

Aus Poliklinik für Kieferorthopädie  
(Direktor Prof. Dr. Karl-Friedrich Krey)  
im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Karl-Friedrich Krey)  
der Universitätsmedizin der Universität Greifswald

Thema: Einfluss der Layerhöhe im FFF-Druck auf die Kraftapplikation durch Aligner - in  
vitro Untersuchung

Inaugural - Dissertation

zur

Erlangung des akademischen

Grades

Doktor der Zahnmedizin  
(Dr. med. dent.)

der

Universitätsmedizin

der

Universität Greifswald

2023

vorgelegt von:  
Claudia Spanier  
geb. am: 09.03.1989  
in: Leipzig

Dekan/in: Prof. Dr. med. Karlhans Endlich  
1. Gutachter/in: Prof. Dr. Karl-Friedrich Krey  
2. Gutachter/in: Univ.-Prof. Dr. Christina Erbe

Ort, Raum: Greifswald, Hörsaal ZZMK  
Tag der Disputation 22.11.23

## Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	II
Abkürzungsverzeichnis	III
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Allgemeine Einleitung	1
1.2 Geschichtlicher Hintergrund des 3D-Drucks	2
1.3 Additive Manufacturing	2
1.4 DLP- und FFF-Druck	3
1.5 In-office Aligner-Workflow	5
1.6 Zielsetzung	7
<b>2 Untersuchung Teil 1</b>	<b>8</b>
2.1 Material und Methoden	8
2.2 Ergebnisse	9
2.3 Diskussion	11
2.4 Schlussfolgerung	15
<b>3 Untersuchung Teil 2</b>	<b>16</b>
3.1 Material und Methoden	16
3.2 Ergebnisse	18
3.3 Diskussion	21
3.4 Schlussfolgerung	26
<b>4 Zusammenfassung</b>	<b>27</b>
<b>5 Literaturverzeichnis</b>	<b>29</b>
<b>6 Anhang</b>	<b>36</b>
6.1 Publikation 1	36
6.2 Publikation 2	49
6.3 Danksagung	61

## **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1 Schematische Darstellung der DLP-Technologie (Groth et al. 2014)

Abbildung 2 Schematische Darstellung der FFF-Technologie (Groth et al. 2014)

Abbildung 3 Schematische Übersicht: digitaler Workflow für die In-Office-Alignerherstellung

Abbildung 4 FFF Modelle und untersuchte Aligner



## Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
ABO-OGS	American Board of Orthodontics Grading System
ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol
AM	Arithmetischer Mittelwert
ASR	Approximale Schmelzreduktion
BT	Bukkaltorque
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid
CT	Computertomografie
D	Distalisation
DLP	Digital Light Processing
DMD	Digital Micromirror Device
E	Extrusion
ER	Emissionsrate
FDM	Fused Deposition Modeling
F	Kraft
FFF	Fused Filament Fabrication
G-Code	Programmiersprache für die numerische Steuerung von Computern
HIPS	High-Impact Polystyrene
IBM	International Business Machines
ICC	Intraklassenkorrelationskoeffizient
Hz	Hertz (SI- Einheit der Frequenz)
M	Drehmoment

ME	Material Extrusion
Max	Maximum
Min	Minimum
n	Anzahl
N	Newton (SI- Einheit der Kraft)
N mm	Newtonmillimeter
PDL	Parodontalligament
PET-G	Glykol modifiziertes Polyethylenterephthalat
PJ	PolyJet
PLA	Poly lactide
PPP	PolyJet Photopolymer Printing
PVA	Polyvinylalkohol
Q-Q-Diagramm	Quantil-Quantil-Diagramm
R	Rotation
SD	Standardabweichung
SLA	Stereolithographie
SLS	Selective Laser Sintering
SPSS	Software IBM SPSS Statistics Version 27
STL	Surface Tesselation Language / Standard Triangulation Language
Tab.	Tabelle
TVOC	Summe flüchtiger organischer Verbindungen
VP	Vat Photopolymerisation
$\delta$	Methodenfehler nach Dahlberg

# **1 Einleitung**

## **1.1 Allgemeine Einleitung**

Der 3D-Druck, dessen Entwicklung bis in die 1980er Jahre zurückreicht (Tetsuka et al. 2020) als der japanische Automobildesigner Hideo Kodama „Additives Manufacturing“ (Additives Herstellungsverfahren) erstmals beschrieb (Gokhare et al. 2017), hat sich, beflügelt durch die Digitale Revolution, enorm weiterentwickelt.

Dank des rasanten technologischen Fortschritts der letzten Jahrzehnte ist der 3D-Druck auch eine zukunftssträchtige Option für die kieferorthopädische Praxis geworden. Diese Technologie ermöglicht eine Symbiose aus Intraoralscan, virtueller Planung, Modell- und Alignerherstellung und somit einen vollständig digitalen Workflow für die Praxis.

Für die Herstellung kieferorthopädischer Zahnmodelle nehmen folgende 3D-Drucktechnologien eine Schlüsselrolle ein: Stereolithographie (SLA), Digital Light Processing (DLP), PolyJet Photopolymer Printing (PPP) und Fused Filament Fabrication (FFF). Sie unterscheiden sich vor allem in der Druckauflösung, den Kosten für den Drucker und dessen Zubehör sowie der Druckgeschwindigkeit. Weitere Unterschiede finden sich im Druckervolumen, in der Druckerausrichtung, im CO<sub>2</sub>-Fußabdruck und in der spezifischen Nachbearbeitung.

FFF ist die kosteneffizienteste und am weitesten verbreitetste Technik (Kamio et al. 2018, Tetsuka et al. 2020). Bei der in-office Alignerproduktion mittels FFF stellt die Layerhöhe eine entscheidende Stellschraube in Bezug auf die Herstellungskosten dar, da eine höhere Layerhöhe zu exponentiell geringerer Druckzeit (Abb. 1 und Tab. 1 in Publikation 1), weniger verwendetem Druckmaterial und somit zu insgesamt geringeren Herstellungskosten führt (Kamio et al. 2018, Spanier et al 2021).

In Anbetracht der vorteilhaften wirtschaftlichen Effizienz und der simplen Anwendung von FFF-Druckern erscheint es erstaunlich, dass es zahlreiche Studien zur Genauigkeit von SLP, DLP und PPP gedruckten Dentalmodellen gibt (Hazeveld et al. 2014, Dietrich et al. 2017, Favero et al. 2017, Brown et al. 2018, Loflin et al. 2019, Zhang et al. 2019), jedoch nur wenige zur FFF-Technologie (Lee et al. 2015, Kamio et al. 2018, Pérez et al 2018). Besonders seine technologische Simplität und seine Kosteneffizienz regten dazu an, den FFF-Druck vor dem Hintergrund der in-office Alignerproduktion in der vorliegenden Arbeit genauer zu beleuchten.

## **1.2 Geschichtlicher Hintergrund des 3D-Drucks**

Die Wurzeln des Additive Manufacturing reichen bis ins Jahr 1981 zurück, als der japanische Automobil designer Hideo Kodama am Forschungsinstitut Nagoya eine additive Technologie erfand, bei welcher Polymere durch ultraviolettes Licht Schicht für Schicht ausgehärtet werden (Groth et al. 2014). Er gilt damit als derjenige, welcher den ersten festen Gegenstand nach einem digitalen Entwurf 3D gedruckt hat.

Im Jahr 1986 entwickelte Charles Hull den ersten 3D-Drucker, der Stereolithographie (SLA) verwendete (Groth et al. 2014). Ebenso entwickelte er das STL-Dateiformat, das bis heute am häufigsten verwendete Format im 3D-Druck (Gokhare et al. 2017). Mit der Gründung der Firma 3D-Systems widmete sich Hull der Weiterentwicklung der 3D-Technologie und seiner Kommerzialisierung. (Gokhare et al. 2017)

Nachfolgende Meilensteine im 3D-Druck waren die Entwicklung des selektiven Lasersinterns (SLS) durch Carl Dechard 1986 (Meng et al. 2022), die Entwicklung des Digital Light Processing (DLP) durch Larry Hornbeck im Jahr 1987, die Erfindung der Fused Filament Fabrication (FFF) durch Scott Crump im Jahr 1988 und der tintenstrahlbasierte 3D-Druck, auch PolyJet Photopolymer Printing (PPP) genannt, im Jahr 1998 (Groth et al. 2014).

Die 3D-Drucktechnologie wurde 1989 zum ersten Mal patentiert und für den Druck von Kunststoff-, Metall- und Keramikteilen lizenziert (Meng et al. 2022). Die ersten 3D-Drucker, basierend auf Crumps FFF-Technologie, wurden im Unternehmen Stratasys ab 1990 kommerzialisiert (Groth et al. 2014).

Anfang des 21. Jahrhunderts stieg der Absatz von 3D-Druckern mit dem Ablauf von Patentrechten stark an, und ihr Preis sank folglich allmählich (Gokhare et al. 2017). Gegenwärtig sind unzählige 3D-Drucker, basierend auf den verschiedensten Technologien, reichend vom FFF-Druck bis hin zum DLP-Druck zu erschwinglichen Preisen auf dem Markt (Groth et al. 2014). Heutzutage ist die Anwendung des Additive Manufacturing weitgefächert und erstreckt sich von 3D-Biodrucken von Organen, Knorpeln und Knochen (Liu F et al. 2018, Tetsuka et al. 2020) bis hin zu 3D-gedruckten Prototypen für Weltraummissionen der NASA (Kietzmann et al. 2015).

## **1.3 Additive Manufacturing**

Die Begriffe Additive Manufacturing (Additives Herstellungsverfahren) oder auch Rapid Prototyping werden als Synonyme für den 3D-Druck verwendet. Bei dieser Technologie

werden einzelne Materialschichten übereinander zusammengefügt, sodass letztendlich ein 3D-Objekt gefertigt wird. Additive Manufacturing steht im Gegensatz zu „Subtractive Manufacturing“, bei welchem 3D-Objekte aufgrund von abtragenden Verfahren aus einem Materialblock entstehen, wie beispielsweise bei Chairside-Fräsgeräten aus der zahnärztlichen Prothetik zur Fertigung von Keramikrestorationen (Groth et al. 2014). Vorteile des additive Manufacturing liegen darin, nahezu alle Objektgeometrien zeitsparend und ohne spezielle formgebende Werkzeuge herstellen zu können, weshalb oft die Bezeichnung „Rapid Prototyping“ Verwendung findet (Weßling 2018).

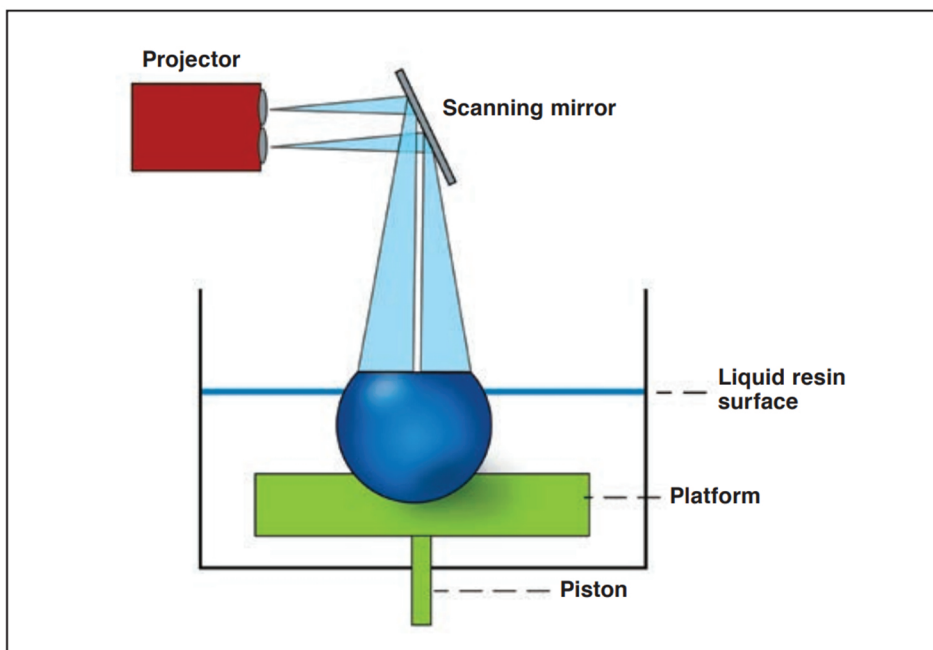
Prinzipiell lässt sich Additive Manufacturing in fünf Teilschritte zerlegen. Zuerst wird für das zu druckende Objekt ein Computer Aided Design (CAD)-Datensatz erzeugt, entweder durch freie Planung mit Hilfe von CAD-Programmen oder durch Computertomografie (CT)- bzw. Scanaufnahmen. Ein praktisches Beispiel für Letzteres wären Intraoralscans vom Ober- und Unterkiefer für die Alignertherapie. Zweitens wird das virtuell zu druckende 3D-Objekt des CAD-Datensatzes in eine Surface Tesselation Language (STL)-Datei, dem Standardformat für 3D-Druckdateien, umgewandelt. Die STL-Datei vereinfacht die Geometrie des 3D-Objekts, indem dieses durch ein Netz von Flächendreiecken, einem sogenannten „Mesh“, dargestellt wird. Mit dem dritten Schritt, dem „Slicen“, endet das Computer Aided Design (CAD) und beginnt das Computer Aided Manufacturing (CAM) (Weßling 2018). Ziel des Slicens ist die Zerlegung des 3D-Datensatzes in einen 2D-Datensatz, also in eine Reihe von einzelnen, dünnen horizontalen, Schichten, sogenannten „Build Layers“. Im vierten Schritt wird aus den „Build Layers“ ein „G-Code“, ein für den jeweiligen 3D-Drucker lesbarer spezifischer Maschinencode generiert. Im „G-Code“ sind Befehle für den 3D-Drucker verschlüsselt; wie zum Beispiel bei der FFF-Technologie: Druckpfad des Extrusionskopfes, Temperatur des Extruders, Temperatur des Heizbettes und Druckgeschwindigkeiten (Weßling 2018). Im letzten Schritt werden einzelne Schichten, die den virtuellen Querschnitten aus dem CAD-Modell entsprechen, zusammengefügt bzw. verschmolzen, um das endgültige 3D-Objekt zu drucken.

#### **1.4 DLP- und FFF - Druck**

##### *Digital Light Processing (DLP)*

Digital Light Processing (DLP) gehört neben SLA zur Vat Photopolymerisation (VP). Hier wird flüssiges Polymer in einer Wanne (engl.: „vat“) mittels Lichtquelle selektiv gehärtet, bis ein fertiges Druckobjekt entsteht (Reker 2021). Die Technologie des DLP basiert demzufolge auf Photopolymerisation. Dabei wird Druckmaterial schichtweise Licht gehärtet (Abb. 1), sodass

final ein Modell entsteht. Herzstück des DLP-Druckers ist ein Projektor mit sogenanntem Digital Micromirror Device (DMD), welcher aus hunderttausenden, je nach Typ, gar Millionen von beweglichen Microspiegeln besteht (Groth et al. 2014, Reker 2021). Dieser ermöglicht einen raschen Druckprozess, bei welchem das flüssige Druckmaterial schichtweise mittels Projektors und DMDs Licht gehärtet wird; währenddessen sich die Druckplattform in vertikaler Richtung bewegt, bis das Modell vollendet ist. Da durch DLP ein Modell eher in Voxel als in Schichten aufgebaut wird, wird der Stufenefekt vermieden, sodass DLP-Drucker allgemein sehr gute Druckergebnisse liefern (Groth et al. 2014).

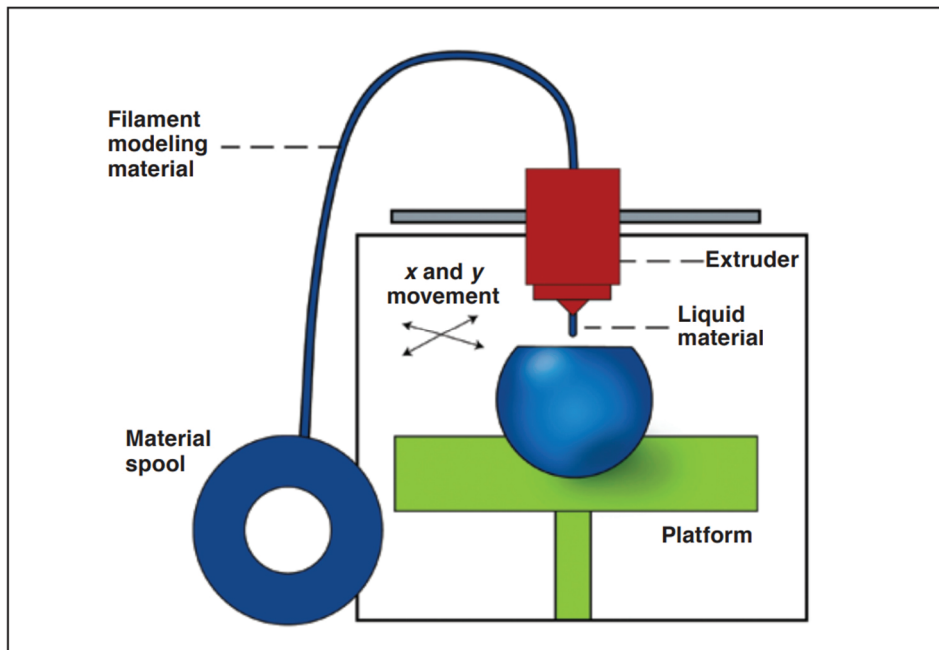


**Abb. 1:** Schematische Darstellung der DLP-Technologie. (Groth et al. 2014)

### *Fused Filament Fabrication (FFF)*

Fused Filament Fabrication (FFF), synonym verwendet auch Fused Deposition Modeling (FDM), ist der Material Extrusion (ME) zuzuordnen (Reker 2021). Beim FFF (Abb. 2) wird das thermoplastische Druckpolymer, welches gewöhnlich in Spulenform vorliegt, sukzessive aufgewickelt und dem Extrusionsdüsenkopf zugeführt (Gokhare et al. 2017). Hier wird es unter konstantem Druck bis gerade oberhalb seines Schmelzpunktes erhitzt, extrudiert und Schicht für Schicht zu einem Objekt auf die Bauplattform aufgetragen, bis das 3D-Modell vollendet ist (Gokhare et al. 2017, Reker 2021). Während des Druckprozesses bewegt sich beim gängigsten FFF-Drucker, dem kartesischen FFF-Drucker, der Extrusionsdüsenkopf über Steppermotoren in vertikaler Richtung (der z-Achse entsprechend) und horizontaler Richtung (der x-Achse entsprechend) und die Bauplattform in horizontaler Richtung (der y-Achse entsprechend)

(Reker 2021). Die einzeln extrudierten Schichten verschmelzen mit ihren Nachbarschichten und härten unmittelbar danach aus, wodurch Ungenauigkeiten minimiert werden (Groth et al. 2014). Die Steuerung des Druckprozesses wird über einen Microcontroller mittels CAM-Software realisiert (Gokhare et al. 2017).

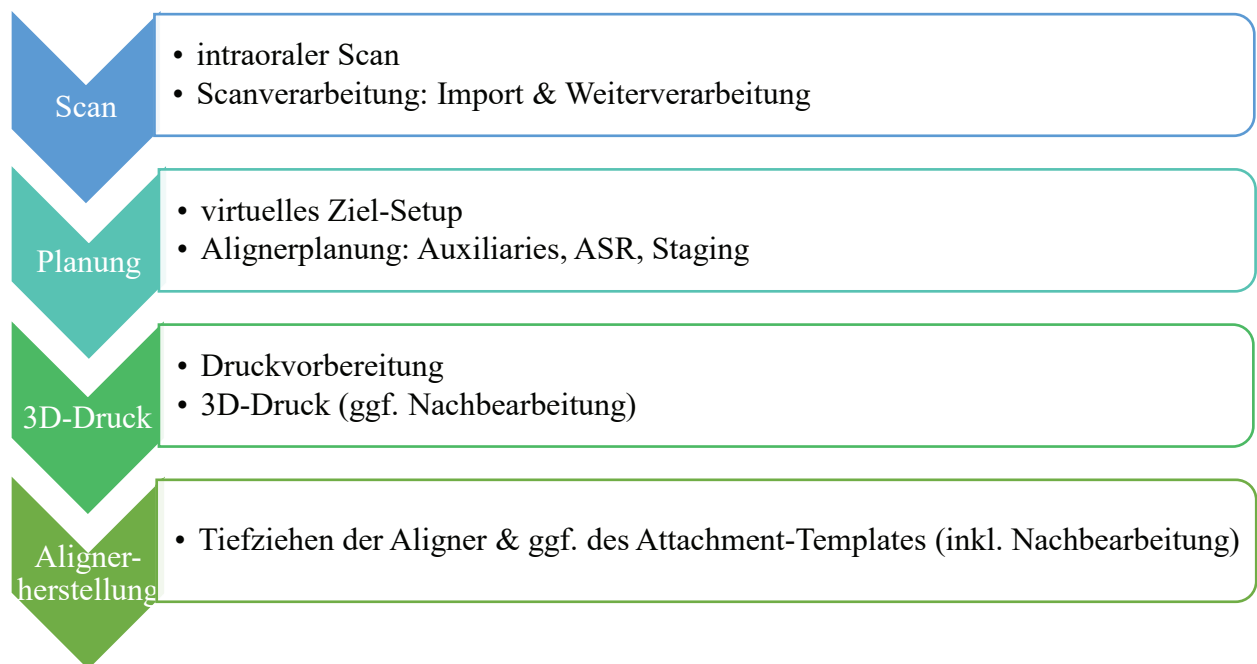


**Abb. 2:** Schematische Darstellung der FFF-Technologie. (Groth et al. 2014)

### 1.5 In-office Aligner-Workflow

Der digitale Workflow der In-Office-Alignerherstellung (Abb. 3) beginnt im ersten Schritt am Patienten mittels Intraoralscan (Schupp et al. 2020, Schupp et al. 2023). Hierbei werden Ober-, Unterkiefer und die Okklusion erfasst. Im zweiten Schritt wird der Scan in eine STL-Datei umgewandelt und nach Okklusal- Tuber- und Raphe-Median-Ebene ausgerichtet (Schupp et al 2023). Weiterhin werden Unregelmäßigkeiten und Artefakte mittels Algorithmus repariert und das Scanmodell gesockelt (Schupp et al 2023). Nun folgt die virtuelle Segmentierung: also die Differenzierung der Zahnkronen von der Gingiva und der einzelnen Zahnkronen voneinander sowie die Bestimmung der Zahnachsen (Schupp et al. 2020, Schupp et al. 2023). Als Drittes wird ein virtuelles Ziel-Setup – also das virtuelle Behandlungsziel (Schupp et al. 2020, Schupp et al. 2023), unter Einbeziehung der Erkenntnisse aus der kompletten kieferorthopädischen Anfangsdiagnostik, erstellt. Bei sehr komplexen kieferorthopädischen Fällen kann es hilfreich sein, zunächst ein erstes Zwischenziel als virtuelles Ziel-Setup zu erstellen und so in mehreren Behandlungsphasen zu planen (Schupp et al. 2020). Im vierten Schritt folgt die konkrete Alignerplanung (Schupp et al. 2020): Hier werden Hilfsmittel „Auxiliaries“, wie Attachments,

Druckpunkte; Aussparungen für beispielsweise Knöpfchen, und die approximale Schmelzreduktion (ASR) virtuell geplant. Essentiell in dieser Phase ist das sogenannte „Staging“, das Einteilen der geplanten Zahnbewegungen in biomechanisch sinnvolle Schritte, um die Vorhersagbarkeit der Zahnbewegungen und somit der Alignerbehandlung zu optimieren (Schupp et al. 2020, Schupp et al. 2023). Dazu sind sowohl das metrische Ausmaß der jeweiligen Bewegung als auch die Verankerung und mögliche dentale Interferenzen zu beachten (Schupp et al. 2023). Im fünften Schritt wird jedes virtuelle Arbeitsmodell für jeden Alignerschnitt wie folgt virtuell für den 3D-Druck vorbereitet: Trimmen in eine materialsparende Hufeisenform, Beschriften mit der jeweiligen Alignernummer, Ausblocken untersichgehender Bereiche (Schupp et al. 2023). Nach Export der vorbereiteten virtuellen Arbeitsmodelle folgt als Sechstes der 3D-Druck physischer Arbeitsmodelle mittels SLP-, DLP- oder FFF-Technologie (Schupp et al. 2020, Schupp et al. 2023). Im letzten Schritt erfolgt die Alignerherstellung im Tiefziehverfahren mittels Single- oder Multi-Layerfolien (Schupp et al. 2023). Zum indirekten Kleben von Attachments kann hier ebenfalls ein Attachment-Template aus elastischer Alignerfolie tiefgezogen werden (Schupp et al. 2023). Abschließend werden die Aligner nachbearbeitet, indem diese entweder 2-3mm apikal des Margo gingivae in gerader Linie oder girlandenförmig entlang des Gingivarandes beschnitten werden (Schupp et al. 2020). Nach Politur sind die Aligner bereit für die kieferorthopädische Therapie am Patienten (Schupp et al. 2020).



**Abb. 3:** Schematische Übersicht: digitaler Workflow für die In-Office-Alignerherstellung



## **1.6 Zielsetzung**

In dem ersten Teil dieser Arbeit wurden zwei Ziele verfolgt. Zum einen sollte der Einfluss der Layerhöhe auf die Oberflächengüte von FFF gedruckten kieferorthopädischen Modellen untersucht werden, wobei Oberkieferteilmodelle mit Layerhöhen von 50 µm bis 332,6 µm verwendet wurden. Zum anderen sollte die klinische Eignung des FFF-Drucks mittels Vergleiches der letzteren Ergebnisse mit einer hochpräzisen DLP-Kontrollgruppe mit einer Layerhöhe von 20 µm evaluiert werden.

Der zweite Teil dieser Arbeit geht noch einen Schritt weiter und untersucht den Einfluss der Layerhöhe von FFF gedruckten Modellen auf die Kraftübertragung von kieferorthopädischen Alignern auf einen zweiten oberen Prämolaren; um die in-office Alignerproduktion klinisch und ökonomisch zu optimieren. Darüber hinaus wurde die Abhängigkeit vom geplanten Setupschritt, der Zahnbewegungsart und der Alignerdicke auf die Kraftübertragung von Alignern evaluiert.

Insgesamt werden in der vorliegenden Arbeit zwei zentrale Fragestellungen diskutiert: 1. Ist die Oberflächengüte von FFF-gedruckten Dentalmodellen geeignet für die in-office Alignerproduktion? 2. Ist es in der in-office Alignerproduktion vor dem Hintergrund wirtschaftlichen Mehraufwands ratsam FFF-Dentalmodelle in möglichst niedrigen Layerhöhen zu drucken, um eine möglichst ideale Kraftübertragung von in-office gefertigten Alignern auf den zu bewegenden Zahn zu erreichen?

## 2      Untersuchung Teil 1

### **2.1 Material und Methoden**

Um die Oberflächengüte der FFF-gedruckten Modelle zu untersuchen, wurde ein zufällig ausgewähltes Oberkiefermodell im OnyxCeph 3D Lab (Image Instruments, Chemnitz, Deutschland) in der Weise modifiziert, dass der untere Teil der Gingiva und die distalen Anteile des rechten ersten Prämolaren und des linken mittleren Schneidezahns des Oberkiefers digital beschnitten worden. Anschließend wurden dem Oberkieferteilmodell Attachments und ein Grübchen hinzugefügt. Mit Hilfe der resultierenden STL-Masterdatei (Abb. 2 in Publikation 1) wurden zwei identische physische Modelle in einer Layerhöhe von 20 µm mittels DLP-Technologie (SprintRay, Los Angeles, CA, USA; mit Stumpf- und Modellkunststoff von derselben Firma) gedruckt (Abb. 2 in Publikation 1), welche die Kontrollgruppe repräsentieren. Nachfolgend entstanden 18 Oberkieferteilmodelle im FFF-Druckverfahren (TEVO Tornado, TEVO 3D Electronic Technology, Zhanjiang, China) mit zwei verschiedenen Biopolymeren: dem Polylactid PLA NX2 und dem Lignin basierten Polymer Green-TEC PRO (Extrudr, Lauterach, Österreich), jeweils in neun verschiedene Layerhöhen: 50,0 µm, 80,9 µm, 100,0 µm, 150,0 µm, 161,8 µm, 200,0 µm, 250,0 µm, 300,0 µm und 332,6 µm (Abb. 2 in Publikation 1).

Alle physischen Oberkiefermodelle wurden dann mittels 3D-Modellscanner (S600 Arti, Zirkonzahn, Gais, Italien, Auflösung 10 µm) digitalisiert, um STL- (Surface Tessellation Language / Standard Triangulation Language) Testdateien zu erstellen. Mit Hilfe von GOM Inspect 2019 (GOM, Braunschweig, Deutschland) wurden diese Testdateien per Überlagerung mittels automatisierten Best-Fit-Algorithmus, welcher die virtuellen Modelle entsprechend ihrer Zahncharakteristiken abglich, mit der STL-Masterdatei verglichen. Das Modul "Flächenvergleich zu CAD" diente zur Evaluation der Oberflächengüte, indem zum einen 101671 Punktabweichungen analysiert wurden, zum anderen ein kontinuierliches Farbspektrum angewandt wurde. Dabei zeigten bläuliche Nuancen Defizite der gescannten Modelloberfläche im Vergleich zur Masterdatei, rötliche Nuancen einen Überschuss an gescanntem Material und grüne Nuancen deckungsgleiche Oberflächen von Test- und Masterdatei. In Anlehnung an frühere Studien (Shahbazian et al. 2010, Camardella et al. 2017, Favero et al. 2017, Zhang et al. 2019) wurde der kritische Schwellenwert auf 0,25 mm festgelegt. Mit dem Inspektionswerkzeug wurden der arithmetische Mittelwert (AM), die Standardabweichung (SD), die minimale absolute Abweichung und die maximale absolute Abweichung berechnet. Diese Werte wurden durch Messung des orthogonalen Abstands

zwischen den entsprechenden Punkten des CAD-Polygonnetzes und der Punktwolke der Testdatei ermittelt. Anschließend wurden von jeder 3D-Überlagerung Exposés erstellt, welche Farbspektren und Messdaten enthielten (Abb. 3 und 4 in Publikation 1). Um die Reliabilität der angewandten der 3D-Überlagerungsmessmethode zu prüfen, wurden alle Testdateien, die von FFF gedruckten Lignin basiertem Polymer-Modellen stammten, zweimal gemessen.

### *Statistische Auswertung*

Um die Richtigkeit der hergestellten Zahnmodelle zu bewerten, wurden die AM der Abweichung der korrespondierenden Punkte der übereinandergelegten Oberflächen von Test- und Masterdateien analysiert. Die Präzision wurde anhand der SD der Distanz zwischen den verglichenen Oberflächen der Dateien beurteilt. Zur weiteren Bewertung der Genauigkeit wurde der Prozentsatz der Punkte innerhalb der kritischen Grenzen von  $\pm 0,25$  mm und innerhalb der nominalen Grenzen von  $\pm 0,05$  mm unter Annahme der Normalverteilung der Messpunkte analysiert (Krey et al. 2017). Mit Hilfe der Farbspektrumanalyse der 3D-Überlagerung wurden Informationen über die Lage und den Grad der Abweichung bzw. der Kongruenz der korrespondierenden Oberflächen gewonnen. Die Reliabilität wurde mit IBM SPSS Statistics 2019 (IBM, Armonk, NY, USA) ausgewertet. Hierfür wurde zum einen der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) von wiederholten Messungen für einen einzelnen Beobachter unter Bedingung absoluter Übereinstimmung berechnet. Weiterhin diente die Ermittlung des Methodenfehlers nach Dahlberg der quantitativen Erfassung der Variabilität der Messergebnisse aufgrund technischer Unstimmigkeiten.

## **2.2 Ergebnisse**

Die Ermittlung der Reliabilität der 3D-Analyse ist in Tabelle 2 (in Publikation 1) dargestellt. Aus den Werten des Intra-Rater-ICCs (ICC AM = 0,9; ICC SD = 0,967) lässt sich ableiten, dass die angewandte Messmethode mittels 3D-Überlagerung eine hohe Zuverlässigkeit aufweist. Zudem unterstreicht die Quantifizierung des technischen Messfehlers durch Anwendung des Methodenfehlers nach Dahlberg (Dahlberg-Fehler AM  $\approx 0,002$  mm; Dahlberg-Fehler SD  $\approx 0,002$  mm) die hervorragende Eignung der 3D-Analyse mit GOM Inspect. Die Messergebnisse des Flächenvergleichs von Test- und Masterdateien mittels 3D-Überlagerung sind in Tabelle 3 (in Publikation 1) zusammengefasst. Weitere statistische Berechnungen des prozentualen Anteils der Messpunkte innerhalb nominaler Grenzen für die FFF gedruckten Lignin basierten Modelle und für die DLP-Kontrollgruppe sind in Tabelle 4 (in Publikation 1) dargestellt. Betrachtet man die Parameter der Genauigkeit; also arithmetischer Mittelwert,

Standardabweichung und prozentualer Anteil der Punkte innerhalb kritischer Grenzen; so fällt auf, dass Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen (FFF gedrucktes Lignin basiertes Polymer, FFF gedrucktes Polylactid und DLP-Kontrollgruppe) zu verzeichnen sind (Tab. 3 in Publikation 1).

Die AM der Abweichung korrespondierender Punkte der überlagerten Oberflächen lagen für die FFF-gedruckten Modelle zwischen -0,04 mm und -0,01 mm und in der DLP-Kontrollgruppe zwischen -0,02 mm und -0,01 mm. Bezogen auf die Richtigkeit zeigten die FFF-gedruckten Modelle durchweg geringere Gesamtabmessungen (Lee et al. 2015), während die DLP gedruckten Modelle lediglich unerhebliche Dimensionsminderungen zeigten. Die Genauigkeit betreffend, wiesen Lignin basierte FFF-Modelle insgesamt geringere Standardabweichungen und eine höhere Anzahl von Messpunkten innerhalb der kritischen Grenzen von  $\pm 0,25$  mm auf als die FFF gedruckten Polylactidmodelle (Tab. 3 und Abb. 3 in Publikation 1). Im Vergleich zur DLP-Kontrollgruppe wurden die Anforderungen an die Genauigkeit, bei Betrachtung der Standardabweichung sowie mehr als 98% der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen, nur von Lignin basierten Modellen mit Layerhöhen von 80,9  $\mu\text{m}$  bis 161,8  $\mu\text{m}$  erfüllt. Darüber hinaus lagen bei allen Lignin basierten FFF-Modellen, mit Ausnahme des Modells mit einer Layerhöhe von 332,6  $\mu\text{m}$ , mehr als 95 % der Punkte innerhalb der kritischen Grenzen, was ein hohes Maß an Konsistenz über ein breites Spektrum von Layerhöhen (50,0 bis 300,0  $\mu\text{m}$ ) zeigt. Diese Anforderungen erfüllte interessanterweise lediglich das FFF-gedruckte Polylactid-Modell mit einer Layerhöhe von 250,0  $\mu\text{m}$ .

Bei der Betrachtung des Einflusses der Layerhöhe innerhalb der jeweiligen Versuchsgruppen (Tabelle 3 in Publikation 1), können folgende Feststellungen gemacht werden: In der Lignin-Gruppe wurden die besten Werte bezüglich der Oberflächengenauigkeit bei einer Layerhöhe von 100,0  $\mu\text{m}$  erreicht (AM -0,03 mm; SD 0,09 mm; 99,18 % der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen und 40,04 % innerhalb der nominalen Grenzen). Diese übertrafen damit sogar knapp die Präzisionsparameter der DLP-Kontrollgruppe (Tabelle 4 in Publikation 1). Im Gegensatz dazu wurde die geringste Oberflächengüte bei einer Schichthöhe von 332,6  $\mu\text{m}$  beobachtet (AM -0,02 mm; SD 0,13 mm; 94,28 % der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen). Interessanterweise wurden die besten Ergebnisse für die Oberflächengüte in der FFF-gedruckten Polylactid-Gruppe bei einer Layerhöhe von 250  $\mu\text{m}$  (AM -0,03 mm; SD 0,12 mm; 95,65 % der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen) verzeichnet, wohingegen Polylactid-Modelle mit einer Schichthöhe von 300  $\mu\text{m}$  (AM -0,03 mm; SD 0,24 mm; 70,02 % der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen) die geringste Genauigkeit in ihrer

Versuchsgruppe aufwiesen. Bei der Analyse des Einflusses der Layerhöhe auf die SD bei Lignin basierten FFF-Modellen, wurde im Bereich von 100,0  $\mu\text{m}$  – 332,6  $\mu\text{m}$  ein Anstieg der SD mit zunehmender Layerhöhe verzeichnet. Jedoch nahm die SD in einem Bereich von 50,0  $\mu\text{m}$  bis 100,0  $\mu\text{m}$  mit zunehmender Layerhöhe ab. Neben dem Zusammenhang zwischen Layerhöhe und SD wurde hier ebenfalls eine Korrelation zwischen Layerhöhe und Richtigkeit der Modelle beobachtet, im Sinne von geringfügig zunehmenden AM mit zunehmender Layerhöhe. In der Polylactid-Gruppe schien ein ähnlicher Zusammenhang zwischen Layerhöhe und SD zu bestehen, ausgenommen der Layerhöhen 250,0  $\mu\text{m}$  und 332,6  $\mu\text{m}$  (Tab. 3 in Publikation 1).

Mit Hilfe der Anwendung des kontinuierlichen Farbspektrums (Abb. 3 und 4 in Publikation 1) konnten Ausmaß und Lage der Abweichung korrespondierender Oberflächen von Test- und Masterdatei ermittelt werden. Grüne Bereiche signalisierten eine hervorragende Übereinstimmung der verglichenen Flächen innerhalb der gesetzten Toleranzgrenzen, bläuliche Nuancen deuteten auf Dimensionsminderungen der geprüften Fläche im Verhältnis zur Masterdatei hin, und rötliche Bereiche zeigten einen Überschuss an gescanntem Material. Grundsätzlich wurden sehr präzise, grünliche Bereiche an Höckergraden, vestibulären und oralen Glattflächen gefunden. Bläuliche Areale waren interdental, gingival, an den Schneidekanten sowie an den vestibulären, oralen, mesialen und gingivalen Attachmentflächen zu verzeichnen. Rötliche Nuancen, d. h. überschüssiges Material, wurde an okklusalen und distalen Attachmentflächen, okklusalen Fissuren, Höckerspitzen, Kavitätenoberflächen und interdental festgestellt.

## **2.3 Diskussion**

Die vorliegende Studie untersucht den Einfluss der Layerhöhe auf die Genauigkeit von FFF-gedruckten Dentalmodellen unter Anwendung von 3D-Überlagerungstechnik und bewertet die klinische Eignung des FFF-Drucks mittels Vergleiches der Oberflächengüte zum DLP-Druck, dem Goldstandard. Zur Beurteilung der Oberflächengüte wurde das 3D-gedruckte Modell gescannt und in eine STL-Datei umgewandelt. Diese wurde mit dem Referenzdatensatz verglichen, indem Messpunktabweichungen zwischen Test- und Masterdatei sowohl in negativer als auch in positiver Richtung ermittelt wurden. Die Messmethode erwies sich laut Methodenfehler nach Dahlberg und des Intra-Rater-ICC als exzellent (Tab. 2 in Publikation 1). Allerdings ist davon auszugehen, dass beim Scannen zusätzliche Fehlerquellen auftraten, welche in der vorliegenden Studie nicht näher untersucht wurden. Erstens: Mit dem sich linear

ausbreitenden Lichtstrahl des Modellscanners besteht ein höheres Scanfehlerrisiko an verschatteten Stumpfoberflächen wie z.B. an okklusalen Grübchen, Interdentalräumen und Attachmentvorsprüngen (Bibb et al. 2000, Lee et al. 2015). Um Artefakte zu vermeiden, wurden daher aus verschiedenen Winkeln aufgenommene Scanbilder kombiniert. Zweitens könnten Fehler bei der Umwandlung der Scandaten zu einer STL-Datei durch Datenkonvertierung verursacht worden sein (Lee et al. 2015). Nichtsdestotrotz wurde die klinische Eignung des S600 Arti Modellscanners in einer früheren Studie nachgewiesen (Ryakhovskiy et al. 2016).

Interessanterweise wurde die zu erwartende Verbesserung der Oberflächengüte bei abnehmenden Layerhöhen, d.h. bei zunehmender z-Auflösung, bei den FFF gedruckten, dentalen Teilmodellen nicht vollumfänglich beobachtet. Insbesondere in der Gruppe der Lignin basierten FFF-Modelle wurde eine kontinuierliche Verbesserung der Genauigkeit in Bezug auf die SD und den Prozentsatz der Punkte innerhalb der kritischen Grenzen im Bereich von 336,2 bis 100,0  $\mu\text{m}$  mit abnehmender Layerhöhe verzeichnet (Tab. 3 in Publikation 1, Abb. 5 in Publikation 1). Jedoch nahm die Genauigkeit bei weiterer Verringerung der Layerhöhe unter 100  $\mu\text{m}$  wieder ab (Tab. 3 in Publikation 1, Abb. 5 in Publikation 1). Generell schien es in der Gruppe Lignin basierter Modelle demzufolge eine optimale Layerhöhe von 100  $\mu\text{m}$  in Bezug auf die Oberflächengüte zu geben, welche sich allerdings nicht mit der vom FFF-Druckerhersteller empfohlenen höchsten z-Auflösung deckte. Gründe hierfür könnten einerseits darin liegen, dass die Reduktion der Layerhöhe eine Zunahme der Layeranzahl mit sich bringt und somit das Risiko von Artefakten oder Druckfehlern während des Druckprozesses selbst erhöht (Favero et al. 2017). Zur Veranschaulichung: Ein Dentalmodell mit einer Layerhöhe von 50,0  $\mu\text{m}$  hat sechsmal mehr Layer als ein Modell mit einer Layerhöhe von 300,0  $\mu\text{m}$ , somit erhöht sich bei ersterem die Wahrscheinlichkeit von Druckfehlern allein durch die zusätzliche Anzahl der zu druckenden Layer. Andererseits zeigte der verwendete FFF-Drucker beim Druck geringer Layerhöhen wie 50,0  $\mu\text{m}$  und 80,9  $\mu\text{m}$  sichtliche Schwierigkeiten zu Beginn des Druckvorgangs: Hierbei wurden zuvor gedruckte Layer wieder von der Druckplattform losgelöst aufgrund eines ungenauen Abstands zwischen Düse und Plattform. In der praktischen Handhabung war es diffizil bei Layerhöhen unter 100  $\mu\text{m}$ , die Druckplattform während des Druckes der ersten Layer zu justieren, auch wenn der verwendete Drucker mit einer Nivellierautomatik (BLTouch, Antclabs, Seoul, Südkorea) ausgestattet war.

Vergleicht man die Genauigkeit zwischen den beiden FFF-gedruckten Versuchsgruppen im Hinblick auf das Druckmaterial, so wiesen die Modelle aus Lignin basierendem Polymer eine durchweg geringere Standardabweichung und mehr Messpunkte innerhalb klinischer Grenzen

auf als die PLA-Modelle (Tab. 3 und Abb. 3 in Publikation 1). Das Druckmaterial schien also auch die Genauigkeit zu beeinflussen. Laut einer früheren Studie, weisen sowohl Polymere auf Polylactid- als auch auf Ligninbasis hervorragende Druckeigenschaften auf (Corteville et al. 2020). Unterschiede könnten sich aus unterschiedlichen Wärmeformbeständigkeiten ergeben, welche in den technischen Datenblättern der Materialien vom Hersteller angegeben werden (Depaoli et al. 2014a, Depaoli et al. 2014b). Das Lignin basierte Polymer Green-TEC PRO erzielte in puncto Wärmeformbeständigkeit laut Herstellerangaben zehn von zehn Punkten, während das Polylactid PLA X2 nur vier von zehn Punkten erzielte (Depaoli et al. 2014a, Depaoli et al. 2014b). Ebenso schnitt das Lignin basierte Polymer in den Kategorien Schlagfestigkeit und maximale Belastung etwas besser ab als das Polylactid. Übereinstimmende Werte wurden für die visuelle Qualität, die Layerhaftung und die Bruchdehnung angegeben (Depaoli et al. 2014a, Depaoli et al. 2014b).

Im Hinblick auf die klinische Eignung, wäre es interessant zu wissen, wie genau Dentalmodelle zur Herstellung von Alignern sein müssten, um eine erfolgreiche kieferorthopädische Alignertherapie zu gewährleisten; jedoch gibt es hierzu derzeit keinen universell einheitlichen Konsens. Frühere Studien legten Grenzen der klinischen Übereinstimmung von 0,2mm bis hin zu 0,5mm fest (Schirmer et al. 1997, Halazonetis 2001, Hirogaki et al. 2001). Da eine beachtliche Anzahl vorangegangener Studien ihre kritischen Grenzen auf 0,25 mm festgelegt hatten (Shahbazian et al. 2010, Hazeveld et al. 2014, Lee et al. 2015, Camardella et al. 2017, Favero et al. 2017, Zhang et al. 2019), orientierte sich diese Studie ebenfalls daran. Ein Grund für die Akzeptanz einer Abweichung von 0,25 mm lag darin, dass das American Board of Orthodontics Grading System (ABO-OGS), eingeführt zur Evaluierung von Zahnmodellen von abgeschlossenen kieferorthopädischen Behandlungen, eine Abweichung von bis zu 0,50 mm als klinisch geeignet bezüglich Zahn- bzw. Randleistenausrichtung betrachtet (Casko et al. 1998, Zhang et al. 2019). Der hier angewandte 3D-Überlagerungsalgorithmus verglich Punktabweichungen von korrespondierenden Oberflächen, wobei eine maximale Abweichung von 0,25 mm in positiver wie auch in negativer Richtung einer linearen Abweichung von maximal 0,50 mm gemäß des ABO-OGS entsprach. Dennoch wären weitere Studien wünschenswert, um eine sinnvolle kritische Grenze für die Modellgenauigkeit, abhängig vom tatsächlich übertragenen Zahnbewegungsimpuls vom gedruckten Dentalmodell auf den tiefgezogenen Aligner zu definieren.

Die Vorteile des FFF-Druckes liegen in der kostengünstigen Anschaffung und Wartung des Druckers, der großen Vielfalt und Langlebigkeit der Druckmaterialien, der einfachen



Anwendung, der zeiteffektiven Produktion sowie der adäquaten Zuverlässigkeit der Druckergebnisse (Pérez et al. 2018). Darüber hinaus ermöglichen größere Layerhöhen erhebliche wirtschaftliche Vorteile, aufgrund geringfügig niedrigeren Filamentverbrauchs und vor allem exponentiell kürzerer Druckzeiten (Abb. 1 in Publikation 1) (Kamio et al. 2018). Dementsprechend verdoppelt sich die Druckzeit mit einer Reduktion der Layerhöhe von 100  $\mu\text{m}$  auf 50  $\mu\text{m}$ , sodass die Gesamtproduktionszeit für neun 50,0- $\mu\text{m}$ -Dentalmodelle 44 Stunden und 58 Minuten betragen würde, wohingegen der Druck der gleichen Anzahl von Modellen mit einer Layerhöhe von 100  $\mu\text{m}$  nur etwa die Hälfte der Zeit, nämlich 22 Stunden und 28 Minuten, in Anspruch nehmen würde. Bei einer Schichthöhe von 300,0  $\mu\text{m}$  würde der Druck von neun Modellen nicht länger als 7 Stunden und 31 Minuten dauern. Dies entspricht einer Reduktion der Druckzeit auf etwa ein Sechstel der Druckzeit im Vergleich zum 3D-Druck von neun Modellen mit einer Layerhöhe von 50  $\mu\text{m}$  (Tabelle 1 in Publikation 1).

Obwohl der 3D-Druck von Dentalmodellen mit einer hohen z-Auflösung wie 50  $\mu\text{m}$  zeitaufwändiger ist, wird dies nicht unbedingt durch eine proportional höhere Genauigkeit gerechtfertigt. In der vorliegenden Studie wurde das genaueste Druckergebnis in der Lignin basierten Gruppe gar bei einer Layerhöhe von 100,0  $\mu\text{m}$  verzeichnet (AM -0,03 mm; SD 0,09 mm; 99,18 % der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen und 40,04 % der Messpunkte innerhalb der nominalen Grenzen). Jedoch auch hier, stand der Genauigkeitsgewinn nicht in einem angemessenen Verhältnis zu einer mehr als 1,5-mal längeren Druckzeit im Vergleich zu einer höheren Layerhöhe von 161,8  $\mu\text{m}$  (AM -0,03 mm; SD 0,10 mm; 98,35 % der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen und 36,74 % der Messpunkte innerhalb der nominalen Grenzen). Weitergedacht, wäre es interessant zu untersuchen, ob sogar Modelle mit einer Schichthöhe von 300,0  $\mu\text{m}$  (AM -0,02 mm; SD 0,12 mm; 96,04% der Messpunkte innerhalb der kritischen Grenzen und 31,77% innerhalb der nominalen Grenzen) und deren tiefgezogene Aligner adäquate Kräfte auf die zu bewegenden Zähne übertragen könnten. Mit dieser Fragestellung beschäftigt sich der zweite Teil der Untersuchung dieser Arbeit.

Eine klinische Studie von Davis et al. (Davis et al. 2019) befasste sich mit potenziellen Gesundheitsrisiken, welche von flüchtigen Gasen und Partikeln während des FFF-Druckens ausgehen. Die am häufigsten erfassten, schädlichen flüchtigen Verbindungen, die von FFF-Druckern emittiert werden, waren Formaldehyd, ein Kanzerogen, Styrol und Methylenchlorid, die als wahrscheinlich krebserregend für den Menschen gelten, sowie Toluol, ein toxischer Kohlenwasserstoff (Davis et al. 2019). Nichtsdestotrotz waren die Gesamtemissionen flüchtiger Luftbestandteile (TVOC ER) generell um zwei Größenordnungen geringer als die von



Kopierergeräten, Laserdruckern und PCs (Davis et al. 2019). Von den untersuchten Druckfilamenten, nämlich Nylon, Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS), High-Impact Polystyrene (HIPS), Polyvinylalkohol (PVA) und Polylactid (PLA), setzte das letztere die wenigsten TVOC ER frei und war das einzige, dessen primär emittiertes Monomer, Lactid, nicht als Gesundheitsrisiko angesehen wurde (Davis et al. 2019). Schlussfolgernd wäre ein 3D-Drucker mit geschlossenem Bauraum und Luftfiltersystem empfehlenswert.

Bezogen auf ihre ökologische Nachhaltigkeit sind Polylactide und Lignin basierte Polymere aufgrund der Menge an erneuerbaren Ressourcen, die sie enthalten, ausgezeichnete Druckmaterialien. Darüber hinaus sind beide Filamente bis zu einem gewissen Grad biologisch abbaubar; laut Herstellerangaben sei das Lignin basierte Polymer sogar kompostierbar (Depaoli et al. 2014a, Depaoli et al. 2014b), jedoch wurde hierfür keine Zeitspanne angegeben.

Alles in allem stellt der FFF-Druck mit kosteneffizienten, hochwertigen und umweltverträglichen Druckfilamenten eine intelligente additive Technologie dar, welche in der kieferorthopädischen Aligner-Therapie angewandt werden kann.

## **2.4 Schlussfolgerung**

Unter Berücksichtigung der Limitationen dieser Studie, kann resümiert werden, dass die Layerhöhe einen Einfluss auf Richtigkeit und Präzision hat, aber auch andere Parameter, wie Druckmaterialien und Druckeinstellungen, die Oberflächengüte des FFF-Drucks beeinflussen. Eine höhere z-Auflösung führt nicht zwangsläufig zu höherer Genauigkeit des Druckresultats; vielmehr scheint ein optimaler Bereich für die Layerhöhe zu existieren, der auch von FFF-Druckeinstellungen und Filament abhängig ist. In der vorliegenden Studie erwies sich das Lignin basierte Polymer als hervorragendes FFF-Druckmaterial, welches bei seiner optimalen Layerhöhe von 100,0  $\mu\text{m}$  sogar die Präzisionsanforderungen der DLP-Kontrollgruppe übertraf. Der FFF-Druck ist eine qualitativ hochwertige, kosteneffiziente und nachhaltige Technologie zur Herstellung von Aligner-Modellen unter Berücksichtigung von optimaler Layerhöhe, Druckeinstellungen und Material. In der Tat führt eine größere Layerhöhe zu höherer Druckgeschwindigkeit und damit zu exponentiell kürzeren Druckzeiten (Abb. 1 und Tab.1 in Publikation 1). Die optimale Layerhöhe im Hinblick auf Richtigkeit und Präzision beim Drucken liegt bei etwa 100,0  $\mu\text{m}$ . Geringere Layerhöhen bringen beim FFF-Druck keine Vorteile hinsichtlich der Genauigkeit, sondern führen stattdessen zu längeren Druckzeiten und damit zu ineffizienten Druckerauslastungen.

### 3 Untersuchung Teil 2

#### 3.1 Material und Methoden

##### *Virtuelle Planung und Herstellung der Aligner*

Mit Hilfe der Software Onyx Ceph (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Germany) wurde ein zufällig gewählter Oberkieferzahnbogen wie folgt virtuell modifiziert. Für den oberen zweiten Prämolaren wurden folgende Bewegungen geplant: a) Bukkal torque 0,1 mm – 0,5 mm, b) Distalisation 0,1 mm – 0,4 mm, c) Extrusion 0,1 mm – 0,4 mm, d) Rotation 0,1 mm – 0,5 mm. Alle Bewegungen wurden in jeweils 0,1 mm Inkrementen erstellt. Die gewünschten Setup-Modelle wurden über STL-Dateien exportiert und mit einem Lignin basierten Polymer (Green-TEC PRO, Extrudr, Lauterach, Österreich) in verschiedenen Layerhöhen (100 µm; 150 µm, 200 µm, 250 µm, 300 µm) FFF gedruckt (TEVO Tornado, TEVO 3D Electronic Technology, Zhanjiang, China; 0,4 mm Düse). Anschließend wurden 182 Aligner gemäß den Herstellerempfehlungen in zwei unterschiedlichen Foliendicken (0,5 mm; 0,75 mm) aus Glykol modifizierten Polyethylenterephthalat (PET-G) (Duran+®, Scheu Dental GmbH, Iserlohn) tiefgezogen (Biostar®, SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Deutschland). Diese wurden entlang des Gingivarandes beschnitten. Am Ende entstanden 90 aktive Aligner und 1 passiver Kalibrierungsaligner in Foliendicken von 0,5 mm und 0,75 mm, also insgesamt 182 Aligner (Abb. 4).



**Abb. 4:** FFF Modelle und untersuchte Aligner: Alle 91 FFF gedruckten Dentalmodelle mit ihren dazugehörigen 182 tiefgezogenen untersuchten Alignern.

### *Versuchsaufbau und Messapparatur*

Zur Untersuchung der Kraftübertragung von kieferorthopädischen Alignern auf den zweiten Oberkieferprämolaren wurde eine neuerlich entwickelte 3D-druckbare Kraft- und Drehmoment-Messapparatur (M3DOMA) genutzt (Behyar et al. 2021) (Abb. 2 in Publikation 2). Die Messapparatur bestand aus zwei Einheiten: Einem oberen Teil, dem Versuchsmodell - einem Oberkieferzahnbogen, bei dem jeder Zahn an einer darunter liegenden Säule befestigt war; sowie einem unteren Teil, welcher als Kraft- und Drehmomentsensor diente (Nano 17, ATI Industrial Automation Inc., Apex, North Carolina, USA). Der Oberkieferzahnbogen des oberen Teils wurde digitalisiert, in eine STL-Datei umgewandelt und mit einer Layerhöhe von 50  $\mu\text{m}$  DLP gedruckt (SHERAeco-print 30, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, Lemförde, Deutschland) (Behyar et al. 2021). Um die durch den Aligner induzierte, geplante Zahnbewegung zu ermöglichen, wurde der Versuchszahn mesial und distal separiert. Die Kraft- und Drehmomentsensoren des unteren Teils der Messapparatur waren über Säulen mit dem zu bewegenden Zahn verbunden. Die Sensoren wiederum waren an einen Computer mit zwischengeschaltetem Verstärker angeschlossen. Kräfte und Drehmomente wurden an dem zu erwartendem Widerstandszentrum des Versuchszahnes gemessen, welches mit Hilfe der Jacobi-Matrix berechnet wurde (Behyar et al. 2021). Die Datenauswertung erfolgte mittels individuell programmierter Algorithmen in LabVIEW 2015 15.0f2 (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA) (Behyar et al. 2021).

### *Versuchsdurchführung*

Im Computerprogramm LabVIEW wurden die folgenden Versuchskonditionen festgelegt: sowohl die Messfrequenz als auch die Ausgabefrequenz wurden auf 100 Hz eingestellt. Die Messergebnisse sollten in den physikalischen Einheiten N bzw. Nmm angezeigt werden (Abb. 3 in Publikation 2). Zu Beginn eines jeden Messzyklus wurde der passive Aligner zur Kalibrierung auf das Versuchsmodell gesetzt. Sobald sich die Kraft- und Drehmomentkurven für den Versuchszahn bei 0 N bzw. 0 N mm eingependelt hatten, fand die eigentliche Messung statt. Hierfür wurde der zu vermessende aktive Aligner auf das Oberkiefermodell des Messapparates M3DOMA gesetzt. Anschließend wurden die auf den zweiten Prämolaren übertragenen initialen Kräfte und Drehmomente 10 Sekunden lang gemessen. Alle aktiven Aligner wurden wie beschrieben untersucht.

### *Statistische Auswertung*

Zunächst wurden die arithmetischen Mittelwerte aller Messdaten  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  mit Hilfe von Excel (Excel 2016, Microsoft Ireland Operations Limited, Dublin, Irland) berechnet.

Statistische Analysen wurden mit R und R Studio (R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich) durchgeführt. Zur Analyse von Einflussparametern auf die Alignerkraftentwicklung wurde ein verallgemeinertes lineares Modell mit der Gamma-Funktion ausgewählt, erweitert mit einer post-hoc ANOVA. Das Signifikanzniveau wurde auf 0,05 gesetzt.

### 3.2 Ergebnisse

Wie bereits im ersten Teil der Untersuchung dieser Arbeit gezeigt, war es problemlos möglich Zahnmodelle in höheren Layerhöhen zu drucken. Allerdings nahm die Oberflächengüte der FFF gedruckten Oberkiefermodelle erwartungsgemäß bei höheren Layerhöhen ab. Nichtsdestotrotz saßen alle Aligner suffizient auf dem Versuchsmodell der Messapparatur M3DOMA. Beim Vergleich der AM der Messwerte für Kräfte ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) und Drehmomente ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) wurde eine direkte Proportionalität angenommen und durch einen Korrelationsfaktor (Pearson) von 0,91 bestätigt (Abb. 4 in Publikation 2). Somit war es möglich die physikalische Größe „Drehmoment“ zur Vereinfachung für die statistische Auswertung zu vernachlässigen. Folglich wurde hier der resultierende Kraftvektor, also die Vektorsumme der Kräfte  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ , als Referenz für die Auswertung der Messdaten genommen.

Um das bestmögliche statistische Auswertungsmodell für die Messwerte zu ermitteln, wurde zunächst eine Residuenanalyse für multiple lineare Regression durchgeführt. Dazu wurden folgende grafische Darstellungen angewandt (Abb. 5 in Publikation 2): Mit Hilfe des Tukey-Anscombe-Diagramms (Abb. 5a in Publikation 2) (Stahel 2007), mit den angepassten Werten auf der Abszisse und den Residuen auf der Ordinate abgetragen, wurde auf Linearität geprüft. Würde ein linearer Zusammenhang bestehen, könnte ein horizontaler Graph mit gleichmäßig um die Nulllinie streuenden Punkten beobachtet werden. Hier konnte die Annahme der Linearität verworfen werden.

Inwiefern eine Normalverteilung der Residuen vorlag, wurde mittels Quantil-Quantil-Diagramm (Q-Q-Diagramm) der Residuen überprüft (Abb. 5b in Publikation 2) (Stahel 2007). Hier wurden die Quantile der normalverteilten Residuen auf der x-Achse den standardisierten Residuen auf der y-Achse gegenübergestellt. Bei einer Normalverteilung würden die dargestellten Punkte der Linie folgen. Da dies nicht zutraf, wurde von nicht normalverteilten Residuen ausgegangen.

Das Streudiagramm (Scale Location Plot) (Abb. 5c in Publikation 2) (Stahel 2007) prüft auf Homoskedastizität, also auf konstante Varianzen der standardisierten Residuen. Dazu

wurden die Wurzel transformierten absoluten Residuen gegen die angepassten Werte abgetragen. Bei Homoskedastizität würden die Punkte gleichmäßig entlang einer horizontal verlaufenden Linie streuen. In diesem Fall wurde jedoch eine Heteroskedastizität der Residuen festgestellt.

Das vierte Diagramm, die Hebelwert-Analyse (Constant Leverage) (Abb. 5d in Publikation 2), mit Vergleich von standardisierten Residuen und Kombination von Faktorstufen, diente zur Ermittlung möglicher einflussreicher Ausreißer und großer Hebelwerte, welche die Regression beeinflussen könnten (Davidian 2005, Stahel 2007). In diesem Teilversuch wurden die Aligner-Nummern: 116 (100  $\mu\text{m}$  Layerhöhe; 0,1 mm Distalisierung; 0,75 mm Alignerdicke), 172 (250  $\mu\text{m}$  Layerhöhe; 0,2 mm Rotation; 0,75 mm Alignerdicke), 174 (250  $\mu\text{m}$  Layerhöhe; 0,4 mm Rotation; 0,75 mm Alignerdicke), als mögliche verdächtige Messwerte erkannt.

Da die Annahme eines klassischen linearen Regressionsmodells verworfen werden konnte, wurden folglich verschiedene statistische Modelle getestet, um den Datensatz bestmöglich zu beschreiben (Davidian 2005). Per explorativer Datenanalyse wurden folgende statistische Modelle für den Datensatz angewandt: lineares Modell ohne Transformation des Endpunktes, verallgemeinertes lineares Modell mit dem log-Link, lineares Modell nach Wurzeltransformation, verallgemeinertes lineares Modell mit der Gamma-Funktion. Letzteres erwies sich als das passendste Modell, wegen nicht normalverteilter, kontinuierlicher Messdaten mit positiv schiefer Verteilung (Davidian 2005). Ein weiterer Vorteil der Anwendung des verallgemeinerten linearen Modells mit der Gamma-Funktion war die Möglichkeit, die Messergebnisse unter Beibehaltung der ursprünglichen physikalischen Einheiten zu vergleichen. Der Einfluss der unabhängigen Parameter: Layerhöhe, Bewegungsart, Alignerdicke und Setupschritt, wurde mit dem Likelihood-Ratio-Test und dem Wald-Test untersucht.

In Abbildung 6 (Abb. 6 in Publikation 2) ist die Zusammenfassung aller untersuchten Faktoren: Setupschritt, Alignerdicke, Layerhöhe, Zahnbewegungsart und deren Einfluss auf die resultierenden Kraftvektoren, gemäß dem implementierten verallgemeinerten linearen Modell mit der Gamma-Funktion dargestellt.

Das obere linke Diagramm (Abb. 6a in Publikation 2) veranschaulicht den Zusammenhang zwischen geplanten Setupschritt (0,1 mm - 0,5 mm) und den zu erwartenden resultierenden Kraftvektor. Je größer das geplante Ausmaß der Zahnbewegung ist, desto größer die angenommenen übertragenen Kräfte des Aligners. Außerdem nahm bei Setupschritten größer

als 0,3 mm die Streuung der zu erwartenden Kräfte zu, so dass die Vorhersagbarkeit der auf den Zahn wirkenden Kraft abnahm.

Bei Betrachtung der oberen rechten Grafik (Abb. 6b in Publikation 2), welche den Einfluss der Alignerdicke auf die zu erwartenden resultierenden Kräfte darstellt; liegt auf Grundlage des angewandten statistischen Modells folgende Vermutung nahe: Je höher die Foliendicke des Aligners, desto höher die auf den Zahn wirkenden resultierenden Kräfte. Ebenso schien die Streuung der resultierenden Kräfte mit zunehmender Alignerdicke größer zu werden.

Aus dem unteren linken Diagramm (Abb. 6c in Publikation 2), welches die Beziehung zwischen der Layerhöhe des FFF-gedruckten Modells und den zu erwartenden resultierenden Kräften darstellt, lassen sich die folgenden Annahmen ableiten: Erstens ist das Verhalten des Graphen nicht so eindeutig wie jenes der vorherigen. Die Linie der zu erwartenden Werte für die Kraft scheint annähernd horizontal zu verlaufen und steigt ab einer Layerhöhe von 200  $\mu\text{m}$  leicht an. Des Weiteren scheint die Streuung der Kraft bei den Layerhöhen 150  $\mu\text{m}$  und 250  $\mu\text{m}$  am geringsten zu sein.

In der unteren, rechten Abbildung (Abb. 6d in Publikation 2) ist die zu erwartende resultierende Kraft gegen den Parameter Zahnbewegung abgetragen. Während der Distalisierung wurden die geringsten resultierenden Kräfte registriert, gefolgt vom Bukkalortorque. Im Gegensatz dazu wurden die höchsten resultierenden Kräfte während der Extrusion gemessen, gefolgt von der Rotation. Die Streuung folgt einem ähnlichen Muster; sie scheint während der Distalisation am geringsten und während der Extrusion am größten.

Im Boxplot (Abb. 7 in Publikation 2) ist die Beziehung zwischen dem resultierenden Kraftvektor und der Layerhöhe der FFF-gedruckten Modelle gemäß dem angewandten, statistischen Modell zusammengefasst. Ähnlich wie bei den vorangegangenen Beobachtungen bezüglich der Layerhöhe und ihrer Auswirkung auf die von Alignern ausgeübten Kräfte, wurde hier kein klares Verhaltensmuster erkannt. Dennoch schienen das Kraftniveau und seine Streuung bei einer Layerhöhe von 150  $\mu\text{m}$  am geringsten zu sein. Bei Layerhöhen kleiner oder größer als 150  $\mu\text{m}$  nahmen sowohl die Größe der resultierenden Kraft als auch ihre Streuung zu. Alles in allem schienen Aligner, welche von FFF-gedruckten Modellen mit einer Layerhöhe von 150  $\mu\text{m}$  stammten, in unserer In-vitro-Untersuchung das angemessenste Kraftniveau auf den oberen zweiten Prämolaren zu übertragen.

Die folgende Übersicht (Abb. 8 in Publikation 2) zeigt den jeweiligen p-Wert für jeden untersuchten Parameter auf der Grundlage des angewandten verallgemeinerten linearen



Modells mit der Gamma-Funktion und der Analyse des Likelihood-Ratio-Tests sowie der Wald-Statistik. Das Ausmaß der initialen, von den Alignern ausgeübten Kräfte war signifikant abhängig vom geplanten Setupschritt und von der Alignerdicke. Dagegen konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen Kraftniveau und Art der geplanten Zahnbewegung sowie zwischen Kraftniveau und Layerhöhe des FFF-gedruckten Zahnmodells festgestellt werden.

Alles in allem schien die Kraftübertragung vom Aligner auf den zu bewegenden Zahn bei einer Layerhöhe von 150 µm optimal zu sein, im Hinblick auf Größe und Streuung der Kraft; allerdings konnte die Signifikanz für diesen Zusammenhang nicht nachgewiesen werden. Als statistisch signifikant erwiesen sich vielmehr die Parameter Setupschritt und Alignerdicke. Für die Faktoren Bewegungsart sowie Layerhöhe der 3D-gedruckten Modelle wurden keine signifikanten Einflüsse auf das Kraftniveau festgestellt.

### **3.3 Diskussion**

Die Hauptintention des zweiten Teils der Untersuchung bestand in der Bewertung des Einflusses der Layerhöhe von FFF-gedruckten Dentalmodellen auf die von kieferorthopädischen Aligner emittierten Kräfte vor dem Hintergrund der in-office Alignerproduktion. Daneben wurde die Auswirkung der Parameter Setupschritt, Zahnbewegungsart und Alignerdicke auf die Kraftübertragung von Alignern untersucht.

Dafür wurden Kräfte und Drehmomente ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ), welche von den untersuchten Alignern auf den Versuchszahn abgegeben wurden, mit dem Messgerät M3DOMA aufgezeichnet. Laut einer vorangegangenen Studie (Behyar et al. 2021) liefere das verwendete Messgerät adäquate Ausgabewerte, angesichts einer Wiederholbarkeit mit Standardabweichungen von höchstens 0,015 N und einer Reliabilität mit Intraklassen-Korrelationskoeffizienten für wiederholte Messungen (ICC) zwischen 0,932 und 0,999.

Dennoch wurden bei der statistischen Analyse verdächtige Messergebnisse - sogenannte potenzielle Ausreißer - bei den Alignern mit den Nummern 116, 172 und 174 festgestellt. Bei näherer Betrachtung der jeweiligen Kraftwerte war bemerkenswert, dass insbesondere Nebeneffekte, wie z.B. die Intrusionskraft während der Rotation bei den Alignern mit Nummern 172 und 174, durch unerwartet hohe Werte auffielen. Ein Grund für diese Nebeneffekte könnte in der Fehlerfortpflanzung von Druckungenauigkeiten, wie Artefakten, während des Herstellungsprozesses der Aligner liegen. Dementsprechend wurden an den Nachbarzähnen des Versuchszahnes der gedruckten Modelle für die Aligner Nummer 172 und

174 Drucküberschüsse festgestellt, welche sich teilweise zu Alignerblasen weiterentwickelten und eine potenzielle Fehlerquelle darstellen könnten. Angesichts der Tatsache, dass beide Modelle in einer Layerhöhe von 250 µm gedruckt wurden, stehen diese Beobachtungen im Einklang zu den Studienergebnissen aus dem ersten Teil der Untersuchung dieser Arbeit, wonach die Genauigkeit der FFF gedruckten Lignin basierten Modelle mit höheren Layerhöhen abnehme. Die Aligner mit einer Foliendicke von 0,5 mm, welche von denselben FFF gedruckten Modellen stammten, zeigten jedoch kein ähnliches Fehlerverhalten. Möglicherweise führt eine höhere Alignerdicke zu stärkeren Nebeneffekten, sodass Artefakte der gedruckten Modelle einen größeren Einfluss auf Aligner mit höherer Alignerdicke haben könnten. Der Aligner mit der Nummer 116, welcher ebenfalls verdächtige Messergebnisse lieferte, stammte jedoch von einem gedruckten Dentalmodell mit einer Layerhöhe von 100 µm. Hier wurden makroskopisch keinerlei Druckartefakte beobachtet. Eine weitere Fehlerquelle könnte in der Exaktheit des Alignersitzes während des Messvorganges liegen. Um diesbezügliche Fehler zu minimieren, wurden die Messungen lediglich durch ein und dieselbe Person durchgeführt. Unter Berücksichtigung aller Fehlerquellen erscheint es am wahrscheinlichsten, dass vor allem Artefakte in Kombination mit einer höheren Alignerdicke zu Ausreißern führten. Weitere mögliche Fehlerquellen für alle untersuchten Aligner, einschließlich Aligner Nummer 116, waren Unregelmäßigkeiten während des Tiefziehverfahrens (Liu Y et al. 2018, Behyar et al. 2021), sowie mögliche Inkonsistenzen im Messvorgang selbst.

Bei der Betrachtung der Zusammenfassung aller untersuchten Parameter, und deren Einfluss auf den resultierenden Kraftvektor (Abb. 6 in Publikation 2), und des P-Wert-Diagramms (Abb. 8 in Publikation 2), lassen sich zwei Schlussfolgerungen ziehen: Zum einen lässt sich die Größe der Kraft durch den Einsatz dünnerer Alignerfolien deutlich reduzieren, wie bereits in früheren Studien beobachtet wurde (Hahn et al. 2009a, Kohda et al. 2013, Elkholy et al. 2015, Elkholy et al. 2016, Elkholy et al. 2017b, Gao et al. 2017). Zum anderen könnte einer Überbelastung des Zahns und damit dem Risiko von Wurzelresorptionen während der Aligner-Therapie durch die Planung kleinerer Setupschritte vorgebeugt werden, was ebenfalls in früheren Studien festgestellt wurde (Simon et al. 2014a, Elkholy et al. 2015, Elkholy et al. 2017a). Interessanterweise sind in Abbildung 6d (Abb. 6d in Publikation 2) bei Bewegungen, die lediglich geringe Zahnbelastung bedürfen, wie Extrusion und Rotation, zu hohe Kräfte zu verzeichnen. Wenngleich kein signifikanter Zusammenhang zwischen der geplanten Zahnbewegungsart und der vom Aligner übertragenen Kraft festgestellt wurde, könnte es ratsam sein, Bewegungen wie Extrusion und Rotation in kleineren Setupschritten zu planen,



wie es auch in früheren Studien empfohlen wurde (Simon et al. 2014a, Elkholy et al. 2017a). In diesem Zusammenhang könnte die Vorhersagbarkeit von Extrusion und Rotation, deren Zuverlässigkeit laut vorangegangenen Publikationen am geringsten sei (Kravitz et al. 2009; Rossini et al. 2015, Lombardo et al. 2017a), durch die Planung kleinerer Setupschritte, zusätzlich zu Attachments, erhöht werden.

Bei der Bewertung des Kraftniveaus in dieser In-vitro-Studie sind zwei Punkte zu berücksichtigen. Einerseits besteht Einigkeit darüber, dass angewandte kieferorthopädische Kräfte eine möglichst effiziente Zahnbewegung bei geringst möglicher Schädigung biologischer Strukturen, wie z. B. Wurzelresorption, gewährleisten sollten (Burstone 1989). In der Literatur konnte bisweilen kein eindeutiger Konsens bezüglich der optimalen kieferorthopädischen Kraft gefunden werden (Hixon et al. 1969, Ren et al. 2003, Ren et al. 2004), statt eines exakten Wertes fanden sich unterschiedliche empfohlene Wertebereiche, jedoch kein allgemeingültiges optimales Kraftniveau (Ren et al. 2003, Ren et al. 2004). Beispielsweise schlug Ricketts für den zweiten oberen Prämolaren ein kieferorthopädisches Kraftniveau von 0,45 N bis 0,75 N vor. Ein anderer optimaler Kraftbereich, der in der neueren Literatur für denselben Zahn zu finden ist, war 0,40 N bis 1,2 N (Wichelhaus 2017). Zweifelsohne existieren noch weiterer solcher empfohlenen, unterschiedlichen Wertebereiche (Storey 1952, Hixon et al. 1969, Owman-Moll et al. 1996, Weiland 2006, Proffit et al. 2018).

Frühere Studien, welche den Einfluss kieferorthopädischer Kraft auf die Bewegung von Prämolaren untersuchten, kamen gar zu dem Ergebnis, dass das Ausmaß der erreichten Zahnbewegung und der negative Nebeneffekt der Wurzelresorption nicht auf die Änderung des Kraftbetrags an sich, sondern vielmehr auf interindividuelle strukturelle und metabolische Charakteristiken zurückzuführen sei (Owman-Moll et al. 1995, Owman-Moll et al. 1996, Pilon et al. 1996, Iwasaki et al. 2000). Andere Autoren wiesen jedoch darauf hin, dass der nicht festgestellte Einfluss der Kraft auf die Zahnbewegungsgeschwindigkeit auf einen zu enggesteckten Wertebereich der angewandten Kräfte zurückzuführen sei, da das optimale Kraftniveau möglicherweise weitreichender sei, als bisher angenommen (Ren et al. 2004). Wiederum andere Autoren erfassten einen Zusammenhang zwischen der angewandten kieferorthopädischen Kraft und der Wurzelresorption, wobei höhere Kräfte zu einem höheren Risiko einer kieferorthopädisch induzierten Wurzelresorption führten (Roscoe et al. 2015).

Darüber hinaus befindet sich das Verständnis der Wirkungsweise kieferorthopädischer Kräfte im Wandel, dahingehend, dass die bisher gängige Zug-Druck-Theorie zu einer lastabhängigen Reaktion der alveolären Stützstrukturen moduliert werden könnte (Cattaneo et al. 2005, Melsen

et al. 2007, Cattaneo et al. 2008), wobei diese ebenfalls komplexer zu sein scheinen als bisher angenommen (Cattaneo et al. 2005, Melsen et al. 2007, Cattaneo et al. 2008). Mit anderen Worten, nicht das Verhältnis aus Kraft und Wurzeloberfläche, also belastete Zug- und Druckareale des parodontalen Ligaments (PDL); sondern vielmehr die Verteilung der Kraft in Bezug auf die individuellen Eigenschaften der alveolären Stützstrukturen und deren Mikromorphologie scheint von entscheidender Bedeutung für die gewünschte Zahnbewegung zu sein. Damit wäre das optimale kieferorthopädische Kraftniveau vor allem interindividuell unterschiedlich, also patientenspezifisch (Cattaneo et al. 2008).

Andererseits erscheint es sinnvoll, die Messergebnisse in dieser Studie mit einem empfohlenen Kraftniveau aus der Literatur zu vergleichen. Frühere Studien kamen zu dem Schluss, dass bei der Untersuchung des Aligner-Kraftverhaltens *in vitro* deutliche Zahnüberlastungen gemessen wurden (Hahn et al. 2009a, Hahn et al. 2009b, Elkholy et al. 2015), wobei sie sich auf das von Proffit empfohlene Kraftniveau bezogen (Proffit et al 2018). Bei näherer Betrachtung unserer Ergebnisse lässt sich feststellen, dass ein Großteil der Messwerte bei einer Layerhöhe von 150  $\mu\text{m}$  (Abb. 7 in Publikation 2) eine adäquate Zahnbelastung verspricht, da der Boxplot etwa den optimalen Kraftbereich von 0,4 N - 1,2 N für einen zweiten Prämolaren gemäß der Empfehlung aus der Literatur (Wichelhaus 2017) abbildet. Auch bei dem Vergleich mit dem von Proffit empfohlenen Kraftniveau (Proffit et al 2018) kommen wir zu demselben Ergebnis. Nichtsdestotrotz enthält der obere Whisker des 150- $\mu\text{m}$ -Boxplots gemessene Kräfte, die die empfohlene Zahnbelastung überschreiten. Vor dem Hintergrund der sich wandelnden Theorien bezüglich kieferorthopädisch angewandter Kräfte und resultierender Zahnbewegung, sind jedoch weitere Untersuchungen erforderlich, um hier eine klare Aussage treffen zu können.

Obwohl, zum Teil in dieser als auch in anderen *in-vitro* Studien (Hahn et al 2009a, Hahn et al 2009b, Elkholy et al 2015), überhöhte initiale Kräfte beobachtet wurden; scheint die Alignertherapie im klinischen Alltag im Vergleich zur Multibracketbehandlung ein ähnliches (Barbagallo et al. 2008, Castroflorio et al. 2017, Iglesias-Linares et al. 2017) oder gar geringeres Risiko (Yi et al. 2018, Li et al. 2020) einer kieferorthopädisch induzierten Wurzelresorption mit sich zu bringen. Dies spräche eher für eine adäquate Zahnbelastung durch kieferorthopädische Aligner. Woran könnte das liegen? Eine plausible Erklärung liegt in dem charakteristischen Kraftverhalten von Alignern aufgrund ihrer viskoelastischen Eigenschaften: Frühere wissenschaftliche Publikationen beobachteten eine rasche, exponentiell abnehmende Kraftabnahme nach den ersten Stunden bzw. am ersten Tag der Zahnbelastung (Vardimon et al. 2010, Fang et al. 2013, Lombardo et al. 2017b, Elkholy et al. 2021), mit einer weiteren,

allerdings eher plateauartigen Abnahme in den darauffolgenden Tagen (Vardimon et al. 2010, Elkholy et al. 2021). Demnach zeigte eine kürzlich veröffentlichte Studie von Elkholy et al. (Elkholy et al. 2021), welche das Verhalten der Kraftübertragung von PET-G-Alignern untersuchte, einen Kraftabfall am ersten Tag der Zahnbelastung durch Alignertherapie um etwa 80-60 % und nach 7 Tagen insgesamt um 70-95 %, je nach Alignerdicke und Belastungsintervall. Zweitens verringert die Elastizität des Parodontalligaments (PDL) das Risiko einer Überbelastung des Zahnes, indem die initial durch den Aligner übertragene Kraft durch den Stoßdämpfereffekt des PDL abgepuffert wird. Somit wird die Diskrepanz zwischen der tatsächlichen und der programmierten Zahnposition durch die physiologische Zahnbeweglichkeit verringert. Daher werden die in dieser In-vitro-Studie gemessenen, teilweise überhöhten initialen Kräfte höchstwahrscheinlich durch den Stoßdämpfereffekt des PDL und der raschen Kraftabnahme des Aligners abgepuffert (Elkholy et al. 2021).

An diesem Punkt kommen wir zu den Limitationen dieses In-vitro-Versuches, welche denen vorangegangener In-vitro-Studien zur Untersuchung der Alignerkraftübertragung ähneln (Hahn et al. 2009b, Hahn et al. 2010, Simon et al. 2014a, Elkholy et al. 2015, Elkholy et al. 2017b, Elkholy et al. 2019). Aufgrund der Versuchsanordnung mit rigider Verbindung zwischen Modellzahn und Messsensor, war es nicht möglich das charakteristische Verhalten des PDL mit seinem Stoßdämpfereffekt zu berücksichtigen.

Ferner konnte der Einfluss des oralen Milieus mit seinem Speichel, welcher für die hygroskopische Alterung von Alignern verantwortlich gemacht wird (Fang et al. 2013); sowie der Einfluss des physiologischen Schluckaktes und der sich wiederholenden antagonistischen Zahnkontakte, beispielweise während des Knirschens, nicht untersucht werden. Zudem wurde lediglich ein Zahn experimentell bewegt, während in der klinischen Alignertherapie oft auch die Nachbarzähne Bewegungsimpulse erhalten. Daher sind zukünftige Studien notwendig, welche die oben genannten, spezifischen klinischen Einflüsse miteinbeziehen.

Abgesehen von den klinischen Limitationen, sollte in der vorliegenden Studie vor allem der Einfluss der Layerhöhe von FFF-Modellen auf die Kraftübertragung von kieferorthopädischen Alignern vor dem Hintergrund der in-office Alignerproduktion untersucht werden. Der wirtschaftlich interessante Faktor Layerhöhe scheint keine signifikante Rolle zu spielen in puncto Kraftübertragung durch Aligner. Dennoch wurde die geringste Streuung der gemessenen Kräfte bei einer z-Auflösung von 150 µm beobachtet (Abb. 7 in Publikation 2), was das Risiko unvorhersehbarer, unerwünschter Nebeneffekte begrenzt. Darüber hinaus scheint das Kraftniveau bei einer Layerhöhe von 150 µm optimal zu sein, sodass zu hohe initiale

Alignerkräfte reduziert werden und somit unerwünschte Nebenwirkungen wie Wurzelresorption verhindert werden könnten.

Eine z-Auflösung von FFF gedruckten Dentalmodellen geringer als 150  $\mu\text{m}$  würde zu einem Anstieg unvorhersehbarer, unerwünschter vom Aligner ausgeübter Kräfte führen; während eine z-Auflösung von mehr als 150  $\mu\text{m}$  zu einer exponentiell steigenden Druckzeit sowie zu einem höheren Materialverbrauch und damit zu höheren Herstellungskosten führen würde. Alles in allem hat sich herausgestellt, dass FFF-Modelle mit einer Layerhöhe von 150  $\mu\text{m}$  die Anforderungen für die in-office Alignerherstellung am besten erfüllen, indem sie die Vorteile klinischer und wirtschaftlicher Effizienz miteinander vereinen. Zur weiteren Untersuchung der optimalen Layerhöhe im FFF-Druck, im Hinblick auf die in-office Alignerproduktion, wären zukünftige Studien wünschenswert, bei denen zusätzlich Hilfsmittel wie Attachments oder Power-Ridges eingesetzt werden.

### **3.4 Schlussfolgerung**

Angesichts der Ergebnisse der vorliegenden Studie, scheint es bei der in-office Alignerproduktion keinen vernünftigen Vorteil zu bieten, FFF-Modelle in besonders niedrigen Layerhöhen zu drucken; da dies keinerlei Vorteile in puncto Kraftübertragung birgt und obendrein wegen exponentiell höheren Druckzeiten wirtschaftlich von Nachteil ist. Bei höheren Layerhöhen hingegen, wird die Streuung der durch den Aligner emittierten Kräfte größer und somit die Kraftabgabe unvorhersehbarer. In diesem Zusammenhang stellt eine Layerhöhe von 150  $\mu\text{m}$  einen idealen Kompromiss dar. Hier ist das Kraftniveau optimal und die Streuung der Kräfte minimal, was zu weniger unerwünschten, unvorhersehbaren Nebenwirkungen führt. Im Hinblick auf die Kraftabgabe durch kieferorthopädische Aligner scheinen die Parameter geplanter Setupschritt und Alignerdicke statistisch signifikant zu sein. In der klinischen Anwendung sollten gedruckte FFF-Modelle vor der Alignerherstellung auf Artefakte überprüft werden.

Summa summarum können die Kernfragen damit beantwortet werden, dass sich der FFF-Druck ausgezeichnet für die In-Office-Alignerherstellung eignet. Aus wirtschaftlicher und biomechanischer Sicht bringt hierbei jedoch nicht etwa eine möglichst geringe Layerhöhe, sondern vielmehr eine Layerhöhe von etwa 150  $\mu\text{m}$  den größten Benefit für die Alignertherapie.

## **4 Zusammenfassung**

Vor dem Hintergrund der In-Office-Alignerherstellung beschäftigt sich die vorliegende Dissertation mit der Fragestellung, inwiefern die Layerhöhe im FFF-Druck Einfluss auf die Oberflächengüte der Modelle sowie auf die Kraftabgabe der darauf tiefgezogenen Aligner hat.

Intention des ersten Teils war es, herauszufinden, ob es im Wechselspiel zwischen Druckgeschwindigkeit und Oberflächenqualität eine optimale Layerhöhe im FFF-Druck gibt. Des Weiteren wurde der Einfluss des Druckmaterials (Lignin basiertes Biopolymer und Polylactid basiertes Biopolymer) auf die Oberflächengüte untersucht. Im zweiten Teil sollte eruiert werden, welchen Effekt die Layerhöhe auf die Kraftabgabe des Aligners hat. Neben dem Parameter Layerhöhe wurden die Faktoren geplanter Setupschritt, Alignerdicke sowie Zahnbewegungsart, und ihre Auswirkungen auf die resultierenden Kräfte der Aligner untersucht.

Für den ersten Teil wurden, basierend auf einem randomisiert ausgewählten Oberkiefermodell, 18 Modelle mittels FFF jeweils in neun verschiedenen Layerhöhen (50,0  $\mu\text{m}$ , 80,9  $\mu\text{m}$ , 100,0  $\mu\text{m}$ , 150,0  $\mu\text{m}$ , 160,8  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$ , 332,6  $\mu\text{m}$ ) aus jeweils zwei verschiedenen Materialien (das Polylactid PLA NX2 und das Lignin basierte Biopolymer Green-TEC PRO) gedruckt. Als Kontrollgruppe fungierten 2 DLP hergestellte Oberkiefermodelle mit einer Layerhöhe von 20  $\mu\text{m}$ . All diese physischen Modelle wurden nachfolgend digital gescannt und mit 3D-Überlagerungsmesstechnik via GOM Inspect Software bezüglich ihrer Oberflächengüte verglichen. Um den Einfluss der Layerhöhe FFF gedruckter Modelle auf die Kraftübertragung von Alignern zu untersuchen, wurden im zweiten Part an einem randomisiert gewählten, digitalen Oberkiefermodell mittels OnyxCeph3™Lab Software folgende Bewegungen für den zweiten linken Oberkieferprämolaren virtuell in je 0,1mm-Setup-Schritten geplant: Bukkalorque (0,1 mm - 0,5 mm), Distalisation (0,1 mm - 0,4 mm), Extrusion (0,1 mm - 0,4 mm) und Rotation (0,1 mm - 0,5 mm). Nachfolgend wurden mittels FFF 91 physische Oberkiefermodelle gedruckt, eines für jeden Setup-Schritt und jede Layerhöhe (100  $\mu\text{m}$ ; 150  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$ ). Mithilfe der 3D-gedruckten Modelle wurden im Tiefziehverfahren 192 Aligner gefertigt in jeweils zwei Schichtstärken (0,5 mm, 0,75mm). Die Messapparatur bestand im Wesentlichen aus einem Oberkieferacrylmodell mit separiertem zweiten Oberkieferprämolaren, welcher mit einem Sensor verbunden war. Dieser erfasste die vom aktiven Aligner übertragenen initialen Kräfte und Drehmomente. Zur Evaluation des Einflusses der untersuchten Parameter Layerhöhe, Alignerdicke, Setupschritt und Bewegungsart, diente ein verallgemeinertes lineares Modell mit der Gammafunktion.

Das im ersten Teil angewandte Messverfahren, die 3D-Überlagerungstechnik, wies laut Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) und Methodenfehler nach Dahlberg eine exzellente Reliabilität auf. Bei Lignin basierten FFF Modellen nahm die Oberflächengüte im Bereich von 100 µm bis 332,6 µm mit steigender Layerhöhe ab. Unterhalb von 100 µm zeigte sich jedoch kein weiterer Gewinn an Genauigkeit, sondern im Gegenteil, ein weiterer Verlust an Modellgenauigkeit mit abnehmender Layerhöhe. Im Vergleich wiesen die Lignin-basierten Biopolymer-Modelle durchweg eine bessere Oberflächengüte als die Polylactid basierten Modelle auf, und konnten bei einer optimalen Layerhöhe von 100 µm sogar mit der Präzision der DLP gedruckten Modelle der Kontrollgruppe mithalten. In dem zweiten Teil der Untersuchung zeigten die Parameter Alignerdicke und Setupschritt einen signifikanten Einfluss auf durch Aligner abgegebene initiale Kräfte bzw. Drehmomente. Die Parameter Zahnbewegungsart und Layerhöhe waren nicht signifikant. Allerdings wurde bei einer Layerhöhe von 150 µm ein optimales Kraftniveau mit geringster Streuung bei den untersuchten Alignern verzeichnet.

Die Ergebnisse des ersten Teils der Untersuchung zeigten, dass die Oberflächengüte im FFF-Druck regulierbar durch die Layerhöhe ist, darüber hinaus jedoch weitere Faktoren, wie beispielweise das Druckmaterial, eine Rolle spielen. Weiterhin stellt die FFF-Technologie eine genaue, kosteneffektive und nachhaltige Technologie zur Herstellung von Aligner-Modellen in der kieferorthopädischen Praxis dar. Beide Untersuchungen zeigen, dass es keinen erkennbaren Vorteil gibt, FFF-Dentalmodelle in besonders niedrigen Layerhöhen zu drucken, da daraus exponentiell höhere Druckzeiten entstehen, ohne vergleichbar bessere Kraftabgabe der kieferorthopädischen Aligner. Bei zu hohen Layerhöhen, jedoch, wird die Streuung der von den Alignern emittierten Kräften größer, demzufolge die Kraftabgabe unvorhersehbarer. Ein Kompromiss, welcher klinische Vorteile der adäquaten Kraftübertragung durch Aligner und wirtschaftliche Vorteile durch effiziente Druckzeiten vereint, stellt eine Optimum-Layerhöhe von 150 µm für FFF-Modelle für die In-Office-Alignerherstellung dar.

## **5 Literaturverzeichnis**

Barbagallo LJ, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA (2008) Physical properties of root cementum: part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133:218-227.

Behyar M, Ratzmann A, Shojaei Khatouni S, Quasthoff M, Pink C, Ladisch J, Krey KF (2021) Modular 3D printable orthodontic measuring apparatus for force and torque measurements of thermoplastic/removable appliances. *Biomed Tech (Berl)* 66:593-601.

Bibb R, Freeman P, Brown R, Sugar A, Evans P, Bocca A (2000) An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 214:589–594.

Brown GB, Currier GF, Kadioglu O, Kierl JP (2018) Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 154:733–739.

Burstone CJ (1989) The biophysics of bone remodeling during orthodontics (optimal force considerations). *The biology of tooth movement*:321-333.

Camardella LT, Breuning H, Vilella OV (2017) Are there differences between comparison methods used to evaluate the accuracy and reliability of digital models? *Dental Press J Orthod* 22:65–74.

Casko JS, Vaden JL, Kokich VG, Damone J, James RD, Cangialosi TJ, Riolo ML, Owens Jr SE, Bills ED (1998) Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. *American Board of Orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:589–599.

Castroflorio T, Gambero EF, Caviglia GP, Deregibus A (2017) Biochemical markers of bone metabolism during early orthodontic tooth movement with aligners. *Angle Orthod* 87:74-81.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2005) The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. *Journal of Dental Research* 84:428-433.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2008) Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133:681-9



Corteville F, Krey KF, Ratzmann A (2020) Optimizing FFF-3D-printing for aligner orthodontics – Printing materials. *IPJ* 04:2354.

Davidian M (2005) ST 732 Applied Longitudinal Data Analysis, Chapter 11 Generalized linear models for nonnormal response. Department of Statistics NC State University. <https://people.stat.sc.edu/hansont/stat771/toc.pdf>. Zugriff 13. Dezember 2021.

Davis AY, Zhang Q, Wong JPS, Weber RJ, Black MS (2019) Characterization of volatile organic compound emissions from consumer level material extrusion 3D printers. *Build Environ* 160:1–20.

Depaoli M, Früh J (2014a) Extrudr. GreenTEC-Pro Material Data Sheet. [https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/green-tec-pro-natur\\_2286/](https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/green-tec-pro-natur_2286/). Zugriff 6. April 2020.

Depaoli M, Früh J (2014b) Extrudr (2014) PLA NX2 Material Data Sheet. [https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/pla-nx2-orange\\_1978/](https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/pla-nx2-orange_1978/). Zugriff 6. April 2020.

Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A (2017) A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod* 87:782–787.

Elkholy F, Panchaphongsaphak T, Kilic F, Schmidt F, Lapatki BG (2015) Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. *J Orofac Orthop* 76:460-75.

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

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

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

Elkholy F, Mikhael B, Repky S, Schmidt F, Lapatki BG (2019) Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PETG aligners during derotation of mandibular canines : An in vitro study. *J Orofac Orthop* 80:315-326.



Elkholy F, Schmidt S, Schmidt F, Amirkhani M, Lapatki BG (2021) Force decay of polyethylene terephthalate glycol aligner materials during simulation of typical clinical loading/unloading scenarios. *J Orofac Orthop*.

Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y (2013) Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dent Mater J* 32:946-51.

Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK (2017) Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 152:557–565.

Gao L, Wichelhaus A (2017) Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *Angle Orthod* 87:534-541.

Gokhare VG, Raut D, Shinde D (2017) A review paper on 3D-printing aspects and various processes used in the 3D-printing. *Int J Eng Res Technol* 6:953-958.

Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR (2014) Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod* 48:475–485.

Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R (2009a) Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136:12 e1-7; discussion 12-3.

Hahn W, Fialka-Fricke J, Dathe H, Fricke-Zech S, Zapf A, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R (2009b) Initial forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping. *Eur J Orthod* 31:625-31.

Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R (2010) Torquing an upper central incisor with aligners--acting forces and biomechanical principles. *Eur J Orthod* 32:607-13.

Halazonetis DJ (2001) Acquisition of 3-dimensional shapes from images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:556–560.

Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y (2014) Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 145:108–115.

Hirogaki Y, Sohmura T, Satoh H, Takahashi J, Takada K (2001) Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping. *IEEE Trans Med Imaging* 20:1093–1101.

Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ (1969) Optimal force, differential force, and anchorage. *American Journal of Orthodontics* 55:437-457.

Iglesias-Linares A, Sonnenberg B, Solano B, Yanez-Vico RM, Solano E, Lindauer SJ, Flores-Mir C (2017) Orthodontically induced external apical root resorption in patients treated with fixed appliances vs removable aligners. *Angle Orthod* 87:3-10.

Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J (2000) Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 117:175-183.

Kamio T, Hayashi K, Onda T, Takaki T, Shibahara T, Yakushiji T, Shibui T, Kato H (2018) Utilizing a low-cost desktop 3D printer to develop a "one-stop 3D printing lab" for oral and maxillofacial surgery and dentistry fields. *3D Print Med* 4:6.

Kietzmann J, Pitt L, Berthon P (2015) Disruptions, decisions, and destinations: Enter the age of 3-D printing and additive manufacturing. *Business Horizons* 58:209-215.

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

Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B (2009) How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135:27-35.

Krey KF, Schicker P, Schwahn C, Eigenwillig P (2017) Biologische Realität computergeplanter Zahnbewegungen mit Alignern – eine multizentrische, prospektive Untersuchung. *Spitzenforschung in der Zahnmedizin* 96-516:42–51.

Lee KY, Cho JW, Chang NY, Chae JM, Kang KH, Kim SC, Cho JH (2015) Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod* 45:217–225.

Li Y, Deng S, Mei L, Li Z, Zhang X, Yang C, Li Y (2020) Prevalence and severity of apical root resorption during orthodontic treatment with clear aligners and fixed appliances: a cone beam computed tomography study. *Prog Orthod* 21:1.

Liu F, Liu C, Chen Q, Ao Q, Tian X, Fan J, Tong H, Wang X (2018) Progress in organ 3D bioprinting. *Int J Bioprint* 4:128.

Liu Y, Hu W (2018) Force changes associated with different intrusion strategies for deep-bite correction by clear aligners. *Angle Orthod* 88:771-778.

Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LH, Moon A, Holland JN, Kasper FK (2019) Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 156:283–289.

Lombardo L, Arreghini A, Ramina F, Huanca Ghislanzoni LT, Siciliani G (2017a) Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study. *Prog Orthod* 18:35.

Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G (2017b) Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: A 24-hour in vitro study. *Angle Orthod* 87:11-18.

Melsen B, Cattaneo PM, Dalstra M, Kraft DC (2007) The Importance of Force Levels in Relation to Tooth Movement. *Seminars in Orthodontics* 13:220-233.

Meng M, Wang J, Sun T, Zhang W, Zhang J, Shu L, Li Z (2022) Clinical applications and prospects of 3D printing guide templates in orthopaedics. *J Orthop Translat* 34:22-41

Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1995) Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *The Angle Orthodontist* 65:395-401.

Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1996) The effects of a four-fold increased orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An intra-individual study in adolescents. *European Journal of Orthodontics* 18:287-294.

Pérez M, Medina-Sánchez G, García-Collado A, Gupta M, Carou D (2018) Surface quality enhancement of fused deposition modeling (FDM) printed samples based on the selection of critical printing parameters. *Materials (Basel)* 11:1382.

Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC (1996) Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 110:16-23.

Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM (2018) Contemporary orthodontics-e-book. Elsevier Health Sciences, Philadelphia, S. 253-258.

Reker L (2021) Einfluss von Slicing Software und Konstruktionsprinzip auf die Druckqualität beim FFF-3D-Druck. Med. Diss. Universität Greifswald, S 3-18.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (2003) Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist* 73:86-92.

Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004) Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 125:71-77.

Roscoe MG, Meira JB, Cattaneo PM (2015) Association of orthodontic force system and root resorption: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 147:610-26.

Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL (2015) Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod* 85:881-9.

Ryakhovskiy AN, Kostyukova VV (2016) Comparative analysis of 3D data accuracy of single tooth and full dental arch captured by different intraoral and laboratory digital impression systems [in Russian]. *Stomatologiya (Mosk)* 95:65–70.

Schirmer UR, Wiltshire WA (1997) Manual and computer-aided space analysis: A comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 112:676–680.

Schupp W, Funke J, Haubrich J (2020) Der digitale Workflow in der In-Office-Alignertherapie. *Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie* 52.04:289-300.

Schupp W, Haubrich J (2023) Aligner orthodontics and orofacial orthopedics. Quintessence Publishing Deutschland, Berlin, S. 96-108.

Shahbazian M, Jacobs R, Wyatt J, Willems G, Pattijn V, Dhoore E, VAN Lierde C, Vinckier F (2010) Accuracy and surgical feasibility of a CBCT-based stereolithographic surgical guide aiding autotransplantation of teeth: In vitro validation. *J Oral Rehabil* 37:854–859.

Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C (2014a) Treatment outcome and efficacy of an aligner technique – regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health* 14:68.

Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C (2014b) Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 145:728-36.

Spanier C, Ratzmann A, Krey K (2021) Influence of print layer height and printing material on model accuracy and precision: A 3D surface comparison of models printed using fused filament fabrication. *Jao* 5(3):197-208.

Stahel W (2007) Vorlesung Residuenanalyse. Eidgenössische Technische Hochschule Zürich. <https://stat.ethz.ch/~stahel/courses/regression/reg-resanal.pdf>. Zugriff 02.Dezember 2022.

Storey E (1952) Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Australian J Dent* 56:11-18.

Tetsuka H, Shin SR (2020) Materials and technical innovations in 3D printing in biomedical applications. *J Mater Chem B* 8:2930-2950.

Vardimon AD, Robbins D, Brosh T (2010) In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:399-409.

Weiland F (2006) External root resorptions and orthodontic forces: correlations and clinical consequences. *Prog Orthod* 7:156-63.

Weßling M (2018) Konstruktion, numerische Simulation und in vitro Untersuchung CAD/CAM gefertigter aktiver kieferorthopädischer Behandlungselemente. Med. Diss. Universität Greifswald, S 8-14.

Wichelhaus A (2017) Kieferorthopädie-Therapie: Farbatlant der Zahnmedizin/Reihenhrsg.: Herbert F. Wolf. Grundlegende Behandlungskonzepte. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 21.

Yi J, Xiao J, Li Y, Li X, Zhao Z (2018) External apical root resorption in non-extraction cases after clear aligner therapy or fixed orthodontic treatment. *J Dent Sci* 13:48-53.

Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G (2019) Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop* 80:194–204.

## **6 Anhang**

### **6.1 Publikation 1**

**“Influence of print layer height and printing material on model accuracy and precision:  
A 3D surface comparison of models printed using fused filament fabrication”**

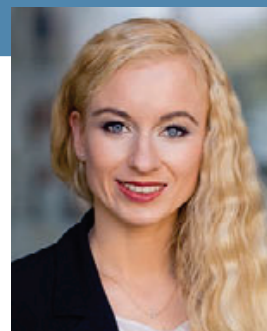
**Claudia Spanier, Anja Ratzmann, Karl-Friedrich Krey**

Journal of Aligner Orthodontics

Jaor 2021. 5(3):197-208

Claudia Spanier, Anja Ratzmann, Karl-Friedrich Krey

# Influence of print layer height and printing material on model accuracy and precision: A 3D surface comparison of models printed using fused filament fabrication



Claudia Spanier

**KEY WORDS** 3D printing, 3D superimposition, digital light processing, fused filament fabrication, orthodontic models

**Objectives:** To investigate the effect of layer height on the accuracy of orthodontic models utilising fused filament fabrication, particularly with regard to optimising in-office aligner manufacture. The suitability of fused filament fabrication was assessed by comparing the results to a high precision digital light processing control group.

**Materials and methods:** Based on a digital sectioned maxillary model, 18 physical models were printed using fused filament fabrication technology at different layer heights (50.0  $\mu\text{m}$ , 80.9  $\mu\text{m}$ , 100.0  $\mu\text{m}$ , 150.0  $\mu\text{m}$ , 160.8  $\mu\text{m}$ , 200.0  $\mu\text{m}$ , 250.0  $\mu\text{m}$ , 300.0  $\mu\text{m}$  and 332.6  $\mu\text{m}$ ) using two different materials (polylactide PLA NX2 and lignin-based polymer Green-TEC PRO [Extrudr, Lauterach, Austria]). Two DLP models with a layer height of 20.0  $\mu\text{m}$  were produced, representing the control group. Subsequently, all physical models were digitally

scanned and compared via 3D superimposition using GOM Inspect software (GOM, Braunschweig, Germany).

**Results:** The Dahlberg analysis and intraobserver intraclass correlation proved the accuracy of the 3D superimposition measurement to be excellent and repeatable. Models printed using fused filament fabrication technology from lignin-based polymer within the range of 100.0 to 332.6  $\mu\text{m}$  decreased in precision as layer height increased. Furthermore, the analysis recorded declining precision of fused filament fabrication models below 100.0  $\mu\text{m}$ . Models printed using lignin-based polymer were superior in precision compared to those made from polylactide.

**Conclusions:** The accuracy and precision of fused filament fabrication models can be regulated by altering layer height; however, other parameters such as optimised printing material and print settings are necessary for consistent high quality. As such, fused filament fabrication printing is an accurate, cost-effective and sustainable technology to create aligner models in orthodontic practice.

Claudia Spanier, DMD  
Orthodontist, Department of Orthodontics and Craniofacial Orthopaedics,  
University Medicine Greifswald, Greifswald, Germany

Anja Ratzmann, MSc  
Senior Lecturer, Department of Orthodontics and Craniofacial Orthopaedics,  
University Medicine Greifswald, Greifswald, Germany; Orthodontic  
practice, Wedel, Germany

Karl-Friedrich Krey, MME  
Department Chair, Department of Orthodontics and Craniofacial  
Orthopaedics, University Medicine Greifswald, Greifswald, Germany;  
Orthodontic practice, Wedel, Germany

**Correspondence to:** Prof Dr Karl-Friedrich Krey, Fleischmannstr. 42-44,  
17475 Greifswald, Germany. Email: kreyk@uni-greifswald.de

## Introduction

As a result of the rapid technological advances that have taken place over recent decades, 3D printing is now a viable option in orthodontic practice. The symbiosis of intraoral scanning, virtual planning and appliance manufacturing offered by this technology allows for a complete digital in-office workflow.

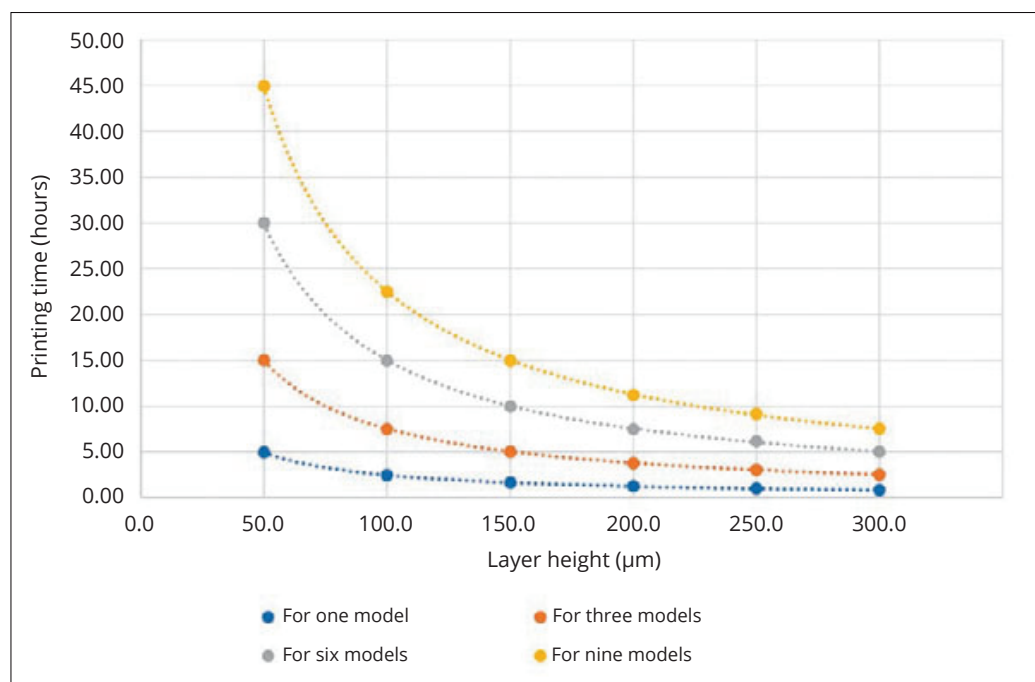


Fig 1 Printing time according to layer height.

Table 1 Simulation of printing times in relation to Z-resolution for the TEVO Tornado FFF printer

Layer height (µm)	Printing time for one model	Printing time for nine models
50.0	4 h 55 min	44 h 58 min
100.0	2 h 27 min	22 h 28 min
150.0	1 h 38 min	14 h 58 min
200.0	1 h 14 min	11 h 14 min
250.0	1 h 0 min	9 h 10 min
300.0	49 min	7 h 31 min

The origins of rapid prototyping date back to 1981 when the Japanese automobile designer Hideo Kodama invented an additive technology using ultraviolet light to cure polymers layer by layer. In 1986, Charles Hull established the first 3D printer utilising stereolithography (SLA). This was followed by the development of digital light processing (DLP) by Larry Hornbeck in 1987, fused filament fabrication (FFF) by Scott Crump in 1988, and the concept of inkjet-based 3D printing, also known as PolyJet photopolymer printing (PPP), in 1998<sup>1</sup>.

SLA, DLP, PPP and FFF play a key role in the creation of orthodontic dental models. They mainly differ in terms of

print resolution, printing speed, and the cost of the technology itself and its associated materials. Other factors include print volume, printing orientation, carbon footprint and post-processing procedures. Print resolution, which can be adjusted by altering the layer height, has been found to have a particular impact on the accuracy of dental casts<sup>2</sup>. Previous studies found a higher Z-resolution, which equates to a reduced layer height, to be correlated with higher accuracy of the printed object<sup>2,3</sup>. Interestingly, decreasing layer height leads to a higher amount of material to be printed and exponentially higher printing times (Fig 1, Table 1), resulting in higher overall modelling costs<sup>4</sup>.





Consequently, FFF printing with as low a Z-resolution as is clinically possible is of crucial importance to enable cost-efficient in-office aligner production.

Taking into account the economic advantages and simplicity of use of FFF printers, it is surprising that numerous studies have examined the accuracy of dental models printed using SLA, DLP and PPP technology<sup>3,5-9</sup>, whereas there is little research on FFF technology<sup>2,4,10</sup>. Concerning FFF printing, Kamio et al<sup>4</sup> utilised whole mandibles with layer heights from 200 to 500  $\mu\text{m}$ , Lee et al<sup>10</sup> used single replica teeth with a layer height of 330  $\mu\text{m}$ , and Pérez et al<sup>2</sup> focused on various printing parameters, working with cylindrical samples and layer heights of 150 and 250  $\mu\text{m}$ .

The aims of the present study were twofold. First, the effect of Z-resolution on the accuracy of orthodontic models printed using FFF technology was examined utilising a sectioned maxillary model with layer heights ranging from 50.0 to 332.6  $\mu\text{m}$ . Second, the clinical suitability of FFF printing was evaluated by comparing their accuracy to a high precision DLP control group with a layer height of 20  $\mu\text{m}$ .

## Materials and methods

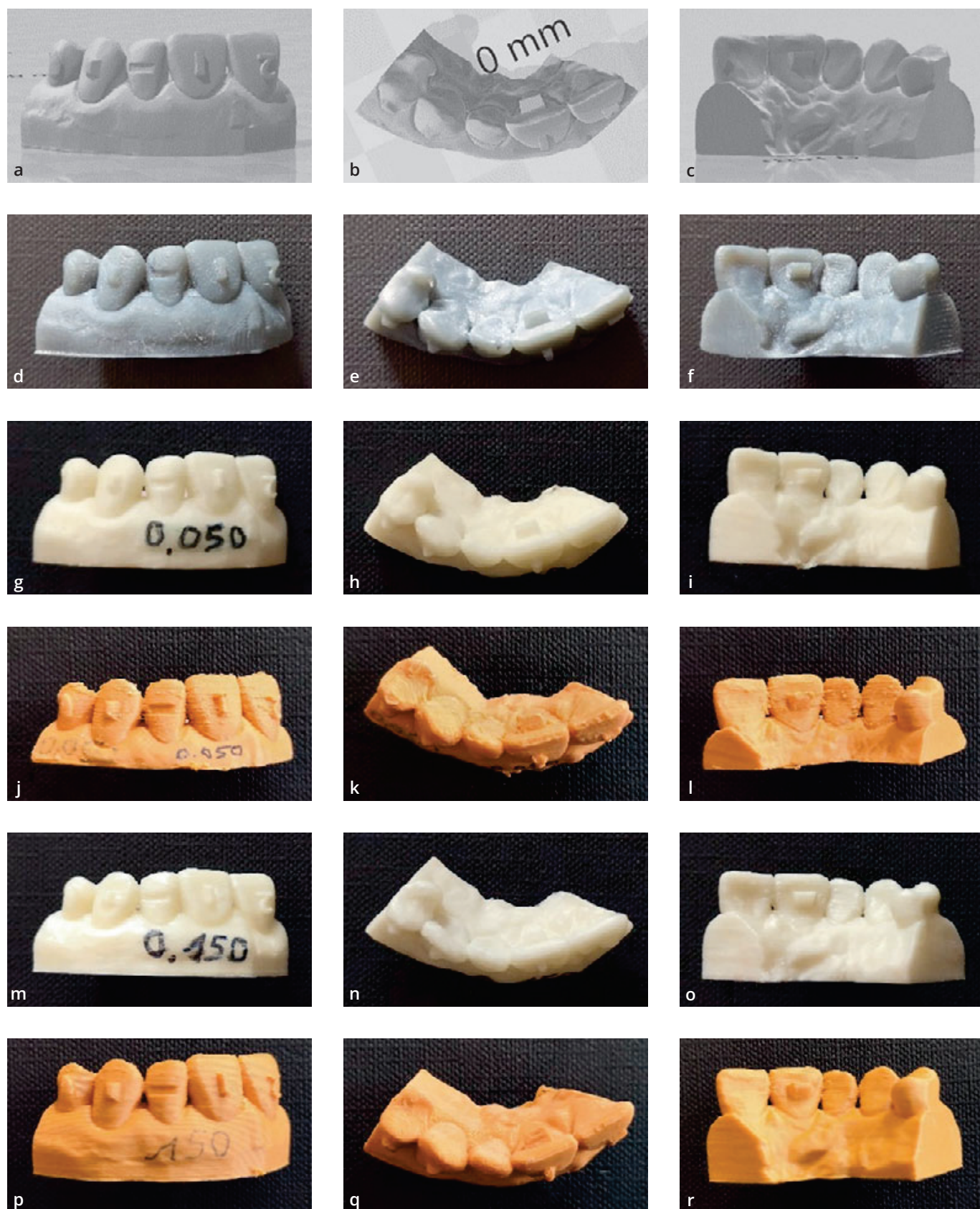
To examine the quality of the models printed using FFF, a maxillary arch was taken from a randomly selected digital dental model and modified in OnyxCeph 3D Lab (Image Instruments, Chemnitz, Germany) by slicing at the bottom of the gingiva and distally from the maxillary right first premolar and maxillary left central incisor. Subsequently, additive attachments and a subtractive recess were added to this sectioned digital model. With the aid of the resulting master STL file (Fig 2), two identical physical models with a layer height of 20.0  $\mu\text{m}$  were printed using DLP technology (SprintRay, Los Angeles, CA, USA, with die and model resin provided by the same company) (Fig 2), representing the control group. Then, 18 sectioned maxillary models were produced with FFF printing (TEVO Tornado, TEVO 3D Electronic Technology, Zhanjiang, China) with two different biopolymers: the polylactide PLA NX2 and the lignin-based polymer Green-TEC PRO (Extrudr, Lauterach, Austria) (Fig 2), each divided into nine different groups: 50.0  $\mu\text{m}$ , 80.9  $\mu\text{m}$ , 100.0  $\mu\text{m}$ , 150.0  $\mu\text{m}$ , 161.8  $\mu\text{m}$ , 200.0  $\mu\text{m}$ , 250.0  $\mu\text{m}$ , 300.0  $\mu\text{m}$  and 332.6  $\mu\text{m}$ .

All the physical maxillary models were then digitised using a 3D model scanner (S600 Arti, Zirkonzahn, Gais, Italy,

resolution 10  $\mu\text{m}$ ) to produce stereolithography (STL) test files. Utilising GOM Inspect 2019 (GOM, Braunschweig, Germany), the test files were superimposed onto the STL master file with the aid of an automated best fit algorithm matching the two virtual models according to the characteristics of the teeth. Applying the module "Surface comparison to CAD", the accuracy was evaluated using measurement tools analysing 101671-point deviations, and also visually, using a continuous colour spectrum. Blueish nuances revealed deficiencies of the scanned model surface in comparison to the master file, whereas reddish nuances indicated an excess of scanned material and green indicated measurement agreement. With reference to previous studies<sup>3,8,11,12</sup>, the critical threshold was set at 0.25 mm. Using the inspection tool, arithmetic mean (AM), standard deviation (SD), minimum absolute deviation and maximum absolute deviation were calculated. These values were gained by measuring the orthogonal distance between the corresponding points of the CAD polygon mesh and the point cloud of the test file. Subsequently, reports were drawn up from each 3D superimposition, including colour maps and measurement data (Figs 3 and 4). In the interest of examining the reliability of the 3D superimposition method of measurement, all the test files that originated from the models printed using FFF and lignin-based polymer were measured twice.

## Statistical analysis

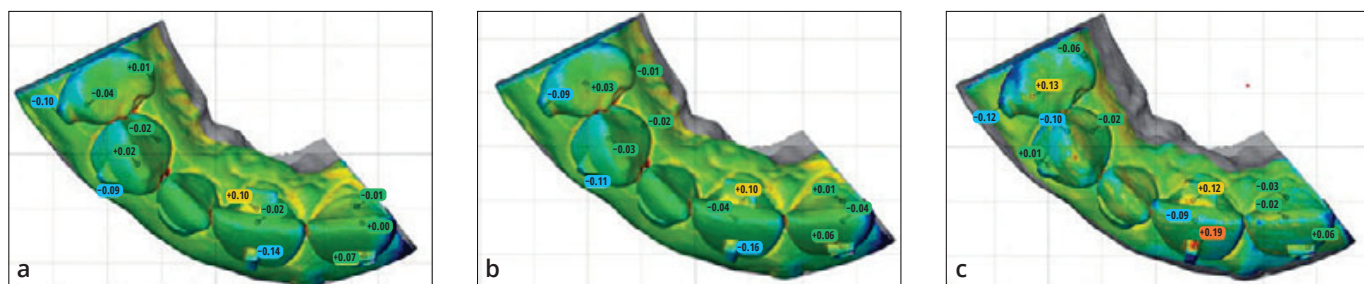
To evaluate the trueness of the dental models produced, the AMs of the deviation of the corresponding points of the superimposed surfaces of the test and master files were analysed. Precision was estimated by assessing the SD of the discrepancy between the compared surfaces of the files. For further evaluation, the percentage of points within the critical bounds of  $\pm 0.25$  mm and within the nominal bounds of  $\pm 0.05$  mm were analysed based on the normality of measurement points<sup>13</sup>. With the aid of the colour map analysis of the 3D superimposition, information was gained concerning the location and degree of deviation or congruence of the corresponding surfaces. Reliability was evaluated using SPSS Statistics (version 26 2019, IBM, Armonk, NY, USA). First, the intraclass correlation coefficient (ICC) of repeated measurements for a single observer on the basis of absolute agreement was calculated. Second, the Dahlberg error was analysed to assess variability due to technical inconsistencies.



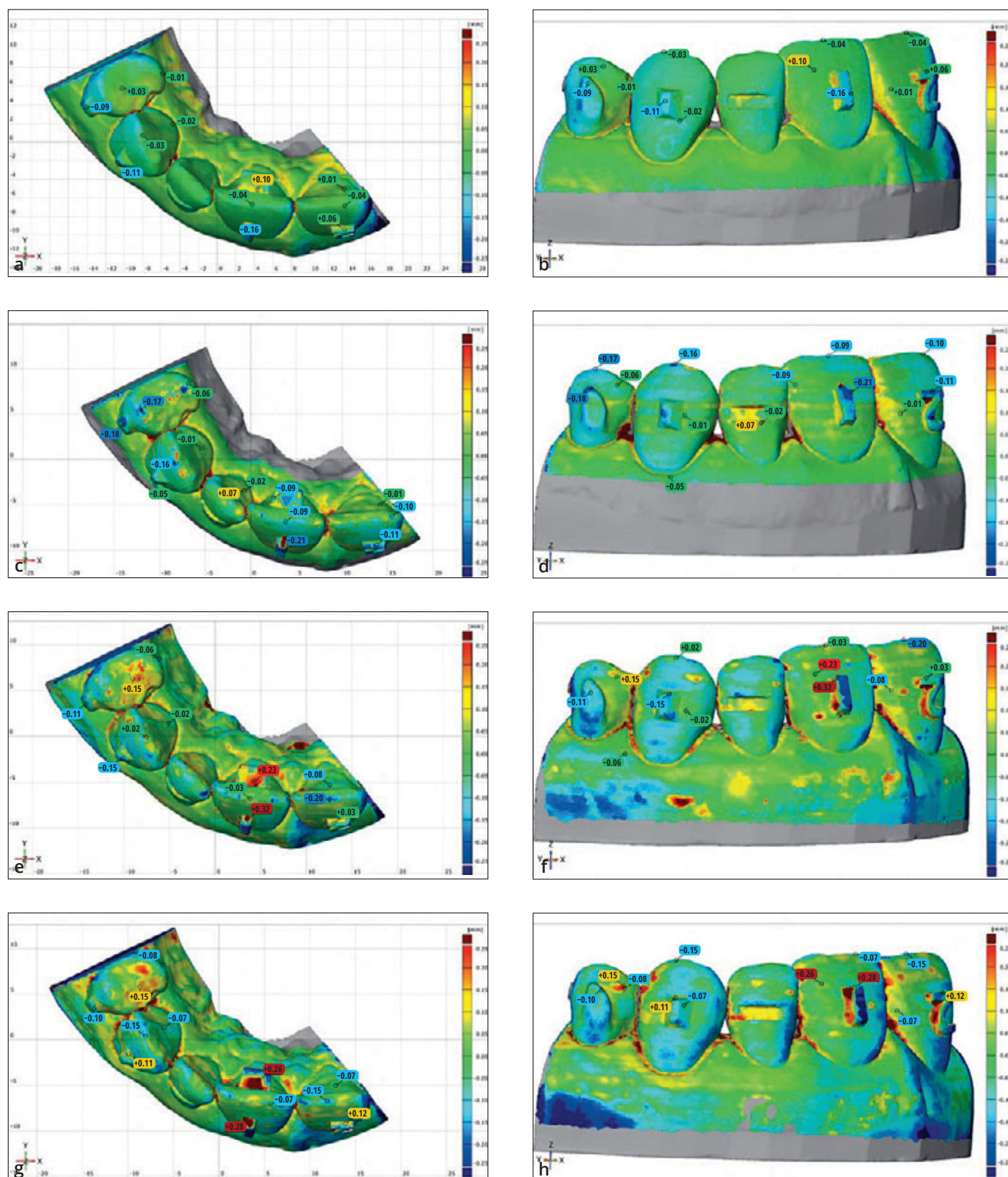




Figs 2a to x Sectioned maxillary dental model: (a to c) STL master file; (d to f) DLP control model (layer height 20.0  $\mu\text{m}$ ); (g to i) Lignin-based model (layer height 50.0  $\mu\text{m}$ ); (j to l) Polylactide model (layer height 50.0  $\mu\text{m}$ ); (m to o) Lignin-based model (layer height 150.0  $\mu\text{m}$ ); (p to r) Polylactide model (layer height 150.0  $\mu\text{m}$ ); (s to u) Lignin-based model (layer height 300.0  $\mu\text{m}$ ); (v to x) Polylactide model (layer height 300.0  $\mu\text{m}$ ).



Figs 3a to c 3D superimposition colour map analysis of test files and CAD reference file: (a) DLP control model (layer height 20.0  $\mu\text{m}$ ); (b) Lignin-based model (layer height 100.0  $\mu\text{m}$ ); (c) Polylactide model (layer height 100.0  $\mu\text{m}$ ).



Figs 4a to h 3D superimposition colour map analysis of FFF printed lignin-based dental model with different layer heights and CAD reference file: (a and b) Layer height 100.0 µm; (c and d) Layer height 150.0 µm; (e and f) Layer height 200.0 µm; (g and h) Layer height 250.0 µm.



Table 2 Reliability of 3D superimposition method of measurement in GOM Inspect 2019 for AM and SD

Layer height (µm)	AM measurement 1 (mm)	AM measurement 2 (mm)	SD measurement 1 (mm)	SD measurement 2 (mm)
50.0	-0.03	-0.03	0.11	0.11
80.9	-0.04	-0.04	0.10	0.10
100.0	-0.03	-0.03	0.09	0.09
150.0	-0.04	-0.04	0.10	0.10
161.8	-0.03	-0.03	0.10	0.10
200.0	-0.03	-0.02	0.12	0.11
250.0	-0.03	-0.03	0.12	0.12
300.0	-0.02	-0.02	0.12	0.12
332.6	-0.02	-0.02	0.13	0.13
Dahlberg error (mm)	0.002357		0.002357	
ICC (absolute agreement)	0.900		0.967	

## Results

The reliability examination of the 3D analysis is shown in Table 2. From the values of the intraobserver ICCs (ICC AM 0.9; ICC SD 0.967), it can be stated that the applied measurement method via 3D superimposition has high reliability. Moreover, having quantified the technical measurement error by implementing the Dahlberg formula (Dahlberg error AM  $\approx$  0.002 mm; Dahlberg error SD  $\approx$  0.002 mm), the excellent suitability of 3D analysis using GOM Inspect is reinforced.

The outcome of the comparison of the 3D superimposition of test and source files is summarised in Table 3. Further statistical calculations of the percentage of points within nominal bounds for the lignin-based polymer models printed using FFF and the DLP control group are presented in Table 4.

Examining the parameters of accuracy, namely the AM, SD and percentage of points within the critical bounds, the overall differences between the experimental groups (FFF printed lignin-based polymer, FFF printed polylactide and DLP control group) were determined (Table 3).

The AM of the deviation of the corresponding points of the superimposed surfaces ranged from -0.04 to -0.01 mm in the groups that used FFF printing and from -0.02 to -0.01 mm in the DLP control group. Concerning trueness, FFF printed models seemed to have smaller overall dimensions<sup>10</sup>, whereas those fabricated using DLP printing only had slightly smaller dimensions.

In terms of precision, the lignin-based polymer models printed using FFF displayed overall lower SDs and a higher amount of measurement points within the critical bounds of  $\pm$  0.25 mm than the polylactide models printed using FFF (Table 3, Fig 3). When compared to the DLP control group, the precision requirements were only met by lignin-based models with layer heights between 80.9 and 161.8 µm considering the SD and percentage of points within the critical bounds (> 98%). Moreover, all the lignin-based models printed using FFF, with the exception of the model with a layer height of 332.6 µm, had over 95% of points within the critical bounds, displaying a high level of consistency over a wide range of layer heights (50.0 to 300.0 µm). Interestingly, only the FFF printed polylactide model with a layer height of 250.0 µm also met these requirements.

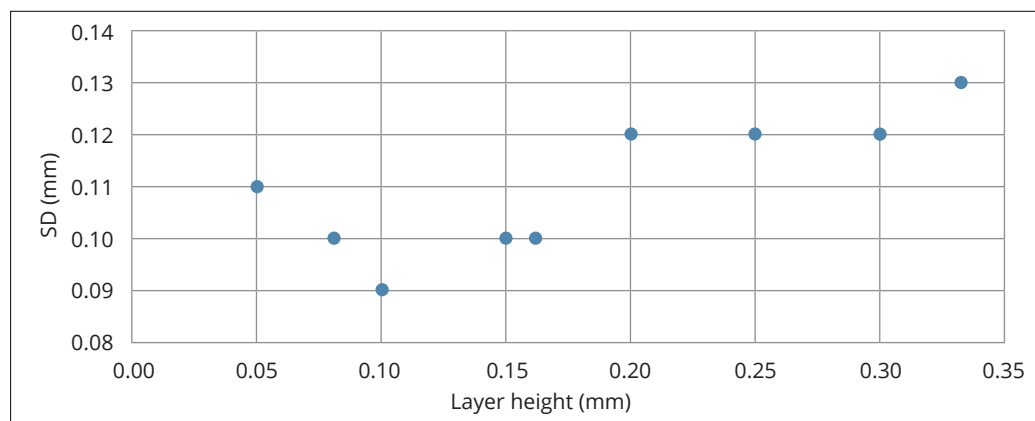


**Table 3** Measurement data for the 3D superimposition and percentage of points within the critical bounds as a function of layer height, technology and material of the dental models studied

Material/technology	Layer height (µm)	AM (mm)	SD (mm)	Points within critical bounds ± 0.25 mm (%)
Lignin-based/FFF	50.0	-0.03	0.11	97.18
	80.9	-0.04	0.10	98.02
	100.0	-0.03	0.09	99.18
	150.0	-0.04	0.10	98.02
	161.8	-0.03	0.10	98.35
	200.0	-0.03	0.12	95.65
	250.0	-0.03	0.12	95.65
	300.0	-0.02	0.12	96.04
	332.6	-0.02	0.13	94.28
Poly-lactide/FFF	50.0	-0.01	0.22	74.31
	80.9	-0.02	0.19	80.91
	100.0	-0.03	0.18	82.94
	150.0	-0.02	0.20	78.64
	161.8	-0.02	0.20	78.64
	200.0	-0.02	0.21	76.58
	250.0	-0.03	0.12	95.65
	300.0	-0.03	0.24	70.02
	332.6	-0.03	0.15	89.85
Control group/DLP	20.0	-0.01	0.10	98.58
	20.0	-0.02	0.10	98.71

**Table 4** Comparison of models printed using FFF with lignin-based polymer and the DLP control group based on the percentage of points within the nominal bounds

Material/technology	Layer height (µm)	Points within nominal bounds ± 0.05 mm (%)
Lignin-based/FFF	50.0	33.87
	80.9	35.57
	100.0	40.04
	150.0	35.57
	161.8	36.74
	200.0	31.61
	250.0	31.61
	300.0	31.77
	332.6	29.64
Control group/DLP	20.0	37.59
	20.0	38.11



**Fig 5** Relation between layer height and SD with an increase below 100.0 µm and above 100.0 µm through the example of FFF printed lignin-based models.





After examining the influence of Z-resolution in each of the experimental groups, some assumptions can be made (Table 3). In the lignin-based group, the most accurate and precise values were reached at a layer height of 100.0  $\mu\text{m}$  (AM  $-0.03$  mm; SD 0.09 mm; 99.18% of data points within the critical bounds and 40.04% within the nominal bounds), even surpassing the precision parameters of the DLP control group (Table 4). In contrast, the lowest consistency was found at a layer height of 332.6  $\mu\text{m}$  (AM  $-0.02$  mm; SD 0.13 mm; 94.28% of data points within the critical bounds). Interestingly, the best results for consistency in the FFF printed polylactide group were observed at a layer height of 250.0  $\mu\text{m}$  (SD 0.12 mm, 95.65% of data points within the critical bounds), whereas polylactide models with a layer height of 300.0  $\mu\text{m}$  (AM  $-0.03$  mm, SD 0.24 mm, 70.02% of data points within the critical bounds) were the least accurate in their experimental group.

Analysing the SD independently of the layer height of the lignin-based models printed using FFF, an increase in SD was observed as layer height increased from 100.0 to 332.6  $\mu\text{m}$  (Figs 4 and 5), whereas the SD decreased as layer height increased from 50.0 to 100.0  $\mu\text{m}$ . Aside from the correlation between layer height and SD, a dependence was also observed between trueness and layer height in the lignin-based group, representing a slightly increasing AM with increasing layer height. In the FFF printed polylactide group, a similar relation was found between SD and layer height with the exception of layer heights of 250.0 and 332.6  $\mu\text{m}$  (Table 3).

With the aid of the colour map analysis (Figs 3 and 4), the extent and location of the deviation of the corresponding surfaces of the test and source file could be explored. Greenish areas indicated an excellent match of the compared surfaces within the tolerated bounds, a transition into blue nuances indicated deficiencies or smaller dimensions of the tested surface in relation to the source file, and reddish areas represented an excess of scanned material. Generally, very precise greenish areas were found on cusp slopes and vestibular and oral smooth surfaces. Blueish colour patches were detected interdentally, at the cervix dentis and incisal edges, and on the vestibular, oral, mesial and gingival attachment surfaces. Reddish nuances, namely excessive dimensions, were found on the occlusal and distal attachment areas, occlusal fissures, cusp tips, cavity surfaces, and interdentally.

## Discussion

The present study assessed the influence of layer height on the accuracy of FFF printed dental models applying a 3D superimposition and investigated the clinical suitability of FFF printing by comparing the printing quality to DLP, the gold standard.

When assessing trueness and precision, the model in printed, scanned and STL file form was compared to the source file, measuring point deviations between the test and master file in both negative and positive directions. Taking the Dahlberg error and the intraobserver ICC into account, an excellent measurement method can be ascertained (Table 2); however, additional sources of error were encountered during the scanning process that were not inspected in the present study. First, since the model scan utilised a light beam that dispersed linearly, certain locations were at greater risk of scanning error, such as obscured surfaces, namely occlusal grooves, interdental spaces and retractions on attachments<sup>10,14</sup>. Thus, to avoid artefacts, scanning images taken from different angles were combined. Second, the transformation of the scan data into an STL file may have caused errors due to data conversion<sup>10</sup>. Nonetheless, the clinical suitability of the S600 Arti model scanner was proven in a previous study<sup>15</sup>.

Interestingly, the increase in accuracy that was anticipated to occur with a decrease in layer height, i.e., an increase in Z-resolution, did not entirely occur with the FFF printed sequential dental models. With the lignin-based group in particular, a continuous improvement in accuracy with regard to SD and the percentage of points within critical bounds was noted as layer height decreased within the range of 336.2 to 100.0  $\mu\text{m}$  (Table 3). When layer height decreased beyond 100.0  $\mu\text{m}$ , however, accuracy also decreased (Fig 5). In general, there appeared to be an optimal layer height of 100.0  $\mu\text{m}$  in the lignin-based group, which was not found in the highest Z-resolution recommended in the manufacturer's instructions for the FFF printer. This may have been because, on the one hand, reducing the height of each layer leads to an increase in the number of layers and heightens the risk of printing errors such as artefacts or failure during the printing process itself<sup>8</sup>. To illustrate this point, a layer height of 50.0  $\mu\text{m}$  has six times more layers than a dental cast with a layer height of 300.0  $\mu\text{m}$ , and the former increases the likeli-



hood of printing errors simply due to the additional number of layers to be printed. On the other hand, the FFF printer used exhibited obvious difficulties in pulling the previous layers from the printing platform due to an inaccurate distance between the nozzle and the platform at the beginning of the printing process when printing smaller layer heights such as 50.0 and 80.9  $\mu\text{m}$ . It was difficult to level the print bed in first layer distances under 100.0  $\mu\text{m}$  in practical handling, even if the printer being used was equipped with an auto-levelling system (BLTouch, Antclabs, Seoul, South Korea).

Comparing the accuracy between both FFF printed experimental groups with regard to printing material, models made from lignin-based polymer had a consistently lower SD and thus more measurement points within the clinical bounds than the PLA models (Table 3, Fig 3); as such, the printing material also seemed to affect accuracy. A previous study found that both polylactide and lignin-based polymers have excellent printing properties<sup>16</sup>. Differences could arise due to temperature resistance, as indicated on the data sheets for the materials provided by the manufacturer<sup>17,18</sup>. The lignin-based polymer Green-TEC PRO received a maximum of 10 points for temperature resistance according to the data sheet, whereas the polylactide PLA X2 only received 4 points<sup>17,18</sup>. Likewise, the lignin-based polymer scored slightly higher in the categories of impact resistance and maximum stress than the polylactide did. Equal values were recorded for visual quality, layer adhesion and elongation at break. In general, better accuracy seemed to arise due to the better material attributes of the lignin-based polymer utilised<sup>17,18</sup>.

In terms of clinical suitability, it would be interesting to know how accurate and precise dental casts need to be to ensure the delivery of successful orthodontic therapy with aligners; however, there is currently no consensus concerning accuracy. Previous studies set limits of clinical agreement ranging from 0.2 to 0.5 mm<sup>19-21</sup>. Given that a considerable number of previous studies set their clinical threshold at 0.25 mm<sup>3,5,8,10-12</sup>, the present study did the same. One reason for which a deviation of 0.25 mm was accepted was that the American Board of Orthodontics Grading System (ABO-OGS), established to evaluate dental casts for finished orthodontic treatments, considers a deviation of up to 0.50 mm to be clinically suitable in terms of alignment and marginal ridges<sup>3,22</sup>. The 3D superimposition

algorithm applied compared the point deviations of corresponding surfaces, whereby a maximum deviation of 0.25 mm in both a positive and negative direction would equal a linear deviation of 0.50 mm maximum according to the ABO-OGS. Nonetheless, further studies are required to define a reasonable boundary for clinical suitability depending on the actual incoming transmission of tooth movement from the printed dental model to the vacuum-formed aligner.

The advantages of FFF printing are the cost-effective acquisition and maintenance of the printer, high variability and duration of the printing materials, ease of handling, time effectiveness in production and adequate reliability of the printing results<sup>2</sup>. Moreover, increased layer height offers significant economic benefits due to the slightly lower filament consumption and exponentially shorter printing times (Fig 1)<sup>4</sup>. Thus, printing time doubles when layer height decreases from 100.0 to 50.0  $\mu\text{m}$ ; as such, the total production time for nine 50.0- $\mu\text{m}$  dental models would be 44 hours and 58 minutes, whereas printing the same number of models with a layer height of 100.0  $\mu\text{m}$  would take half the time, namely 22 hours and 28 minutes. For a layer height of 300.0  $\mu\text{m}$ , printing nine models would take no longer than 7 hours and 31 minutes, which is six times less time than that required to print nine models with a layer height of 50.0  $\mu\text{m}$  (Table 1).

Although printing dental models with a high Z-resolution such as 50.0  $\mu\text{m}$  is a more time-consuming process, it is not necessarily justified by proportionally higher accuracy. Despite the fact that the most accurate and precise printing result in the present study was found in the lignin-based group at a layer height of 100.0  $\mu\text{m}$  (AM -0.03 mm; SD 0.09 mm; 99.18% of data points within the critical bounds and 40.04% within the nominal bounds), the benefit gained in accuracy was not in reasonable proportion to a printing time over 1.5 times longer compared to a layer height of 161.8  $\mu\text{m}$  (AM 0.03 mm; SD 0.10 mm; 98.35% of data points within the critical bounds and 36.74% within the nominal bounds). Based on this, it would be interesting to determine whether even models with a layer height of 300.0  $\mu\text{m}$  (AM -0.02 mm; SD 0.12 mm; 96.04% of data points within the critical bounds and 31.77% within the nominal bounds) transform adequate forces to the tooth using vacuum-formed aligners. Further research is required for clarification.





A clinical study by Davis et al<sup>23</sup> focused on the potential health concerns arising from volatile gases and particles during the FFF printing process. The commonly determined hazardous volatile compounds emitted by FFF printers were formaldehyde, a human carcinogen; styrene and methylene chloride, considered probably carcinogenic for humans; and toluene, a toxic hydrocarbon<sup>23</sup>. Nevertheless, the total volatile air compound emissions (TVOC ERs) were generally two orders of magnitude lower than those from dry process copiers, laser printers and personal computers<sup>23</sup>. Among the analysed printing filaments, namely nylon, acrylonitrile butadiene styrene, high impact polystyrene, polyvinyl alcohol and polylactic acid, the latter released the least TVOC ERs, and was the only one whose primary emitted monomer, lactide, was not considered a health risk<sup>23</sup>. Thus, an enclosed printer with an air filtration system may be recommended.

In terms of environmental longevity, polylactide and lignin-based polymer are excellent printing materials due to the quantity of renewable resources they contain. Furthermore, both filaments are biodegradable to some degree; indeed, the manufacturer's specifications state that the lignin-based polymer is compostable<sup>17,18</sup>, although no time span is indicated for this.

Overall, FFF printing with cost-efficient, high quality and environmentally sustainable printing filaments represents an ingenious additive technology to be used in aligner orthodontics.

## Conclusions

Considering the limitations of the system studied, it can be concluded that layer height affects accuracy and precision, but that other parameters, such as printing materials and settings, influence the results of FFF printing. A higher Z-resolution does not necessarily lead to higher accuracy and precision; rather, there seems to be an optimum range of layer heights depending on FFF print settings and material. In the present study, the lignin-based polymer was shown to be an excellent FFF printing material with an optimum layer height of 100.0 µm, even surpassing the precision requirements of the DLP printing control group.

FFF printing is a high quality, cost-effective and sustainable technology for producing aligner models with respect

to optimised layer height, print settings and material. Indeed, a higher layer height results in a higher printing velocity and thus exponentially shorter printing times (Fig 1, Table 1). The optimal layer height with regard to accuracy and precision in printing is approximately 100.0 µm. For FFF printing, a lower layer height offers no advantages in terms of accuracy, but rather leads to long printing times and thus non-efficient print loads. Ultimately, a Z-resolution lower than 100.0 µm does not seem to yield any economic or clinical benefit. Moreover, dental models printed using FFF with layer heights higher than 100.0 µm show barely any loss of accuracy within a certain range. It would be interesting to investigate how the high precision of FFF printed models correlates with the clinical efficacy of orthodontic aligners. Thus, future studies are required to determine the minimum effective layer height that transforms optimal forces onto the teeth using vacuum-formed aligners.

## Declaration

The authors declare these are no conflicts of interest relating to this study.

## References

1. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod* 2014;48:475-485.
2. Pérez M, Medina-Sánchez G, García-Collado A, Gupta M, Carou D. Surface quality enhancement of fused deposition modeling (FDM) printed samples based on the selection of critical printing parameters. *Materials (Basel)* 2018;11:1382.
3. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop* 2019;80:194-204.
4. Kamio T, Hayashi K, Onda T, et al. Utilizing a low-cost desktop 3D printer to develop a "one-stop 3D printing lab" for oral and maxillo-facial surgery and dentistry fields. *3D Print Med* 2018;4:6.
5. Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145:108-115.
6. Brown GB, Currier GF, Kadioglu O, Kierl JP. Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018;154:733-739.
7. Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A. A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *Angle Orthod* 2017;87:782-787.
8. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2017;152:557-565.



9. Loflin WA, English JD, Borders C, et al. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019;156:283–289.
10. Lee KY, Cho JW, Chang NY, et al. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod* 2015;45:217–225.
11. Camardella LT, Breuning H, Vilella OV. Are there differences between comparison methods used to evaluate the accuracy and reliability of digital models? *Dental Press J Orthod* 2017;22:65–74.
12. Shahbazian M, Jacobs R, Wyatt J, et al. Accuracy and surgical feasibility of a CBCT-based stereolithographic surgical guide aiding autotransplantation of teeth: In vitro validation. *J Oral Rehabil* 2010;37:854–859.
13. Krey KF, Schicker P, Schwahn C, Eigenwillig P. Biologische Realität computergeplanter Zahnbewegungen mit Alignern – eine multizentrische, prospektive Untersuchung. *Spitzenforschung in der Zahnmedizin* 2017;96-516:42–51.
14. Bibb R, Freeman P, Brown R, Sugar A, Evans P, Bocca A. An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 2000;214:589–594.
15. Ryakhovskiy AN, Kostyukova VV. Comparative analysis of 3D data accuracy of single tooth and full dental arch captured by different intraoral and laboratory digital impression systems [in Russian]. *Stomatologiya (Mosk)* 2016;95:65–70.
16. Corteville F, Krey KF, Ratzmann A. Optimizing FFF-3D-printing for aligner orthodontics – Printing materials. *IPJ* 2020;4:2354.
17. Extrudr. GreenTEC-Pro Material Data Sheet. [https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/green-tec-pro-natur\\_2286/](https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/green-tec-pro-natur_2286/). Accessed 6 April 2020.
18. Extrudr. PLA NX2 Material Data Sheet. [https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/pla-nx2-orange\\_1978/](https://www.extrudr.com/en/products/catalogue/pla-nx2-orange_1978/). Accessed 6 April 2020.
19. Schirmer UR, Wiltshire WA. Manual and computer-aided space analysis: A comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997;112:676–680.
20. Hirogaki Y, Sohmura T, Satoh H, Takahashi J, Takada K. Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping. *IEEE Trans Med Imaging* 2001;20:1093–1101.
21. Halazonetis DJ. Acquisition of 3-dimensional shapes from images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:556–560.
22. Casco JS, Vaden JL, Kokich VG, et al. Objective grading system for dental casts and panoramic radiographs. *American Board of Orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:589–599.
23. Davis AY, Zhang Q, Wong JPS, Weber RJ, Black MS. Characterization of volatile organic compound emissions from consumer level material extrusion 3D printers. *Build Environ* 2019;160:1–20.

## **6.2 Publikation 2**

**“Fused filament fabrication (FFF): influence of layer height on forces  
and moments delivered by aligners - an in vitro study”**

**Claudia Spanier, Christian Schwahn, Anja Ratzmann, Karl-Friedrich Krey**

Clinical Oral Investigations

<https://doi.org/10.1007/s00784-023-04912-8>



# Fused filament fabrication (FFF): influence of layer height on forces and moments delivered by aligners—an in vitro study

Claudia Spanier<sup>1</sup> · Christian Schwahn<sup>2</sup> · Karl-Friedrich Krey<sup>1</sup> · Anja Ratzmann<sup>1</sup>

Received: 3 May 2022 / Accepted: 3 February 2023  
© The Author(s) 2023

## Abstract

**Objectives** To investigate the effect of layer height of FFF-printed models on aligner force transmission to a second maxillary premolar during buccal torquing, distalization, extrusion, and rotation using differing foil thicknesses.

**Materials and methods** Utilizing OnyxCeph<sup>3</sup>™ Lab (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Germany, Release Version 3.2.185), the following movements were programmed for the second premolar: buccal torque (0.1–0.5 mm), distalization (0.1–0.4 mm), extrusion (0.1–0.4 mm), rotation (0.1–0.5 mm), and staging 0.1 mm. Via FFF, 91 maxillary models were printed for each staging at different layer heights (100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm, 300 µm). Hence, 182 aligners, made of polyethylene terephthalate glycol (PET-G) with two thicknesses (0.5 mm and 0.75 mm), were prepared. The test setup comprised an acrylic maxillary model with the second premolar separated and mounted on a sensor, measuring initial forces and moments exerted by the aligners. A generalized linear model for the gamma distribution was applied, evaluating the significance of the factors layer height, type of movement, aligner thickness, and staging on aligner force transmission.

**Results** Foil thickness and staging were found to have a significant influence on forces delivered by aligners, whereas no significance was determined for layer height and type of movement. Nevertheless, at a layer height of 150 µm, the most appropriate force transmission was observed.

**Conclusions** Printing aligner models at particularly low layer heights leads to uneconomically high print time without perceptible better force delivery properties, whereas higher layer heights provoke higher unpredictability of forces due to scattering. A z-resolution of 150 µm appears ideal for in-office aligner production combining advantages of economic print time and optimal force transmission.

**Keywords** 3D printing · Force · Fused filament fabrication · In-office aligner · Layer height

## Introduction

The Digital Revolution has yielded to the tremendous development of 3D printing reaching back to the early 1980s [1], when the Japanese automobile designer Hideo Kodama first described additive manufacturing [2]. Ever since, the Alaska bald eagle “Beauty”, who lost most of his beak by a poacher’s shot, was able to nourish himself again with the aid of a 3D-printed beak [3].

And 3D-printed prosthetic hands connecting brain impulses via sensors facilitate everyday life of humans, who have lost hands [3]. Moreover, organs, cartilage, and bone 3D bioprinting are well-advanced [1, 4], and NASA is creating 3D-printed prototypes of devices for future space missions [3].

The Digital Revolution is transforming the orthodontic spectrum as well, resulting in a digital workflow including scan, digital treatment planning, and last but not least 3D printing. Using 3D-printing technological creativity has no limits, and orthodontic in-office production of aligner is beginning to flourish.

Despite all the inventive spirit and vast possibilities, the orthodontist has to pay attention to the profitability of his practice. Regarding the different types of 3D printing, namely stereolithography (SLA), digital light processing (DLP), polyjet photopolymer printing (PPP), and fused filament fabrication (FFF), the latter represents the most cost-effective and widest spread technique [1, 5]. Focusing on FFF, layer height

✉ Karl-Friedrich Krey  
kreyk@uni-greifswald.de

<sup>1</sup> Department of Orthodontics and Craniofacial Orthopedics, University Medicine Greifswald, 17475 Greifswald, Germany

<sup>2</sup> Department for Prosthodontics, Gerostomatology and Biomaterials, University Medicine Greifswald, Greifswald, Germany

is playing a crucial role in modulating manufacturing costs, since increasing layer height leads to exponentially shorter print time, less amount of filament to be used, and thus lowers modeling costs during in-office aligner production [5, 6].

Previous studies have already proven the clinical suitability of FFF in dentistry fields [5, 6]. Moreover, Kamio et al. found no significant geometric decrease in accuracy with increasing layer heights of FFF-printed mandibular jaws varying from 200 to 500  $\mu\text{m}$ . A recent study [6] concluded that there was an optimum range of layer height and found 100  $\mu\text{m}$  being the optimum layer height for lignin-based FFF-printed models, resembling accuracy and precision of DLP models with a layer height of 20  $\mu\text{m}$ . FFF with  $z$ -resolutions higher than 100  $\mu\text{m}$  were found to further reduce accuracy and precision accompanied by the disadvantages of overall increasing modeling costs.

This study takes one step further ahead, investigating the impact of layer height of FFF-printed models on force delivery of orthodontic aligner to a second upper premolar to optimize in-office aligner production clinically and economically. Moreover, the dependence of planned sequence step, type of movement, and aligner thickness on aligner force transmission was evaluated.

## Materials and methods

### Virtual planning and manufacturing of aligners

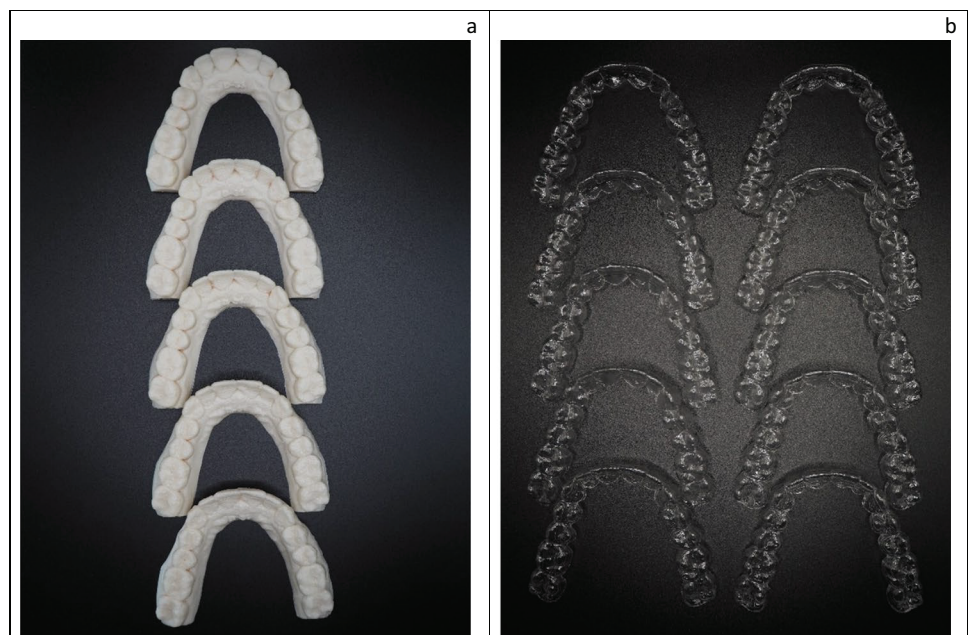
With the aid of OnyxCeph<sup>3</sup>™ Lab (Image Instruments GmbH, Chemnitz, Germany), a randomly chosen maxillary arch was digitally modified. Therefore, the following

setups for the left second premolar were planned virtually: (a) buccal torque 0.1–0.5 mm in 0.1-mm steps, (b) distalization 0.1–0.4 mm in 0.1-mm steps, (c) extrusion 0.1–0.4 mm in 0.1-mm steps, and (d) rotation 0.1–0.5 mm in 0.1-mm steps. The desired stages of tooth movement, including the initial situation, were exported via STL files and FFF printed (TEVO Tornado, TEVO 3D Electronic Technology, Zhanjiang, China; 0.4-mm nozzle) at different layer heights (100  $\mu\text{m}$ ; 150  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$ ) with a lignin-based polymer (Green-TEC PRO, Extrudr, Lauterach, Austria). Subsequently, 182 orthodontic aligners were manufactured according to the manufacturer's recommendations via vacuum forming (BIOSTAR®, SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Germany) with two different foil thicknesses (0.5 mm, 0.75 mm) of polyethylene terephthalate glycol (Duran+®; Scheu Dental GmbH, Iserlohn). All of them were finally cut up to the gingival margin. In the end, 90 active orthodontic aligner and 1 passive calibration aligner were created with a foil thickness of 0.5 mm and a thickness of 0.75 mm each; thus, in total, 182 aligners were formed (Fig. 1).

### Measurement apparatus

To investigate the force transmission to the second premolar via orthodontic aligners, a recently developed 3D-printable force-and-moment-measurement apparatus (M3DOMA) was applied [7] (Fig. 2). The measurement device consisted of two units: an upper part presenting the dental arch to be investigated, with every tooth being attached to an underlying column, and a lower part serving as a moment-and-force sensor (Nano 17, ATI Industrial Automation Inc.,

**Fig. 1** FFF-printed models with planned sequence step of 0.1 mm distalization at different layer heights and their corresponding aligners. **a** FFF models with different layer heights arranged from top to bottom: 100  $\mu\text{m}$ , 150  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$ . **b** Corresponding aligners arranged from up to bottom: 100  $\mu\text{m}$ , 150  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$  layer height; on the left 0.5 mm aligner series, on the right: 0.75 mm aligner series





Apex, North Carolina, USA). The maxillary arch from the upper part was digitized, converted into a STL file, and DLP printed (SHERAeco-print 30, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, Lemförde, Germany) at a layer height of 50  $\mu\text{m}$  [7]. The upper second premolar was separated mesially and distally to enable tooth movement induced by the seated test aligner. The moment-and-force sensors of the lower unit were interlinked to the tooth to be moved via columns. The sensors were connected to a computer with interposed amplifier. Forces and moments were measured at the tooth's estimated center of resistance calculated with the aid of the Jacobian matrix [7]. Data analysis was assessed by an individually created program via LabVIEW 2015 15.0f2 (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA) [7].

### Test procedure

Via computer program, the experimental setting was determined as follows: measurement frequency, as well as output frequency, was set at 100 Hz. The collected data should be displayed in the physical units N and N mm, respectively (Fig. 3).

For calibration, the passive aligner was seated on the test model at the beginning of each measurement cycle. As soon as the force and moment graphs for the tooth to be investigated settled at 0 N and 0 N mm, respectively, the actual measurement took place. Therefore, the active aligner was seated on the maxillary arch of the measurement apparatus. Subsequently, initial forces and moments transmitted on the second premolar were measured for 10 s. All active aligners were investigated as described.

### Statistical analysis

First, arithmetic means of all measurement data  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ , and  $M_z$  were calculated with the aid of Excel (Excel 2016, Microsoft Ireland Operations Limited, Dublin, Ireland). Statistical analyses were performed with R and R studio (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria). To identify influencing parameters on force

development, a generalized linear model with gamma distribution was selected and expanded with a post hoc ANOVA; significance level was set to 0.05.

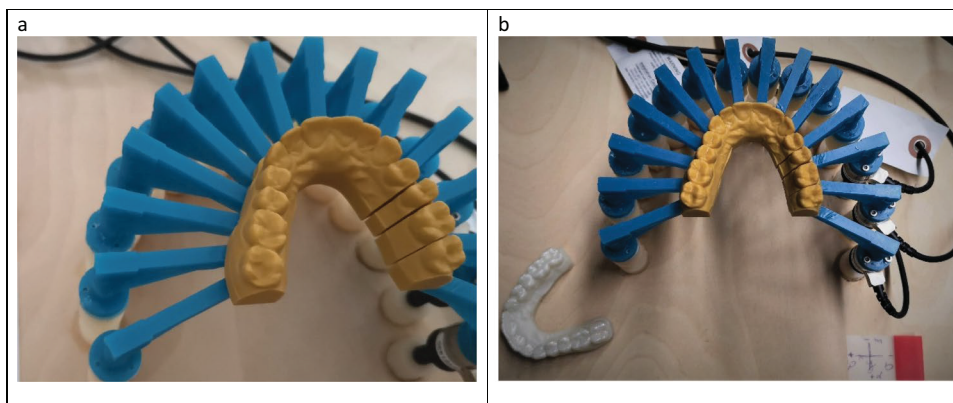
### Results

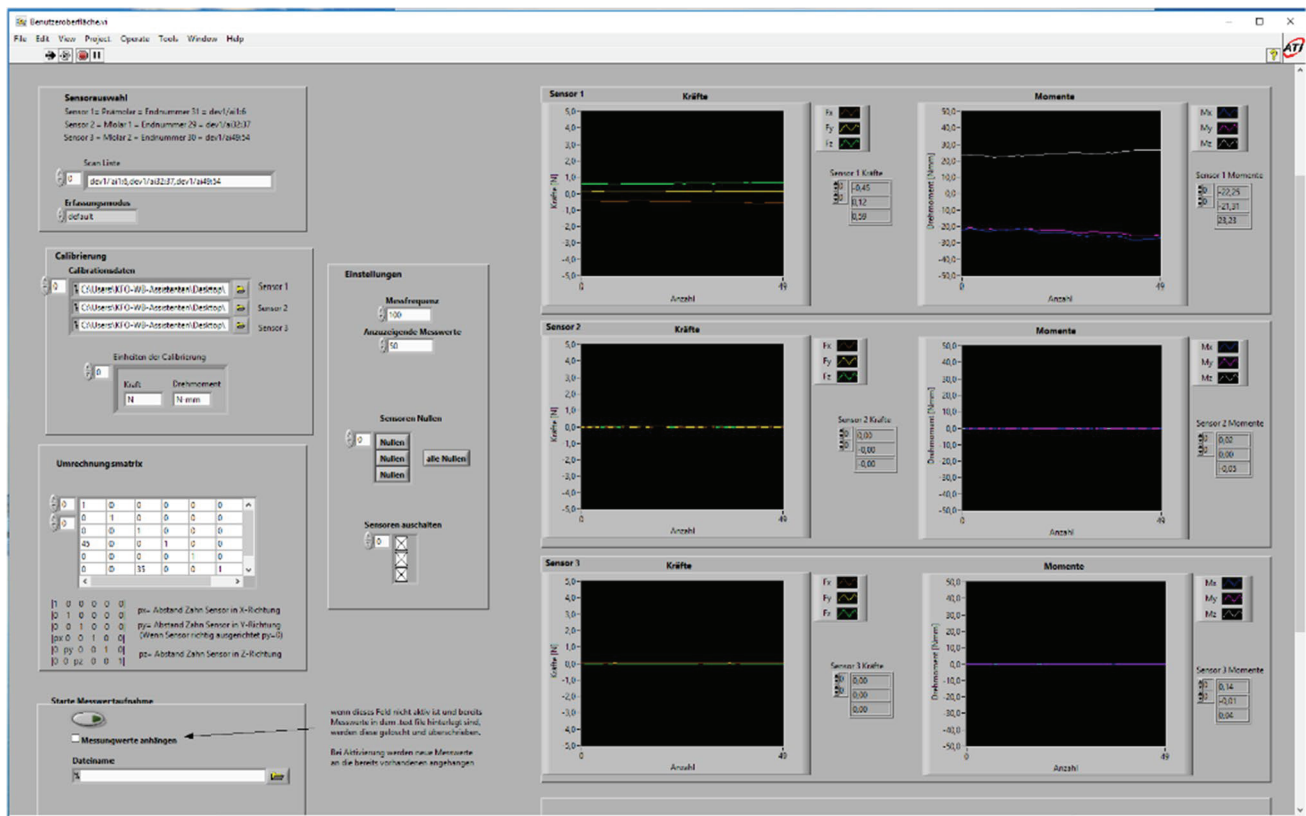
Experiments showed that it is possible to print dental models with the planned layer heights without any problems. As expected, the detail level decreases with increasing layer height. All aligner fitted sufficient on the measurement teeth.

Comparing the calculated arithmetic means for forces ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) and moments ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ), direct proportionality was assumed and reinforced by a correlation factor (Pearson) of 0.91 (Fig. 4). For purpose of simplification, the physical parameter moment was neglected. Instead, the resultant force vector, thus the vector sum of the forces  $F_x$ ,  $F_y$ , and  $F_z$ , was taken as a reference here.

Analyzing our measuring data to verify normal distribution and linearity, the following diagnostic plots were applied to the assumed statistical model (Fig. 5). The upper left scatterplot residuals versus fitted (Fig. 5a) would support the linear relationship if a horizontal graph without certain patterns was observed. Here, the assumption of linearity seemed doubtful. Normality was checked with the upper right normal probability plot (Q-Q plot) (Fig. 5b); the residual values should therefore follow the straight line — they did not; hence, non-normality of data was estimated. The scale location plot on the lower left (Fig. 5c) was supposed to show equally dispersed points along a horizontal line for constant variances. However, in this case, we saw heteroscedasticity of residuals. The fourth plot (Fig. 5d) depicts residuals versus factor levels to detect possible influential outliers and high leverage points which might affect the regression. In this case, the aligner numbers 116 (100- $\mu\text{m}$  layer height, 0.1-mm distalization, 0.75-mm foil thickness), 172 (250- $\mu\text{m}$  layer height, 0.2-mm rotation, 0.75-mm foil thickness), and 174 (250- $\mu\text{m}$  layer height, 0.4-mm rotation, 0.75-mm foil

**Fig. 2** Measurement apparatus M3DOMA. **a** 3D-printed maxillary model with tooth 25 separated. **b** Test apparatus with moment and force sensor 1 connected via column (blue) with tooth 25 — in the lower left, the calibration aligner seated on the corresponding model





**Fig. 3** User interface in LabVIEW with measurement output of the second premolar sensor

thickness) were assumed to have possible suspect measurement outcomes.

Since the assumption of normal distribution could be rejected, several statistic models were tested to describe the data set best [8].

Consequently, we found the most appropriate model to be a generalized linear model with the gamma distribution to evaluate the measurement data. Reasons for the assumption were characteristic non-normal distributed, continuous, positive skewed data [8]. Another advantage of the applied model was the ability to compare results by keeping the original scale. The influence of the independent parameters layer height, type of movement, aligner thickness, and staging was examined by the model of likelihood ratio test and the Wald test.

The summary of all investigated factors such as planned sequence, foil size, layer thickness, and the type of movement and their impact on the predicted resulting force vectors according to the implemented generalized linear model with gamma distribution is shown in Fig. 6.

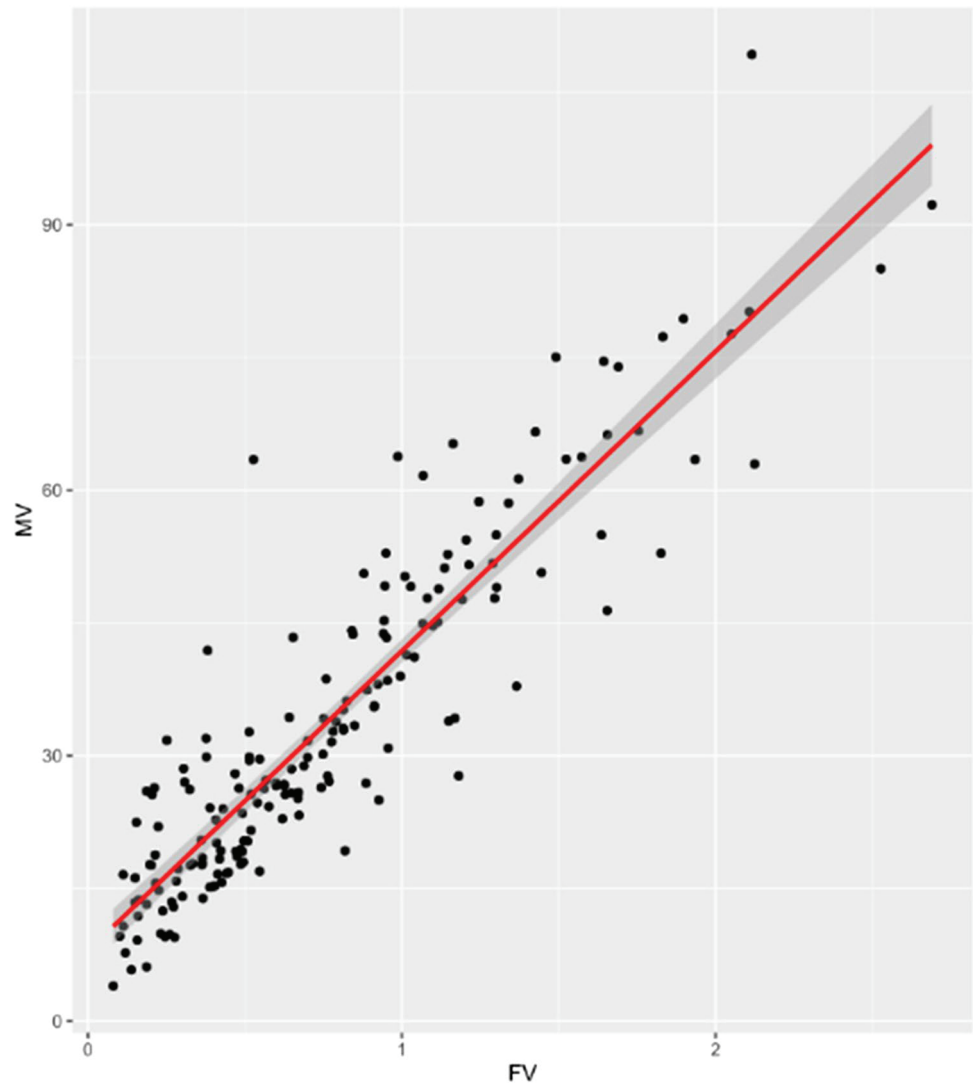
The upper left plot (Fig. 6a) depicts the variable planned sequence (0.1–0.5 mm), that is to say, the staging step and the predicted force vector. The greater the planned dimension of tooth movement, the greater the predicted transmitted forces. Moreover, with larger staging steps than 0.3 mm, scattering of predicted forces increased; hence, the predictability of the force magnitude acting on the tooth decreased.

Looking at the upper right plot (Fig. 6b) representing the influence of aligner foil thickness on the predicted forces, one could presume the following based on the applied statistical model: the higher the foil thickness of the aligner, the higher the sum of forces acting on the tooth. Likewise, there seemed to occur a slightly higher magnitude of force scattering with higher foil thickness.

Regarding the graph (Fig. 6c) displaying the relationship between layer height of the FFF-printed dental cast and the predicted forces, the subsequent assumptions could be drawn: firstly, the pattern of the graph is not as straightforward as the ones in the previous plots. The line of predicted values for force appears to run horizontally and rises slightly from a layer height of 200  $\mu\text{m}$ . Furthermore, the pattern of scattering seems to be smallest at layer heights of 150  $\mu\text{m}$  and 250  $\mu\text{m}$ .

The lower right plot (Fig. 6d) focuses on the parameter type of tooth planned movement about the predicted magnitude of the force acting on the tooth. Apparently, during distalization, the least amount of force was registered followed by buccal torque. On contrary, the highest magnitude of the force exerted by the investigated aligners was measured during extrusion followed by rotation. The scattering follows a similar pattern; it was found to be the least during distalization and the most during extrusion.

**Fig. 4** Plot diagram showing a strong correlation of measured moment vectors and force vectors



In the box plot (Fig. 7), the relation between the force vector and layer height of FFF-printed models is summarized. Similar to the previous observations concerning layer height and its impact on the exerted magnitude of force according to the applied generalized linear model, no clear pattern was recognized. Nonetheless, the force level and its scattering appeared to be the lowest at a layer height of 150  $\mu\text{m}$ . At layer heights smaller or higher than 150  $\mu\text{m}$ , both magnitude of the exerted force and its scattering increased. All in all, aligners originating from FFF-printed models with a layer height of 150  $\mu\text{m}$  seemed to transmit the most appropriate level of force onto the upper second premolar in our in vitro investigation.

The following graphical overview (Fig. 8) displays the particular  $p$ -value for every investigated parameter based on the applied generalized linear model with gamma distribution and the analysis of likelihood ratio test and the Wald statistics. The level of initial force was significantly dependent on the planned sequence step as well as on the size, that is to say, the foil thickness of the aligner. On the contrary,

no significant reliance occurred to exist between force level and type of planned tooth movement as well as between force level and layer height of the FFF-printed dental cast.

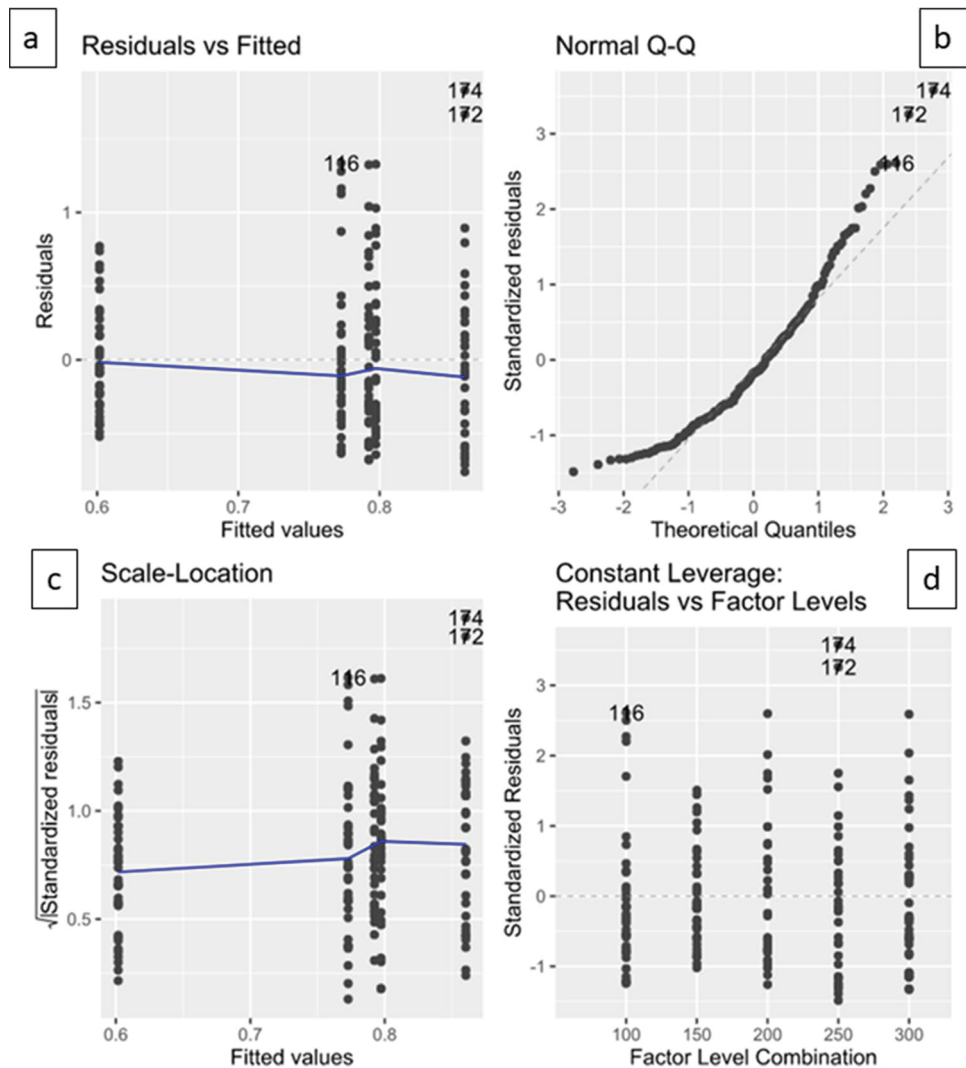
All in all, force transmission seems to work optimal at a layer height of 150  $\mu\text{m}$ , considering the magnitude and scattering of force; however, the significance could not be proved for this relationship. Rather, statistic significant occurred to be the parameters planned sequence and foil thickness of aligner. Nonsignificant impacts on the magnitude of exerted forces of aligner were observed for the factors planned type of tooth movement as well as layer height of 3D-printed models.

## Discussion

The primary aim of this study was to evaluate the influence of layer height of FFF-printed models on the overall forces exerted by the orthodontic aligner against the backdrop of



**Fig. 5** Regression diagnostic plots applied to the measurement data in order to check linear regression assumptions. Scatter plot residuals vs fitted (a), normal probability plot (Q-Q-plot) (b), scale location plot (c), and residuals vs factor levels (d)



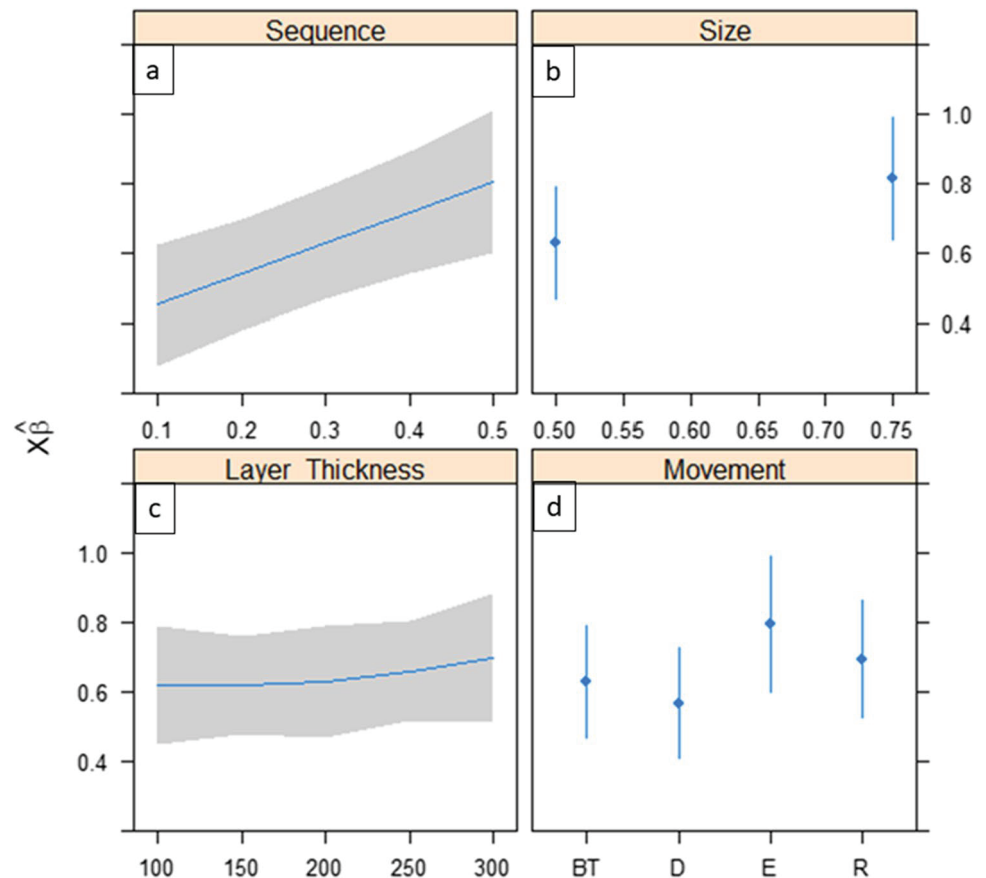
in-office aligner production. Besides, the dependence of planned sequence, type of movement, and aligner thickness on aligner force transmission was evaluated.

Therefore, forces and moments ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) were recorded with a measurement apparatus M3DOMA. According to a previous study [7], the measurement device provided adequate output data given repeatability with a standard deviation less or equal to 0.015 N and reliability with an intraclass correlation for repeated measurements (ICC) ranging from 0.932 to 0.999.

Nonetheless, the statistical analysis detected suspect measurement outcomes — the so-called potential outliers — of the aligner numbers 116, 172, and 174. Taking a closer look at the specific force values, it is striking that especially side effects, such as the intrusive force during rotation among the aligner with the numbers 172 and 174, were characterized by unexpected high values. One reason for those high side effects could lie in error propagation from inaccuracies of FFF-printed models, such as artifacts, to the

aligner. Thus, print excess was detected at the originated models of the aligners 172 and 174 at the adjacent teeth of the investigated second premolar and partially transformed into aligner bubbles representing a potential source of error. According to a recent study [6], accuracy of FFF-printed lignin-based models decreased with higher layer heights, which goes with the observation of artifacts on the models that originated from the aligners 172 and 174 each with a layer height of 250  $\mu\text{m}$ . However, the aligner with a foil thickness of 0.5 mm originated from the very same models did not show similar erroneous behavior. Possibly higher foil thickness could lead to higher side effects, and thus, artifacts of models could have more influence on aligner with higher foil thickness. The aligner with the number 116 was originated from a printed model with a layer height of 100  $\mu\text{m}$ . Here, no print artifacts were observed. Another source of error aspect displayed the accuracy of aligner seating during the measuring procedure. To minimize errors on this behalf, only one researcher was involved in the measuring

**Fig. 6** Plot diagrams summarizing the predicted impacts of the investigated factors sequence, foil size, layer height, and type of movement on the resultant forces exerted by aligners on the basis of generalized linear model for the gamma distribution ( $X\beta$ ). Tooth movements are abbreviated as follows: BT, buccal torque; D, distalization; E, extrusion; R, rotation. Staging step and predicted force vector (a), influence of aligner thickness on predicted forces (b), relationship between layer height and predicted forces (c), and planned movement in relation to predicted force (d)



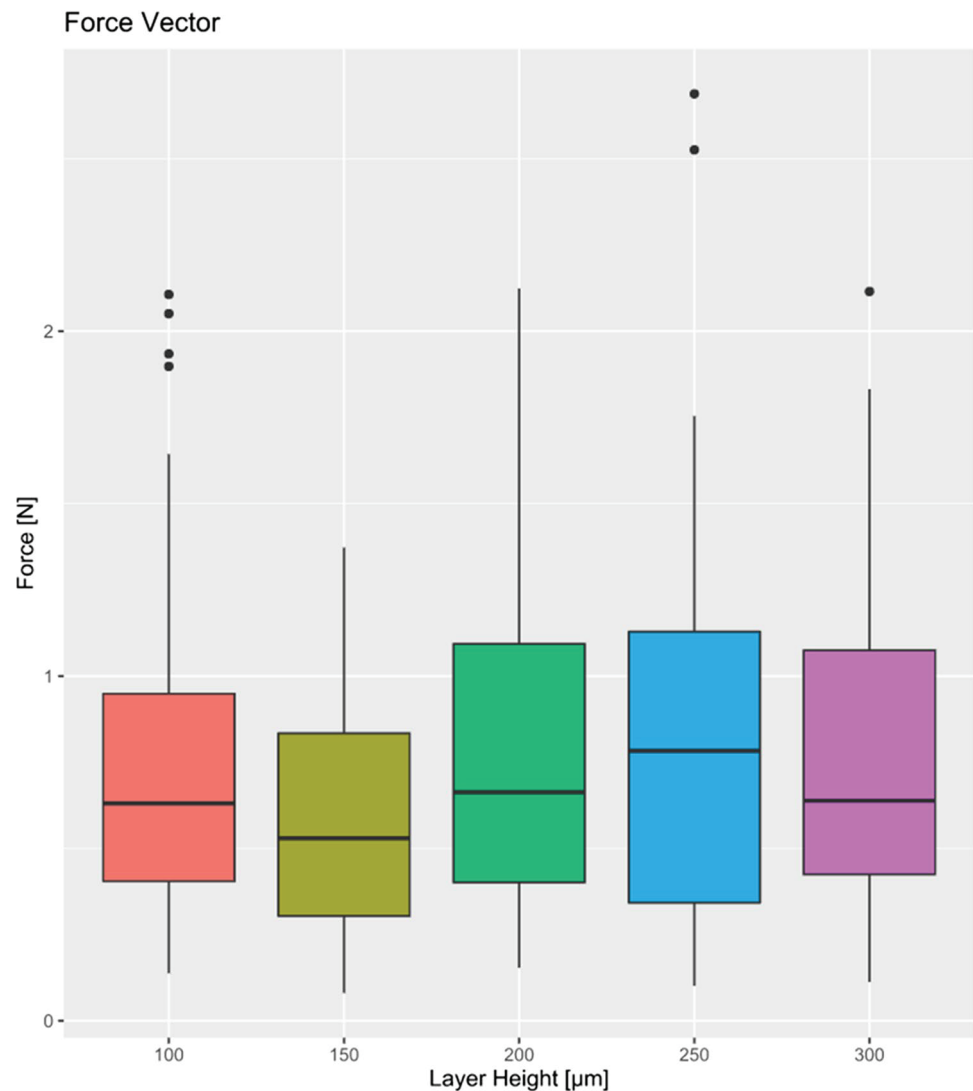
process. Taking all sources of errors into account, it seems most likely that artifacts combined with higher foil thickness yielded outliers. Other possible sources of error for all aligners, inclusively aligner number 116, were irregularities during the vacuum forming [7, 9] as well as possible inconsistencies in the measuring procedure itself.

Looking at the plot summary of the influence of the investigated parameters on the resulting force vector (Fig. 6) and the diagram displaying the  $p$ -value (Fig. 8), two conclusions can be drawn: firstly, force magnitude can be reduced significantly by the application of thinner aligner foils as already been observed in previous studies [10–15]. Second, tooth overloading and therefore risk of root resorption during aligner therapy could be prevented by planning smaller setup increments likewise concluded in previous studies [11, 16, 17]. Interestingly, in Fig. 6d, movements requiring a smaller tooth loading such as extrusion and rotation had too high observed forces. Even though no significant relationship between the planned type of movement and force transmitted by the aligner was assessed, it might be advisable to plan movements such as extrusion and rotation with smaller increment steps likewise recommended in previous studies [16, 17]. On this behalf, the predictability of extrusion and rotation, previously reported to be the ones with the least efficacy [18–20], might be increased by planning smaller staging steps in addition to attachments.

Evaluating the overall force level in this in vitro study, there are two points to consider. On the one hand side, there is general agreement that the applied amount of orthodontic force should evoke the most efficient tooth movement with the least damage of biological structures such as root resorption for instance [21]. However, in literature, there was no consensus to be found regarding the optimum orthodontic force [22–24], rather than an exact value differing recommended ranges were to be found without a universally valid optimum force level [22, 23]. To give examples, Ricketts proposed an orthodontic force level from 0.45 to 0.75 N for the second upper premolar; another range to be found in recent literature for the very same tooth was 0.40 to 1.2 N [25]. And certainly, more such ranges could be related to [24, 26–29].

Previous studies investigating the impact of orthodontic force on premolar movement even concluded that the amount of achieved tooth movement and the negative side effect of root resorption would not be due to variation of force magnitude but rather due to interindividual structural and metabolic characteristics [27, 30–32]. Nevertheless, other authors pointed out that the lack of impact might occur out of a too narrow applied range of force to distinguish an influence on tooth movement velocity since the optimum force level might be broader than assumed

**Fig. 7** Box plot diagram showing the resultant force vectors transmitted by aligners on the second premolar in dependence of model layer height



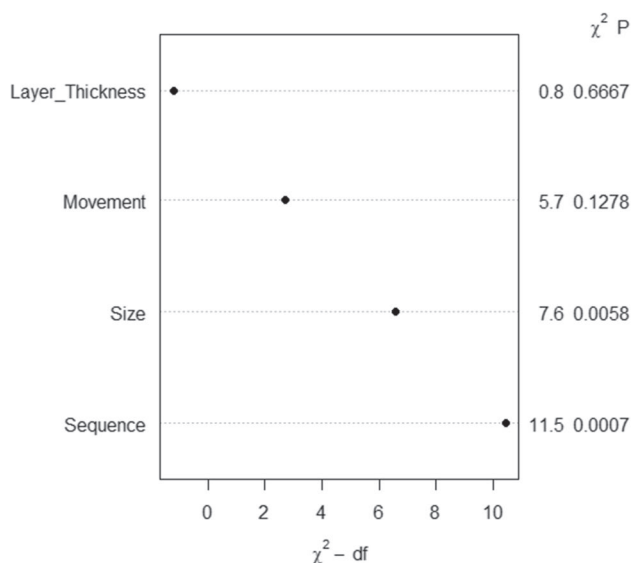
[23]. Others on the contrary found there was a relationship between applied force and root resorption with higher forces leading to a higher risk of orthodontic-induced root resorption [33].

Moreover, the understanding of orthodontic forces implying tooth movement is changing in a way that the previous pressure tension theory might be modulated to a load-dependent reaction of alveolar support structures [34–36], which as well seem to be more complex than assumed so far [34–36]. In other words, not the force magnitude itself to the affected root surface and the distributed stress and tension areas of the periodontal ligament (PDL) but rather the force magnitude to the individual alveolar support structure characteristics and their micromorphology seems to be of crucial importance for the desired tooth movement and therefore patient specific [34].

On the other hand, it seems expedient to compare the measuring results in this study to the recommended force values from the literature. Previous studies concluded that

considerable tooth overloading was measured when investigating aligner force behavior in vitro [10, 11, 37], referring to the force level recommended by Proffit [26]. Taking a closer look at our results, one could state that a large portion of measured values at a model layer height of 150 µm (Fig. 7) promises an adequate tooth loading, as the boxplot roughly lies within the optimum force range of 0.4–1.2 N for a second premolar according to the literature [25]. Even when comparing with Proffit's similar recommendations, we come to the same conclusion. Nonetheless, the upper whisker of the 150 µm boxplot contains measured forces exceeding the recommended tooth loading. Still, against the background of changing principles concerning applied orthodontic forces and tooth movement, further research is required in order to make a clear statement here.

Even though exceedingly high initial forces were observed partly in this as well as in other in vitro studies [10, 11, 37], in clinic routine, aligner therapy seems to yield



**Fig. 8** Diagram representing the individual  $p$ -value of the parameters layer height, type of movement, foil thickness, and sequence step for forces exerted by aligners on the basis of the applied generalized linear model for the gamma distribution, whereas the abbreviations are defined as follows:  $\chi^2 - df$ , Pearson chi-square divided by its degrees of freedom;  $\chi^2 P$ , chi-square  $p$ -value

to similar [38–40] or even less [41, 42] risk of orthodontic-induced root resorption when compared to treatment with fixed appliances, indicating adequate loading by the aligner. Why would that be? One enlightening reason lies in the characteristic force delivery of aligners, due to their viscoelastic properties: previous studies observed a rapid, exponentially appearing force decay during the first hours or first day after loading [43–46], respectively, with further, but more plateau-appearing reduction during the following days [43, 46]. Thus, a recent study by Elkholy et al. [46] investigating force decay of PET-G aligner found a stress relaxation ranging from roughly 80–60% on the first day of loading and overall stress relaxation of 70–95% after 7 days depending on aligner thickness and load regimen. Second, the elasticity of PDL reduces the risk of overloading, buffering the initial force by dampening effect and reduction of discrepancy of the actual tooth position and programmed tooth by physiological dental mobility. Therefore, partly exceeding forces measured in this in vitro study are likely to be attenuated by the dampening effect of PDL and the rapid force diminish of the aligner [46].

Here, we come to the limitations of this in vitro study, which were similar to previous in vitro studies investigating aligner mechanics [11, 13, 37, 47–49]. Due to the experimental setting with the rigid connection between the model tooth and measurement sensor, the characteristic behavior of the PDL with its dampening effect could not be taken into account. Moreover, the influence of the oral

environment with its saliva, supposed to be responsible for hygrothermal aging of aligners [44], as well as the impact of the physiological act of swallowing and grinding, was not examined. In addition, only one tooth was moved experimentally, whereas in clinical practice adjacent teeth get movement impulses too. Therefore, future studies are necessary, considering the abovementioned-specific clinical influences.

Apart from the clinical shortcomings, the present study was primarily designed to investigate the influence of layer height of FFF models on aligner force transmission during in-office production. The economically interesting factor layer height does not seem to play a significant role during force delivery of orthodontic aligners. However, the least scattering of measured force values was observed at a  $z$ -resolution of 150  $\mu\text{m}$  (Fig. 7) limiting the risk of unpredictable side effects. Furthermore, the force level appeared to be optimal at a layer height of 150  $\mu\text{m}$ , reducing exceedingly high initial aligner forces and therefore preventing undesired side effects such as root resorption. A  $z$ -resolution of FFF-printed dental casts lower than 150  $\mu\text{m}$  would lead to an increment of unpredictable forces exerted by aligners, whereas a  $z$ -resolution higher than 150  $\mu\text{m}$  would result in exponentially increasing print time as well as higher material consumption and therefore higher manufacturing costs. All in all, FFF-printed models with a layer height of 150  $\mu\text{m}$  were found to realize the requirements for in-office aligner production best, combining the advantages of clinical and economic efficacy. For further investigation of FFF optimum layer height concerning aligner production, future studies additionally implementing auxiliaries such as attachments or power ridges would be desirable.

## Conclusions

Taking the results of this study into account, there seems to be no reasonable advantage in printing FFF models with particularly low layer heights for in-office aligner manufacturing not leading to better force transformation and facing economic inefficiency with exponentially higher printing time.

However, higher layer heights provoke higher scattering of resultant force leading to a higher unpredictability of aligner force transmission.

An ideal compromise represents a layer height of 150  $\mu\text{m}$ . Here, the force level is optimal, and its scattering is minimal resulting in less undesired, unpredictable forces.

Considering force delivery of orthodontic aligners, the parameters planned sequence step and foil thickness appear to be statistically significant.

In clinical application, FFF-printed models should be checked for artifacts before aligner production.

**Author contribution** CS made the in vitro experiments and measurements and prepared manuscript, KFK printed the models and assisted on digital planing, CS calculated statistics, and AR prepared manuscript and figures.

**Funding** Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

**Data availability** Data is available via the corresponding author.

## Declarations

**Ethical approval** As this is an in vitro study, no ethical approval is necessary.

**Conflict of interest** The authors declare no competing interests.

**Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

## References

- Tetsuka H, Shin SR (2020) Materials and technical innovations in 3D printing in biomedical applications. *J Mater Chem B* 8:2930–2950. <https://doi.org/10.1039/d0tb00034e>
- Gokhare VG, Raut D, Shinde D (2017) A review paper on 3D-printing aspects and various processes used in the 3D-printing. *Int J Eng Res Technol* 6:953–958
- Kietzmann J, Pitt L, Berthon P (2015) Disruptions, decisions, and destinations: enter the age of 3-D printing and additive manufacturing. *Bus Horiz* 58:209–215. <https://doi.org/10.1016/j.bushor.2014.11.005>
- Liu F, Liu C, Chen Q, Ao Q, Tian X, Fan J, Tong H, Wang X (2018) Progress in organ 3D bioprinting. *Int J Bioprint* 4:128. <https://doi.org/10.18063/IJB.v4i1.128>
- Kamio T, Hayashi K, Onda T, Takaki T, Shibahara T, Yakushiji T, Shibui T, Kato H (2018) Utilizing a low-cost desktop 3D printer to develop a “one-stop 3D printing lab” for oral and maxillofacial surgery and dentistry fields. *3D Print Med* 4:6. <https://doi.org/10.1186/s41205-018-0028-5>
- Spanier C, Ratzmann A, Krey K (2021) Influence of print layer height and printing material on model accuracy and precision: a 3D surface comparison of models printed using fused filament fabrication. *JAO* 5:197–208
- Behyar M, Ratzmann A, Shojaei Khatouni S, Quasthoff M, Pink C, Ladisch J, Krey KF (2021) Modular 3D printable orthodontic measuring apparatus for force and torque measurements of thermoplastic/removable appliances. *Biomed Tech (Berl)* 66:593–601. <https://doi.org/10.1515/bmt-2020-0294>
- Davidian M (2005) ST 732 applied longitudinal data analysis, Chapter 11 Generalized linear models for nonnormal response. Department of Statistics NC State University. <https://people.stat.sc.edu/hansont/stat771/toc.pdf>. Accessed December 13 2021
- Liu Y, Hu W (2018) Force changes associated with different intrusion strategies for deep-bite correction by clear aligners. *Angle Orthod* 88:771–778. <https://doi.org/10.2319/121717-864.1>
- Hahn W, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Zapf A, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R (2009) Influence of thermoplastic appliance thickness on the magnitude of force delivered to a maxillary central incisor during tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136(12):e1-7. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.12.015>
- Elkholy F, Panchaphongsaphak T, Kilic F, Schmidt F, Lapatki BG (2015) Forces and moments delivered by PET-G aligners to an upper central incisor for labial and palatal translation. *J Orofac Orthop* 76:460–475. <https://doi.org/10.1007/s00056-015-0307-3>
- Elkholy F, Schmidt F, Jager R, Lapatki BG (2016) Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: an in vitro study. *Angle Orthod* 86:883–890. <https://doi.org/10.2319/011316-37R.1>
- Elkholy F, Schmidt F, Jager R, Lapatki BG (2017) Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 151:407–415. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2016.08.020>
- Gao L, Wichelhaus A (2017) Forces and moments delivered by the PET-G aligner to a maxillary central incisor for palatal tipping and intrusion. *Angle Orthod* 87:534–541. <https://doi.org/10.2319/090216-666.1>
- Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I (2013) Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod* 83:476–483. <https://doi.org/10.2319/052512-432.1>
- Elkholy F, Mikhael B, Schmidt F, Lapatki BG (2017) Mechanical load exerted by PET-G aligners during mesial and distal derotation of a mandibular canine : an in vitro study. *J Orofac Orthop* 78:361–370. <https://doi.org/10.1007/s00056-017-0090-4>
- Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C (2014) Treatment outcome and efficacy of an aligner technique – regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health* 14:68. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-14-68>
- Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B (2009) How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135:27–35. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.05.018>
- Lombardo L, Arreghini A, Ramina F, Huanca Ghislazoni LT, Siciliani G (2017) Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study. *Prog Orthod* 18:35. <https://doi.org/10.1186/s40510-017-0190-0>
- Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregis A, Debernardi CL (2015) Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod* 85:881–889. <https://doi.org/10.2319/061614-436.1>
- Burstone CJ (1989) The biophysics of bone remodeling during orthodontics—optimal force considerations. In: Burstone CJ, Norton LA (eds) *The biology of tooth movement*, 1st edn. CRC Press Inc., Boca Raton, pp 321–333
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (2003) Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod* 73:86–92. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)073%3c0086:OFMFOT%3e2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073%3c0086:OFMFOT%3e2.0.CO;2)
- Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004) Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 125:71–77. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.02.005>
- Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ (1969) Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod* 55:437–457. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(69\)90083-9](https://doi.org/10.1016/0002-9416(69)90083-9)



25. Wichelhaus A, Wolf HF (2017) Kieferorthopädie-Therapie: Farbatlanten der Zahnmedizin/Reihenhrsg.: Herbert F. Wolf. Grundlegende Behandlungskonzepte. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, p 21
26. Proffit WR, Fields HW, Larson B, Sarver DM (2018) Contemporary orthodontics-e-book. Elsevier Health Sciences, Philadelphia, pp 253–258
27. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1996) The effects of a four-fold increased orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An intra-individual study in adolescents. *Eur J Orthod* 18:287–294. <https://doi.org/10.1093/ejo/18.3.287>
28. Weiland F (2006) External root resorptions and orthodontic forces: correlations and clinical consequences. *Prog Orthod* 7:156–163
29. Storey E (1952) Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Australian J Dent* 56:11–18
30. Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC (1996) Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110:16–23. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(96\)70082-3](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(96)70082-3)
31. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1995) Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod* 65:395–401. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1995\)065%3c0395:CVICOF%3e2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1995)065%3c0395:CVICOF%3e2.0.CO;2)
32. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J (2000) Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 117:175–183. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(00\)70229-0](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(00)70229-0)
33. Roscoe MG, Meira JB, Cattaneo PM (2015) Association of orthodontic force system and root resorption: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 147:610–626. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.12.026>
34. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2008) Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133:681–689. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.05.038>
35. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2005) The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 84:428–433. <https://doi.org/10.1177/154405910508400506>
36. Melsen B, Cattaneo PM, Dalstra M, Kraft DC (2007) The importance of force levels in relation to tooth movement. *Seminars in Orthodontics* 13:220–233. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2007.08.004>
37. Hahn W, Fialka-Fricke J, Dathe H, Fricke-Zech S, Zapf A, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R (2009) Initial forces generated by three types of thermoplastic appliances on an upper central incisor during tipping. *Eur J Orthod* 31:625–631. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjp047>
38. Iglesias-Linares A, Sonnenberg B, Solano B, Yanez-Vico RM, Solano E, Lindauer SJ, Flores-Mir C (2017) Orthodontically induced external apical root resorption in patients treated with fixed appliances vs removable aligners. *Angle Orthod* 87:3–10. <https://doi.org/10.2319/02016-101.1>
39. Castrolforio T, Gambero EF, Caviglia GP, Deregibus A (2017) Biochemical markers of bone metabolism during early orthodontic tooth movement with aligners. *Angle Orthod* 87:74–81. <https://doi.org/10.2319/022416-159.1>
40. Barbagallo LJ, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA (2008) Physical properties of root cementum: part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 133:218–227. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.043>
41. Yi J, Xiao J, Li Y, Li X, Zhao Z (2018) External apical root resorption in non-extraction cases after clear aligner therapy or fixed orthodontic treatment. *J Dent Sci* 13:48–53. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2017.09.007>
42. Li Y, Deng S, Mei L, Li Z, Zhang X, Yang C, Li Y (2020) Prevalence and severity of apical root resorption during orthodontic treatment with clear aligners and fixed appliances: a cone beam computed tomography study. *Prog Orthod* 21:1. <https://doi.org/10.1186/s40510-019-0301-1>
43. Vardimon AD, Robbins D, Brosh T (2010) In-vivo von Mises strains during Invisalign treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:399–409. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.11.027>
44. Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y (2013) Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dent Mater J* 32:946–951. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-131>
45. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G (2017) Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: a 24-hour in vitro study. *Angle Orthod* 87:11–18. <https://doi.org/10.2319/113015-813.1>
46. Elkholy F, Schmidt S, Schmidt F, Amirkhani M, Lapatki BG (2021) Force decay of polyethylene terephthalate glycol aligner materials during simulation of typical clinical loading/unloading scenarios. *J Orofac Orthop*. <https://doi.org/10.1007/s00056-021-00364-5>
47. Elkholy F, Mikhael B, Repky S, Schmidt F, Lapatki BG (2019) Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PETG aligners during derotation of mandibular canines: an in vitro study. *J Orofac Orthop* 80:315–326. <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00193-7>
48. Hahn W, Zapf A, Dathe H, Fialka-Fricke J, Fricke-Zech S, Gruber R, Kubein-Meesenburg D, Sadat-Khonsari R (2010) Torquing an upper central incisor with aligners—acting forces and biomechanical principles. *Eur J Orthod* 32:607–613. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq007>
49. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C (2014) Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 145:728–736. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.03.015>

**Publisher's note** Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

### **6.3 Danksagung**

Ich danke Prof. Karl-Friedrich Krey, der mir stets mit Rat und Tat zur Seite stand, stets motivierende und weise Worte fand und mit seiner beschwingenden wissenschaftlichen Begeisterung und Neugier einen jeden anstecken konnte.

Ich danke der Zahntechnikerin Frau Rantzsch, für all ihre fachmännischen Tipps und bereichernden Laborgespräche.

Ich danke Dr. Christian Schwahn, da er trotz größerer Projekte, wertvolle Zeit fand, um zunächst undurchsichtig anmutende Daten mit seiner statistischen Kunstfertigkeit klarer und logischer zu erscheinen zu lassen.

Ich danke Frau Silke Ziemer für ihre Unterstützung bei der Organisation und für ihren Tipp des wohl besten Restaurants für schmackhafte Fischbrötchen in Greifswald.

Ich danke meinen Eltern Heidi und Camillo Spanier, welche immer an mich glaubten.

Ich danke meinem Opa Heinz Spanier, der mich immer dazu ermutigt hat, zu streben und weiterzukommen.

Ich danke meiner Schwester Dr. Juliane Klön, die mich, mit ihrer ehrgeizigen und disziplinierten Façon, angespornt hat, selbst eine Doktorarbeit zu wagen.

Ich danke meinem Cousin Thomas Töpfer, der mir mit seiner englischen Sprachgewandtheit bei meiner ersten Publikation unter die Arme griff.

Ich danke meinem Mann Robert Preininger, welcher mir mit seiner Geduld viele essentielle Minuten, Stunden, gar Tage einräumte, die ich für das Verfassen dieser Arbeit benötigte.

Ich danke meinen Freunden: Jan Lattke, der mich schon zu Beginn mit kleinen Wetten anspornte; Dr. Theresa Fichtner, welche mit gutem Beispiel voran ging; und Lisa Karos, welche mir für die zweite Publikation von heute auf morgen ihre Systemkamera lieh.