flexibilität der Materialien, insbesondere die geringere Steifigkeit von TC-85 bei 37 °C.

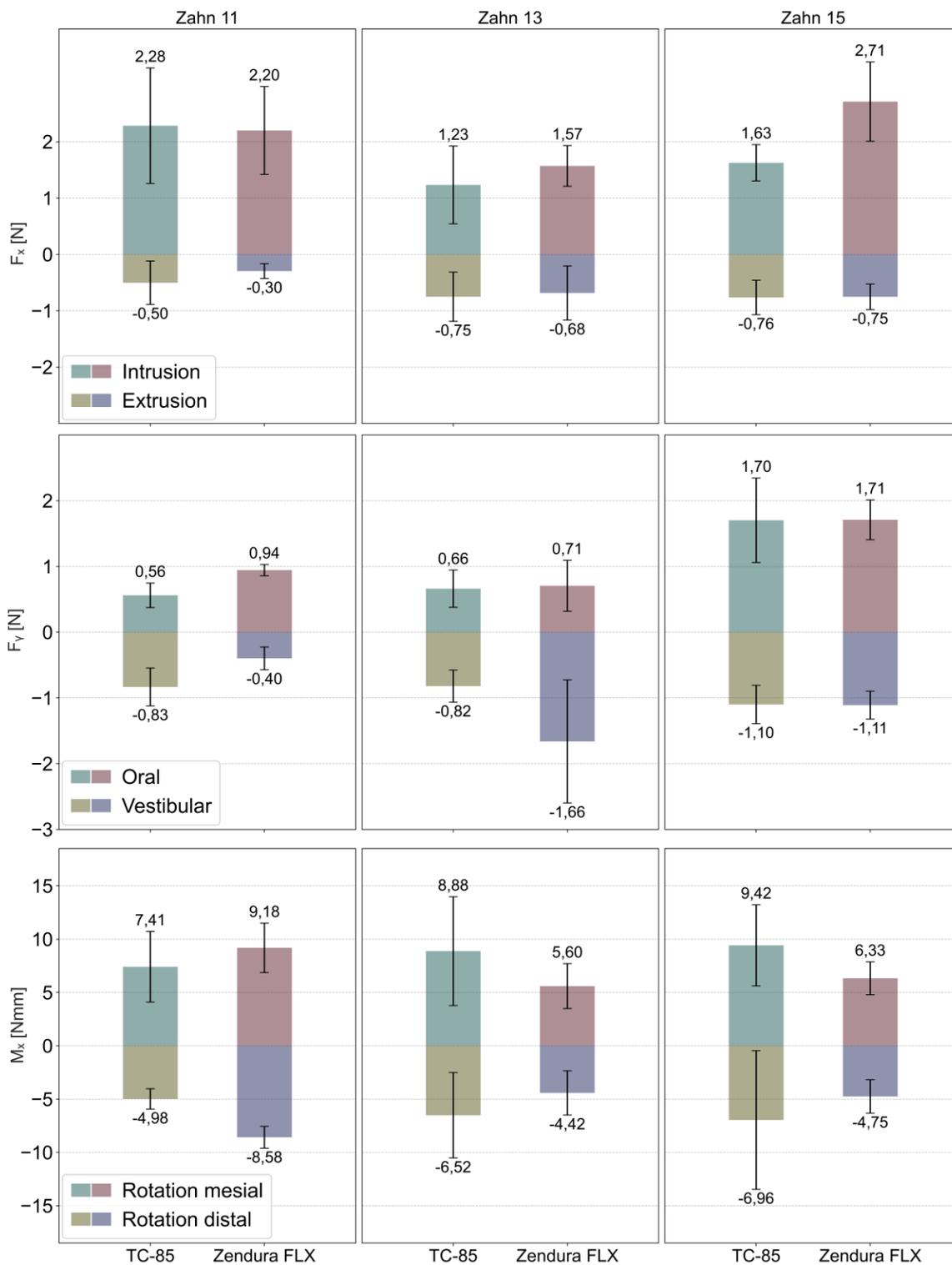


**Abb. 3:** Maximale Biegekraft bei einer Durchbiegung von 2 mm, gemessen über zwei Zyklen, für die beiden Alignermaterialien Zendura FLX (links) und Tera Harz TC-85 (rechts) bei unterschiedlichen Temperaturen. Die Balken stellen die Kräfte von 0 N bis zu den jeweiligen maximalen Messwerten dar. Die über den Balken dargestellten Zahlen geben die jeweiligen Mittelwerte der maximalen Kräfte der Messreihe an. Bei TC-85 zeigte sich ein signifikanter temperaturabhängiger Rückgang der Kraft ( $p < 0.001$ , ANOVA), bei ZF hingegen kein konsistenter Zusammenhang ( $p > 0.18$ , ANOVA). (Modifiziert nach Abbildung 3 aus Sharif et al., 2024)

### 1.3.2 3D-Kraftmessungen

Abbildung 4 zeigt die bei 37 °C gemessenen Kräfte und Rotationsmomente ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_x$ ) für die Zähne 11, 13 und 15 unter verschiedenen Bewegungsrichtungen. Die obere Reihe der Abbildung stellt die vertikalen Kräfte ( $F_x$ ) bei Intrusion und Extrusion, die mittlere Reihe die oro-vestibulären Kräfte ( $F_y$ ) und die untere Reihe die mesio-distalen Rotationsmomente ( $M_x$ ) dar. Insgesamt weisen beide Materialien, Tera Harz TC-85 und

Zendura FLX, vergleichbare Kraft- und Momentwerte auf, auch wenn in bestimmten Bewegungsrichtungen signifikante Unterschiede auftreten. Ein konsistenter Vorteil eines der beiden Materialien über alle Zähne und Bewegungen hinweg lässt sich nicht erkennen. Die vertikale Kraftkomponente ( $F_x$ ) (obere Reihe) ist bei allen Zähnen und Materialien bei Intrusion stets höher als bei Extrusion. Intrusionskräfte reichen von 1,2 N bis 2,7 N, Extrusionskräfte von 0,3 N bis 0,8 N. Während TC-85 bei Zahn 11 geringfügig höhere Intrusionswerte erzielt (2,28 N vs. 2,20 N), zeigt Zendura FLX bei Zahn 13 (1,57 N vs. 1,23 N) und Zahn 15 (2,71 N vs. 1,63 N) die jeweils stärkeren Werte. Obwohl bei der Extrusion an Zahn 13 ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde ( $p = 0.0393$ , t-Test), ist dieser in der Balkengrafik nicht deutlich sichtbar. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der t-Test die beiden Materialien jeweils pro Zahn und Bewegungsrichtung miteinander vergleicht dabei fließen auch die Streuungen innerhalb der Gruppen ein. Selbst geringfügige Unterschiede können bei niedriger Varianz zu statistischer Signifikanz führen. Die oro-vestibulären Kräfte ( $F_y$ ) (mittlere Reihe) liegen insgesamt zwischen 0,4 N und 1,7 N. Dabei variiert die dominante Richtung zahn- und materialabhängig: Bei Zahn 15 überwiegt die orale Komponente bei beiden Materialien, bei Zahn 13 dominiert die vestibuläre Komponente, und bei Zahn 11 ist das Verhältnis materialabhängig, vestibulär stärker bei TC-85, oral stärker bei Zendura FLX. Ein signifikanter Unterschied wurde hier nicht festgestellt ( $p > 0.05$ , t-Test & ANOVA). Die mesio-distalen Rotationsmomente ( $M_x$ ) (untere Reihe) liegen im Bereich von 4,4 Nmm bis 9,4 Nmm. Zendura FLX zeigt bei Zahn 11 mit 9,18 Nmm den höchsten Wert, während TC-85 bei Zahn 13 (8,88 Nmm vs. 5,60 Nmm) und Zahn 15 (9,42 Nmm vs. 6,33 Nmm) stärkere Rotationsmomente liefert. Signifikante Unterschiede traten außerdem bei der mesialen Rotation an Zahn 11 ( $p = 0.0386$ , t-Test) und der distalen Rotation an Zahn 15 ( $p = 0.0329$ , t-Test) auf. Darüber hinaus zeigte sich über alle Zähne hinweg, dass die Materialwahl auch insgesamt einen signifikanten Einfluss auf die mesiale Rotation hatte ( $p = 0.0006$ , ANOVA). Zusammenfassend bestätigen die 3D-Kraftmessungen eine klare Richtungsabhängigkeit sowie zahn- und materialbezogene Unterschiede. Während sich bei Intrusion und Extrusion insgesamt vergleichbare Kräfte ergeben, treten die größten Unterschiede bei Rotationen und teilweise bei oro-vestibulären Bewegungen auf. Beide Materialien zeigen zahnbezogene Stärken, eine pauschale Überlegenheit lässt sich jedoch nicht feststellen.



**Abb. 4:** Von den Alignern aus Zendura FLX und Tera Harz TC-85 erzeugte Kräfte und Momente ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $M_x$ ) an den Zähnen 11, 13 und 15. Im Balkendiagramm sind die Mittelwerte +/- Standardabweichungen dargestellt. Die über den Balken dargestellten Zahlen geben die jeweiligen Mittelwerte der maximalen Kräfte an. Signifikante Unterschiede traten auf bei der Extrusion (Zahn 13), Rotation mesial (Zahn 11) sowie Rotation distal (Zahn 15). (Modifiziert nach Abbildung 4 aus Sharif et al., 2024)

#### 1.4 Diskussion

Als ästhetische und hygienischere Alternative zu herkömmlichen Zahnspangen stehen zahnmedizinische Aligner im Fokus aktueller orthodontischer Forschung, die darauf abzielt, deren Effizienz und Funktionalität weiter zu verbessern. Der Thermoformungsprozess, der zur Herstellung konventioneller Aligner verwendet wird, beeinflusst deren mechanische Eigenschaften (Golkhani et al., 2022). Der Einsatz fortschrittlicher Materialien mit verbesserten Eigenschaften könnte daher die Effektivität von Aligner-Behandlungen erheblich steigern (Elshazly et al., 2021; Elshazly et al., 2022). Gleichzeitig können sequenzielle Aligner-Systeme zu einer verringerten Wirksamkeit, höheren Kosten und negativen Umweltauswirkungen führen (Upadhyay und Arqub, 2021). Die begrenzte Zahnbewegung pro Einzel-Aligner erfordert eine größere Anzahl an Alignern für die gesamte Behandlung. Das Hauptziel der vorliegenden experimentellen Studie war es, Daten zum Kraftsystem des ersten 3D-gedruckten Aligners auf dem Markt (aus dem Material Tera Harz TC-85) zu präsentieren.

Ein zentrales Kriterium bei der Analyse von Aligner-Materialien ist deren Biegefestigkeit während der Deflexion. Insbesondere bei zahnmedizinischen Geräten wie Alignern dient die Biegefestigkeit als Indikator für deren Wirksamkeit bei der Zahnbewegung (Ryu et al., 2018). Der Drei-Punkt-Biegetest (3PB) ist eine bewährte Methode zur Bestimmung des Biegemoduls und der maximalen Kraft, die während der Deflexion aufgebracht wird (Elshazly et al., 2021). Dieser Test bewertet die Fähigkeit der Aligner, Zahnbewegungen auszulösen, indem er simuliert, wie ein fehl ausgerichteter Zahn die Aligner deflektiert, während benachbarte Zähne als Ankerpunkte fungieren – ähnlich dem Verhalten eines Drahtbogens (Elshazly et al., 2021; Ryu et al., 2018). In zahlreichen Studien (Atta et al., 2023; Elhaddaoui et al., 2017; Elshazly et al., 2021; Ryu et al., 2018; Seo et al., 2021) wurde die maximale Biegekraft von Aligner-Materialien mittels des 3PB-Tests untersucht. Ein orthodontischer Kraftbereich von 0,1–1,2 N wird unter klinischen Bedingungen empfohlen, abhängig vom spezifischen Zahn und der Art der gewünschten Bewegung (Proffit et al., 2000).

In der aktuellen Studie wurde der Drei-Punkt-Biegetest (3PB) bei Temperaturen von 20 bis 40 °C durchgeführt. Zendura FLX (ZF) zeigte Biegekraftwerte im Bereich von 1,7 bis

2,3 N, während Tera Harz TC-85 (TC-85) Werte von 0,3 bis 2,7 N aufwies, wobei die Temperatur einen stärkeren Einfluss auf TC-85 hatte. Kwon et al. (2008) berichteten von einer Kraft von 1,0 N bei einer Deflexion von 1,0 mm für Essix-Aligner-Materialien bei Raumtemperatur, was im Vergleich zu den aktuellen Ergebnissen bei einer Deflexion von 2,0 mm nahe liegt. Atta et al. (2023) gaben Kräfte von 2,4 N für ZF und 0,4 N für TC-85 bei 37 °C und einer Deflexion von 2,0 mm an. Diese Werte weichen leicht von unseren Ergebnissen ab, liegen jedoch innerhalb eines vergleichbaren Bereichs. Elshazly et al. (2021) berichteten zudem von Kräften von 1,7 N und 1,0 N für ein weiteres 4D-Aligner-Material (ClearX) bei 37 bzw. 45 °C. Übereinstimmend mit den Befunden von Lee et al. (2023) zeigt die geringere Biegekraft der 3D-gedruckten Aligner-Materialien (TC-85) bei oraler Temperatur eine bessere Kompatibilität mit der Zahnbewegung und weist eine überlegene Leistung im Vergleich zu konventionellen thermogeformten Alignern (ZF) auf.

Die geringe Deformation und der Kraftabfall bei den TC-85-Materialproben im zweiten Zyklus lassen sich auf die niedrige Glasübergangstemperatur ( $T_g$ ) des Materials zurückführen, die nahe der Testtemperatur liegt – eine Eigenschaft, die bei Zendura FLX nicht beobachtet wurde. Diese Verformung, zusammen mit der dokumentierten Formwiederherstellungseigenschaft von TC-85 bei oraler Temperatur (Atta et al., 2023; Lee et al., 2023), könnte jedoch eine bessere Anpassungsfähigkeit, eine langfristige Wirksamkeit und größere Bewegungsgrößen pro Aligner gewährleisten. Thermoplastische Aligner-Materialien, die viskoelastische Eigenschaften aufweisen, kehren nach der Deformation über die Zähne teilweise in ihre ursprüngliche Form zurück und erzeugen Kräfte, die für die Zahnbewegung genutzt werden können (Upadhyay und Arqub, 2021). Das Vorhandensein von Formgedächtniseigenschaften bei oraler Temperatur könnte somit die Fähigkeit des Materials verbessern, seine Form über längere Behandlungszeiträume hinweg effizient wiederherzustellen (Elshazly et al., 2022; Zecca et al., 2023). Im Gegensatz dazu erfahren herkömmliche Aligner-Materialien in den ersten Tagen nach dem Einsetzen einen signifikanten Kraftabfall (Elshazly et al., 2021).

Die Messung des komplexen 3D-Kraft- und Momentensystems, das von einem Aligner erzeugt wird, stellt eine Herausforderung dar, insbesondere da die optimale orthodontische Kraft von Zahn zu Zahn variiert (Moutawakil, 2021). In der vorliegenden Studie wurden die anfänglichen Kräfte und Momente an drei verschiedenen oberen

Zähnen bei 37 °C mit einem speziell entwickelten biomechanischen Gerät (OMSS) (Bourauel et al., 1992) gemessen. Die Ergebnisse zu thermogeformten Alignern stimmen mit früheren Studien überein, die ähnliche mechanische Setups verwendeten. Hahn et al. (2009) berichteten von oro-vestibulären Kräften bei einer Deflexion von 0,15 mm eines oberen Schneidezahns im Bereich von 2,7 N (oral) bis 3,1 N (vestibulär). Ebenso ermittelten Elkholy et al. (2019), dass bei einer distalen Rotation eines unteren Canini um 15 ° das durchschnittliche Moment 42,5 Nmm betrug (Elshazly et al., 2023).

Bezüglich des Kraftsystems von 3D-gedruckten Alignern aus TC-85 gibt es in der Literatur nur begrenzte Vergleichsdaten. Hertan et al. (2022) berichteten von Kraftwerten von 1,2 N bei einer facio-lingualen Verschiebung eines Zahns um 0,2 mm. Grant et al. berichteten von einem Kraftniveau von 1,4 N bei einer oro-vestibulären Verschiebung von Zahn 11 um 0,2 mm, extrusiven Kräften von 0,12 N und einem mesio-distalen Moment von 5,97 Nmm. Diese Ergebnisse stimmen mit den aktuellen Resultaten überein und deuten darauf hin, dass die von TC-85 Alignern erzeugten Kräfte mit den empfohlenen orthodontischen Kraftdimensionen kompatibel sind (Grant et al., 2023).

Experimentelle Tests biomechanischer Systeme haben jedoch inhärente Einschränkungen. Im OMSS-System waren der Sensor und der Zahn starr miteinander verbunden, was die Simulation klinischer Parameter wie des parodontalen Ligaments, der Mastikation und der Weichgewebsreaktionen einschränkt. Zudem erfasst das OMSS die resultierende Kraft, wodurch nur begrenzt Einblicke in die Kraftverteilung auf der Zahnoberfläche gewonnen werden können.

Zukünftige Forschungen sollten die Variationen in der Kraftverteilung auf der Zahnoberfläche sowie die Unterschiede zwischen verschiedenen Aligner-Materialien genauer untersuchen. Darüber hinaus sollte der potenzielle Einfluss oraler Alterungsbedingungen auf die physikochemischen und mechanischen Eigenschaften von 3D-gedruckten Materialien bewertet werden. Weitere experimentelle Studien und klinische Versuche sind erforderlich, um eine umfassende Bewertung der Leistungsfähigkeit und der langfristigen Auswirkungen von 4D-Alignern zu ermöglichen.

## 1.5 Schlussfolgerungen

Die Analyse der Temperaturabhängigkeit von TC-85 zeigt, dass die reduzierte Steifigkeit bei 37 °C potenziell vorteilhaft sein könnte, da sie eine bessere Anpassung an orale Bedingungen ermöglicht. Dieser Befund wird durch bestehende Studien gestützt, die über konsistente Ergebnisse hinsichtlich der Biegefestigkeit und Flexibilität von TC-85 berichten. Klinisch betrachtet könnte TC-85 den Patienten durch eine verbesserte Anpassungsfähigkeit und erhöhten Komfort zugutekommen. Im Gegensatz dazu ist Zendura FLX besser für Anwendungen geeignet, die stabile und präzise Bewegungen erfordern, da es weniger Anpassungsfähigkeit bietet und somit eine höhere Stabilität gewährleistet.

Die 3D-Kraftmessungen verdeutlichen ebenfalls, dass die geringere Steifigkeit von TC-85 bei 37 °C praktische Vorteile bieten könnte, insbesondere durch eine bessere Anpassung an die oralen Gegebenheiten. Der Vergleich mit existierenden Studien unterstreicht die Konsistenz der Ergebnisse in Bezug auf die Biegefestigkeit und Flexibilität von TC-85. Klinisch könnte dies bedeuten, dass TC-85 zu einer verbesserten Anpassung und einem höheren Tragekomfort führt, während ZF durch seine geringere Flexibilität ideal für Anwendungen ist, die stabile und präzise Zahnbewegungen erfordern.

## 1.6 Literaturverzeichnis

Ashari A, Mohamed AM. Relationship of the Dental Aesthetic Index to the oral health-related quality of life. *Angle Orthod* 2016; 86: 337–342

Atta I, Bourauel C, Alkabani Y, Mohamed N, Kimbe H, Alhotan A, Ghoneima A, Elshazly T. Physiochemical and mechanical characterisation of orthodontic 3D printed aligner material made of shape memory polymers (4D aligner material). *J Mech Behav Biomed Mater* 2023; 106337

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992; 14: 371–378

Can E, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. In-house 3D-printed aligners: effect of in vivo ageing on mechanical properties. *Eur J Orthod* 2022; 44: 51–55

Cremonini F, Vianello M, Bianchi A, Lombardo L. A spectrophotometry evaluation of clear aligners transparency: comparison of 3D-printers and thermoforming disks in different combinations. *Appl Sci* 2022; 12: 11964

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod* 1991; 13: 169–178

Elhaddaoui R, Qoraich HS, Bahije L, Zaoui F. Orthodontic aligners and root resorption: a systematic review. *Int Orthod* 2017; 15: 1–12

Elkholy F, Mikhael B, Repky S, Schmidt F, Lapatki BG. Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PET-G aligners during derotation of mandibular canines. *J Orofac Orthop* 2019; 80: 315–326

Elshazly T. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchung eines gefüllten, matrixmodifizierten zahnärztlichen Komposits. Dissertationsschrift, Medizinische Fakultät, Rhein.-Fried.-Wilhelms Universität Bonn, 2021

Elshazly T. Biomechanical analysis of orthodontic aligners made of smart polymers. PhD-Dissertationsschrift, Medizinische Fakultät, Rhein.-Fried.-Wilhelms Universität Bonn, 2023

Elshazly TM, Bourauel C, Aldesoki M, Ghoneima A, Abuzayda M, Talaat W, Keilig L. Computer-aided finite element model for biomechanical analysis of orthodontic aligners. *Clin Oral Investig* 2023; 27: 115–124

Elshazly TM, Keilig L, Alkabani Y, Ghoneima A, Abuzayda M, Talaat S, Bourauel C. Primary evaluation of shape recovery of orthodontic aligners fabricated from shape memory polymer (a tyodont study). *Dent J* 2021; 10: 31

Elshazly TM, Keilig L, Alkabani Y, Ghoneima A, Abuzayda M, Talaat W, Talaat S, Bourauel C. Potential application of 4D technology in fabrication of orthodontic aligners. *Front Mater* 2022; 8: 794536

Elshazly TM, Keilig L, Salvatori D, Chavanne P, Aldesoki M, Bourauel C. Effect of trimming line design and edge extension of orthodontic aligners on force transmission: an in vitro study. *J Dent* 2022; 104276

Golkhani B, Weber A, Keilig L, Reimann S, Bourauel C. Variation of the modulus of elasticity of aligner foil sheet materials due to thermoforming. *J Orofac Orthop* 2022; 83: 233–243

Grant J, Foley P, Bankhead B, Miranda G, Adel SM, Kim KB. Forces and moments generated by 3D direct printed clear aligners of varying labial and lingual thicknesses during lingual movement of maxillary central incisor: an in vitro study. *Prog Orthod* 2023; 24: 23

Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 12.e1-e7

Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R. Torquing an upper central incisor with aligners acting forces and biomechanical principles. *Eur J Orthod* 2010; 32: 607–613

Hertan E, McCray J, Bankhead B, Kim KB. Force profile assessment of direct-printed aligners versus thermoformed aligners and the effects of non-engaged surface patterns. *Prog Orthod* 2022; 23: 49

Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 228-234

Lendlein A, Kelch S. Shape-memory polymers. *Angew Chem Int Ed* 2002; 41: 2034–2057

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* 2016; 87: 11–18

Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dent Mater* 2013; 29: e1–e10

Meng H, Li G. A review of stimuli-responsive shape memory polymer composites. *Polymer* 2013; 54: 2199–2221

Moutawakil A. Biomechanics of Aligners: Literature Review. *Adv Dent Oral Health* 2021; 13: 555872

Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: Mosby Inc, 2000

Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean J Orthod* 2018; 48: 316–325

Seo JH, Eghan-Acquah E, Kim MS, Lee JH, Jeong YH, Jung TG, et al. Comparative analysis of stress in the periodontal ligament and center of rotation in the tooth after orthodontic treatment depending on clear aligner thickness. *Materials* 2021; 14: 324

Sharif M, Bourauel C, Ghoneima A, Schwarze J, Alhotan A, Elshazly TM. Force system of 3D-printed orthodontic aligners made of shape memory polymers: an in vitro study. *Virtual Phys Prototyp* 2024; 19: e2361857

Tamer I, Öztaş E, Marşan G. Orthodontic treatment with clear aligners and the scientific reality behind their marketing: a literature review. *Turk J Orthod* 2019; 32: 241-264

Tartaglia GM, Mapelli A, Maspero C, Santaniello T, Serafin M, Farronato M, Caprioglio A. Direct 3D printing of clear orthodontic aligners: current state and future possibilities. *Materials* 2021; 14: 1799

Thukral R, Gupta A. Invisalign: Invisible orthodontic treatment—a review. *J Adv Med Dent Sci Res* 2015; 3: S42-S44

Upadhyay M, Arqub SA. Biomechanics of clear aligners: hidden truths & first principles. *J World Fed Orthod* 2021; 10: 12–21

Zecca PA, Bocchieri S, Borgese M, Dolci C, Campobasso A, Battista G, Caprioglio A, Raspanti M. In Vitro Investigation of the Mechanical Properties of Blended 3D-Printing Resins for Orthodontic Aligners: A Comparison between Commercial Resin and Nickel-Titanium Wire. *Appl Sci* 2023; 13: 9020

## 2. Veröffentlichung

Dieser Publikationsdissertation liegt die folgende, unabhängig begutachtete Veröffentlichung zugrunde:

Sharif M, Bourauel C, Ghoneima A, Schwarze J, Alhotan A, Elshazly TM. Force system of 3D-printed orthodontic aligners made of shape memory polymers: an in vitro study. *Virtual and Physical Prototyping*, 2024. 19(1).

<https://doi.org/10.1080/17452759.2024.2361857>

### **3. Erläuterung zum Eigenanteil**

Die Arbeit wurde in der der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn unter Betreuung von Prof. Dr. Bouraul durchgeführt.

Die Planung der Studie in Zusammenarbeit mit Tarek Elshazly als mein Betreuer. Die sämtlichen Versuche und Analysen wurden mir eigenständig durchgeführt. Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde eigenständig generiert. Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren, als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

## 4. Danksagung

Prof. Dr. Bourauel, mein Erstgutachter, möchte ich meine besondere Anerkennung aussprechen. Seine Unterstützung und sein Vertrauen in mich bildeten das Fundament dieser Arbeit. Es war mir eine große Ehre, von ihm als Doktorand betreut zu werden. Trotz seiner zahlreichen Verpflichtungen und unvorhersehbaren Herausforderungen im Leben war er stets bereit, mir mit seiner umfassenden Expertise zur Seite zu stehen. Seine prompte Rückmeldung auf E-Mails und seine konstante Erreichbarkeit in entscheidenden Momenten waren von unschätzbarem Wert. Seine herausragende menschliche und fachliche Begleitung hat diesen Weg für mich so wertvoll gemacht. Ein wahrhaft außergewöhnlicher Professor.

Dr. Dr. Tarek Elshazly, mein Zweitbetreuer, gebührt meine tiefste Wertschätzung. Seine fachliche Exzellenz und beständige Unterstützung waren für mich ein unverzichtbarer Anker auf dem Weg durch diese Dissertation. Seine unermüdliche Begleitung in jeder Phase hat mir das Gefühl gegeben, stets auf seine Unterstützung zählen zu können, was maßgeblich zu meinem Fortschritt beigetragen hat. Er war eine treibende Kraft hinter dem erfolgreichen Abschluss dieser Arbeit. Für seine Zukunft wünsche ich ihm alles erdenklich Gute, besonders da dies seine letzte Betreueraufgabe an der Universität ist.

Meine Eltern, Nooria und Karim Sharif, verdienen meinen tief empfundenen Respekt und meine aufrichtige Dankbarkeit. Ebenso möchte ich meinem Ehemann, Dr. Kerem Ciftci, meinen Geschwistern, Dr. Afifa Bareksei und Dr. Sadaf Fent-Sharif, sowie meinem Schwager, Karsten Fent, meine aufrichtige Anerkennung aussprechen. Ihre bedingungslose Liebe, ihr unerschütterlicher Glaube an mich und ihre fortwährende Unterstützung haben mir die Kraft und den Mut verliehen, diesen Weg erfolgreich zu gehen. Sie sind meine stillen Helden dieser Reise, deren Einfluss unermesslich ist.

Meinen Kollegen und Freunden, insbesondere Farah Al-Obaidi, möchte ich meinen herzlichen Dank aussprechen. Deine Unterstützung und die aufbauenden Worte haben mir diese herausfordernde Reise durch meine Abschlussarbeit ein Stück weit erleichtert.