

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie

(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey MME)

im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

(Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey)

der Medizinischen Fakultät der Universität Greifswald

**Einfluss von Slicing Software und Konstruktionsprinzip auf die
Druckqualität beim FFF-3D-Druck**

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des akademischen

Grades

Doktor der Zahnmedizin

(Dr. med. dent.)

der

Medizinischen Fakultät der Universität Greifswald

2021

vorgelegt von: Lukas Reker

geboren am 28.02.1992

in Lingen (Ems)

Dekan: Prof. Dr. med. Karlhans Endlich

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. dent. Karl-Friedrich Krey
2. Prof. Dr. med. dent. Jörg Lisson

Ort, Raum: Hörsaal ZZMK, Walther Rathenau Straße 42-44

Tag der Disputation: 09.03.2022

Abkürzungsverzeichnis	I
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Digitaler Workflow	3
2.2 Aligner in der Kieferorthopädie.....	4
2.3 Additive Manufacturing.....	5
2.4 Slicing.....	8
2.5 Schichtbautechnologien.....	11
2.5.1 Powder Bed Fusion (PBF).....	11
2.5.2 Direct Energie Disposing (DED).....	12
2.5.3 Vat Photopolymerisation (VP)	12
2.5.4 Material Jetting (MJ)	14
2.5.5 Sheet Lamination (SL).....	15
2.5.6 Binder Jetting (BJ).....	16
2.5.7 Material Extrusion (ME)	17
2.6 Konstruktionsprinzipien	18
2.7 Materialien	20
3. Zielstellung und Leitfragen der Arbeit.....	24
4. Material und Methode.....	25
4.1 Hardware.....	26
4.2 Filament	29
4.3 Software	30
4.4 Messungen	31
4.4.1 Manuelle Zahnbogenvermessung	31
4.4.2 Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop	33
4.4.3 Visuelle Inspektion	37
4.4.4 Mesh-to-Mesh-Vergleich.....	37
4.4.5 Vergleich der Druckzeiten.....	40
4.5 Fehleranalyse der Messmethoden	40
4.5.1 Fehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung	40
4.5.2 Fehleranalyse der Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop.....	41
4.5.3 Fehleranalyse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs	41
4.6 Statistische Auswertung	41
5. Ergebnisse.....	44

5.1 Fehleranalyse	44
5.1.1 Fehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung	44
5.1.2 Fehleranalyse der Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop.....	48
5.1.3 Fehleranalyse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs	52
5.2 Ergebnisse der manuellen Zahnbogenvermessung	55
5.2.1 Abweichungen zur CAD-Datei	59
5.3 Ergebnisse der digitalen Kauflächenvermessung.....	67
5.3.1 Abweichungen zur CAD-Datei	71
5.4 Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs	78
5.5 Visuelle Inspektion	87
5.6 Vergleich der Druckzeiten	90
5.7 Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeit	92
5.7.1 Auswirkungen auf die Dimensionen der Zahnbögen	92
5.7.2 Auswirkungen auf die Kauflächen	94
5.7.3 Mesh-to-Mesh-Vergleich steigender Druckgeschwindigkeit.....	97
6. Diskussion.....	100
6.1 Präziser knapper Bezug auf die Fragestellung	101
6.2 Diskussion der Methode.....	101
6.2.1 Druck der Zahnbögen	101
6.2.2 Slicing-Software	101
6.3 Diskussion der Messmethode.....	102
6.3.1 Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre.....	102
6.3.2 Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop	103
6.3.3 Mesh-to-Mesh-Vergleich mit CloudCompare.....	104
6.4 Diskussion der Ergebnisse	104
7. Beantwortung der Leitfragen	116
8. Zusammenfassung	118
9. Quellenverzeichnis.....	120
9.1 Literaturverzeichnis	120
9.3 Tabellenverzeichnis	141
10. Anhang.....	144
11. Eidesstattliche Erklärung	147
12. Danksagung.....	148
13. Lebenslauf	149

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
ABS	Acrylnitril Butadien Styrol Kunststoff
ASTM	American Society for Testing and Materials
BJ	Binder Jetting
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aides Manufacturing
CT	Computertomographie
d	Differenz
D	Distanz
DED	Direct Energy Deposition
DIM	Dimension
DLP	Digital Light Processing
DMD	Digital Micromirror Device
DVT	Digitale Volumentomographie
EBM	Electron Beam Melting
ESA	Eckzahnspitzenabstand
FDM	Fused Deposition Modeling
FFF	Fused Filament Fabrication
G-Code	Programmiersprache für die numerische Steuerung von Computern
hZBB	Hintere Zahnbogenbreite
IBM	International Business Machines
ICC	Intraklassenkorrelation

ICP	Iterativ Closest Point
IOS	Intraoralscan
ISO	International Organization for Standardisation
kHZ	Kilohertz
KIS	Klinisches Informationssystem
KL	Kronenlänge
KWH	Kruskal Wallis H
L	Länge
LOM	Laminated Object Manufacturing
M	Messung
Max	Maximum
Max.neg.	Maximalabstand negativ
Max.pos.	Maximalabstand positiv
ME	Material Extrusion
Min	Minimum
MJ	Material Jetting
MoHö	Modellhöhe
MPa	Mega-Pascal
mR	Mittlerer Rang
n	Anzahl
N	Newton
P	Schnittpunkt
PBF	Powder Bed Fusion
PE	Polyethylene
PEEK	Polyetheretherketon
PJ	Polyjet

PLA	Polyacide
PP	Polypropylen
r	Radius
R	Rotation
SD	Standardabweichung
SL	Sheet Lamination
SLA	Stereolithographie
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering
SPSS	Software IBM SPSS Statistics Version 27
STL	Standard Tessellation Language / Standard Triangulation Language
Tab.	Tabelle
T	Translation
UAM	Ultrasonic Additive Manufacturing
USB	Universal Serial Bus
UV	Ultraviolett
VP	Vat Photopolimerisation
vZBB	Vordere Zahnbogenbreite
\bar{x}	Mittelwert
δ	Methodenfehler nach Dahlberg

1. Einleitung

Der 3D-Druck bietet die Möglichkeit durch präzises, schnelles und kostengünstiges Konstruieren von Produkten den steigenden Ansprüchen eines hochdynamischen Marktes im Zeitalter des digitalen Workflows gerecht zu werden. Aus seinen weitreichenden Möglichkeiten resultiert eine rasant wachsende Bedeutung als Forschungsgebiet insbesondere in der Medizin respektive Zahnmedizin. Der Einsatz von 3D-Druckern in der Kieferorthopädie nimmt stetig zu. Arbeitsschritte, welche bis dato nur im zahntechnischen Labor möglich waren, können im Eigenlabor der Praxis stattfinden oder sogar übersprungen werden (Vasamsetty et al., 2020). Der 3D-Druck von Setup-Zahnbögen im Rahmen der Aligner-Therapie ist hierbei bereits ein etabliertes Verfahren und ermöglicht die Herstellung der Therapiemittel im Eigenlabor (Miller and Derakhshan, 2004; Camardella et al., 2016; Weir, 2017 González and Ohara, 2019). Ein wichtiges Kriterium für den Erfolg einer Aligner-Therapie ist ein präzise gedruckter Zahnbogen, auf dem der Aligner im Tiefziehverfahren hergestellt wird. Zu den derzeit am häufigsten eingesetzten 3D-Druckern gehören die FFF-3D-Drucker (Fused Filament Fabrication). Durch kontinuierliches Extrudieren eines thermoplastischen Filaments bilden sie schichtweise ein dreidimensionales Objekt (Turner et al., 2014). Sie sind durch ihre relativ einfache Bauweise, den günstigen Preis und die einfache Handhabung gekennzeichnet. Darüber hinaus ermöglichen sie den Einsatz von Filament aus regenerativen Biopolymeren, was ihnen einen ökologischen Vorteil gegenüber 3D-Druckverfahren verschafft, welche auf ölbasierte Kunststoffe zurückgreifen müssen (Xu et al., 2018; Chaunier et al., 2018; Liu et al., 2019; Bahcegulet al., 2020).

In Bezug auf die Bauweise der FFF-3D-Drucker können das kartesische- und das Delta-Konstruktionsprinzip unterschieden werden. In beiden Fällen bewegt sich ein Extrusionskopf entlang von kartesischen Koordinaten in einem dreidimensionalen Raum. Der Unterschied liegt darin, wie diese Bewegungen durchgeführt werden. Während der Delta-FFF-3D-Drucker seinen Extrusionskopf mit Hilfe von drei Armen, welche ihre Position ausschließlich in der Vertikalen ändern, in alle Richtungen bewegen kann und das Heizbett starr in Position bleibt, finden beim kartesischen-FFF-3D-Drucker lineare Bewegungen entlang der X-, Y-, und Z-Achse statt. Das Heizbett des kartesischen-FFF-3D-Druckers bewegt sich je nach Bauart entlang der Y- oder Z-Achse.

Einleitung

Lediglich der Einsatz von kartesischen-FFF-3D-Druckern zur Herstellung von Setup-Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie wurde bereits in vorherigen Publikationen demonstriert (Chen, 2017; Krey et al., 2019). Zudem konnte die kartesische-Bauweise gegenüber der Delta-Bauweise einen höheren Bekanntheitsgrad erlangen, jedoch wird den Delta-FFF-3D-Druckern aufgrund der leichteren Konstruktion der Druckkopfvorrichtung eine höhere Druckgeschwindigkeit und somit eine kürzere Herstellungszeit des dreidimensionalen Objektes zugeschrieben.

Es stellt sich die Frage, inwiefern sich die kartesische- und die Delta-3D-Drucker-Konstruktionsart hinsichtlich ihrer Präzision und Oberflächenbeschaffenheit 3D-gedruckter Zahnbögen unterscheiden.

Für den Druck dreidimensionaler Objekte muss eine CAD-Datei (Computer Aided Design) mit Hilfe einer Slicing-Software (Slicer) auf den Druck vorbereitet werden. Dieser Prozess, mit großen Einfluss auf das spätere Druckergebnis (Hu, 2017), wird als Slicen (Schneiden) bezeichnet, da die CAD-Datei in zahlreiche virtuelle horizontale Schichten geschnitten wird. Die Schichten werden im nächsten Schritt von der Software in einen spezifischen, für den 3D-Drucker lesbaren Maschinencode (G-code) übersetzt. Dieser enthält neben den Koordinaten des Extrusionskopfes in Form eines Druckpfades, Informationen für den Druckprozess, wie die Drucktemperatur, die Temperatur des Heizbettes, die Flussrate und die Schichtdicke (Nienhaus et al., 2017; Tagami et al., 2017). Für den Slicing-Prozess stehen von kommerziell erwerbbar bis hin zu kostenlosen Open-Source-Software eine Vielzahl an Programmen zur Verfügung, von denen der Einfluss auf die Präzision und Oberflächenbeschaffenheit des gedruckten Objektes bislang nur wenig untersucht wurde. Einzig Baumann et al. (2015) und Šljivic et al. (2019) verglichen die Genauigkeit 3D-gedruckter Objekte, welche mit unterschiedlichen Slicern auf den Druck vorbereitet wurden. Die Autoren konnten Unterschiede zwischen den gedruckten Objekten ermitteln. Um der Frage nachzugehen, inwiefern die verwendete Slicing-Software und die Präzision sowie Oberflächenbeschaffenheit gedruckter Zahnbögen in Zusammenhang stehen, wurden in der vorliegenden Studie drei der bekanntesten Slicing-Software für den 3D-Druck der Zahnbögen genutzt: Simplify3D (Simplify3D, LLC. Cincinnati, USA) und die Open-Source-Software Cura (Ultimaker B.V. Utrecht, Niederlande) sowie Slic3r (non-profit Open-Source Software, entwickelt von Alessandro Ranellucci).

2. Literaturübersicht

2.1 Digitaler Workflow

Der Digitale Workflow in der Zahnmedizin lässt sich in die Hauptkategorien Datenakquise, Datenverarbeitung/Therapieplanung und die Herstellung der Therapiemittel mit anschließender Therapie einteilen (Att and Gerad, 2014).

Die digitale *Datenakquise* hat das Ziel, alle Patientendaten zu digitalisieren, um sie im Verlauf der Therapieplanung nutzen zu können. Hierzu zählen alphanumerische Daten wie Patientennamen, Geburtsdatum, Behandlungsdokumentation und -planung, Anamnese und Befund. Sie sind im klinischen Informationssystem (KIS) hinterlegt. Des Weiteren gehört zur Datenakquise die Erfassung zwei- und dreidimensionaler Patientendaten. Zahnbögen können sowohl über Intraoralscans als auch über das Einscannen von Gipsmodellen mittels Desktopscannern als 3D-Daten digitalisiert werden. Zusätzlich können Daten über 3D-Gesichtsscanner, Digitale Volumetomographie (DVT), Computertomographie (CT) und digitale Fotografie akquiriert werden (Taneva et al., 2015; Tarraf and Ali, 2018).

Bei der *Datenverarbeitung* und *Therapieplanung* spielt die Zusammenführung aller gesammelter Daten eine wichtige Rolle. Mit spezieller Registriertechnik können Daten verschiedener Bildquellen zusammengeführt werden. Auf diese Weise ist es möglich, DVT-Datensätze und Zahnbogenscans in Relation zueinander zu betrachten (Krey et al., 2015; Taneva et al., 2015; Mangano et al., 2018; Rekow, 2020). Umfassende dreidimensionale digitale Behandlungsplanung und Simulation verschiedener Prozeduren sind hierdurch möglich. An digitalen Setup-Modellen können dem Patienten, im Rahmen einer Aligner Therapie, virtuelle Zahnbewegungen demonstriert werden (Att and Gerad, 2014; Vandenberghe, 2018; Tarraf and Ali, 2018). Zudem können Behandlungsapparaturen wie individuelle Bracketts und deren Positionierungshilfe digital geplant und konstruiert werden (Krey et al., 2016). Operationssplints für Umstellungsosteotomien können ebenfalls digital konstruiert und im 3D-Druckverfahren hergestellt werden (Elnagar et al., 2020). Die Digitalisierung ermöglicht Modellanalysen in deutlich kürzerer Zeit bei vergleichbarer Genauigkeit zur konventionellen Methode am Gipsmodell (Fleming et al., 2011). Additive Fertigungsverfahren (3D-Druck) ermöglichen durch die Herstellung sowohl der Kiefermodelle als auch der *Therapiemittel* die Umsetzung der digitalen Therapieplanung.

Beispielsweise können Setup-Modelle im Rahmen der Aligner-Therapie im Eigenlabor gedruckt werden. Zudem können individuelle Bracketts im DLP-Verfahren (Digital Light Processing) hergestellt und zur Therapie am Patienten verwendet werden (Krey et al., 2016). Hyrax-Apparaturen können im Selective Laser Melting Verfahren (SLM) gedruckt und am Patienten therapeutisch wirksam werden (Graf et al., 2017). Darüber hinaus ermöglicht es die Herstellung individueller prächirurgischer Gaumenplatten für die Therapie von Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten (Krey et al., 2018).

Durch den digitalen Workflow können sowohl die Behandlungszeiten am Patienten als auch die Laborzeiten minimiert werden, physischer Stauraum eingespart werden und ein schneller Datenaustausch stattfinden (Fleming et al., 2011). Zusätzlich ist eine bessere Vorhersehbarkeit des Behandlungserfolges möglich und die Patientenkommunikation wird durch die Visualisierungsmöglichkeiten verbessert (Taneva et al., 2015).

2.2 Aligner in der Kieferorthopädie

Der Grundstein für die Aligner-Therapie wurde bereits im Jahre 1945 gelegt. Kesling (1945) stellte den „Tooth Positioner Appliance“ vor, welcher zur Korrektur von geringfügigen Zahnfehlstellungen nach vorangegangener kieferorthopädischer Therapie diente. Hierbei wurden ein Setup- und ein Kontrollmodell des Patienten aus Gips hergestellt. Im nächsten Schritt wurden die Gipszähne des Setup-Modells segmentiert, in gewünschter Position aufgestellt und anschließend mit Wachs fixiert. In dieser Position wurde dann der Positioner hergestellt. Das aus Kautschuk bestehende, leicht flexible Gerät bedeckt bei der Anwendung die Bukkal-, Labial- und Lingualflächen der Zähne vollständig (Kesling, 1945). Die Idee, mit Schienen Stellungsanomalien von Zähnen beheben zu können, entwickelte sich im Laufe der Jahre stetig weiter (Nahoum 1964; Ponitz 1971; McNamara 1985; Sheridan; Truax 1993).

Align-Technology® (San Jose, CA, USA) war eines der ersten Unternehmen, welches durch die CAD/CAM Technologie (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) die Aligner-Therapie digitalisierte und die Setup-Modell Planung virtuell durchführte. Das Unternehmen produziert täglich rund 454.000 Aligner und versandte bis zum Jahr 2019 628 Millionen der durchsichtigen Schienen (Align-Technology®, 2019).

Neben der Align-Technologie[®] gibt es noch weitere Anbieter wie Image Instruments GmbH (Chemnitz, Germany) mit der Software OnyxCeph^{3™} LAB, Dentsply Sirona Inc., (New York, United States) mit SureSmile[®], Ormco B.V. (Amersfoort, Netherlands) mit SPARK[™], Straumann GmbH mit ClearCorrect[™], (Freiburg, Germany), Scheu-Dental GmbH, (Iserlohn, Germany) mit CA[®] Clear-Aligner sowie Dr.Smile[®] (Berlin, Germany) die mit Hilfe von digitalen Setup-Modellen die Aligner-Therapie planen.

OnyxCeph^{3™} LAB ermöglicht dem Kieferorthopäden die digitale Planung und Herstellung der Aligner im Eigenlabor. Mit Hilfe des Moduls Aligner 3D können Intraoralscans sowie sekundär digitalisierte Patientenmodelle verwendet werden. Nach digitalem Sockeln der Zahnbögen und Segmentieren der Zähne können im Aligner-Modul Zahnbewegungen durchgeführt werden. Die benötigten Setup-Zahnbögen werden darauffolgend im 3D-Druckverfahren zu physischen Modellen gedruckt. Im Anschluss werden die Aligner durch ein Tiefziehverfahren hergestellt. Die Software errechnet, wie viele Schienen hergestellt werden müssen, um das gewünschte Ziel zu erreichen (Bayirli et al., 2020; Riemekasten und Knauth, 2020). Mit jeder Schiene ist es möglich, Zähne zwischen 0,25mm und 0,3mm zu bewegen (Boyd et al., 2000).

2.3 Additive Manufacturing

Additive Manufacturing (Additives Herstellungsverfahren) als Synonym für den 3D-Druck, beschreibt ein Verfahren, bei dem Material Schicht für Schicht aufgetragen wird, um ein dreidimensionales Objekt entstehen zu lassen. Es kann gemäß der ISO (International Organization for Standardization) und ASTM (American Society for Testing and Materials) in sieben Kategorien eingeteilt werden (Abb. 1). Hierzu zählen das Powder Bed Fusion (PBF), Direct Energy Deposition (DED), Vat Photopolymerisation (VP), Material Jetting (MJ), Sheet Lamination (SL), Binder Jetting (BJ) und die Material Extrusion (ME) (ISO/ASTM, 2015; Lee et al., 2017; Mazurchevici et al., 2020). Neben der Medizin- und Dentaltechnik nutzen weitere Industriezweige wie die Automobilindustrie, Raumfahrtindustrie, Textilindustrie und die Architektur dreidimensionale Herstellungsverfahren (Corney et al., 2015; Taneva et al., 2015).

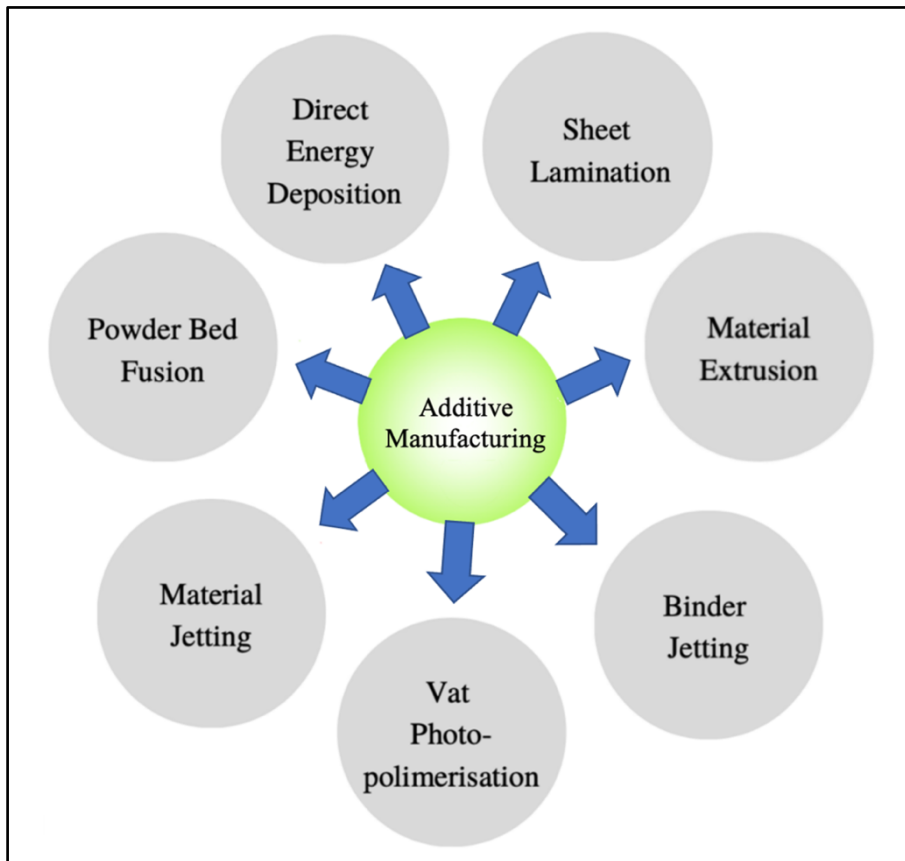


Abb. 1: Übersicht der additiven Herstellungsverfahren gemäß der International Organization for Standardization (ISO) und der American Society for Testing and Materials (ASTM).

Grundlage für die Herstellung von dreidimensionalen Objekten ist eine am Computer erzeugte CAD-Datei (Fastermann, 2012). In der Zahnmedizin werden die volumetrischen Daten u.a. durch die Computer Tomographie (CT), die digitale Volumentomographie (DVT), intraoral Scans (IOS) oder optische Oberflächenscans generiert (Dawood et al., 2015, Javaid and Haleem 2019). Als Format dieser Dateien hat sich das *.stl-Format (Surface Tessellation Language/ Standard Triangulation Language) bewährt. Es beschreibt die äußere Hülle des Objekts mit Hilfe von Dreiecken (Facets), welche zu Netzen (Meshes) zusammengesetzt sind. Sie bilden die Grundlage für die Berechnung der Schichten (Slices), welche aufgetragen werden müssen, um ein dreidimensionales Objekt zu bilden. Eine Problematik der Triangulation ist, dass gekrümmte Flächen nicht exakt wiedergegeben werden können (Zhang, 2015; Hällgren et al., 2016). Sie werden durch die zahlreichen Dreiecke nur angenähert (Abb. 2). Die Ungenauigkeiten können sich zwischen verschiedenen CAD-Systemen unterscheiden (Hällgren et al., 2016). Nach der ISO-Norm 2768 können die Abweichungen in grob, mittel und fein eingeteilt werden.

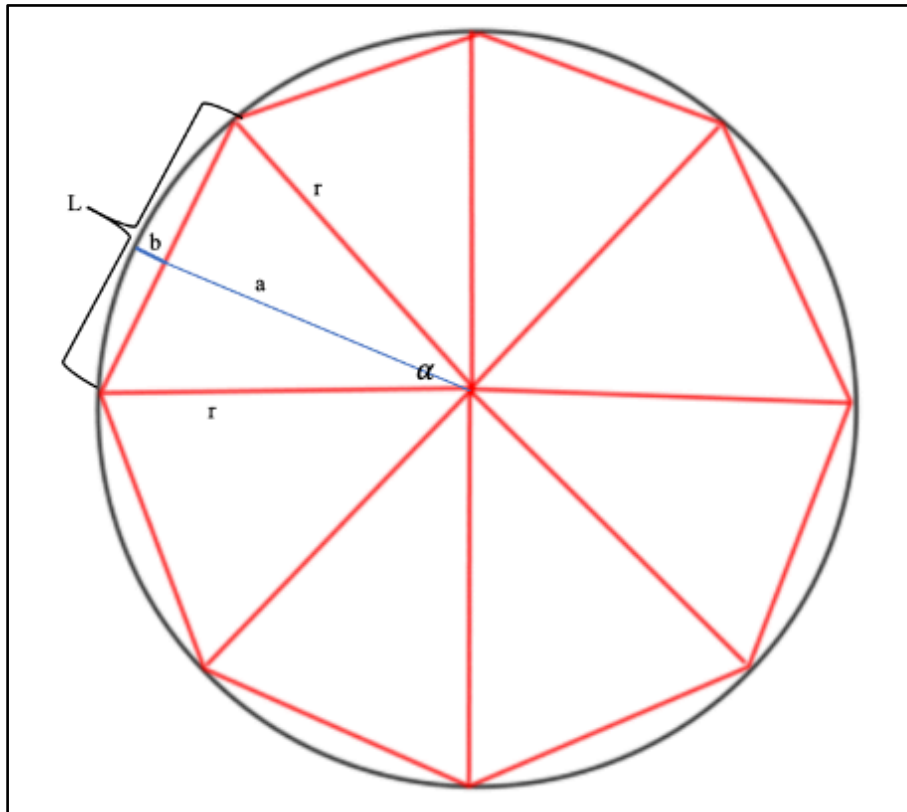


Abb. 2: Annäherung der Triangulation (rote Dreiecke) an eine gekrümmte Fläche (schwarzer Kreis). b beschreibt die Länge zwischen der Seitenkante des Dreiecks und der eigentlichen Oberfläche des Objektes. a und b bilden den Radius (r). L beschreibt die Länge der Seitenkante eines Dreiecks. α beschreibt einen Winkel des Dreiecks.

Ein Dreieck besteht aus drei Eckpunkten und einem senkrechten Normalvektor. Jeder Eckpunkt und der Normalvektor besitzen jeweils drei Koordinaten entsprechend der X-, Y- und Z-Achse im kartesischen Koordinatensystem (Abb. 3). Der Normalvektor zeigt die Richtung der Außenfläche anhand des Vorzeichens an und weist immer aus dem Dreieck hinaus. Es werden 12 Zahlen benötigt, um die Position eines Dreiecks zu definieren. Dieser Sachverhalt lässt den Gesamtumfang an Daten für ein Objekt stark ansteigen (Haipeng, 2007).

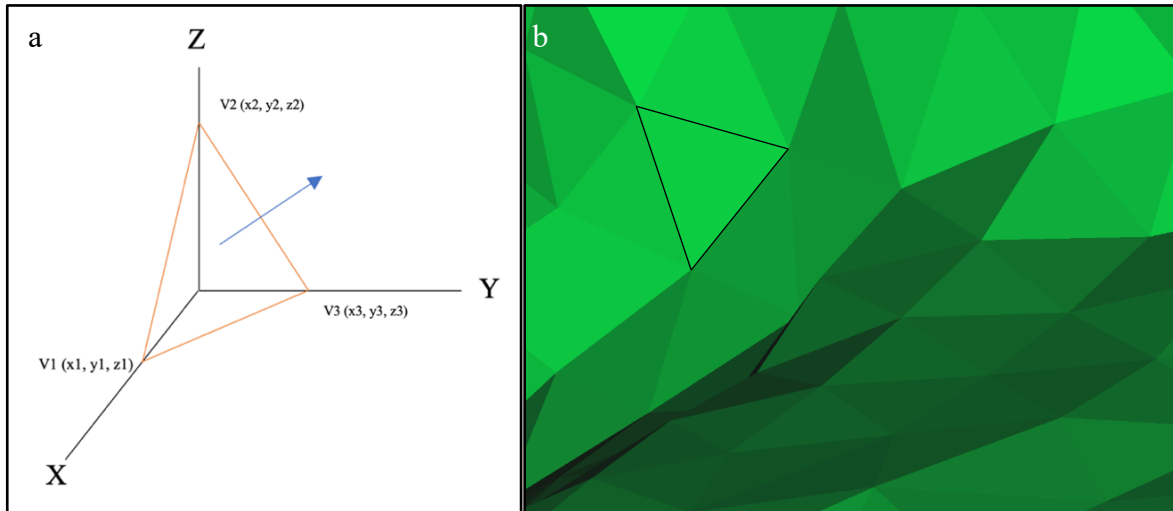


Abb. 3: Darstellung eines Dreiecks im kartesischen Koordinatensystem entsprechend der Triangulation von Oberflächen eines 3D Objektes im *.stl-Format. V1-V3 beschreibt die Eckpunkte des Dreiecks mit jeweils drei Koordinaten. Der blaue Pfeil entspricht dem Normalvektor und zeigt die Richtung der Außenfläche des Dreiecks an (a). Vielfach vergrößerte dargestellter Ausschnitt der Oberfläche, welche aus zahlreichen Dreiecken zusammengesetzt ist. Ein Dreieck wurde zur besseren Übersicht schwarz umrandet (b).

2.4 Slicing

Mit Hilfe einer Slicing-Software wird das dreidimensionale Objekt für den 3D-Drucker lesbar gemacht, indem viele 2D-Schichtdatensätze erstellt werden. Eine Schicht kann als Ebene entlang der X- und Y-Achse in einem kartesischen Koordinatensystem verstanden werden. Jede inkrementelle Schicht erzeugt eine Größenzunahme entlang der Z-Achse. Das Ergebnis ist eine Vielzahl an horizontalen Schichten des Volumenkörpers. Der Slicing-Prozess hat großen Einfluss auf das spätere Druckerzeugnis. Durch die Schnittebene werden eine hohe Anzahl an Polygonen erzeugt (Abb. 4). Die Dreiecke, aus denen der Volumenkörper zusammengesetzt ist, liegen unsortiert vor. Um ein zusammenhängendes Polygon zu erzeugen, müssten die aus einem horizontalen Schnitt resultierenden Linien zunächst sortiert werden. Rock und Wozny (1991) optimierten diesen Prozess durch die Entwicklung des Marching Algorithmus. Hierdurch wird zu Beginn des Slicing-Prozesses bei jedem Dreieck festgestellt, mit welchen Dreiecken es direkt benachbart ist. Um die Schnitthöhe einer 2D Schicht zu berechnen wird die Schnittebene zwischen dem Minimum und Maximum eines Dreiecks festgelegt (Abb. 4). Der Schnittpunkt P zwischen der Schnittebene und den Seitenkanten eines Dreiecks ergibt sich aus:

$$P_0 = v_1 + (v_1 - v_2) * \frac{h - v_2z}{v_1z - v_2z}$$

Literaturübersicht

Hierbei sind v (v_1, v_2, v_3) die Eckpunkte des Dreiecks, h beschreibt die Höhe der Schnittebene. Wenn $v_2 z < h$, wird in der zweiten Schicht $\overline{v_2 v_3}$ berechnet. Aufgrund dessen, dass die Beziehung von F_0 zu F_1 bekannt ist, kann dieser Prozess hier gleichermaßen fortgesetzt werden.

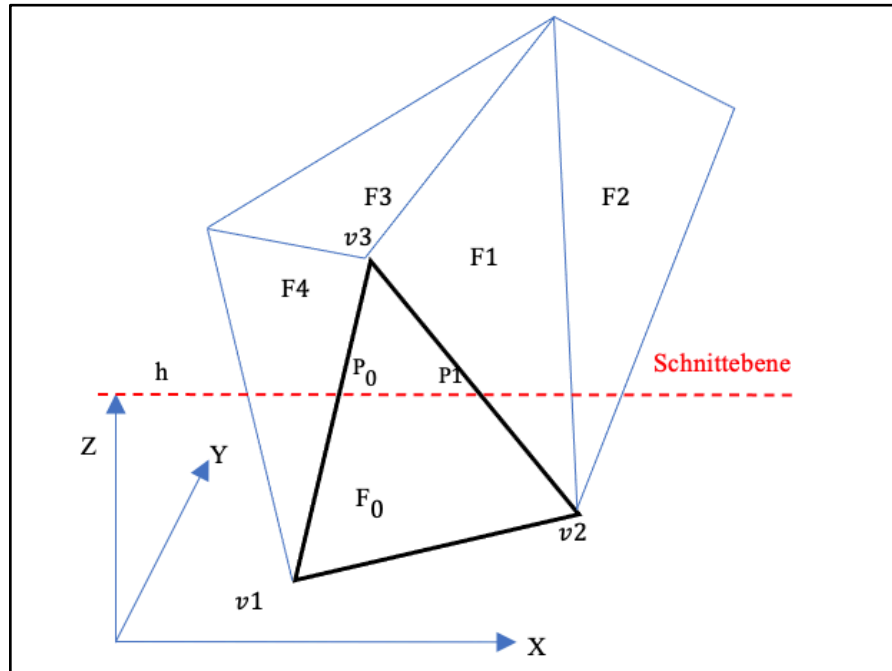


Abb. 4: Darstellung der Schnittpunkte (P_0 und P_1) zwischen der Schnittebene (rote gestrichelte Linie) und den Seitenkanten eines Dreiecks. Entlang der Schnittebene kommt es zur Bildung einer Vielzahl von Polygonen. F beschreibt die Fläche eines Dreiecks, h die Höhe der Schnittebene und v (v_1, v_2, v_3) die Eckpunkte eines Dreiecks.

Aus den erzeugten Polygonen wird der G-Code gebildet. Dieser beschreibt durch Buchstaben und Zahlen u.a. den Pfad, welchen der Extrusionskopf des 3D-Druckers zurücklegt. Dazu wird durch Offsetting des Polygons die horizontale Schicht in einen Außenbereich (Perimeter) und Innenbereich (Infill) unterteilt (Rock and Wozny 1991). Der Perimeter beschreibt die Kontur eines Objektes. Der Infill beschreibt den Innenbereich des Objekts. Dieser kann auf verschiedene symmetrische Arten gefüllt werden (Rock and Wozny 1991; Minetto et al., 2017). Eine Veranschaulichung von Perimeter und Infill ist in Abbildung 5 dargestellt.

Literaturübersicht

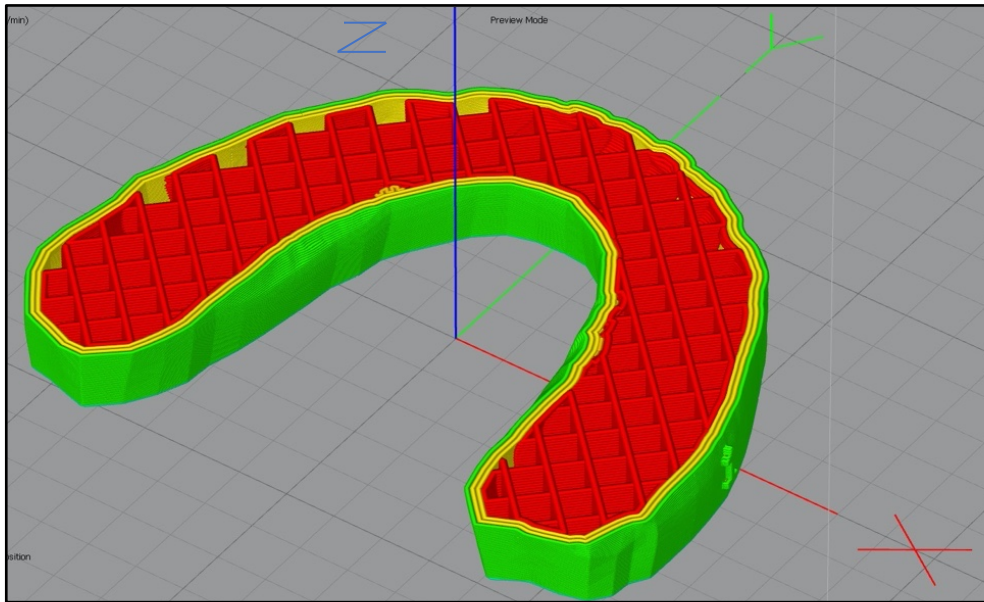


Abb. 5: Darstellung des Infills (rot) und Perimeter (gelb und grün) anhand eines Zahnbogens, welcher auf bestimmter Schichthöhe angeschnitten ist. Er befindet sich auf einer virtuellen Bauplattform und ist entsprechend den X- Y-, und Z-Achsen des kartesischen Koordinatensystems auf einem virtuellen Druckbett angeordnet.

Im G-Code sind zudem Befehle für die Temperatur des Extruders, des Heizbettes und die Steuerung der Stepper-Motoren enthalten (Baumann et al., 2016). Mit Hilfe einer G-Code Analysiersoftware können diese Befehle verbildlicht werden (Abb. 6).

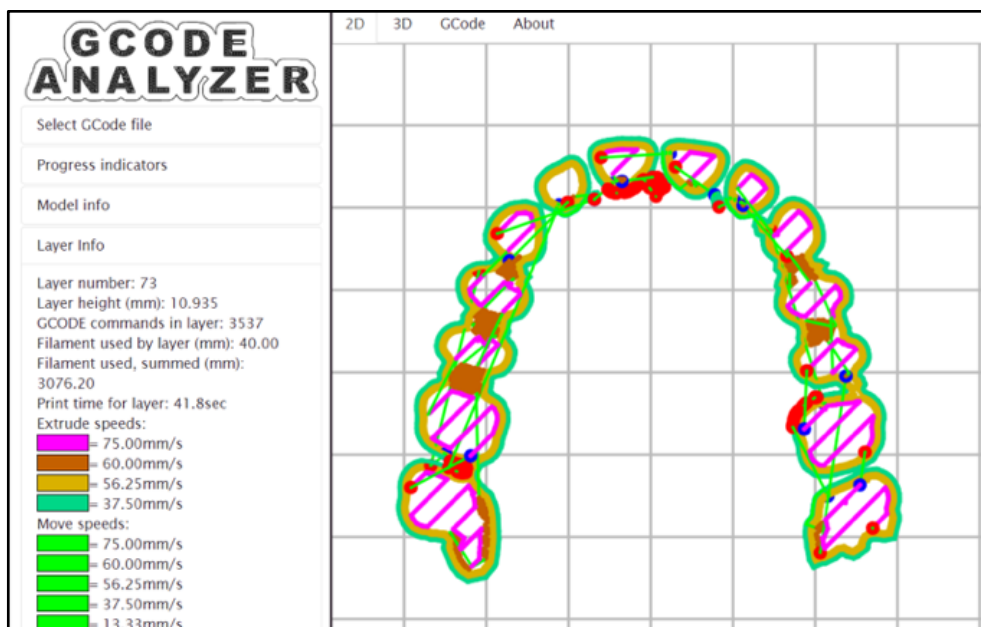


Abb. 6: Ausschnitt der im G-Code enthaltenen Befehle für den 3D-Drucker, veranschaulicht mittels G-Code Analysiersoftware. Die Druckerinformationen wie Bewegungs- und Extrusionsgeschwindigkeiten (Extrude Speed und Move Speed) je Schicht (Layer) sind verschieden farblich markiert.

Da plane Dreiecke verwendet werden, um abgerundete Objekte darzustellen, ist die Auflösung von der Größe und Anzahl der Dreiecke abhängig. Die Differenz zwischen einer runden Oberfläche und der Annäherung durch Triangulation beschreibt die Genauigkeit dieses Prozesses (Agarwala et al., 1996; Zhang, 2015). Die meisten Slicer begrenzen die Größe der Dreiecke nicht, jedoch steigt die Größe der Datei bei kleiner Dreiecksgröße und die damit verbundene Erhöhung der Anzahl der Dreiecke stark an (Gibson, 2015).

2.5 Schichtbautechnologien

2.5.1 Powder Bed Fusion (PBF)

Zu den Verfahren des Powder Bed Fusion (PBF) gehören das Selective Laser Sintering (SLS), das Selective Laser Melting (SLM) und das Electron Beam Melting (EBM) (Dilberoglu et al. 2017; Hitzler et al., 2018). Sie nutzen einen Elektronen- oder Laserstrahl, um pulverförmiges Material punktuell zu verschmelzen und um so die Schichten eines dreidimensionalen Objektes aufzutragen. Nach Fertigstellung einer Schicht senkt sich die Bauplattform und eine weitere Schicht wird gesintert (Abb. 7). Das entstehende Objekt ist dauerhaft von Pulver umgeben. Hierdurch können Überhänge ohne Stützstrukturen gedruckt werden. Die Auflösung des Objektes ist von dem Durchmesser des Elektronen- bzw. Laserstrahls abhängig. Die Oberflächenqualität wird besonders durch die Partikelgröße und die Schichtdicke beeinflusst (Bourell et al., 2017).

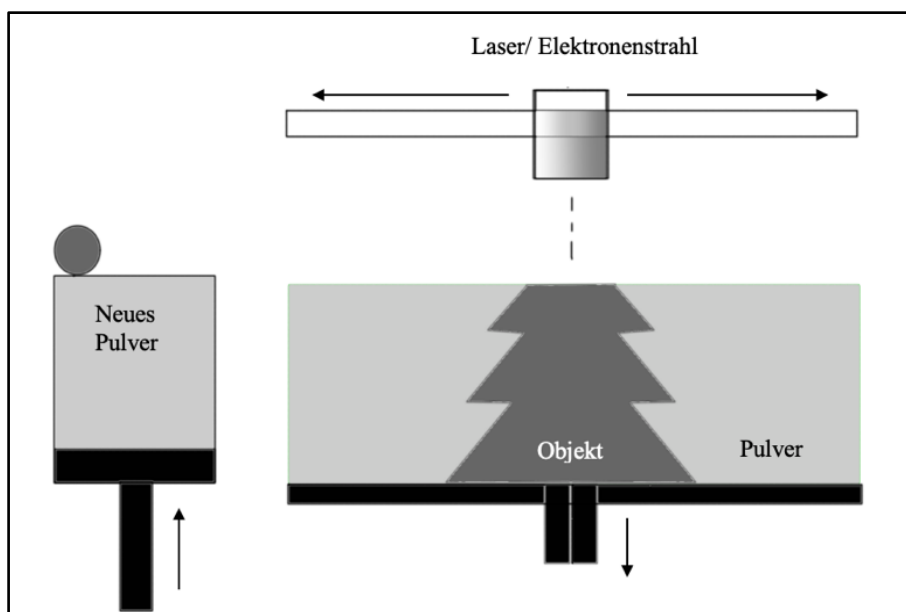


Abb. 7: Schematische Darstellung des Powder Bed Fusion. Ungesintertes Pulver (hellgrau) stützt während des Prozesses dauerhaft das entstehende Objekt (dunkelgrau). Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Nach Fertigstellung einer Schicht wird neues Pulver gestreut.

Beim SLS werden Pulvermischungen mit hohem und niedrigem Schmelzpunkt kombiniert. Das Pulver mit niedrigem Schmelzpunkt dient dabei als Binder für die Pulveranteile mit hohem Schmelzpunkt. Die Schichtdicke beträgt je nach Pulverstärke zwischen 0,1mm und 0,5mm (Wang et al., 2002). Beim SLM wird eine Pulversorte verwendet. Der Prozess erfolgt in einer geschlossenen, mit Stickstoff oder Argon gefüllten Überdruckkammer. Durch die trägen Eigenschaften dieser Gase können ungewollte chemische Reaktionen sowie Sauerstoffverunreinigungen im Metall vermieden werden. Es ist möglich, sowohl Kunststoffe, Metalle als auch Keramiken zu verarbeiten. Beim EBM werden Elektronenstrahlen verwendet, um den Schmelzpunkt des Pulvers zu erreichen. Das Pulverbett muss hierbei dauerhaft auf Temperaturen von 870°C gehalten werden. Es bedarf zudem eines langen Abkühlungsprozesses von mehreren Stunden. Metalle mit flüchtigen Bestandteilen, wie Zink, Magnesium oder Blei, dürfen aufgrund ihrer Toxizität nicht eingesetzt werden (Gokuldoss et al., 2017; Shahrubudin et al., 2019; Padmakumar, 2020). Deshalb finden hauptsächlich Titan und Chrom-Kobalt Legierungen Anwendung im EBM. Die Verfahren des PBF werden zur Herstellung von dentalen Implantaten, Kronen, Brücken, Teilprothesen und kieferorthopädischen Apparaturen eingesetzt (Taneva et al., 2015; Graf et al., 2017).

2.5.2 Direct Energie Disposing (DED)

Das Direct Energie Disposing (DED) / Laserauftragsschweißen ist ein Verfahren der additiven Fertigung, welches genutzt wird, um auf bereits bestehende Objekte weitere Schichten an Material aufzutragen. Zudem kann es eingesetzt werden, um an Objekten verloren gegangene Substanz wiederaufzufüllen. Durch einen Laser- oder Elektronenstrahl wird das Material lokal erhitzt und der Schmelzpunkt erreicht. Zeitgleich wird Material in Form von Draht oder Pulver appliziert und in den Schmelzprozess mit einbezogen. So können Schichten an bereits vorhandenen Strukturen erweitert werden. Mit diesem Verfahren werden in der Regel Metalle, Kunststoffe und Keramik verarbeitet (Gibson, 2015; Shahrubudin et al., 2019).

2.5.3 Vat Photopolymerisation (VP)

Die Vat Photopolymerisation nutzt in einer Wanne (engl. Vat) gelagertes, lichtempfindliches Resin, welches durch Laser- oder UV-Strahlen selektiv gehärtet wird. Zu dieser Kategorie der additiven Fertigung zählen die Stereolithographie (SLA) und das Digitale Light Processing (DLP) (Lee et al., 2017; Shahrubudin et al., 2019).

Stereolithographie (SLA)

Bei der Stereolithographie wird der lichthärtende Kunststoff durch ultraviolettes Licht (UV) mit spezifischer Wellenlänge punktuell ausgehärtet. Die Bauplattform befindet sich dabei über einer Schicht von 0,005mm bis 0,15mm flüssigem Kunststoff (Abb. 8). Nach Fertigstellung einer Schicht bewegt sich die Bauplattform entlang der Z-Achse aufwärts und eine weitere Schicht wird polymerisiert. Auf diese Weise kann die im G-Code gespeicherte Schichtdicke eingestellt werden. Mit der SLA können hochauflösende dreidimensionale Objekte mit einer Genauigkeit von bis zu 100µm hergestellt werden (Dizon et al., 2018).

Digital Light Processing (DLP)

Das Digital Light Processing basiert wie die SLA auf dem Prinzip der Photopolymerisation. Licht mit spezifischer Wellenlänge wird über einen Digital Micromirror Device (DMD) auf den Kunststoff geleitet. Der DMD besteht je nach Bauart aus bis zu zwei Millionen Spiegeln (Lu et al., 2006). Diese lassen sich einzeln in verschiedene Richtungen steuern. Anders als bei der SLA kann beim DLP eine vollständige Schicht zeitgleich realisiert werden. Nachdem eine Schicht lichtgehärtet wurde, bewegt sich die Bauplattform entlang der Z-Achse. Die Genauigkeiten sind vom verwendeten Kunststoff abhängig und liegen bei Kunststoffen auf Basis von Polyethylen bei bis zu 6 Mikrometern (Lu et al., 2006; Ngo et al., 2018; Zhang et al., 2020). Abbildung 9 zeigt schematisch eine vereinfachte Darstellung des DLP.

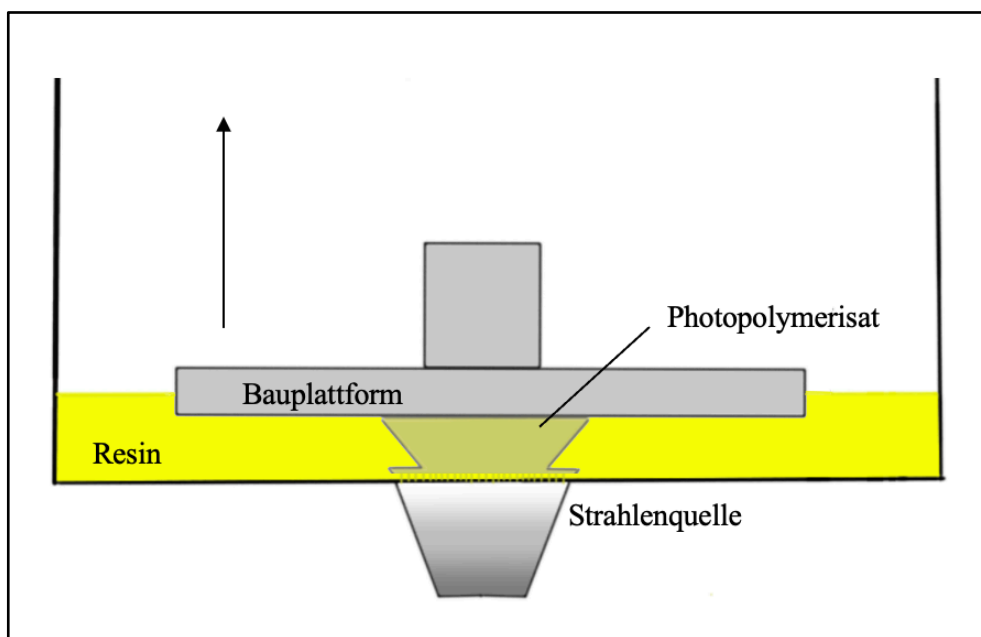


Abb. 8: Schematische Darstellung der Stereolithographie. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Zur besseren Darstellung ist die Resinschicht deutlich stärker dargestellt.

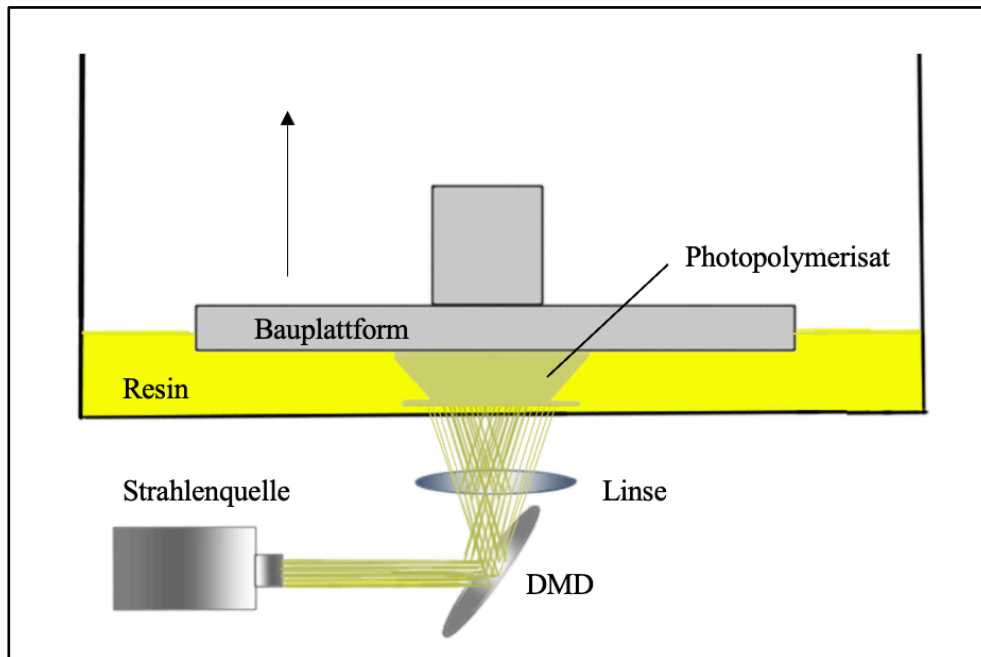


Abb. 9: Schematische Darstellung des Digital Light Processing. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Die Resinschicht ist zur besseren Übersicht erneut deutlich verstärkt dargestellt. DMD: Digital Micromirror Device.

2.5.4 Material Jetting (MJ)

Das Prinzip des Material Jetting ist dem eines Injektionsdruckers ähnlich. Ein sich entlang der X- und Y-Achse bewegender Piezo-Druckkopf scheidet punktuell Photopolymere in Form von Tropfen ab. Diese werden im gleichen Arbeitsschritt durch eine UV-Lampe ausgehärtet. So ist es möglich, unterschiedliche Materialien zeitgleich aufzutragen (Yap et al., 2017). Die höchste Auflösung des Material Jettings ist vom Volumen des kleinsten Tröpfchens abhängig (Lee et al., 2017). Nach Fertigstellung einer Schicht bewegt sich die Bauplattform entlang der Z-Achse abwärts. Drucker von diesem Prinzip sind in der Lage Schichtdicken zwischen $29\mu\text{m}$ und $32\mu\text{m}$ zu erzeugen (Yang et al., 2017). Eine schematische Darstellung des Druckkopfes ist in Abbildung 10 zu sehen.

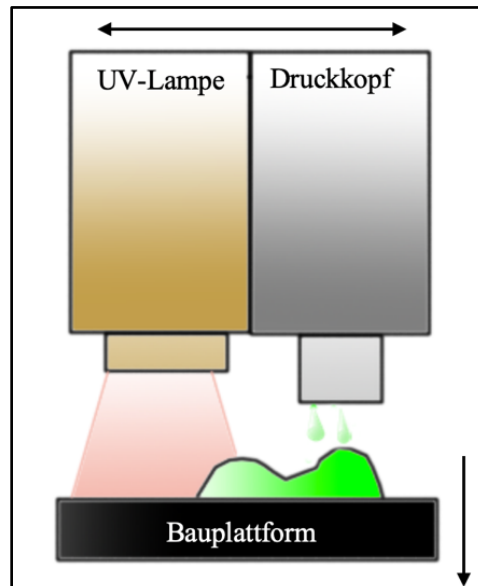


Abb. 10: Schematische Darstellung des Piezo-Druckkopfes bestehend aus Druckkopf und UV-Lampe. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Grün: Photopolymere in Form von Tropfen welche das Objekt bilden, Rot: Licht der UV-Lampe.

2.5.5 Sheet Lamination (SL)

Der Begriff Sheet Lamination beschreibt das Zusammenfügen einzelner Materialschichten (engl. Sheets) zu einem dreidimensionalen Objekt. Hierzu zählen das Laminated Object Manufacturing (LOM) und das Ultrasonic additive Manufacturing (UAM) (Shahrubudin et al., 2019). Beim LOM wird ein 3D-Objekt aus vielen vorgefertigten Schichten laminiert. Nachdem eine Schicht aufgetragen und mit der darunterliegenden Schicht verbunden wurde, wird die Kontur geschnitten. Dies erfolgt in der Regel durch einen Laser (Gardan, 2016). Der Verbund der Schichten kann adhäsiv oder thermisch erzeugt werden (Lee et al., 2017). Jede Schicht entspricht einer 2D-Schicht der CAD-Datei. Der Laser bewegt sich entlang der X- sowie Y-Achsen und schneidet senkrecht (Gibson, 2015). Auf diese Weise können Papier, Kunststoff und Metall verarbeitet werden (Lee et al., 2017). Beim UAM werden dünne Metallfolien von $100\mu\text{m}$ – $150\mu\text{m}$ Dicke durch eine schwingende Ultraschallsonde miteinander verbunden. Die Ultraschallamplitude liegt bei $5\mu\text{m}$ – $50\mu\text{m}$, einer Frequenz von 20kHz und 500N–2000N Krafteinwirkung. Ähnlich wie beim LOM wird der Überschuss mit einem Laser entfernt. Vorteil des Verfahrens ist die Möglichkeit, verschiedene Metalle miteinander zu verbinden, welche sich durch thermische Verfahren nur sehr schwer miteinander verbinden lassen (Dehoff and Babu, 2010; Gibson, 2015).

2.5.6 Binder Jetting (BJ)

Das Binder Jetting (BJ) unterscheidet sich von den herkömmlichen additiven Fertigungsverfahren. Hierbei wird pulverförmiges Ausgangsmaterial durch Applikation von Bindemittel (engl. Binder) zu einem dreidimensionalen Objekt geformt. Der Druckkopf bewegt sich hierbei entlang der X- sowie Y-Achse und gibt Bindemittel von circa 80µm Durchmesser ab. Nach Fertigstellung einer Schicht bewegt sich die Bauplattform abwärts und eine dünne Pulverschicht wird gestreut (Abb. 11). Im Anschluss wiederholt sich die Applikation von Bindemittel (Gibson, 2015).

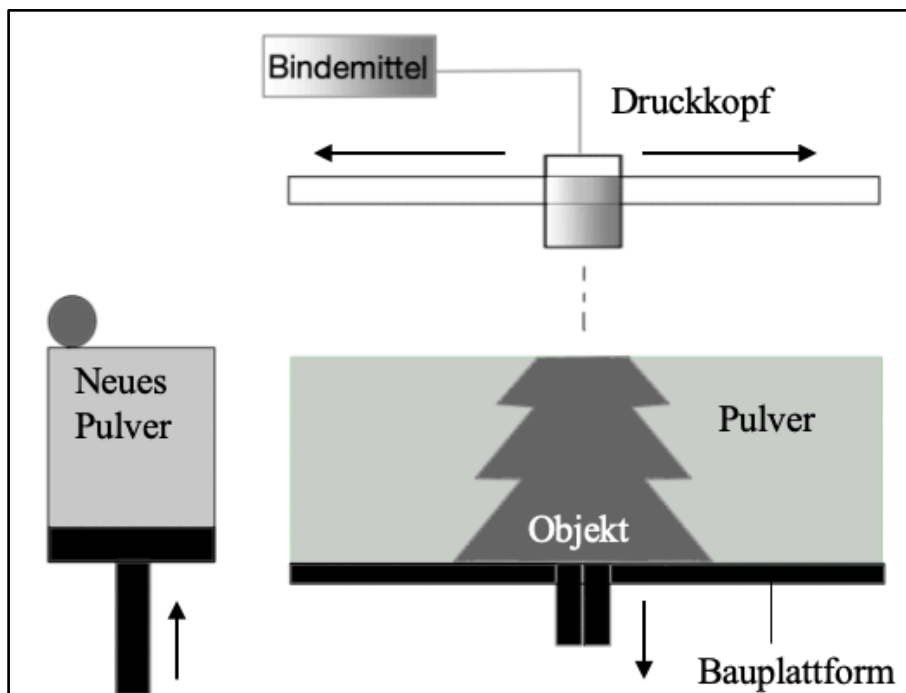


Abb. 11: Schema des Binder Jettings. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Pulver, welches frei von Bindemittel ist (hellgrau), stützt während des Prozesses dauerhaft das entstehende Objekt (dunkelgrau).

Aufgrund dessen, dass das entstehende Objekt während des Druckvorgangs dauerhaft von Pulver umgeben ist, können Objekte mit Überhängen wie beim Powder Bed Fusion ohne Stützstrukturen gedruckt werden (Chen and Zhao, 2016; Bourell et al., 2017). Mittels BJ können Materialien wie Metall, Keramik, und Kunststoff verarbeitet werden. So ist es u.a. möglich, vollkeramische Kronen schneller, günstiger und mit besserer mechanischer Belastbarkeit herzustellen. Nachbereitungsprozesse, wie dem Entpulvern, Sintern, Nachhärten oder Veredeln, können den Fertigstellungsprozess deutlich verlängern und die Materialeigenschaften beeinflussen (Xu et al, 2015; Miyaj et al., 2016; Gokuldos et al., 2017).

2.5.7 Material Extrusion (ME)

Die Material Extrusion ist ein Verfahren, bei dem Substrat in Draht- oder Stäbchenform unter konstantem Druck verflüssigt und extrudiert wird. Die Fused Filament Fabrication (FFF) ist die am häufigsten verwendete Form der Material Extrusion (Lee et al., 2017). Hierbei wird dem Druckkopf des 3D-Druckers fortlaufend Filament zugeführt (Abb. 12).

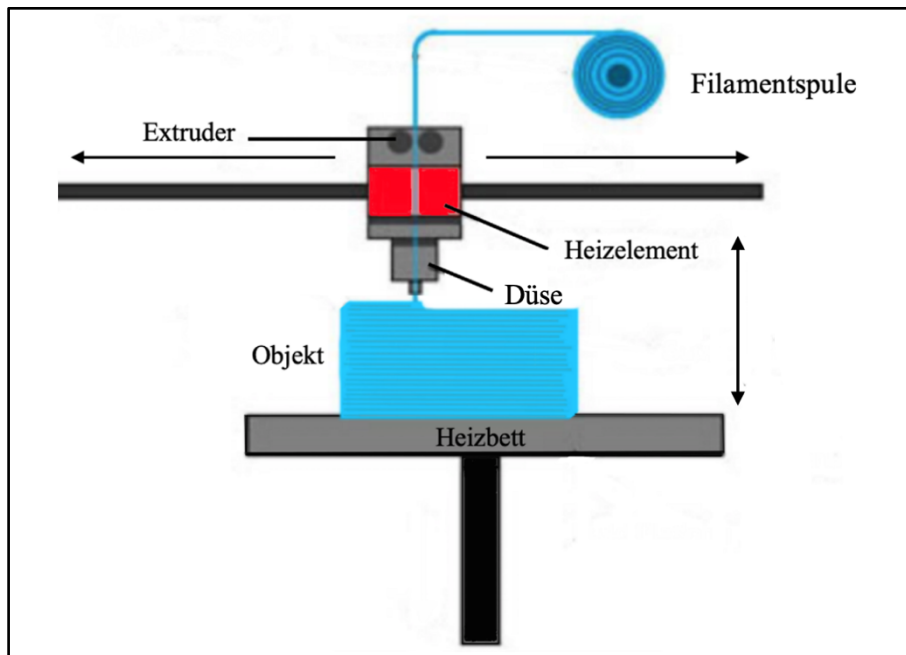


Abb. 12: Schematische Darstellung des Fused Filament Fabrication. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Das Heizelement (rot) verflüssigt das durch den Extruder geförderte Filament (hellblau).

Ein innen liegendes Heizelement bringt das thermoplastische Filament in einen halbflüssigen Zustand. Der Extruder ist hierbei die zentrale Fördereinheit. Ein Antriebszahnrad fördert das Filament und ermöglicht so das Auftragen von Material durch eine Düse auf das Heizbett. Die Druckqualität bei FFF-3D-Druck ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Hierzu zählen die Präzision der Steppermotoren, die Druckgeschwindigkeit, die Extrusionsgeschwindigkeit, die Temperatur des Heizbettes und die Menge sowie die Geometrie des Infills (Agarwala et al., 1996). Die Schichtbreite ist vom Durchmesser der Düse abhängig. Sie kann nicht kleiner sein als das 1,2–1,5-Fache des Düsendurchmessers, da das Filament nach Austritt aus der Düse geringfügig an Volumen zunimmt (Bellini et al. 2004). Je kleiner der Düsendurchmesser und je geringer die Schichtstärke, desto präziser ist das Druckergebnis. Limitierender Faktor ist hier die Auflösung des Druckers selbst. Ebenso führen Luftpneinschlüsse zwischen den Schichten zu einer Qualitätsminderung (Ngo et al., 2018).

2.6 Konstruktionsprinzipien

2.6.1 Kartesischer Drucker

Der kartesische 3D-Drucker ist der am weitesten verbreitete Drucker. Kartesisch beschreibt die Anordnung und Bewegung der Bauteile entlang den X-, Y- und Z-Achsen im kartesischen Koordinatensystem. Die Bewegungen werden durch Steppermotoren realisiert und erfolgen voneinander getrennt. Im G-Code enthaltene Bewegungsbefehle können direkt umgesetzt werden. Es gibt viele verschiedene Varianten des kartesischen 3D-Druckers. Bei der gängigsten Variante bewegt sich das Heizbett durch Steppermotoren auf Aluminiumschienen entlang der Y-Achse. Der X-Schlitten mit befestigtem Druckkopf bewegt sich orthogonal zur Bewegungsachse des Druckbettes. Nachdem eine Schicht aufgetragen wurde, bewegt sich der X-Schlitten an Linearschienen entlang der Z-Achse aufwärts (Minetola and Galati, 2018). Das Konstruktionsprinzip des kartesischen Tevo Tornado (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China) ist in Abbildung 13 dargestellt.

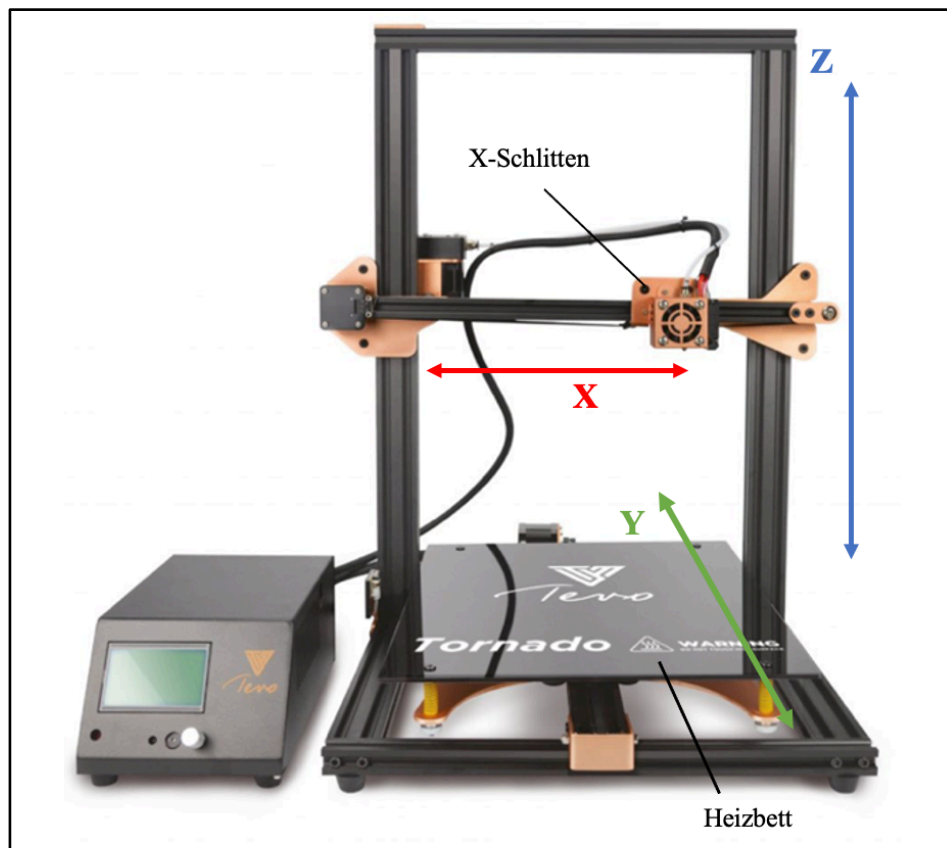


Abb. 13: Darstellung des kartesischen Konstruktionsprinzip anhand des Tevo Tornado (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China). Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile entlang der X-, Y- und Z-Achse im kartesischen Koordinatensystem an.

2.6.2 Delta Drucker

Delta 3D-Drucker unterscheiden sich in der Bauweise von den kartesischen-3D-Druckern. Bei der Delta Bauweise sind die Achsen vertikal angeordnet und bilden einen zylinder- oder prismaförmigen Rahmen. Das Heizbett hat eine runde Form und bewegt sich nicht (Schmitt et al., 2017). Die drei Achsen entsprechen den X-, Y-, und Z-Achsen des kartesischen 3D-Druckers, werden aber beim Delta System als A-, B- und C-Achse bezeichnet. Über einen Schlitten stehen die Achsen mit den drei Druckerarmen in Verbindung. Die Bewegungen erfolgen ausschließlich in vertikaler Richtung. Über einen Effektor stehen die Arme des Druckers mit der Düse in Verbindung (Abb. 14).

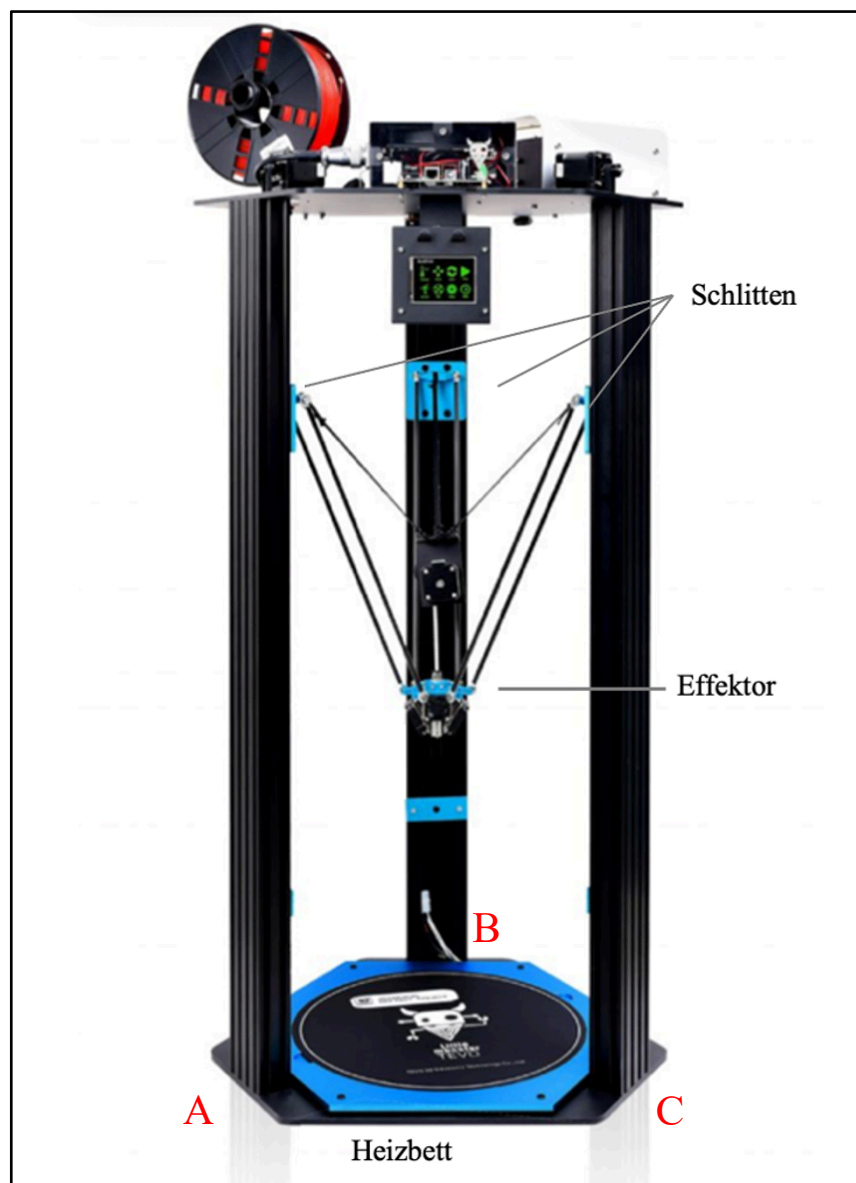


Abb. 14: Darstellung des Delta-3D-Drucker Bauprinzips anhand des Tevo Little Monster (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China). A, B, und C markieren die senkrechten Druckerachsen, auf welchen sich die Druckerarme mit Hilfe von Schlitten in vertikaler Richtung bewegen.

Die Druckerachsen, der Effektor und der Druckerarm bilden zusammen ein rechtwinkliges Dreieck. Der jeweilige Druckerarm bildet hierbei die Hypotenuse (Abb. 15). Beim kartesischen-3D-Drucker bewegen sich die Bauteile separat entlang der jeweiligen Achse. Beim Delta 3D-Drucker müssen horizontale Bewegungen des Druckkopfes entlang der X- und Y-Achse durch Bewegungen aller Druckerarme in vertikaler Richtung erfolgen.

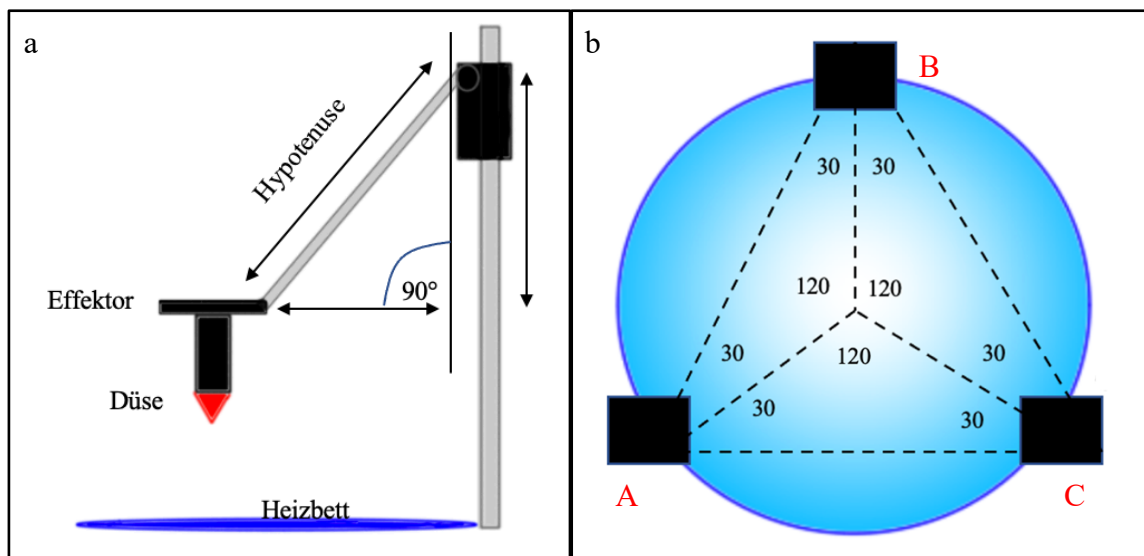


Abb. 15. Schematische Darstellung der Geometrie des Delta Druckers. Darstellung einer Druckerachse in Verbindung mit dem Effektor in der Seitenansicht (a). Position der drei Druckerachsen in der Aufsicht. A, B, und C markieren die senkrechten Druckerachsen, an denen sich die Druckerarme mit Hilfe von Schlitten bewegen (b).

Um die Bewegungen des Druckkopfes zu erleichtern und die Druckgeschwindigkeit zu erhöhen, ist der Extruder nicht am Druckkopf befestigt. Er befindet sich je nach Bauart separat am Rahmen oder ist über Gummibänder schwebend über der Düse angebracht. Der Delta-3D-Drucker muss die für den Druck angegebenen X-, Y- und Z-Koordinaten über trigonometrische Gleichungen in die notwendigen A-, B- und C-Koordinaten umrechnen (Bell, 2015). Die Fertigungsgrenzen des Druckers sind durch den Durchmesser der Basis und die Höhe der Arme festgelegt.

2.7 Materialien

Metalle

Metalle werden in Verfahren, wie dem DED und dem PBF, eingesetzt. Zudem können Metalle im BJ verarbeitet werden (Bourell et al., 2017). Bei diesen Formen des 3D-Drucks werden Metalle durch Elektron- oder Laserstrahlen an ihren Schmelzpunkt gebracht, um sie miteinander zu verbinden.

Literaturübersicht

Der 3D-Druck von metallischen Objekten kommt in Fachrichtungen wie der Raumfahrt, der Automobilindustrie als auch der Medizin- und Dentaltechnik zum Einsatz (Shahrubudin et al., 2019). Hierbei werden Elemente wie Aluminium, Kobalt, Nickel und Titan verarbeitet (Bourell et al., 2017; Dilberoglu et al. 2017; Hitzler et al., 2018). Edelmetalle wie Platin, Silber und Gold wurden vor einigen Jahren indirekt dreidimensional gedruckt, indem ein Vorläufermodell aus Wachs im 3D-Druckverfahren hergestellt wurde. Dieses Modell wurde im Anschluss in das Edelmetall überführt. Durch Verfahren wie dem SLM können Edelmetalle inzwischen direkt verarbeitet werden (Khan and Dicken, 2012; Zito et al., 2014).

Keramik

Keramik weist im Vergleich zu Polymeren gute mechanische Eigenschaften auf. Hierzu zählen eine hohe Belastbarkeit, Hitzebeständigkeit und Langlebigkeit. Sie werden bei Verfahren wie dem SLA, DLP, SLS, EBM, DED und der ME eingesetzt (Gmeiner et al., 2015; Bourell et al., 2017; Owen et al., 2018). Das SLS und das EBM zählen zu den direkten additiven Herstellungsverfahren von Keramik und erfordern keine thermische Nachbearbeitung. Bei indirekten Verfahren müssen im Anschluss an den 3D-Druck die Bindemittel entfernt und die Keramik nachgesintert werden (Gmeiner et al., 2015; Pfaffinger et al., 2015). Zu den am häufigsten verwendeten Materialien zählen Aluminiumoxid, Zirkonoxid oder bioaktive Gläser wie das Bioglass®45S5 (Owen et al., 2018). Letztere sind in der Lage, eine Verbindung mit Knochen einzugehen und werden deshalb häufig als Material für Implantate verwendet (Fiume et al., 2018). Einsatzgebiete sind industrielle Sektoren wie die Chemieindustrie, die Raumfahrtindustrie und die Medizin- sowie Dentaltechnik (Shahrubudin et al., 2019).

Polymere

Polymere in Form von Filament werden bei der ME eingesetzt. Pulverförmige und flüssige Polymere kommen hingegen bei der PBF, dem BJ, VP, DED und dem MJ zum Einsatz (Ngo et al., 2018). Die am häufigsten verwendeten Polymere sind Polyacide (PLA), Acrylnitril-Butadien-Styrol-Kunststoffe (ABS), Polypropylen (PP) und Polyethylen (PE) (Shahrubudin et al., 2019). Auch der Einsatz von Polymeren wie Polyetheretherketon (PEEK), welche durch ihre hohe Schmelztemperaturen gekennzeichnet sind, ist möglich (Dizon et al., 2018). Acrylnitril-Butadien-Styrol-Kunststoff ist ein thermoplastisches Copolymer.

Literaturübersicht

Es zeichnet sich durch seine Härte, Dimensionsstabilität und chemische Widerstandsfähigkeit aus. Der Schmelzpunkt liegt bei circa 200 °C (Li, 2009). Durch Zusätze von Glas- oder Karbonfaser können die mechanische Zug- und Biegefestigkeit erhöht werden (Wang et al., 2017). ABS hat ein sehr weitreichendes Einsatzgebiet, wie der Automobilindustrie, Raumfahrt, Spielzeugindustrie, bis hin zur Medizintechnik (Lee et al., 2017). Polypropylen wird durch Kettenpolymerisation hergestellt. Aufgrund des geringen Preises, der chemischen Widerstandsfähigkeit und der guten Möglichkeit, es zu recyceln, wird es häufig in der Industrie eingesetzt. Füllstoffe wie Glasfaser können die mechanischen Eigenschaften verbessern (Carneiro et al., 2015; Stoof and Pickering, 2018). Polyetheretherketon (PEEK) gehört zur Gruppe der Polyarythetherketone. Es besitzt sehr gute mechanische Eigenschaften und ist chemisch sehr beständig. Durch die hohe Biokompatibilität wird es häufig in der Medizin eingesetzt. (Kang et al., 2018). Es wird beim DED und der ME genutzt und erfordert hohe Schmelztemperaturen von über 360°C (Boydston et al., 2020).

Biopolymere

Polyacide (PLA) oder Polymilchsäure ist ein Polymer, welches zur Fertigung von Kunststoffen aus regenerativen Quellen, wie beispielsweise Maisstärke, Zuckerrohr oder der Tapiokawurzel genutzt wird. Es kann durch Fermentation oder chemischer Synthese aus 2-Hydroxypropionsäure gewonnen werden (Chung and Washburn, 2016). Der Kohlenstoff im PLA stammt aus der Atmosphäre und wurde durch die Photosynthese von den Pflanzen aufgenommen. Aus diesem Grund hat die Herstellung weniger negative Auswirkungen auf die Umwelt als die Herstellung anderer Kunststoffe (Chung and Washburn, 2016; Gkartzou et al., 2017). Durch Zugabe von Lignin können die mechanischen Eigenschaften von PLA zudem verbessert werden (Tanase-Opedal et al., 2019).

Lignin ist ein hydrophobes Biopolymer und kommt in den Faserstrukturen verschiedener Pflanzen vor. Hier dient es dem Schutz vor Mikroorganismen und Insekten. Es verleiht der Pflanze physikalische Festigkeit und ermöglicht die Bildung wasserführender Strukturen (Chung and Washburn, 2013). Es fällt in der Holz- und Papierindustrie als Nebenprodukt in Form von Schwarzlauge an. Diese entsteht bei der Trennung von Sulfat-Lignin und Zellulose. Natriumhydroxid und Natriumsulfid werden genutzt, um die chemischen Bindungen zu trennen (Chung and Washburn, 2016). Die Zellulose wird im weiteren Prozess u.a. zu Papier verarbeitet (Mazurchevici et al., 2020).

Literaturübersicht

Das Sulfat-Lignin wird mittels Delignifizierung, dem Herauslösen aus Schwarzlauge, durch Ausfällung und Neutralisation mit Hilfe von Säuren isoliert. Im Anschluss wird es zu einer festen Masse getrocknet (Chung and Washburn, 2016; Gkartzou et al., 2017). Da pures Lignin eine schlechte Fließfähigkeit besitzt, müssen weitere Stoffe wie PLA, Copolyester und Additive hinzugefügt werden, um es als Filament verwenden zu können (Nguyen et al., 2018). Filament auf der Basis von Lignin hat viele Vorteile gegenüber synthetischen Filamenten. Bei der Verflüssigung im FFF-3D-Drucker werden keine toxischen Dämpfe freigesetzt, es besitzt gute mechanische Eigenschaften, einen hohen Kohlenstoffgehalt, ist hydrophob und wurde als lebensmittelecht klassifiziert. Zudem ist es nach DIN EN ISO 14855 biologisch abbaubar (Chung and Washburn, 2016; Gkartzou et al., 2017; Mazurchevici et al., 2020).

3. Zielstellung und Leitfragen der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, zu klären, inwiefern sich das Konstruktionsprinzip des 3D-Druckers auf die Exaktheit gedruckter Zahnbögen auswirkt und ob sich sowohl der kartesische-FFF-3D-Drucker als auch der Delta-FFF-3D-Drucker hinsichtlich der Präzision und Oberflächenbeschaffenheit zur Herstellung von Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie einsetzen lässt. Der Einfluss der Slicing-Software auf die Präzision und Oberflächenbeschaffenheit der gedruckten Zahnbögen ist zusätzlich Schwerpunkt der folgenden Untersuchungen. Während der Herstellung der Prüfkörper wurden die Druckzeiten des jeweiligen Druckverfahrens zur späteren Analyse gemessen. Als Nebenaspekt wurde die Exaktheit der Zahnbögen untersucht, welche bei steigenden Druckgeschwindigkeiten hergestellt wurden.

Es wurden folgende Leitfragen formuliert:

1. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen dem kartesischen- und Delta-FFF-3D-Drucker hinsichtlich der Exaktheit und Oberflächenbeschaffenheit gedruckter Zahnbögen?
2. Lassen sich Unterschiede zwischen den drei Bewegungsachsen der FFF-3D-Drucker feststellen, welche auf das Konstruktionsprinzip und die damit einhergehende Art der Bewegungsdurchführung des Druckkopfes zurückzuführen sind?
3. Welchen Einfluss hat die Slicing-Software auf die Exaktheit und Oberflächenbeschaffenheit der im FFF-3D-Drucker hergestellten Zahnbögen?
4. Hat das verwendete 3D-Drucker Konstruktionsprinzip bzw. die Slicing-Software signifikanten Einfluss auf die pro Setup-Zahnbogen benötigte Herstellungszeit?
5. Lässt sich die Druckgeschwindigkeit des kartesischen-FFF-3D-Druckers und des Delta-FFF-3D-Druckers zur Herstellung der Zahnbögen ohne Qualitätsverlust steigern?
6. Eignet sich sowohl der kartesische- als auch der Delta-FFF-3D-Drucker zur Herstellung kieferorthopädischer Setup-Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie?

4. Material und Methode

Um die Präzision des kartesischen-FFF- und des Delta-FFF-3D-Druckverfahrens vorhersagen zu können, wurden die durch Intraoralscan (IOS) digitalisierten Oberkiefer und Unterkiefer Zahnbögen von zehn ausgewählten Patienten der Universitätsmedizin Greifswald jeweils mit kartesischem- und Delta-FFF-3D-Druckverfahren gedruckt.

Da zudem der Einfluss verschiedener Slicing-Software (Slicer) auf die Präzision des 3D-Drucks evaluiert werden sollte, wurden die CAD-Dateien der Zahnbögen außerdem mit drei unterschiedlichen Slicern auf den Druck vorbereitet. Während des 3D-Drucks wurden die benötigten Druckzeiten für jeden Zahnbogen gemessen.

Als zusätzlicher Aspekt wurden die Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeiten analysiert. Hierfür wurden die CAD-Dateien eines Zahnbogenpaares mit kartesischem- und mit Delta-FFF-3D-Drucker bei steigenden Druckgeschwindigkeiten gedruckt. Angefangen bei einer Geschwindigkeit von 3000mm/min bis zu einer Maximalgeschwindigkeit von 15000mm/min wurden mit einer Zunahme der Geschwindigkeit pro Zahnbogen um 1000mm/min 26 Zahnbögen gedruckt.

Insgesamt wurden 132 Oberkiefer und Unterkiefer Zahnbögen gedruckt, welche im Anschluss analog, digital sowie visuell analysiert und verglichen wurden (Abb. 16). Als Ausschlusskriterium für die Studie galten Patienten mit Brückenversorgungen, herausnehmbarem Zahnersatz, laufenden kieferorthopädischen Behandlungen, Spaltbildungen und eingeschränkter Mundöffnung. Wichtigstes Einschlusskriterium war eine vollständige permanente Bezahnung inklusive der ersten Molaren. Die zweiten und dritten Molaren wurden nicht berücksichtigt. Alle gedruckten Modelle wurden anonymisiert und nummeriert.

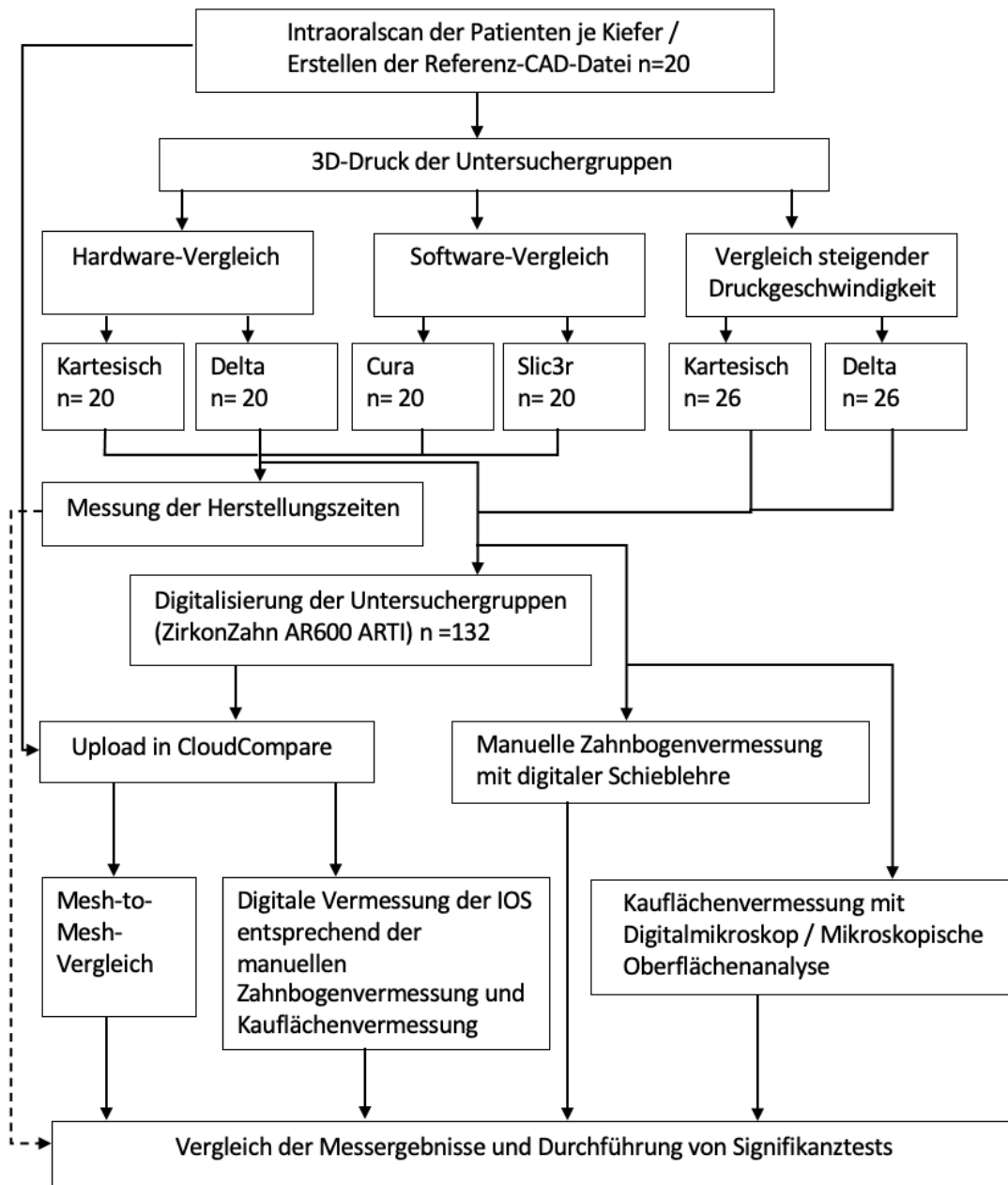


Abb. 16: Flussdiagramm zur Darstellung des Versuchsdesigns.

4.1 Hardware

Der 3D-Druck ist eine additive Fertigungstechnik. Hierbei werden ein oder mehrere thermoplastische Materialien schichtweise auf eine Plattform aufgetragen, um so ein dreidimensionales Objekt entstehen zu lassen. Ein drahtförmiges, thermoplastisches Filament wird im Extruder durch Erhitzen verflüssigt und schichtweise aufgetragen. Durch Abkühlen und erneutes Auftragen entsteht ein dreidimensionales Modell (Mohamed et al., 2015). Mit Hilfe einer Slicing-Software wird von einer original CAD-Datei im *.stl-Format ein G-Code erzeugt. Dieser enthält alle für die Steuerung des 3D-Druckers wichtigen Informationen (Feldmann und Pumpe, 2016).

Material und Methode

In der vorliegenden Studie standen für den 3D-Druck zwei FFF-3D-Drucker (Fused Filament Fabrication) zur Verfügung. Zum einen der Tevo Tornado (kartesischer Drucker) und zum anderen der Tevo Little Monster (Delta Drucker), welche Produkte der Firma Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China sind (Abb. 17).

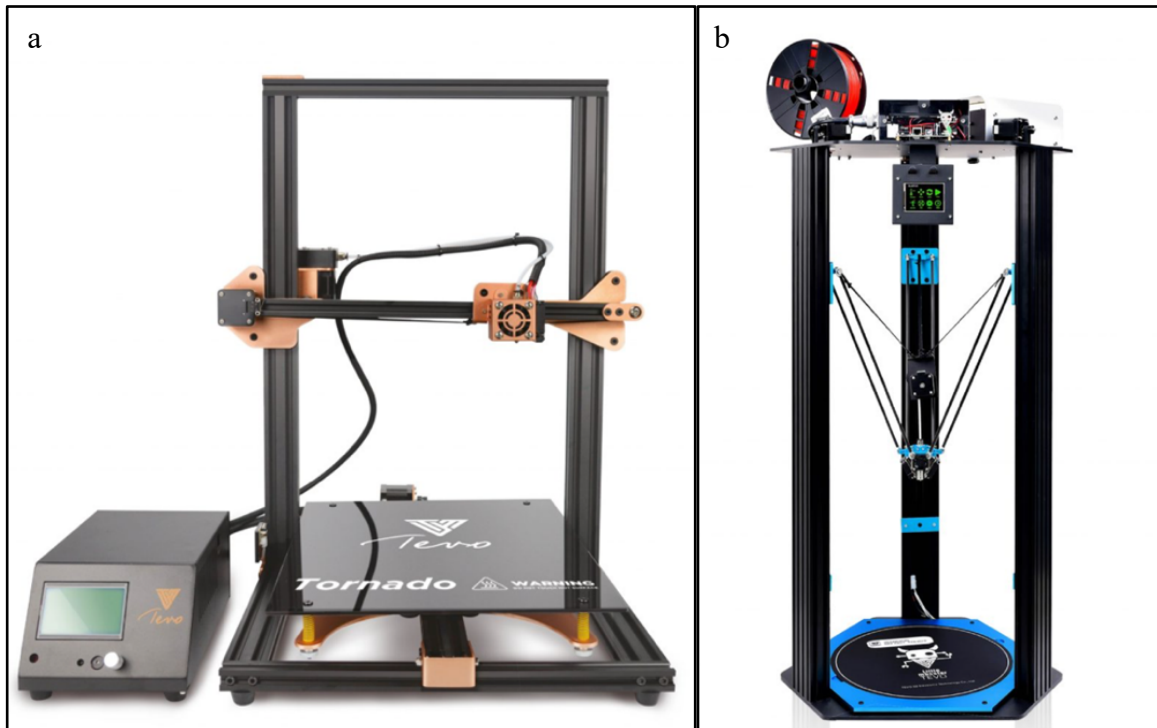


Abb. 17: Produktbilder der verwendeten 3D-Drucker. Zum einen der nach kartesischem Verfahren druckende Tevo Tornado (a) und zum anderen der Delta Drucker Tevo Little Monster (b) (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China).

Beide Drucker wurden mit 8-diode TL-Smoothern V1.0 (Bigtree-Tech, Shen-Zen, PRC) versehen und nutzen identische Präzisions-Druckdüsen (Micro Swiss, Minneapolis, Minnesota, USA) von 0,4mm Öffnung. Als Layerhöhe (Schichtdicke) wurden 150 μ m gewählt. Für den 3D-Druck der CAD-Dateien zur Analyse des Einflusses verschiedener Slicing-Software auf die Präzision gedruckter Zahnbögen wurde der kartesische-FFF-3D-Drucker Tevo Little Monster verwendet. Alle gedruckten Zahnbögen wurden mit dem Modellscanner Zirkonzahn AR600 ARTI (Zirkonzahn, Pustertal, Tirol, Italien) digitalisiert. Dies ist ein optischer Streifenlichtscanner mit zwei hochauflösenden Hochgeschwindigkeitskameras. Die Genauigkeit liegt nach Herstellerangaben bei <10 μ m. Die Zahnbögen wurden hierfür auf einer \varnothing 80mm x 20mm Platte fixiert (Abb. 18). Die Scans der Zahnbögen wurden im *.stl- Format abgespeichert.



Abb. 18: Darstellung des Streifenlichtscanners Zirkonzahn AR600 ARTI mit geschlossener Scankabine und zugehörigem Computer mit geöffneter Scansoftware (a). Darstellung der Scankabine des Modellscanners mit dem auf der Scanplatte fixierten Zahnbogen (b).

Die Intraoralscans der Patienten, welche mit der Omnicam Ortho mit Software V1.2.1 (Dentsply Sirona GmbH, Bensheim, Deutschland) erfolgten, wurden von routinierten Zahnmedizinierenden des 5. Studienjahres der Universitätsmedizin Greifswald durchgeführt. Es wurde den Hinweisen der Software mit einem festgelegten Scanpfad gefolgt. Nachfolgend wurden die Scans als *.ocxd-Datei in OnyxCeph3™ LAB importiert. Dort erfolgten die Modellausrichtung sowie der Reparatur der Scans bis zur Fehlerfreiheit und anschließender Segmentierung der Zahnbögen. Zusätzlich wurde an allen Zahnbögen ein Hufeisensockel von 3mm Höhe angefügt (Abb. 19). Abschließend wurden die CAD-Dateien im *.stl-Format gespeichert und so für die Slicing-Software lesbar gemacht.

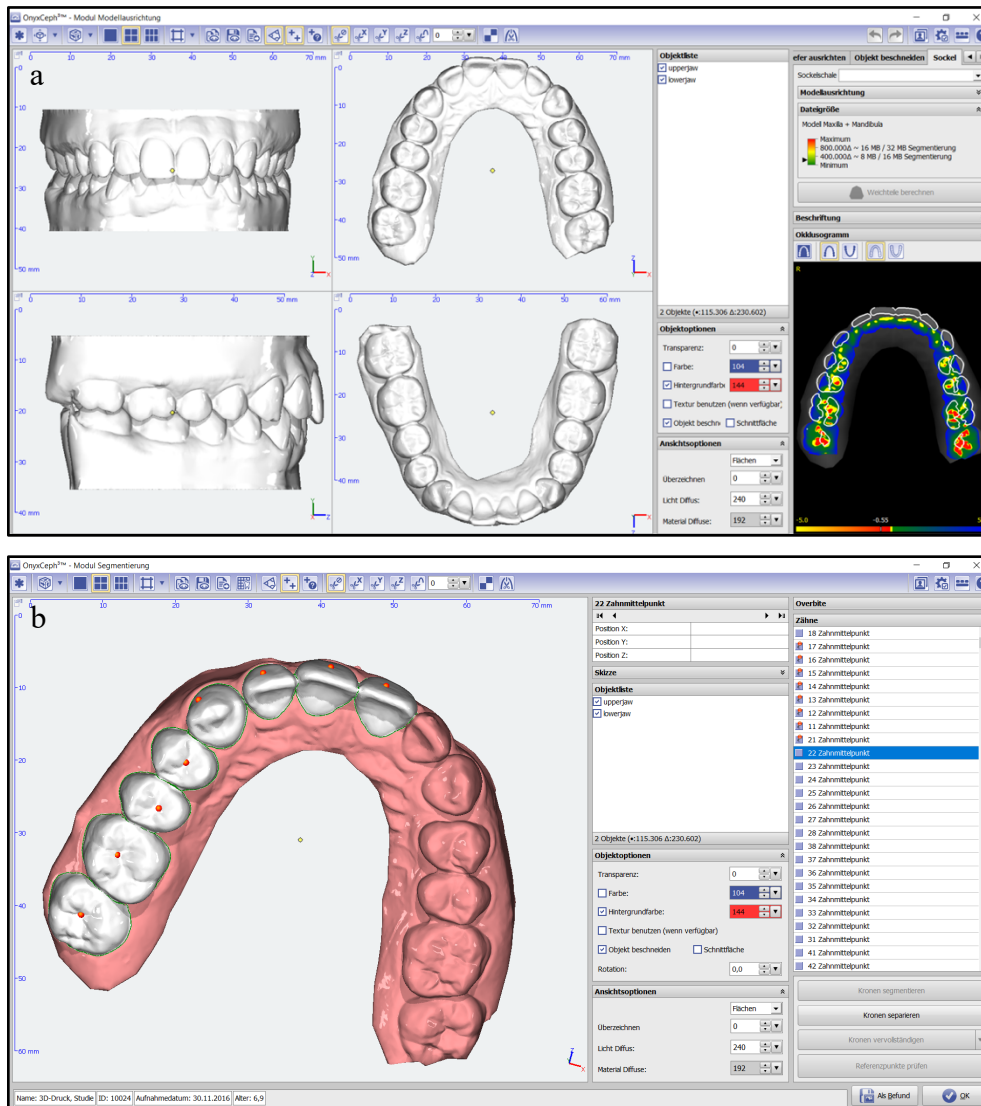


Abb. 19. Exemplarische Darstellung der als *.ocxd-Dateien in OnyxCeph3™ LAB importierten Intraoralscans mit anschließender Modellausrichtung, Scanreparatur bis zur vollständigen Fehlerfreiheit (a) sowie der Segmentierung der Zahnbögen (b).

4.2 Filament

Für alle Drucke wurde ein Lignin-basiertes GreenTec Filament mit 1,75mm Durchmesser verwendet (Extrudr FD3D GmbH, Lauterach, Austria). Es handelt sich um ein langlebiges, bis 160°C hitzebeständiges Bio-Polymer (DIN EN ISO Norm 306), welches aus 100% regenerativen Rohstoffen produziert wird. Es besitzt ein Elastizitätsmodul von >3000 MPa mit einer Zugfestigkeit bis zu 46 MPa. Nach DIN EN ISO 13432 ist es kompostierbar. Lignin ist neben Cellulose der am häufigsten in der Natur vorkommende polymere Naturstoff. Die Polymere sind aus Phenylpropan-Struktureinheiten zusammengesetzt und bilden einen Hauptbestandteil von Holz (Nimz, 1974). Gleiches Filament wird im zahntechnischen Labor der Universitätsmedizin Greifswald für den 3D-Druck von kieferorthopädischen Setup-Modellen genutzt, auf denen Aligner im Tiefziehverfahren hergestellt werden.

4.3 Software

Um die Auswirkungen verschiedener Slicing-Software auf die Präzision 3D-gedruckter Zahnbögen vorhersagen zu können, wurden die CAD-Dateien der Zahnbögen mit unterschiedlicher Slicing-Software vorbereitet und anschließend mit kartesischem-FFF-3D-Drucker gedruckt. Für den Vergleich der Präzision zwischen dem kartesischen-FFF-3D-Drucker und dem Delta-FFF-3D-Drucker wurde für beide 3D-Drucker die Slicing-Software Simplify3D (Simplify3D, LLC. Cincinnati, USA) verwendet. Für die Analyse der Präzision verschiedener Slicing-Software wurden neben Simplify3D (Simplify3D, LLC. Cincinnati, USA) die beiden Open Source Slicing-Software Cura (Ultimaker B.V. Utrecht, Niederlande) und Slic3r (non-profit Open-Source-Software, entwickelt von Alessandro Ranellucci) genutzt. Bei der verwendeten Slicing-Software wurden vergleichbare Softwareparameter eingestellt (Tab. 1). Aufgrund von unterschiedlichen Konditionen zwischen dem Delta-FFF-3D-Drucker und dem kartesischen-FFF-3D-Drucker können die Parameter hier geringfügig voneinander abweichen.

Tab. 1: Wesentliche Softwareparameter der verwendeten Slicing-Software.

	Cura (TEVO Tornado)	Slic3r (TEVO Tornado)	Simplify3D (TEVO Little Monster)	Simplify3D (TEVO Tornado)
Layerhöhe	150µm	150µm	150µm	150µm
Top/Bottom Layer	3/3	3/3	3/3	3/3
Shells	3	3	3	3
Infill	20% rectangular	20% rectangular	20% rectangular	20% rectangular
Temp. Nozzle	205°	205°	205°	205°
Temp. Bed	60°	60°	60°	60°
Print Speed	4500mm/min	4500mm/min	4800mm/min	4500mm/min
Movem. Speed X/Y	5000mm/min	5000mm/min	5000mm/min	4500mm/min
Movem. Speed Z	1000mm/min	1000mm/min	1000mm/min	800mm/min

Temp.: Temperatur; Movem.: Movement

4.4 Messungen

4.4.1 Manuelle Zahnbogenvermessung

Alle 3D-gedruckten Zahnbögen wurden zuerst manuell vermessen. Dies erfolgte mit einer digitalen Schieblehre (SKANTEK GmbH, Erlangen), welche mittels USB-Port an einen Computer angeschlossen war. Die gemessenen Daten wurden so unmittelbar per Knopfdruck in Tabellen übertragen. Die Messspitzen der Schieblehre wurden zur besseren Präzision individualisiert (Abb. 20). Die Messgenauigkeit liegt bei 0,01mm. Die gedruckten Zahnbögen wurden in vertikaler, transversaler und sagittaler Ebene entsprechend der drei Bewegungsachsen der 3D-Drucker vermessen. Die Auswahl der Messpunkte in transversaler und sagittaler Ebene erfolgte in Anlehnung an die Modellvermessung nach Sillman (1964) (Dimension 2, 5, und 11) und Pont (1909) (hZBB, vZBB). Die Messpunkte der Modelldiagnostik sind in Tabelle 2 dargestellt.



Abb. 20: Anwendungsdarstellung der manuellen Modellvermessung mittels digitaler Schieblehre (SKANTEK GmbH, Erlangen). Beispieldarstellung der Messung der hinteren Zahnbogenbreite am Oberkieferzahnbogen (hZBB0).

Tab. 2: Übersicht über die mit digitaler Schieblehre durchgeführten Messungen.

Ebene	Druckerachse	Messung	Messpunkte
Transversal	X-Achse	hZBBö	Schnittpunkt der Querrissur mit der nach bukkal auslaufenden Fissur des ersten oberen Molaren
		hZBBu	Mediobukkale Höckerspitzen der unteren ersten Molaren
		vZBBö	Mitte der Querrissur der ersten Prämolaren
		vZBBu	Kontaktpunkt zwischen dem ersten und zweiten unteren Prämolaren
		ESA	Verbindungsline zwischen den Eckzahnsitzen
		DIM 11	Kontaktpunkt zwischen zweiten Prämolaren und erstem Molaren
Sagittal	Y-Achse	DIM 5	Interinzisalpunkt und distaler Kontaktpunkt des zweiten Prämolaren zum ersten Molaren links
		DIM 2	Interinzisalpunkt und distaler Kontaktpunkt des zweiten Prämolaren zum ersten Molaren rechts
Vertikal	Z-Achse	KL	Zervikaler Zahnfleischrand und Schneidekante
		MoHö	Unterrand der Modellbasis und Schneidekante des rechten mittleren Schneidezahns (11 und 41)

hZBBö: Hintere Zahnbogenbreite des Oberkiefers; hZBBu Hintere Zahnbogenbreite des Oberkiefers; vZBBö: Vordere Zahnbogenbreite des Oberkiefers; vZBBu: Vordere Zahnbogenbreite des Unterkiefers; ESA: Eckzahnsitzenabstand, DIM: Dimension; KL: Kronenlänge; MoHö: Modellhöhe.

Um die erhobenen Messwerte mit den CAD-Dateien der Intraoralscans vergleichen zu können, wurden die in Tabelle 2 aufgeführten Messungen ebenfalls an diesen durchgeführt. Hierfür wurde die Open-Source-Software CloudCompare Version 2.10.2 genutzt. Durch das Modul Point-Picking können zwei Punkte der Punktwolke entsprechend der manuellen Zahnbogenvermessung ausgewählt werden (Abb. 21). CloudCompare errechnet die Distanz zwischen den ausgewählten Punkten. Die Ergebnisse wurden im Anschluss in Tabellen überführt.

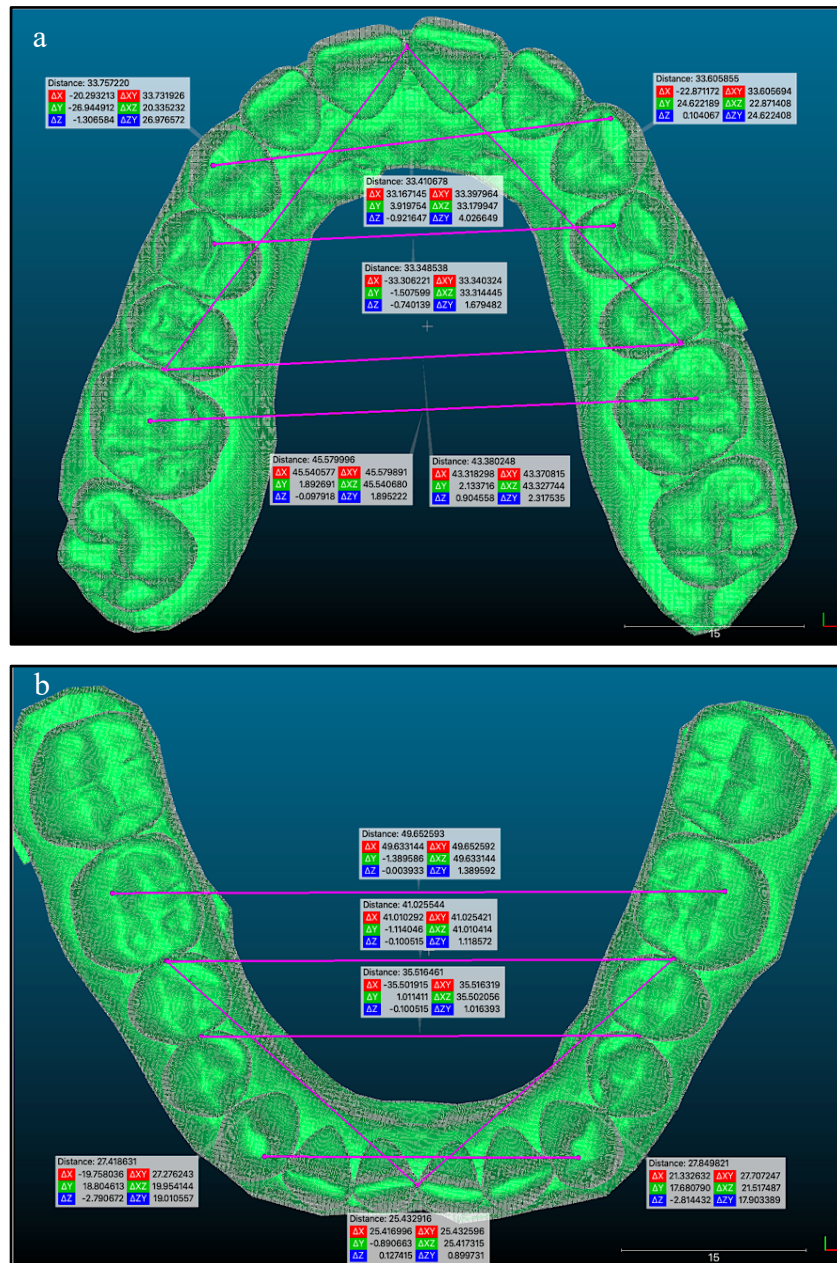


Abb. 21: Bildausschnitt der CloudCompare Benutzeroberfläche im Modul Point-Picking zur Beispieldarstellung der Distanzen (lila Messstrecken) zwischen den Messpunkten der Zahnbogenvermessung an den CAD-Dateien der Intraoralscans. Darstellung der Messstrecken von Oberkiefer (a) und Unterkiefer (b).

4.4.2 Kaufächenvermessung mit Digitalmikroskop

Um neben der makroskopischen Präzision auch die mikroskopische Präzision der dreidimensional gedruckten Zahnbögen evaluieren zu können und Unterschiede der Oberflächenbeschaffenheit festzustellen, wurden die okklusalen Flächen der Zähne 15, 16, 35 und 36 aller 3D gedruckten Zahnbögen mit dem Digitalmikroskop VHX 6000 von Keyence (Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg) analysiert und definierte Höckerspitzenabstände gemessen (Abb. 22).

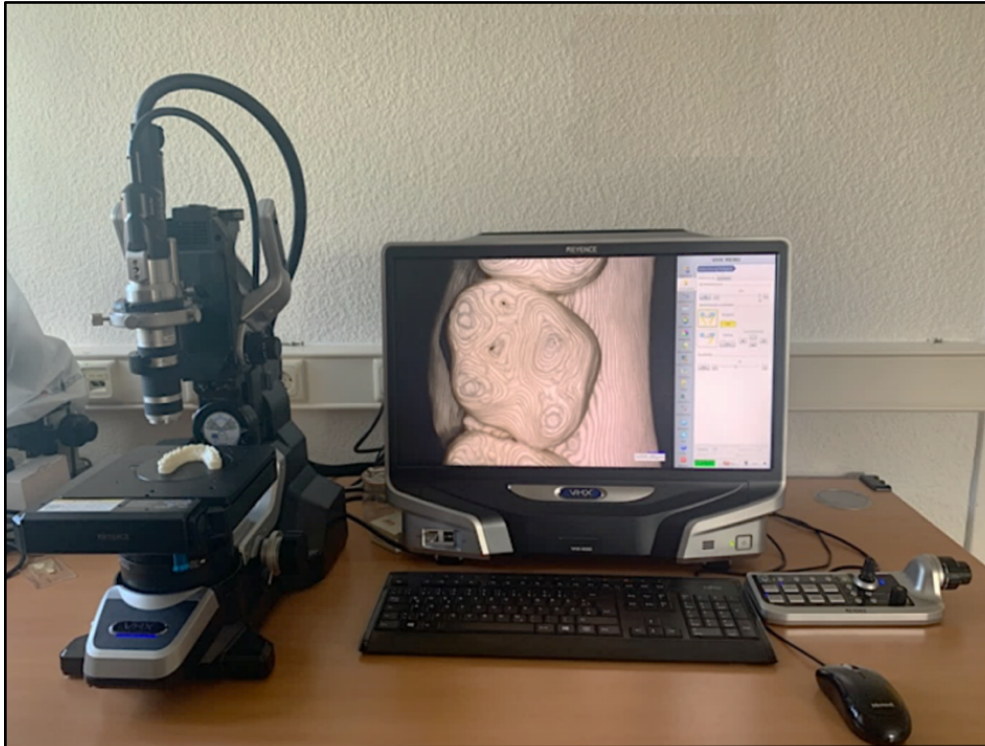


Abb. 22: Darstellung des Digitalmikroskop VHX 6000 der Firma Keyence Deutschland GmbH bei geöffneter Software und Ansicht von Zahn 16 bei 30-fach Vergrößerung.

Zunächst wurden die zu untersuchenden Kauflächen mit 30-facher Vergrößerung fokussiert und die Bildausschnitte für den visuellen Vergleich abgespeichert. Im nächsten Schritt wurde der tiefste optisch sichtbare Punkt des Bildausschnittes fokussiert und mittels automatischer Tiefenkomposition ein dreidimensionales Bild der Kaufläche erstellt. Mit dem softwareeigenen Analysetool Linien-Rauigkeitsmessung wurde der höchste Punkt jeder Höckerspitze vom Programm mit einem roten Kreuz gekennzeichnet (Abb. 23). Beim Vergleich der Okklusionsflächen der 3D-gedruckten Zahnbögen wurden die Distanzen zwischen den höchsten Punkten von ausgewählten Höckerspitzen gemessen und als Profillinie dargestellt (Abb. 24). Eine Übersicht der gemessenen Werte ist in Tabelle 3 dargestellt.

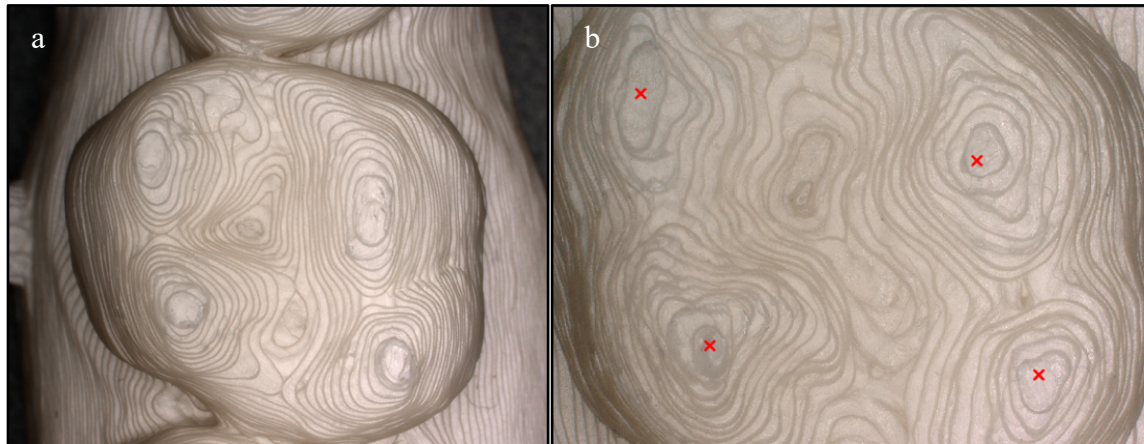


Abb. 23: Beispieldarstellung der Kaufläche des Zahnes 16 mit 30-facher Vergrößerung (a). Markierung der höchsten Punkte der Höckerspitzen durch rote Kreuze nach Anwendung des softwareeigenen Analysetools Linien-Rauigkeitsmessung (b) (Modellnummer 5, Drucker: kartesisch).

Tab. 3: Übersicht der Messpunkte der Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop.

Messung	Definition
Distanz 1	Distanz zwischen der distolingualen und mesiolingualen Höckerspitze Zahn 36
Distanz 2	Distanz zwischen der mesiolingualen und mesiobukkalen Höckerspitze Zahn 36
Distanz 3	Distanz zwischen der mesiobukkalen und distolingualen Höckerspitze Zahn 36
Distanz 4	Distanz zwischen der bukkalen und lingualen Höckerspitze Zahn 35
Distanz 5	Distanz zwischen der mesiobukkalen und distopalatinalen Höckerspitze Zahn 16
Distanz 6	Distanz zwischen der distobukkalen und mesiopalatinalen Höckerspitze Zahn 16
Distanz 7	Distanz zwischen der bukkalen und palatinalen Höckerspitze Zahn 15

Um die erhobenen Messwerte erneut mit den CAD-Dateien der Intraoralscans vergleichen zu können, wurden die in Tabelle 3 aufgeführten Messungen ebenfalls an diesen durchgeführt. Diese Messungen erfolgte wie in 4.4 beschrieben mit der Software CloudCompare Version 2.10.2 (Abb. 25). Die Ergebnisse wurden im Anschluss in Tabellen überführt.

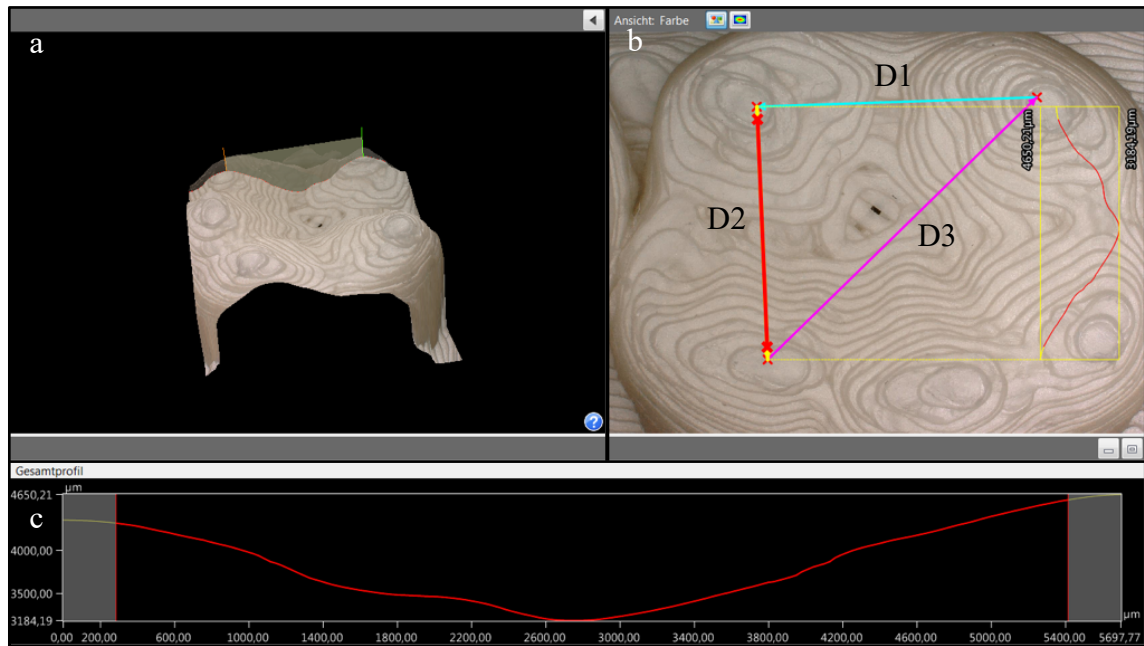


Abb. 24: Benutzeroberfläche des Keyence VHX 6000 mit dreidimensionaler Darstellung des Zahnes 36 (a). Darstellung der Distanzen (D1-D3) zwischen den höchsten Punkten der Höckerspitzen (rote Kreuze) (b) und Darstellung des Profilverlaufes von D2 (c). Profillinie D1 zwischen distolingualer- und mesiolingualer Höckerspitze. Profillinie D2 zwischen mesiolingualer- und mesiobukkaler Höckerspitze. Profillinie D3 zwischen mesiobukkaler- und distolingualer Höckerspitze.

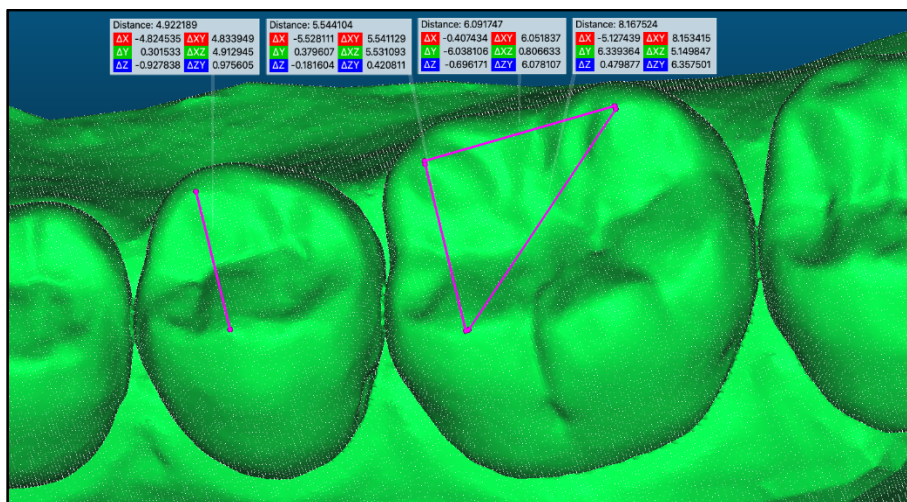


Abb. 25: Bildausschnitt der CloudCompare Benutzeroberfläche im Modul Point-Picking zur Beispieldarstellung der Distanzen D1–D4 (lila Messstrecken) zwischen den beschriebenen Höckerspitzen an den CAD-Dateien der Intraoralscans.

4.4.3 Visuelle Inspektion

Die Oberflächen der Zahnbögen wurden im Anschluss an die Kauflächenvermessung mittels Digitalmikroskop untersucht, um optische Unterschiede zwischen den Zahnbögen feststellen zu können. Hierfür wurde die Oberflächenbeschaffenheit im Bereich der Schneidekanten und Palatinalflächen der Oberkieferfrontzähne sowie die Labialflächen der Unterkieferfrontzähne unter 30-facher Vergrößerung betrachtet. Zum Vergleich der Oberflächenbeschaffenheit der Druckverfahren wurden die untersuchten Bildausschnitte abgespeichert.

4.4.4 Mesh-to-Mesh-Vergleich

Um Unterschiede zwischen den gedruckten Zahnbögen feststellen zu können, welche sich durch die manuelle Zahnbogenvermessung und die digitale Kauflächenvermessung nicht ermitteln lassen, wurden die mittels Modellscanner Zirkonzahn AR600 ARTI generierten *.stl-Dateien der gedruckten Zahnbögen in der Software CloudCompare mit den CAD-Dateien der Intraoralscans durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich verglichen. Die durchgeführten Vergleiche sind in Tabelle 4 dargestellt. CloudCompare erzeugt dabei eine Punktwolke (sog. Pointcloud) der *.stl-Datei. Anschließend werden entsprechende Punkte trianguliert und eine 3D-Netzstruktur (sog. Mesh) des Objektes gebildet. Die einzelnen, aus drei Eckpunkten gebildeten Flächen des Netzes können als Facets verstanden werden. Abbildung 26 zeigt beispielhaft die Netzstruktur einer erzeugten *.stl-Datei.

Tab. 4: Übersicht der in CloudCompare durchgeführten Mesh-to-Mesh-Vergleiche zwischen den Referenz-CAD-Dateien der Intraoralscans (CAD) und den digitalisierten Zahnbögen (kartesisch, Delta, Cura, Slic3r).

Nr.	Mesh-to-Mesh-Vergleich
1.	CAD vs. Kartesisch
2.	CAD vs. Delta
3.	CAD vs. Cura
4.	CAD vs. Slic3r
5.	Kartesisch niedrigste Druckgeschwindigkeit vs. kartesisch steigende Druckgeschwindigkeiten
6.	Delta niedrigste Druckgeschwindigkeit vs. Delta steigende Druckgeschwindigkeiten

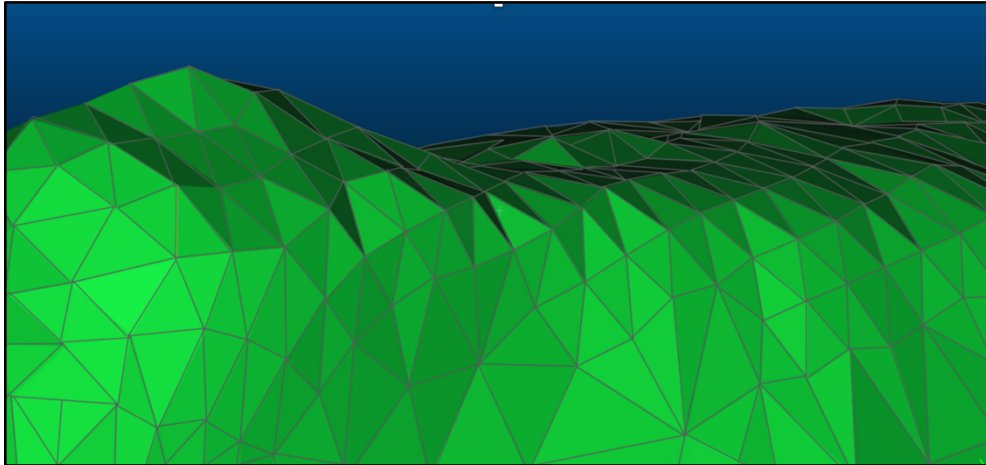


Abb. 26: Beispieldarstellung des erzeugten Netzes, welches zwischen den einzelnen Punkten der Punktwolke erstellt wurde. Zur besseren Übersicht wurden die Seitenkanten der Facets grau hinterlegt.

Für den Vergleich der *.stl-Dateien der gedruckten und erneut eingescannten Zahnbögen und den CAD-Dateien der Intraoralscans wurden diese vorbereitend grob adjustiert. Hierfür mussten auf beiden Vergleichspartnern äquivalente Referenzpunkte ausgewählt werden (Point-Pairs-Picking). Bei allen Vergleichen der Studie dienten die bukkalen Höckerspitzen der ersten Molaren, der Prämolaren und die Eckzahnsitzen als Referenzpunkte (Abb. 27). Unterschiede und eventuelle Scanfehler im Bereich der virtuellen Zahnbogenbasis wurden ausgeschlossen, indem nach erstem Adjustieren die virtuellen Zahnbögen auf eine gemeinsame basale Höhe gekürzt wurden. Als Referenzpunkt wurde die Unterkante der Zahnbogennummer, welche sich seitlich am Zahnbogen befindet, verwendet.

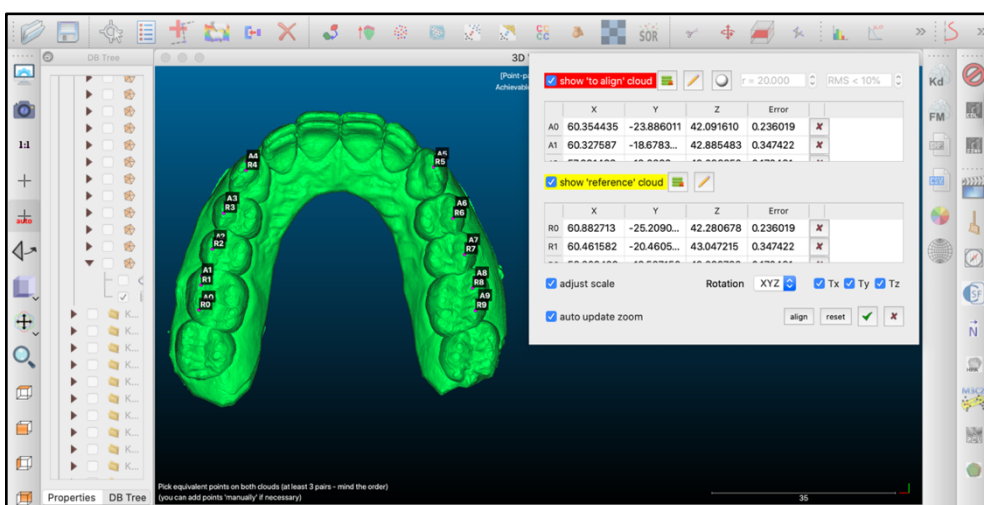


Abb. 27: Beispieldarstellung der ausgewählten Referenzpunkte (lila Punkte mit alphanumerischer Bezeichnung) auf den Höckerspitzen der Vergleichspartner zum groben Adjustieren der Zahnbögen.

Material und Methode

Im nächsten Schritt wurden die beiden zu vergleichenden Dateien nach ICP-Algorithmus (Iterativ Closest Point) vom Programm feinadjustiert. Hierbei wurden die Punktwolken mittels Rotation (R) und Translation (T) bestmöglich in Deckung gebracht, indem für jeden Punkt einer Punktwolke der äquivalente Punkt mit geringster Entfernung der zweiten Punktwolke gesucht wurde (Rusinkiewicz and Levoy, 2001). Der in Tabelle 4 erstgenannte Vergleichspartner diente dabei als Referenzobjekt und blieb bei Rotation und Translation dauerhaft starr in Position. Im nächsten Schritt wurden durch Anwendung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs die Abstände zwischen den Oberflächen ermittelt und durch ein Skalarfeld farblich dargestellt. Rot bis gelb gekennzeichnete Markierungen stellen Diskrepanzen in positiver Richtung dar. Der Vergleichspartner ist an diesen Bereichen größer als der Referenzpartner. Grün bis blaue Bereiche markieren Abweichungen vom Referenzpartner in den negativen Bereich (Abb. 28). Der Vergleichspartner ist an diesen Bereichen entsprechend kleiner als der Referenzpartner. CloudCompare ermittelt durch Anwendung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs die mittlere Diskrepanz (Mean), die Standardabweichung der Diskrepanzen (SD), die Maximalabstand positiv (Max.pos.) und den Maximalabstand negativ (Max.neg.) zwischen Zahnbogen und CAD-Datei.

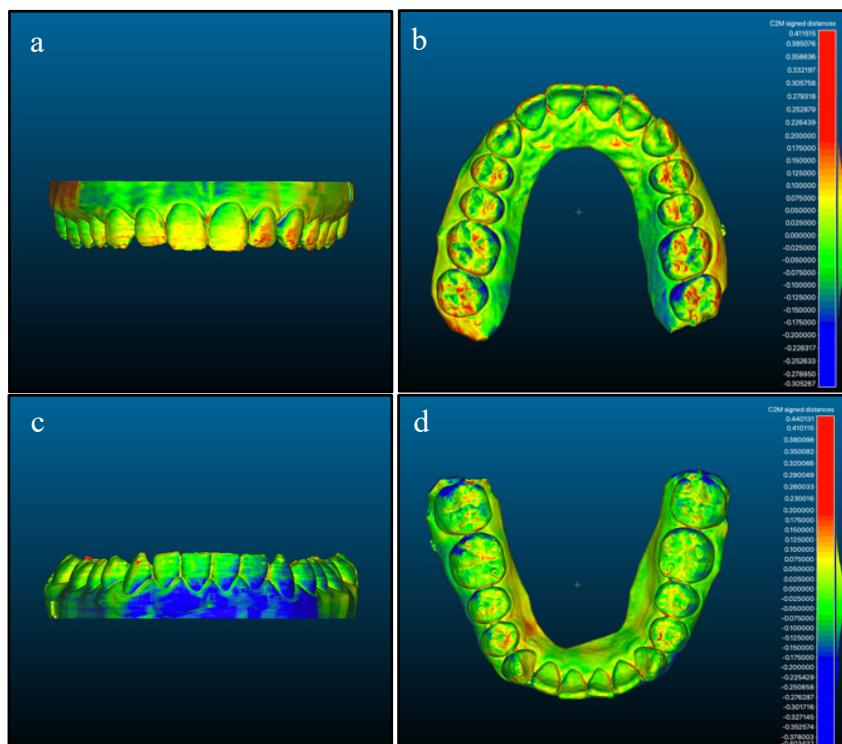


Abb. 28: Exemplarische Veranschaulichung der Unterschiede zwischen den Vergleichspartnern mittels Skalarfeld nach Anwendung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs. Rot bis gelb gekennzeichnete Bereiche markieren additive Abweichungen. Grün bis blaue Bereiche markieren subtraktive Abweichungen vom Referenzpartner. Darstellung von frontal (a und c) und okklusal (b und d).

4.4.5 Vergleich der Druckzeiten

Um die benötigten Druckzeiten zwischen den 3D-Druckverfahren vergleichen zu können, wurden im Rahmen der Untersuchungen die Herstellungszeiten jedes Zahnbogens gemessen. Hierbei erfolgte die Trennung der Druckverfahren nach Hardware und Software. Die Ergebnisse wurden für die spätere Analyse in Tabellen überführt.

4.5 Fehleranalyse der Messmethoden

4.5.1 Fehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung

Für die Messfehleranalyse wurden bei zehn zufällig ausgesuchten Zahnbögen erneut die in Tabelle 2 dargestellten Messungen durchgeführt. Diese Zweitvermessung erfolgte sowohl an den 3D-gedruckten Zahnbögen als auch an den CAD-Dateien der Intraoralscans (s. 4.4). Übereinstimmungen und Abweichungen zwischen den erneut durchgeführten Messungen wurden mittels Bland-Altman-Plots grafisch dargestellt. Im Bland-Altman-Plot wird der Mittelwert beider Messungen $(M1+M2 / 2)$ auf der Abszisse (X-Achse) gegen die Differenz der beiden Messmethoden $(M1-M2)$ auf der Ordinate (Y-Achse) im kartesischen Koordinatensystem aufgetragen. Zudem wird der Mittelwert der Differenzen, der Mittelwert der Differenzen plus $1,96 \times$ Standardabweichung der Differenzen (SD) und der Mittelwert der Differenzen minus $1,96 \times$ Standardabweichung der Differenzen projiziert. Mit Hilfe des Diagramms werden die Mittelwerte der Differenzen, die Schwankungsbreite zwischen zwei Messungen und Ausreißer grafisch dargestellt (Bland and Altman, 1986). Des Weiteren wurde mit den Werten der Methodenfehler δ nach Dahlberg (1940) errechnet. Dieser beschreibt das Ausmaß der Schwankungsbreite der beiden ermittelten Messwerte bezogen auf den eigentlichen Betrag der Messwerte. Aufgetretene Messfehler können so quantitativ erfasst werden (Dahlberg, 1940). Folgende Formel wurde zur Ermittlung des Methodenfehlers genutzt:

$$\delta = \sqrt{\left(\frac{\sum d^2}{2n}\right)} \quad d = \text{Differenz der Messwerte} \quad n = \text{Anzahl der Zweitmessungen}$$

Zusätzlich wurde mit der Software IBM SPSS Statistics Professional v27 für Mac (IBM Corporation, 2012) die Intraklassenkorrelation (ICC) errechnet. Sie ist ein Zusammenhangsmaß, welches Auskunft darüber geben soll, wie sich zwei oder mehr Beurteiler hinsichtlich einer Merkmalsausprägung voneinander unterscheiden. Dadurch lässt sich die Zuverlässigkeit (Reliabilität) eines Beurteilers einschätzen (Fleiss and Shrout, 1979; Wirtz und Caspar, 2002).

4.5.2 Fehlernanalyse der Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop

Für die Messfehleranalyse der Kauflächenvermessung wurden an zehn Zahnbögen erneut die in Tabelle 3 aufgelisteten Messungen durchgeführt. Diese Zweitvermessung erfolgte sowohl an den 3D-gedruckten Zahnbögen mit dem Digitalmikroskop VHX 6000 von Keyence (Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg) als auch an den CAD-Dateien der Intraoralscans mit der Software CloudCompare (s. 4.4). Übereinstimmung und Abweichungen der ersten und zweiten Messung wurden im Bland-Altman-Plot grafisch dargestellt. Wie in 3.5.1 wurden diese Werte genutzt, um den Methodenfehler nach Dahlberg (1940) zu errechnen und die Intraklassenkorrelation (ICC) zu bestimmen.

4.5.3 Fehlernanalyse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs

Zur Messfehlerbestimmung wurden zehn Zahnbögen erneut mit dem Modellscanner Zirkonzahn AR600 ARTI digitalisiert, im *.stl-Format exportiert und nach beschriebenem System durch CloudCompare mit den ursprünglichen CAD-Dateien der Intraoralscans verglichen. Übereinstimmungen und Abweichungen des ersten und zweiten Mesh-to-Mesh-Vergleichs wurden im Bland-Altman-Plot grafisch dargestellt. Wie in 4.5.1 wurden diese Werte genutzt, um den Methodenfehler nach Dahlberg (1940) zu errechnen und die Intraklassenkorrelation (ICC) zu bestimmen.

4.6 Statistische Auswertung

Die in der vorliegenden Studie erhobenen Messdaten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel (Microsoft Excel für Mac Version 16.37) verwaltet. Für die statistische Auswertung und die Darstellung der Zusammenhänge wurden die Software IBM SPSS Statistics Professional v27 für Mac (IBM, Armonk, USA) und RStudio 1.2.519 (RStudio Inc., Boston, MA, USA) genutzt. Die Messwerte der Zahnbogen- und Kauflächenvermessung wurden zunächst mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Im Anschluss wurden Mittelwerte gebildet und die Standardabweichungen bestimmt. Die Ergebnisse wurden durch Boxplots grafisch dargestellt. Im weiteren Verlauf der Analyse erfolgte die Ermittlung der absoluten Abweichungen zwischen den 3D-gedruckten Zahnbögen und den CAD-Dateien der Intraoralscans sowie die Darstellung der Ergebnisse mit Hilfe von Streudiagrammen. Anschließend folgte die Anwendung des Kruskal-Wallis-H-Tests zur Ermittlung signifikanter Unterschiede zwischen den Abweichungen der Druckverfahren zur CAD-Datei. Für signifikante Ergebnisse wurde als Post-hoc-Test der Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt.

Material und Methode

Im weiteren Verlauf der Analyse wurden die ermittelten Gesamtabweichungen der Zahnbogen- und Kauflächenvermessung entsprechend den jeweiligen Druckverfahren zusammengefasst und separat für die jeweilige Messmethodik dargestellt. Auch hier erfolgte die Ermittlung der deskriptiven Statistik sowie die Darstellung durch Streudiagramme. Aufgrund der Tatsache, dass die im Zuge der Zahnbogendiagnostik ermittelten Abweichungen nicht normalverteilt sind, folgte die Anwendung des Kruskal-Wallis-H-Tests. Für die Abweichungen der Kauflächenvermessung konnte nach Transformation der Ergebnisse durch Quadrieren eine Normalverteilung der Variablen erreicht werden. Dies ermöglichte die Untersuchung der Ergebnisse mit Hilfe eines linearen gemischten Modells (engl. linear mixed model). Referenzkategorie im Modell war der kartesische-FFF-3D-Drucker. Es folgte eine einfaktorielle Varianzanalyse mit anschließendem Tukey-Test sowie grafischer Darstellung durch Streudiagramme und Boxplots. Um Unterschiede zwischen den Bewegungsachsen der 3D-Drucker zu ermitteln, wurden die absoluten Abweichungen der Messstrecken entsprechend der X-, Y- sowie Z-Achse des Druckers zusammengefasst (s. Tab. 2) und durch Streudiagramme grafisch dargestellt. Unterschiede zwischen den Druckerachsen der Druckverfahren wurden mittels Kruskal-Wallis-H-Test ermittelt. Für signifikante Ergebnisse wurde erneut der Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt.

Die Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs zwischen eingescanntem Zahnbogen und CAD-Datei wurden zunächst mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. CloudCompare ermittelt durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich die mittlere Diskrepanz (Mean), die Standardabweichung der Diskrepanzen (SD), den Maximalabstand positiv (Max.pos.) und den Maximalabstand negativ (Max.neg.) zwischen Zahnbogen und CAD-Datei. Zur Ermittlung der mittleren Diskrepanz sowie der Standardabweichung der Diskrepanz zwischen den Zahnbögen und der CAD-Datei nutzt die Software folgende Formel:

$$\text{mean} = \frac{\sum d}{n} \quad \text{SD} = \sqrt{\frac{\sum (\chi_i - \bar{x})^2}{n}} \quad \text{d} = \text{Distanz zwischen zwei benachbarter Facets; } n = \text{Anzahl der Facets; } \chi_i = \text{Merkmalsausprägungen (Abweichung) am } i\text{-ten Element; } \bar{x} = \text{Mittelwert der Abweichungen zwischen den Meshes (mean)}$$

Zur Visualisierung der ermittelten Abweichungen dienten sowohl Boxplots als auch Häufigkeitspolygone. Beim Häufigkeitspolygon ist die Abweichung zur CAD-Datei in Millimeter auf der X-Achse gegen die Anzahl der jeweiligen Flächen (Facets), welche diesen Wert der Abweichung aufweisen, auf der Y-Achse aufgetragen.

Material und Methode

Zur weiteren Analyse wurden die Ergebnisse mit dem Kruskal-Wallis-H-Test für unabhängige Stichproben untersucht. Im Anschluss wurde für signifikante Ergebnisse der Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt.

Die ermittelten Druckzeiten der Zahnbögen wurden zunächst mittels Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft, Mittelwerte gebildet und die Standardabweichungen bestimmt. In Anschluss wurde der Kruskal-Wallis-H-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt und die Ergebnisse durch Boxplots grafisch dargestellt. Für signifikante Ergebnisse folgte an den Kruskal-Wallis-H-Test der Dunn-Bonferroni-Test.

Die Auswirkung steigender Druckgeschwindigkeiten auf die Qualität und Präzision der Zahnbögen wurden analysiert, indem die mit unterschiedlicher Geschwindigkeit gedruckten Zahnbögen ebenfalls mit den drei beschriebenen Messmethoden untersucht wurden. Hierfür wurden die Abweichungen zwischen den Messergebnissen der mit einer Druckgeschwindigkeit von 3000mm/min gedruckten Zahnbögen und denen, welche mit steigenden Druckgeschwindigkeiten gedruckt wurden, ermittelt. Die Messergebnisse je Zahnbogen wurden entsprechend der jeweiligen Druckgeschwindigkeit durch Boxplots grafisch dargestellt. Mit Hilfe von CloudCompare wurden Mesh-to-Mesh-Vergleiche zwischen den beschriebenen Zahnbögen durchgeführt und die ermittelten Abweichungen in Tabellen überführt. Die durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich ermittelten Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeit wurden zudem durch Streudiagramme grafisch dargestellt.

5. Ergebnisse

Im Folgenden sind die mit kartesischem-FFF-3D-Drucker gedruckten und mit der Slicing-Software Simplify3D vorbereiteten Zahnbögen als kartesische-Zahnbögen bezeichnet. Die mit kartesischem-FFF-3D-Drucker gedruckten Zahnbögen, welche mit verschiedener Slicing-Software auf den Druck vorbereitet wurden, sind entsprechend der Slicing-Software als Cura-Zahnbögen bzw. Slic3r-Zahnbögen bezeichnet. Die mit Delta-FFF-3D-Drucker gedruckten und mit dem Slicing-Software Simplify3D vorbereiteten Zahnbögen werden Delta-Zahnbögen genannt. Tabelle 5 gibt Übersicht über die Gruppenbezeichnungen.

Tab. 5: Übersicht Gruppenbezeichnungen der Studie entsprechend der verwendeten 3D-Drucker Konstruktionsart sowie der Slicing-Software.

Slicing-Software	3D-Drucker Konstruktionsart	Bezeichnung
Simplify3D	Kartesisch	Kartesische-Zahnbögen
Simplify3D	Delta	Delta-Zahnbögen
Cura	Kartesisch	Cura-Zahnbögen
Slic3r	Kartesisch	Slic3r-Zahnbögen

5.1 Fehleranalyse

5.1.1 Fehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung

Auf Grundlage der zweiten Zahnbogenvermessung wurden Bland-Altman-Plots erstellt, der Dahlberg-Fehler (δ) errechnet und die Intraklassenkorrelation (ICC) bestimmt (Tab. 6). Im Bland-Altman-Plot werden die Differenzen der beiden Messungen (Y-Achse) gegen den Mittelwert der beiden Messungen aufgetragen (X-Achse). Die Bland-Altman-Plots der Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre sind in Abbildung 29–32 dargestellt.

Ergebnisse

Tab. 6: Dahlberg-Fehler δ und Intraklassenkorrelation (ICC) der manuellen Zahnbogenvermessung.

Messung	Dahlberg-Fehler δ		ICC
	Zahnbogenvermessung	CAD-Datei-Vermessung	
hZBB	0,081	0,139	0,999
vZBB	0,111	0,158	0,998
ESA	0,101	0,138	0,995
KL	0,076	0,086	0,997
DIM 5	0,122	0,119	0,998
DIM 2	0,106	0,134	0,997
DIM 11	0,137	0,157	0,889
MoHö	0,123	0,039	0,995

ICC: Intraklassenkorrelation; hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; MoHö: Modellhöhe.

Der Bland-Altman-Plot der hinteren Zahnbogenbreite (Abb. 29) weist eine geringe Schwankungsbreite auf. Mit Ausnahme eines Wertes befinden sich die Messdifferenzen im Schwankungsbereich der Differenzen. Für die hintere Zahnbogenbreite ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,081mm.

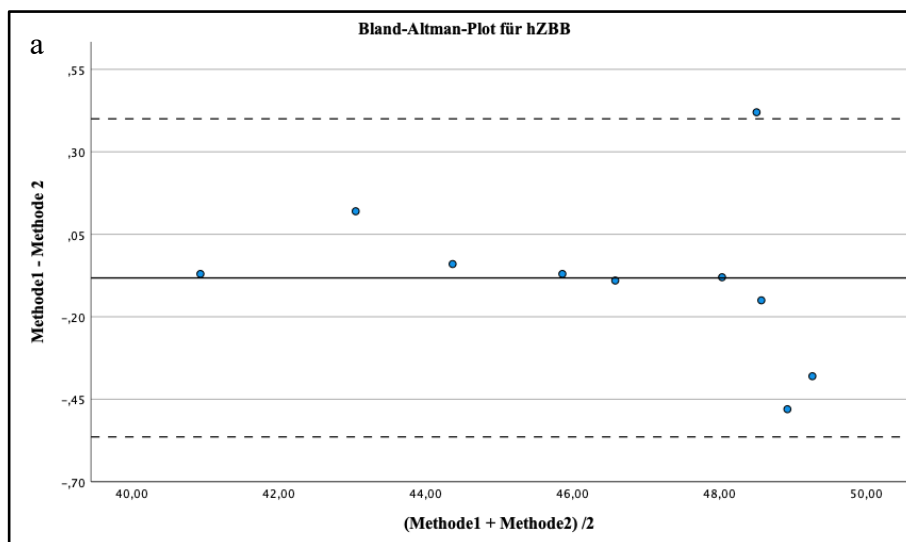


Abb. 29: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die hintere Zahnbogenbreite

Ergebnisse

Die Bland-Altman-Plots der vorderen Zahnbogenbreite und des Eckzahnspitzenabstandes (Abb. 30 a, und b) weisen geringe Schwankungsbreiten auf. Alle Messdifferenzen befinden sich im Schwankungsbereich der Differenzen. Für die beschriebenen Messstrecken ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,111mm und 0,101mm.

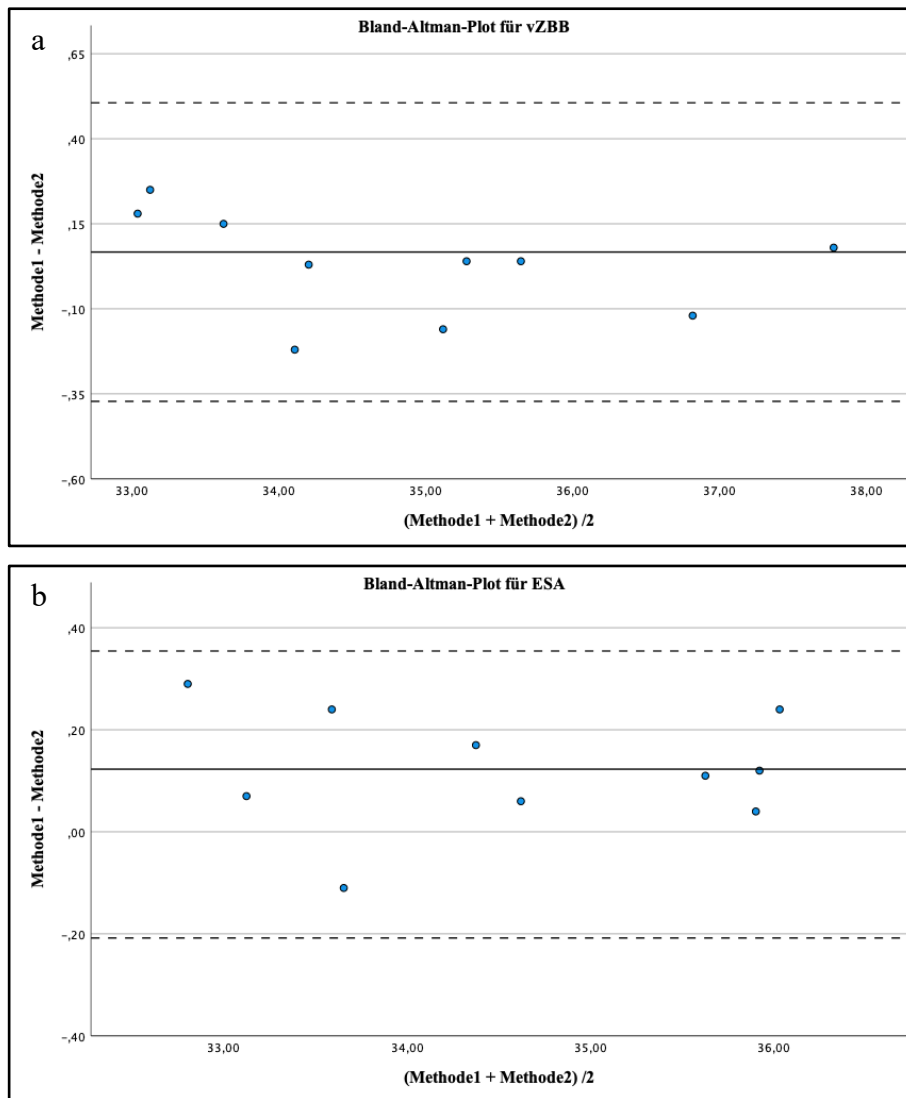


Abb. 30: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die vordere Zahnbogenbreite (a) und den Eckzahnspitzenabstand (b).

Die Bland-Altman-Plots der Kronenlänge, Dimensionen 5 und 2 (Abb. 31 a, b und c) weisen geringe Schwankungsbreiten auf. Mit Ausnahme eines Wertes der Kronenlänge befinden sich die Messdifferenzen im Schwankungsbereich der Differenzen. Für die beschriebenen Messstrecken ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,076mm, 0,122mm und 0,106mm.

Ergebnisse

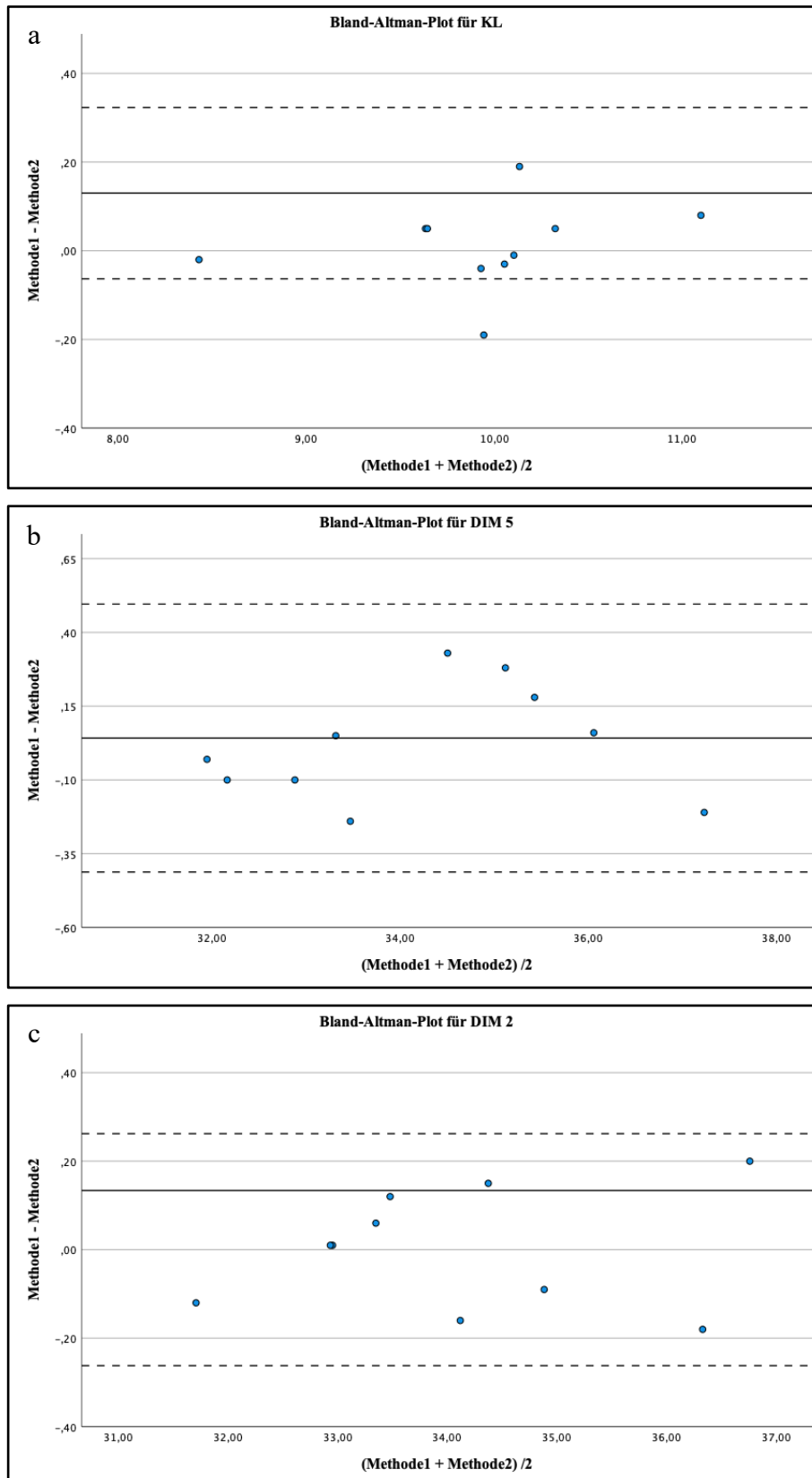


Abb. 31: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die Kronenlänge (a), Dimension 5 (b) und 2 (c).

Ergebnisse

Die Bland-Altman-Plots der Dimension 11 und der Modellhöhe (Abb. 32 a und b) weisen relativ geringe Schwankungsbreiten auf. Vereinzelt kommt es bei Dimension 11 zu ausgeprägten Schwankungen der Messdifferenzen, welche sich jedoch im Schwankungsbereich der Differenzen befinden. Für die beschriebenen Messstrecken ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,137mm und 0,123mm.

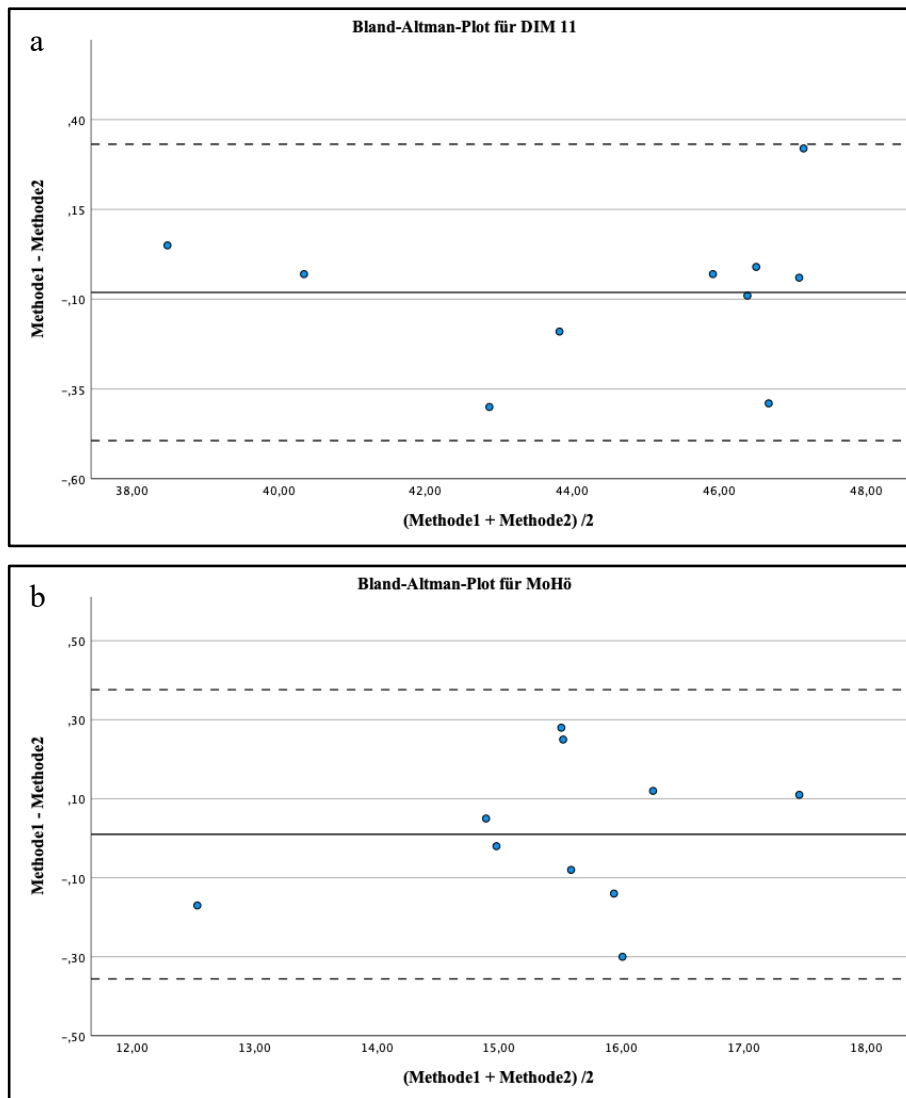


Abb. 32: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die Dimension 11 (a) sowie der Modellhöhe (b).

5.1.2 Fehleranalyse der Kaufflächenvermessung mit Digitalmikroskop

In Tabelle 6 ist der Dahlberg-Fehler der Kaufflächenvermessung mittels Digitalmikroskop sowie der CAD-Datei-Vermessung aufgeführt. Auf Grundlage dieser zweiten Messung wurden Bland-Altman-Plots erstellt (s. 5.1.1), der Dahlberg-Fehler errechnet und die Intraklassenkorrelation (ICC) bestimmt (Tab. 7). Die Bland-Altman-Plots der dreidimensionalen Kaufflächenanalyse sind in den Abbildungen 33 bis 35 aufgeführt.

Ergebnisse

Tab. 7: Dahlberg-Fehler (δ) und Intraklassenkorrelation (ICC) für die Kaufflächenvermessung.

Messung	Dahlberg-Fehler δ		ICC
	Kaufflächenvermessung	CAD-Datei-Vermessung	
Distanz 1	0,008	0,101	0,929
Distanz 2	0,082	0,124	0,890
Distanz 3	0,139	0,125	0,915
Distanz 4	0,040	0,094	0,931
Distanz 5	0,092	0,144	0,910
Distanz 6	0,069	0,124	0,945
Distanz 7	0,062	0,084	0,933

ICC: Intraklassenkorrelation.

Der Bland-Altman-Plot der Distanz 1 (Abb. 33) weist eine geringe Schwankungsbreite auf. Alle Messdifferenzen liegen im Schwankungsbereich der Differenzen. Für die beschriebene Messstrecke ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,008mm.

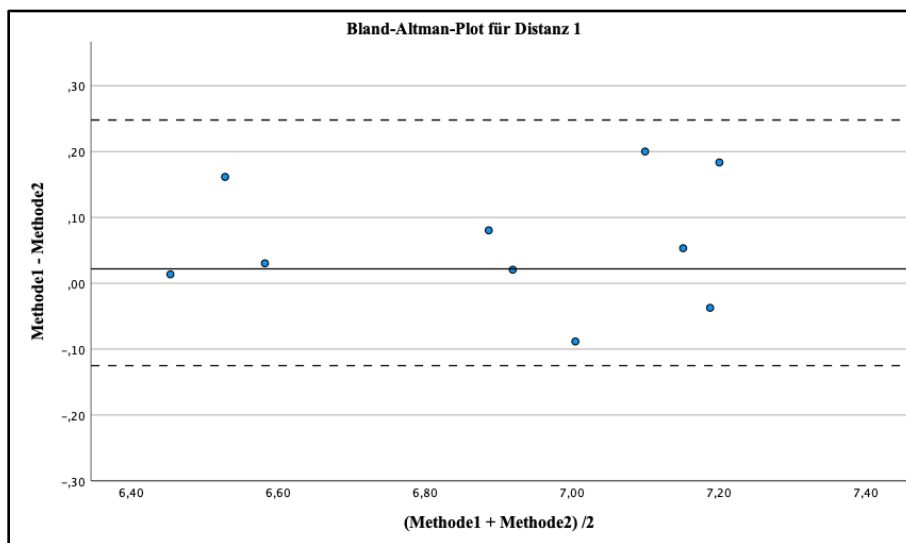


Abb. 33: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kaufflächenvermessen für Distanz 1.

Die Bland-Altman-Plots der Distanzen 2, 3 und 4 (Abb. 34 a, b und c) weisen relativ geringe Schwankungsbreiten auf. Lediglich eine Messdifferenz von Distanz 3 und Distanz 4 befindet sich außerhalb des Schwankungsbereiches des Plots. Für die beschriebenen Messstrecken ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,08mm, 0,139mm und 0,040mm.

Ergebnisse

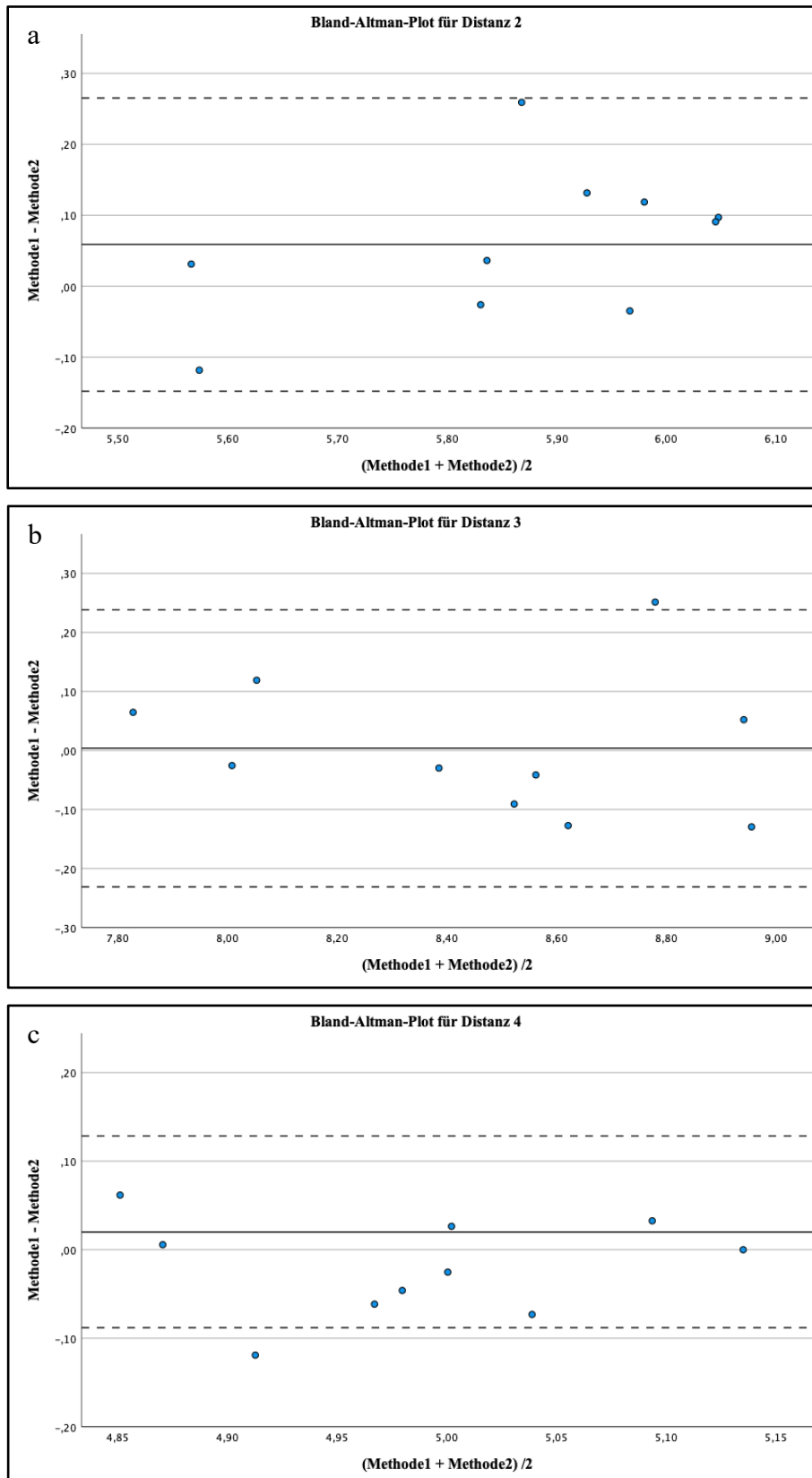


Abb. 34: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kaufächenvermessen für Distanz 2 (a), 3 (b) und 4 (c).

Ergebnisse

Die Bland-Altman-Plots der Distanzen 5 und 6 (Abb. 35 a und b) sowie der Distanz 7 (Abb. 36) weisen relativ geringe Schwankungsbreiten auf. Für die beschriebenen Messstrecken ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,092mm, 0,096mm und 0,062mm.

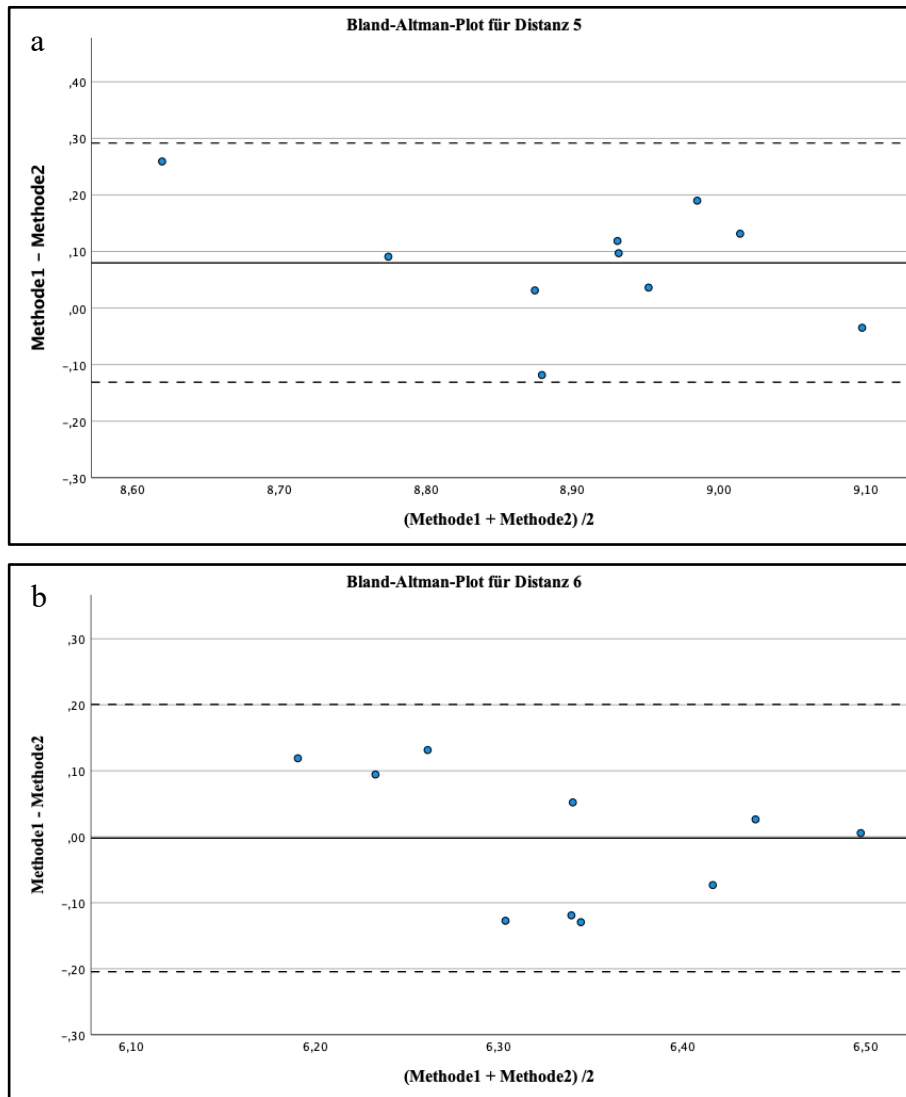


Abb. 35: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kaufächenvermessen für Distanz 5 (a) und Distanz 6 (b).

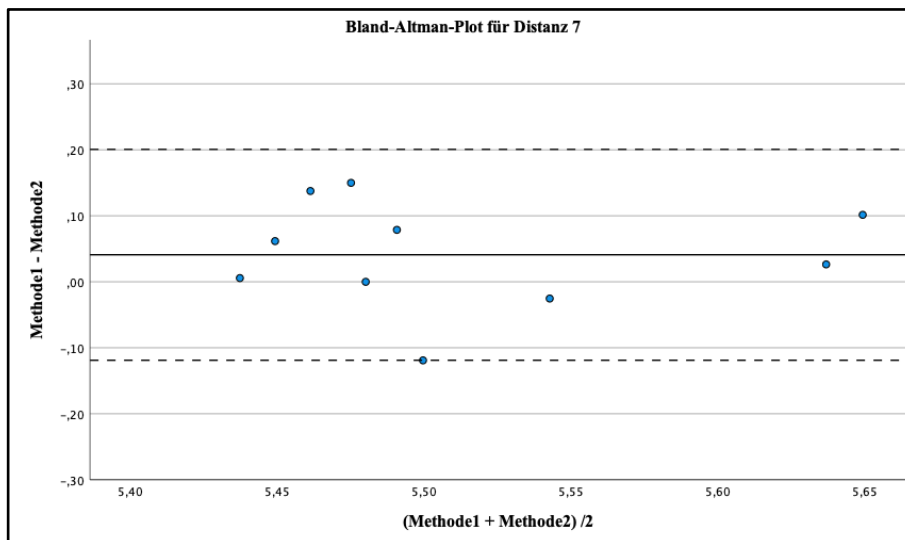


Abb. 36: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kauflächenvermessen für Distanz 7.

5.1.3 Fehleranalyse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs

Auf Grundlage des erneut mittels CloudCompare durchgeführten Mesh-to-Mesh-Vergleichs wurden Bland-Altman-Plots erstellt, der Dahlberg-Fehler (δ) errechnet und die Intraklassenkorrelation (ICC) ermittelt (Tab. 8). Die Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs sind in Abbildung 35 und 36 aufgeführt.

Tab.8: Dahlberg-Fehler (δ) und Intraklassenkorrelation (ICC) des Mesh-to-Mesh-Vergleichs.

Messung	Dahlberg-Fehler δ	ICC
Mittlere Diskrepanz	0,0007	0,994
Standardabweichung der Diskrepanz	0,0003	0,890
Maximalabstand negativ	0,0141	0,964
Maximalabstand positiv	0,0303	0,991

ICC: Intraklassenkorrelation.

Die Bland-Altman-Plots für den Mittelwert der Diskrepanz, die Standardabweichung der Diskrepanz sowie den Maximalabstand negativ (Abb. 37 a, b und c) weisen sehr geringe Schwankungsbreiten auf. Lediglich eine Messdifferenz des Maximalabstandes negativ befindet sich außerhalb des Schwankungsbereiches des Plots. Für die beschriebenen Messwerte ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,0007mm, 0,0003mm und 0,0141mm.

Ergebnisse

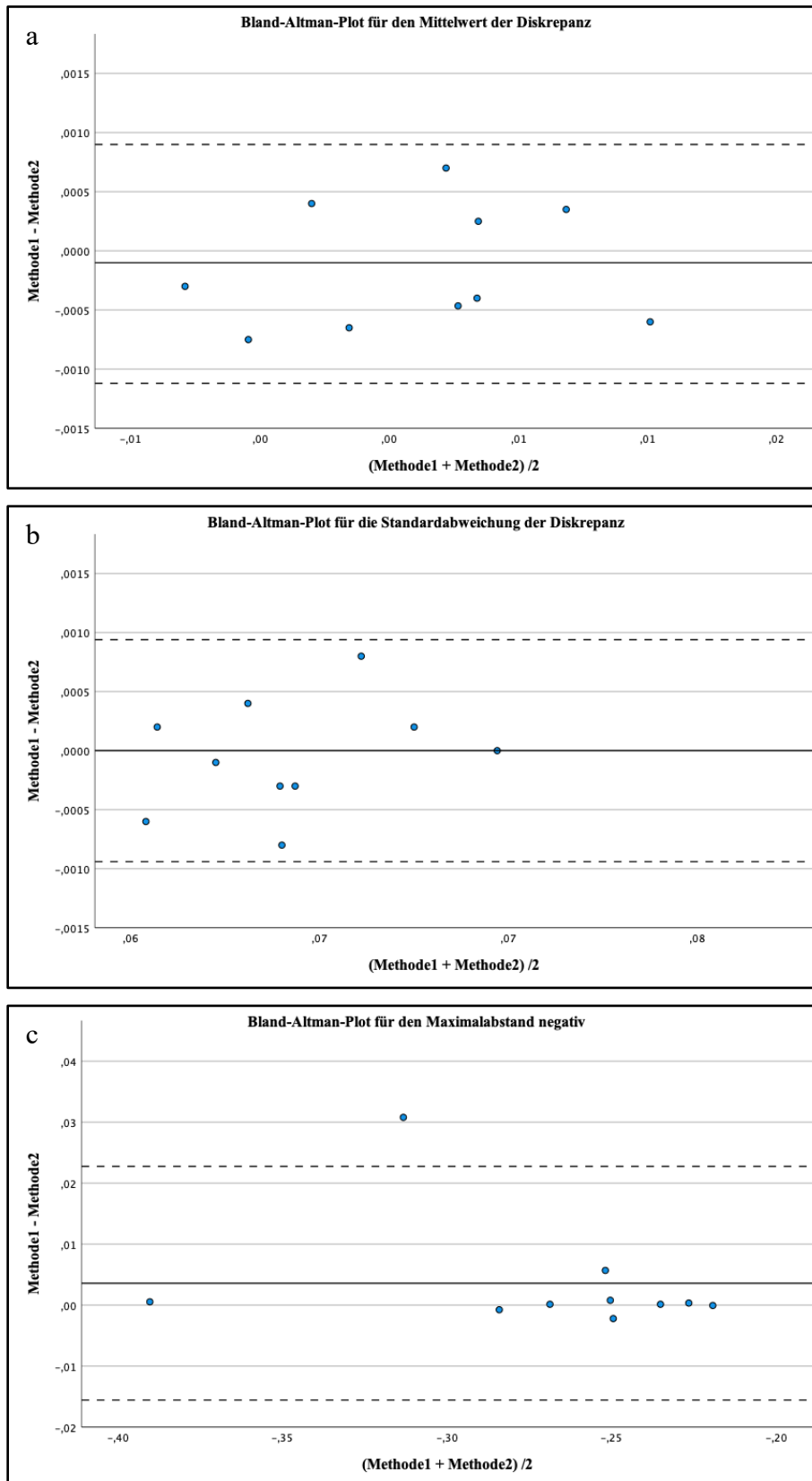


Abb. 37: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche mit CloudCompare für den Mittelwert der Diskrepanz (a), die Standardabweichung der Diskrepanz (b) und den Maximalabstand negativ (c).

Ergebnisse

Die Bland-Altman-Plots für den Maximalabstand positiv (Abb. 38) weisen sehr geringe Schwankungsbreiten auf. Für den beschriebenen Messwert ergibt sich ein Dahlberg-Fehler von 0,0303mm.

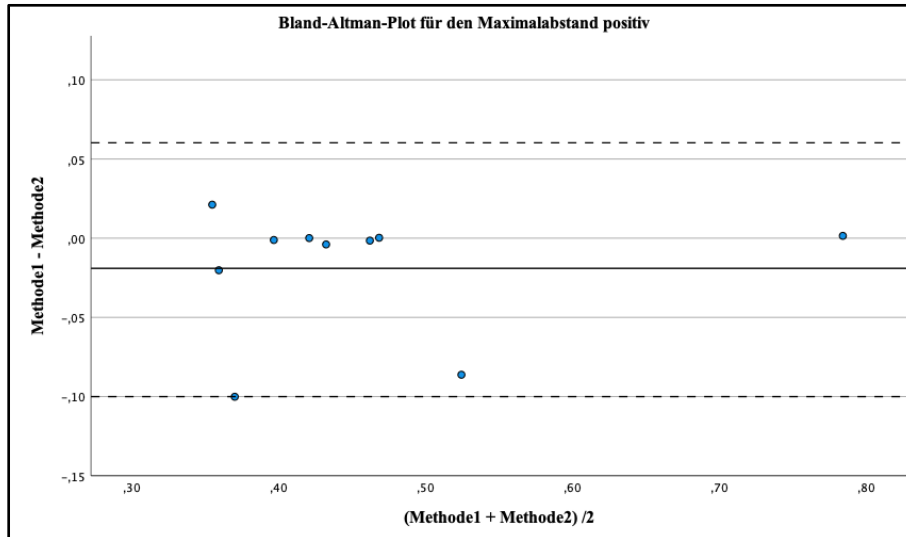


Abb. 38: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche mit CloudCompare für den Maximalabstand positiv.

5.2 Ergebnisse der manuellen Zahnbogenvermessung

Die im Zuge der Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre erhobenen Messwerte wurden zunächst mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Auf dem 5%-Niveau konnte die Annahme einer Normalverteilung ausschließlich für die vordere Zahnbogenbreite (vZBB) nachgewiesen werden. Die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests sind in Tabelle 9 aufgeführt.

Tab. 9: Shapiro-Wilk-Test der erhobenen Messwerte der Zahnbogenvermessung.

Messung	Statistik	df	Signifikanz
hZBB	0,941	100	0,001*
vZBB	0,977	100	0,064
ESA	0,856	100	0,000*
KL	0,957	100	0,014*
DIM 5	0,936	100	0,001*
DIM 2	0,948	100	0,003*
DIM 11	0,924	100	0,000*
MoHö	0,937	100	0,000*

hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension; MoHö: Modellhöhe; * $p < 0,05$.

In Tabelle 10 sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen der ermittelten Messwerte aufgeführt. Anhand der Messergebnisse werden sowohl Unterschiede zwischen den Druckverfahren selbst, als auch zur CAD-Datei deutlich. Mit Ausnahme der Dimensionen 5 und 11 weisen alle Messergebnisse der Druckverfahren im Vergleich zur CAD-Datei geringere Werte auf. Die grafische Darstellung erfolgt in Abbildung 39–42 in Form von Boxplots. Um unmissverständlich das am präzisesten arbeitende Druckverfahren ermitteln zu können, werden im weiteren Verlauf der Analyse die Abweichungen zwischen gedrucktem Zahnbogen und CAD-Datei des Intraoralscans in absoluten Zahlen betrachtet.

Ergebnisse

Tab. 10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Messwerte der Zahnbogendiagnostik.

Angaben in mm.

Messung	n	Kartesisch		Delta		Cura		Slic3r		CAD	
		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
hZBB	20	46,61	2,99	46,78	3,09	46,59	3,00	46,62	3,05	46,93	3,07
vZBB	20	34,70	1,64	34,63	1,70	34,66	1,62	34,62	1,58	34,78	1,67
ESA	20	30,11	4,78	30,19	4,77	30,14	4,78	30,19	4,69	30,21	4,73
KL	20	08,52	1,04	08,93	1,09	9,14	1,02	9,15	1,09	9,17	1,09
DIM5	20	31,60	2,95	31,67	3,04	31,67	3,03	31,95	2,82	31,84	2,86
DIM2	20	31,74	2,81	31,79	2,81	31,80	2,77	31,78	2,72	31,92	2,79
DIM11	20	41,38	3,79	41,52	3,93	41,68	3,81	41,90	3,88	41,65	3,85
MoHö	20	15,21	1,34	15,18	1,33	15,01	1,38	15,15	1,34	15,44	1,99

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung; hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension; MoHö: Modellhöhe.

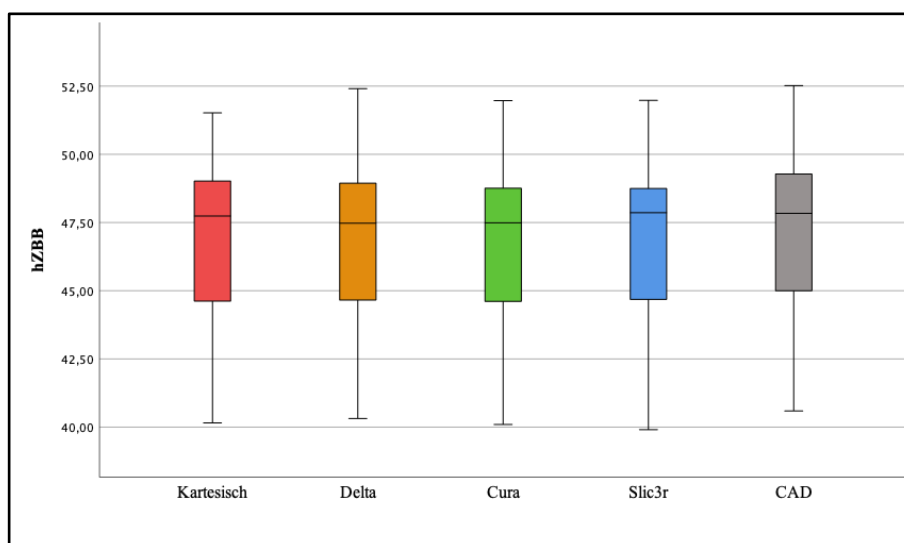


Abb. 39: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der hinteren Zahnbogenbreite (hZBB), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.

Ergebnisse

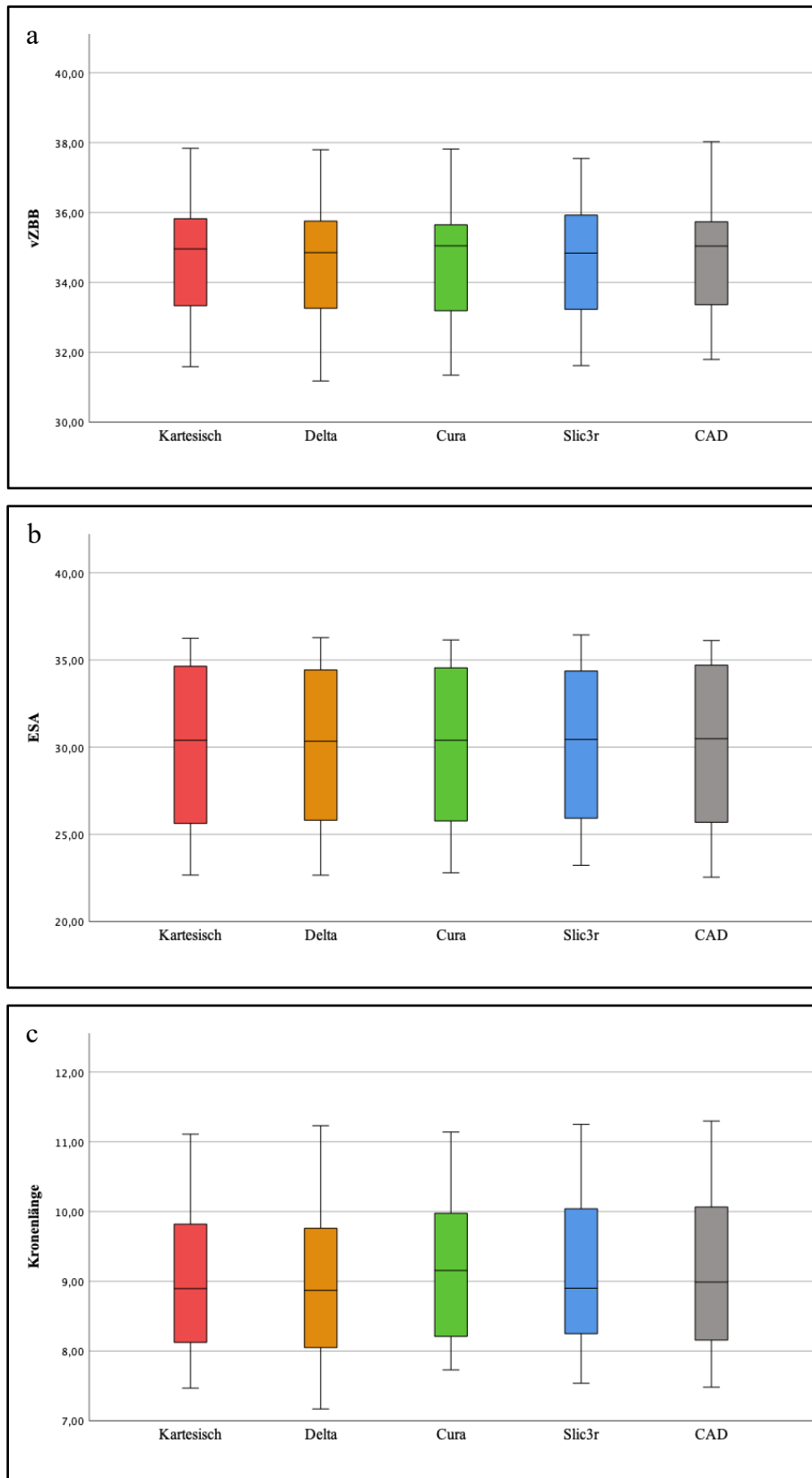


Abb. 40: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der vorderen Zahnbogenbreite (a), des Eckzahnspitzenabstandes (b) und der Kronenlänge (c), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.

Ergebnisse

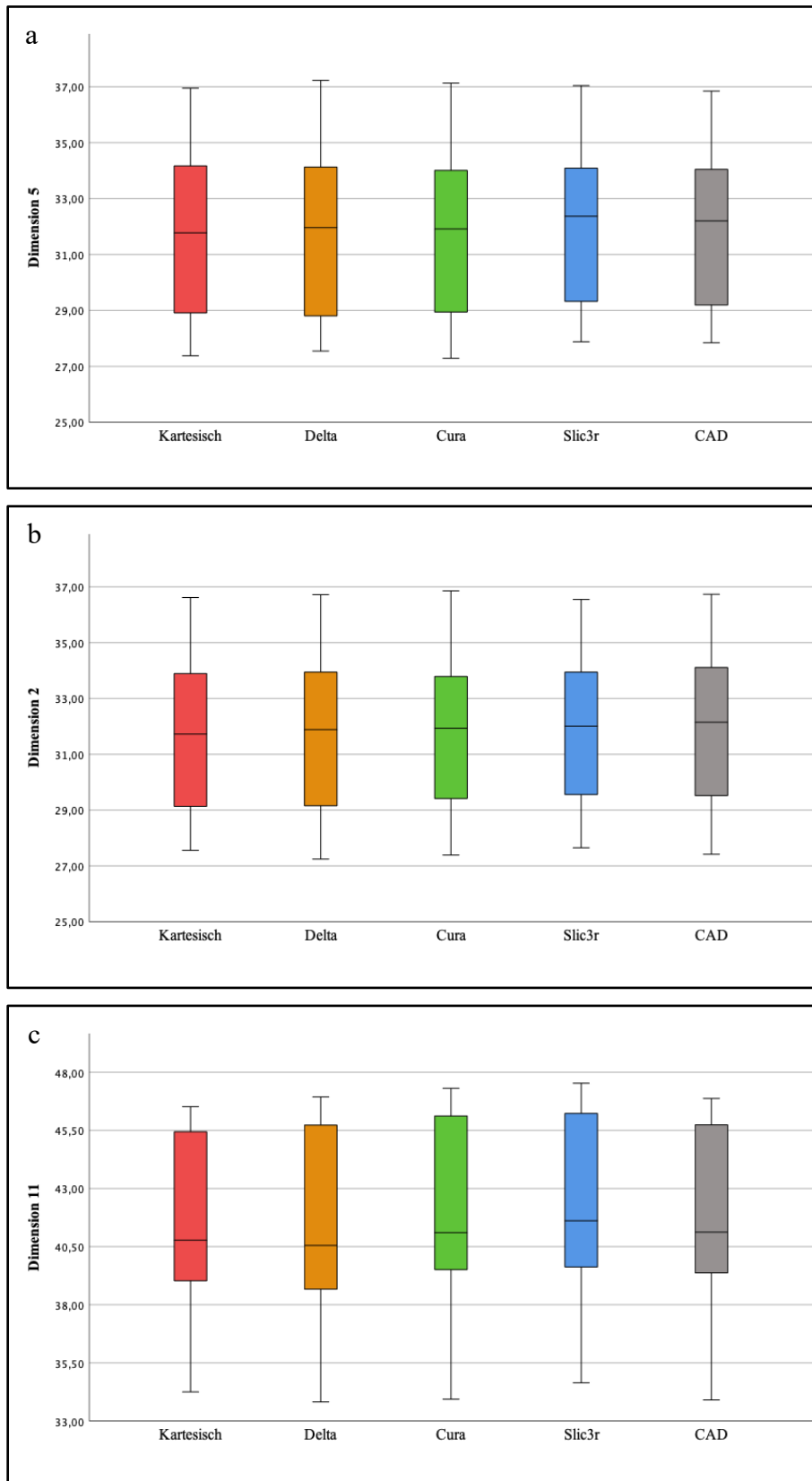


Abb. 41: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der Dimension 5 (a), 2 (b) und 11 (c), erhoben an den kartesischen-(rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.

Ergebnisse

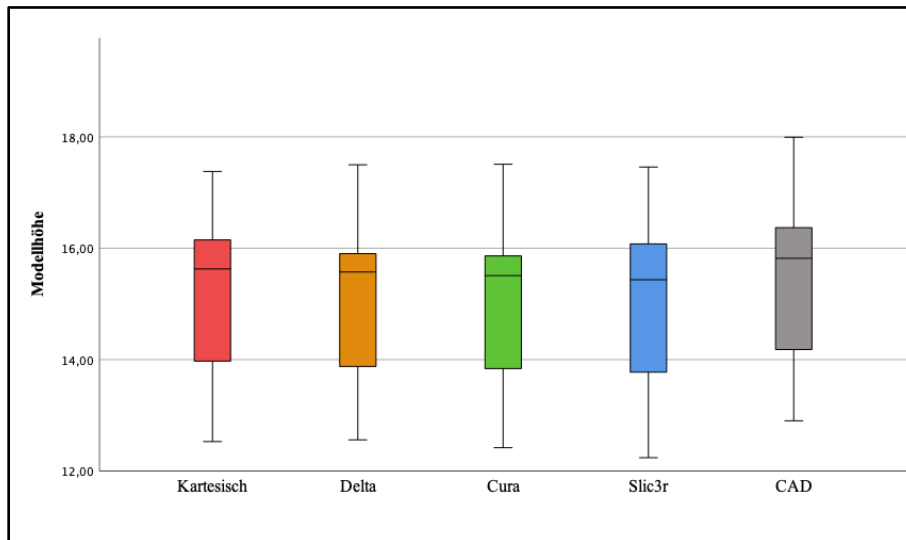


Abb. 42: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der Modellhöhe, erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.

5.2.1 Abweichungen zur CAD-Datei

Im Rahmen der Zahnbogendiagnostik wurden die absoluten Abweichungen der gedruckten Zahnbögen zur CAD-Datei ermittelt. Die Differenzen wurden zunächst mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Auf dem 5%-Niveau konnte die Annahme einer Normalverteilung ausschließlich für die Dimension 2 bestätigt werden. Die Ergebnisse des Tests sind in Tabelle 11 aufgeführt.

Tab. 11: Shapiro-Wilk-Test der Abweichungen zur CAD-Datei.

Messung	Statistik	df	Signifikanz
hZBB	0,956	80	0,004*
vZBB	0,932	80	0,003*
ESA	0,888	80	0,000*
KL	0,892	80	0,000*
DIM 5	0,952	80	0,022*
DIM 2	0,970	80	0,137
DIM 11	0,935	80	0,003*
MoHö	0,951	80	0,007*

hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension; MoHö: Modellhöhe; *p<0,05.

Ergebnisse

In Tabelle 12 ist die deskriptive Statistik der Abweichungen zwischen den Vergleichspartnern und der CAD-Datei aufgeführt. In Abbildung 43–45 sind die Abweichungen mit Hilfe von Streudiagrammen grafisch dargestellt.

Tab. 12: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen zwischen den Vergleichspartnern und CAD-Datei. Angaben in mm.

		n	x	SD	95% Konfidenzintervall		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
hZBB	Kartesisch	20	0,36	0,24	0,25	0,47	0,00	1,00
	Delta	20	0,26	0,21	0,16	0,35	0,00	0,60
	Cura	20	0,39	0,20	0,30	0,49	0,10	0,90
	Slic3r	20	0,38	0,23	0,27	0,49	0,00	1,00
vZBB	Kartesisch	20	0,18	0,14	0,11	0,25	0,01	0,51
	Delta	20	0,24	0,14	0,17	0,31	0,01	0,51
	Cura	20	0,24	0,14	0,17	0,31	0,04	0,65
	Slic3r	20	0,30	0,17	0,22	0,38	0,05	0,62
ESA	Kartesisch	20	0,27	0,23	0,16	0,37	0,03	1,07
	Delta	20	0,31	0,23	0,20	0,41	0,05	0,87
	Cura	20	0,30	0,21	0,21	0,40	0,03	0,97
	Slic3r	20	0,26	0,15	0,19	0,33	0,02	0,57
KL	Kartesisch	20	0,17	0,14	0,10	0,24	0,01	0,50
	Delta	20	0,26	0,16	0,19	0,34	0,06	0,64
	Cura	20	0,17	0,11	0,12	0,23	0,02	0,38
	Slic3r	20	0,11	0,07	0,08	0,14	0,00	0,26
DIM 5	Kartesisch	20	0,29	0,20	0,19	0,38	0,00	0,72
	Delta	20	0,30	0,17	0,22	0,38	0,00	0,67
	Cura	20	0,28	0,15	0,21	0,35	0,01	0,68
	Slic3r	20	0,22	0,19	0,13	0,31	0,01	0,61

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum; hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension.

Ergebnisse

Fortsetzung der Tab. 12: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen zwischen den Vergleichspartnern zur CAD-Datei. Angaben in mm.

		n	x	SD	95% Konfidenzintervall		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
DIM 2	Kartesisch	20	0,26	0,11	0,21	0,31	0,08	0,50
	Delta	20	0,25	0,14	0,18	0,31	0,04	0,46
	Cura	20	0,24	0,15	0,18	0,31	0,02	0,50
	Slic3r	20	0,26	0,18	0,17	0,34	0,01	0,59
DIM 11	Kartesisch	20	0,31	0,18	0,23	0,39	0,03	0,63
	Delta	20	0,25	0,19	0,16	0,34	0,02	0,72
	Cura	20	0,23	0,20	0,13	0,32	0,02	0,82
	Slic3r	20	0,33	0,21	0,23	0,42	0,01	0,74
MoHö	Kartesisch	20	0,24	0,21	0,14	0,33	0,00	0,61
	Delta	20	0,36	0,15	0,29	0,43	0,03	0,60
	Cura	20	0,43	0,16	0,35	0,50	0,08	0,71
	Slic3r	20	0,33	0,18	0,25	0,42	0,01	0,63

n: Anzahl; x: Mittelwert; SD: Standardabweichung; SF: Standardfehler; Min: Minimum; Max: Maximum; hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension, MoHö: Modellhöhe.

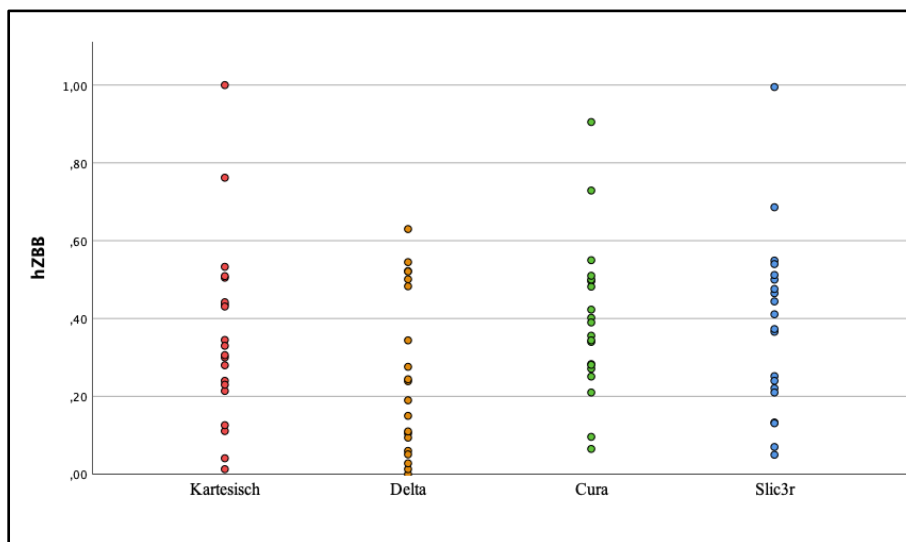


Abb. 43: Streudiagramme zur Darstellung der absoluten Abweichungen der hinteren Zahnbogenbreite (hZBB) zwischen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Ergebnisse

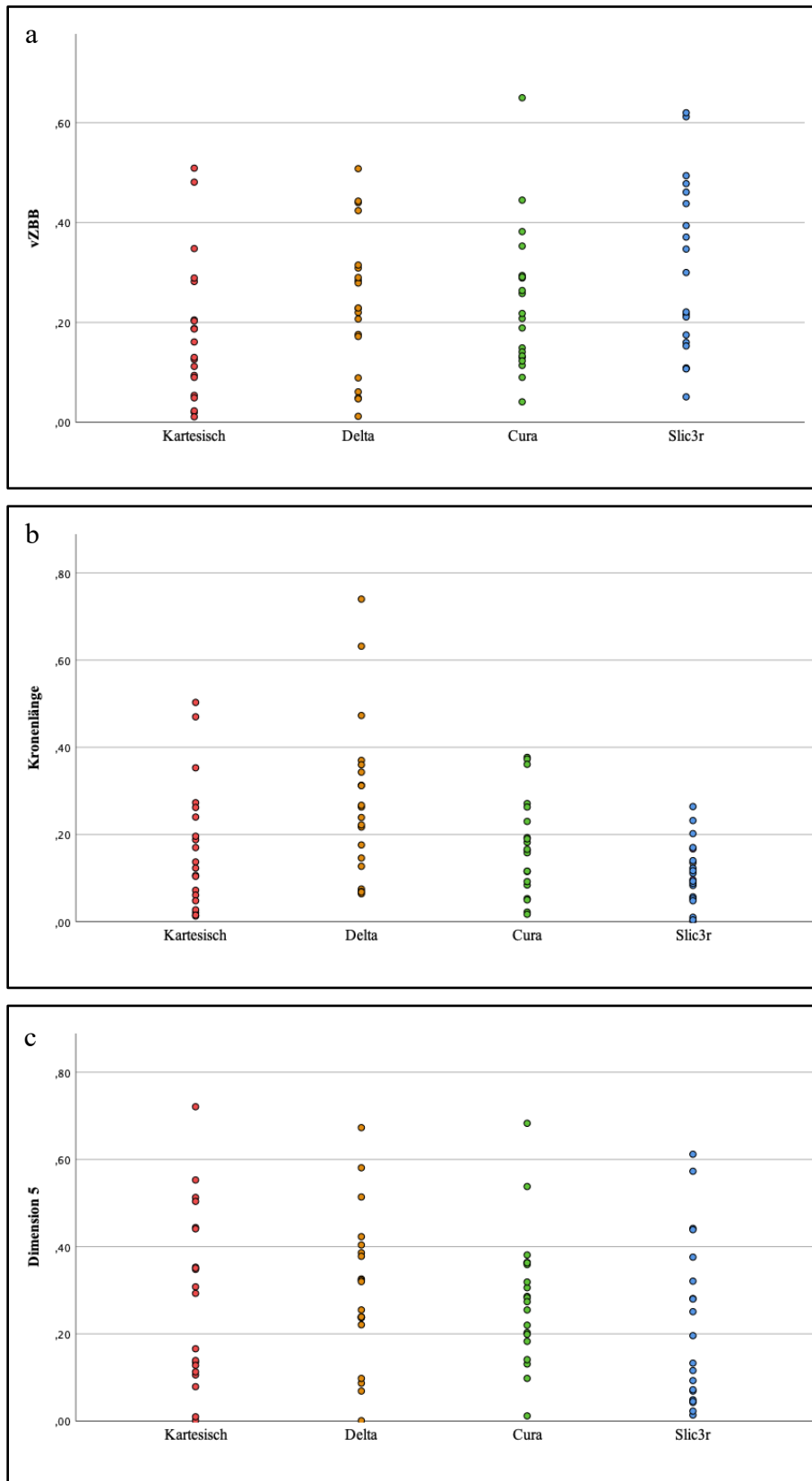


Abb. 44: Streudiagramme zur Darstellung der absoluten Abweichungen der vorderen Zahnbogenbreite (a), Kronenlänge (b) und der Dimension 5 (c) zwischen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Ergebnisse

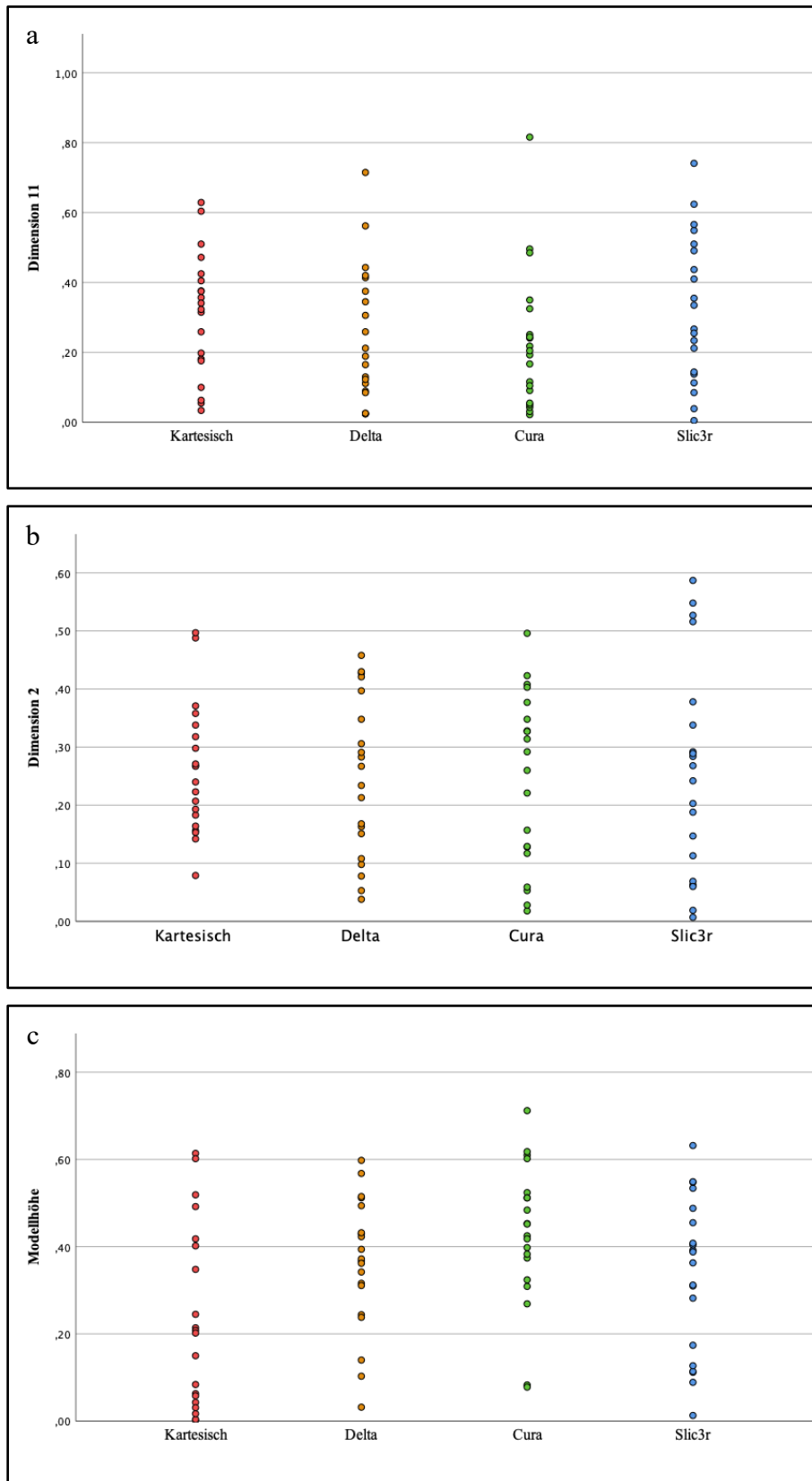


Abb. 45: Streudiagramme zur Darstellung der absoluten Abweichungen der Dimension 11 (a), Dimension 2 (b) und der Modellhöhe (c) zwischen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Ergebnisse

Ergebnisse des Kruskal-Wallis-H-Tests

In Bezug auf die ermittelten absoluten Abweichungen der gedruckten Zahnbögen und der CAD-Datei lassen sich mittels Kruskal-Wallis-H-Test signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Zahnbögen und somit zwischen den Druckverfahren feststellen. Die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-H-Tests sind in Tabelle 13 dargestellt.

Tab. 13: Mittlere Ränge (mR) und Ergebnisse des Kruskal–Wallis–H–Tests der absoluten Abweichungen der gedruckten Zahnbögen zur CAD-Datei.

	Kartesisch		Delta		Cura		Slicer		H – Test	
	n	mR	n	mR	n	mR	n	mR	KWH	p
hZBB	20	40,70	20	31,45	20	45,73	20	44,13	4,533	0,209
vZBB	20	30,50	20	41,83	20	41,13	20	48,55	6,184	0,103
ESA	20	37,28	20	41,68	20	43,53	20	39,53	0,811	0,847
KL	20	37,83	20	53,73	20	41,45	20	29,00	11,675	0,009*
DIM 5	20	42,08	20	44,55	20	42,15	20	33,23	2,761	0,430
DIM 2	20	42,23	20	40,03	20	39,83	20	39,92	0,148	0,986
DIM 11	20	45,55	20	37,00	20	33,28	20	46,18	4,525	0,210
MoHö	20	28,60	20	42,25	20	51,00	20	40,15	9,447	0,024*

n: Anzahl; mR: Mittlerer Rang; hZBB: hintere Zahnbogenbreite; vZBB: vordere Zahnbogenbreite; ESA: Eckzahnspitzenabstand; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension; MoHö: Modellhöhe; *p<0,05.

Die ermittelten absoluten Abweichungen der Kronenlänge und der Modellhöhe zwischen den Druckverfahren und der CAD-Datei unterscheiden sich laut Test signifikant. In Bezug auf die Kronenlänge ergab der im Anschluss an den Kruskal-Wallis-H-Test folgende Dunn-Bonferroni-Test einen signifikanten Unterschied zwischen den Abweichungen der kartesischen- und der Delta-Zahnbögen (p=0,030). Ebenso unterscheiden sich die Delta-Zahnbögen zu den Slic3r-Zahnbögen hinsichtlich der Kronenlänge signifikant (p=0,001). Zwischen den Abweichungen der Delta- und Cura-Zahnbögen besteht laut Dunn-Bonferroni-Test kein signifikanter Unterschied (p=0,095). In Bezug auf die Modellhöhe lässt sich durch den Dunn-Bonferroni-Test ein signifikanter Unterschied zwischen den kartesischen- und den Cura-Zahnbögen feststellen (p=0,002). Eine Übersicht der durchgeführten Dunn-Bonferroni-Tests für die Kronenlänge und die Modellhöhe ist in Tabelle 14 dargestellt.

Ergebnisse

Tab. 14: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests für die Kronenlänge und Modellhöhe.

		Kartesisch	Delta	Cura
KL	Delta	0,030*		0,095
	Cura	0,622	0,095	
	Slic3r	0,230	0,001*	0,090
MoHö	Delta	0,063		0,234
	Cura	0,002*	0,234	
	Slic3r	0,116	0,775	0,839

KL: Kronenlänge; MoHö: Modellhöhe; * $p < 0,05$.

Gesamtabweichungen

Im Folgenden werden die absoluten Gesamtabweichungen entsprechend des verwendeten Druckverfahrens zusammengefasst und gegenübergestellt. Die deskriptive Statistik der Gesamtabweichungen ist in Tabelle 15 aufgeführt.

Tab. 15: Deskriptive Statistik der Gesamtabweichung entsprechend des verwendeten Druckverfahrens. Angaben in mm.

	n	\bar{x}	SD	Median	95% Konfidenzintervall		Signifikanz
					Untergrenze	Obergrenze	
Kartesisch	160	0,26	0,19	0,21	0,234	0,293	0,409
Delta	160	0,28	0,17	0,26	0,254	0,312	
Cura	160	0,29	0,18	0,27	0,257	0,314	
Slic3r	160	0,27	0,19	0,24	0,243	0,304	

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung.

In Bezug auf die ermittelten Abweichungen der verwendeten Druckverfahren konnte durch Anwendung des Kruskal-Wallis-H-Tests kein signifikanter Unterschied zwischen den Zahnbögen festgestellt werden ($p=0,409$). Die grafische Darstellung mittels Streudiagramm erfolgt in Abbildung 46.

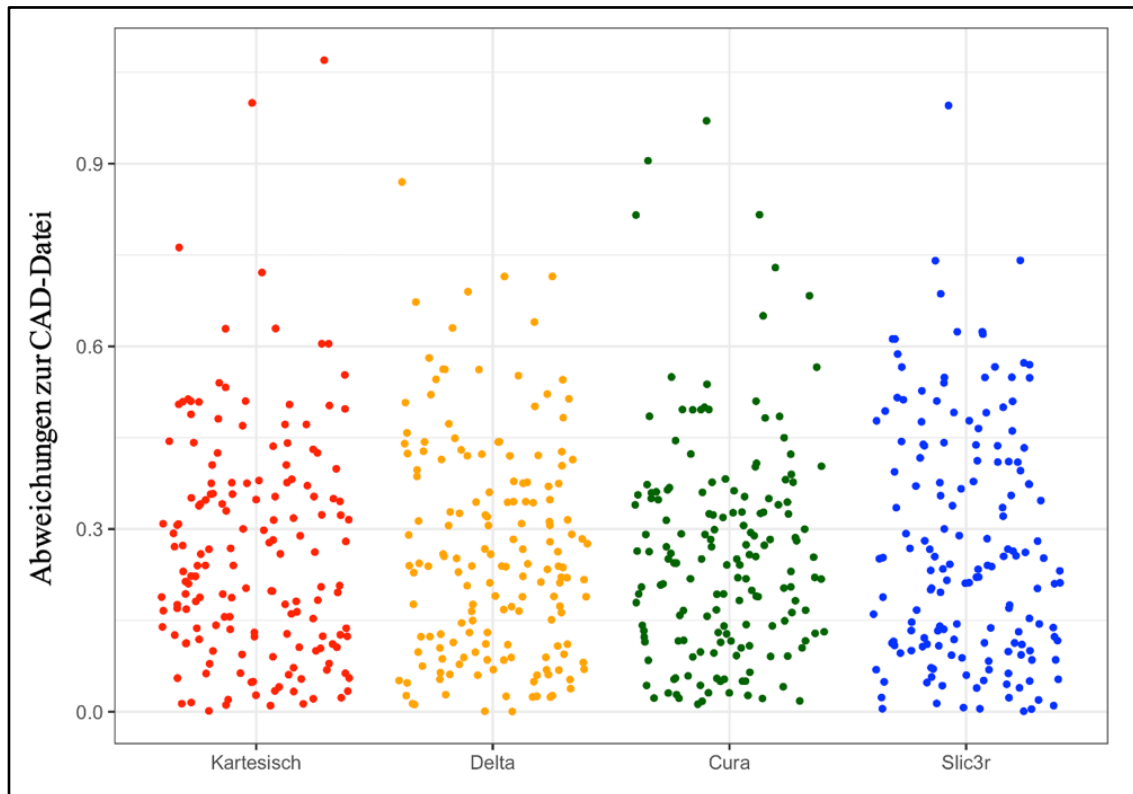


Abb. 46: Streudiagramm zur Darstellung Abweichungen der Druckverfahren zur CAD-Datei. Erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Abweichungen der Druckerachsen

Um mögliche Unterschiede zwischen den Bewegungsachsen der Druckverfahren zu ermitteln, wurden die absoluten Abweichungen der untersuchten Messstrecken entsprechend der X-, Y- und Z-Achse des Druckers zusammengefasst (s. Tab. 2). Im Anschluss konnte durch den Kruskal-Wallis-H-Test festgestellt werden, dass sich die Abweichungen der Druckverfahren im Bezug zur Z-Achse signifikant voneinander unterscheiden ($p=0,006$). Zwischen den Abweichungen entsprechend der X- und Y-Achse konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden ($p=0,250$ bzw. $p=0,402$). In Abbildung 47 erfolgt die Darstellung der Abweichungen entsprechend der Druckerachsen mit Hilfe von Streudiagrammen. Der Grafik kann entnommen werden, dass die Abweichungen entlang der X-Achse bei allen Druckverfahren am größten ausfallen. Für die Abweichungen der Z-Achse wurde im Anschluss der Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt (Tab. 16). Ergebnis war, dass sowohl zwischen den kartesischen- und den Delta-Zahnbögen ($p=0,003$), als auch zwischen den kartesischen- und den Cura-Zahnbögen ein signifikanter Unterschied besteht ($p=0,012$). Gleicher Sachverhalt gilt für die Abweichungen der Delta- und Slic3r-Zahnbögen ($p=0,020$).

Ergebnisse

Tab. 16: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Test für die Abweichung entlang der Z-Achse.

		Kartesisch	Delta	Cura
	Delta	0,003*		0,656
	Cura	0,012*	0,656	
	Slic3r	0,530	0,020*	0,059

*p < 0,05.

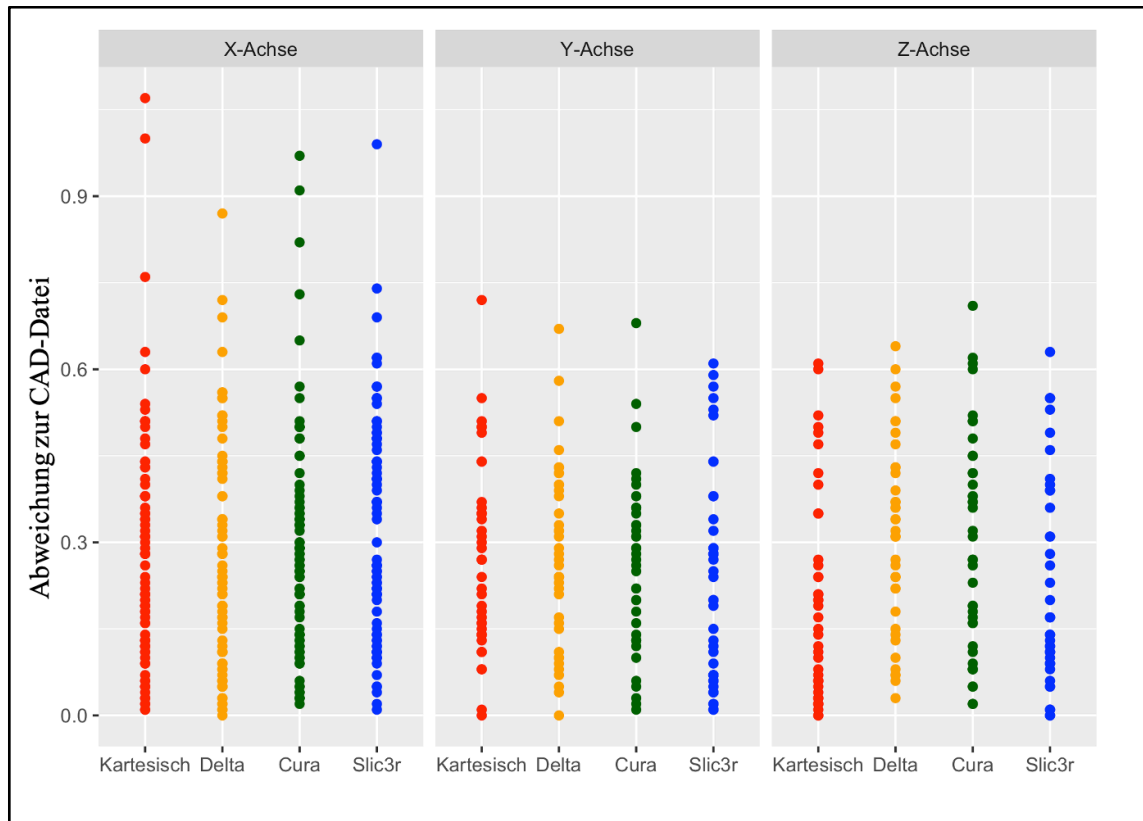


Abb. 47: Darstellung der Abweichungen der Druckverfahren entsprechend der X-, Y- und Z-Achse des 3D-Druckers, erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen.

5.3 Ergebnisse der digitalen Kauflächenvermessung

Die Ergebnisse der digitalen Kauflächenvermessung der vier Vergleichsgruppen wurden zunächst mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Auf dem 5%-Niveau konnte die Annahme einer Normalverteilung für die Distanzen 1 und 5 nicht bestätigt werden (Tab. 17).

Ergebnisse

Tab.17: Shapiro-Wilk-Test der Ergebnisse der dreidimensionalen Kauflächenvermessung.

Messung	Statistik	df	Signifikanz
Distanz 1	9,275	50	0,279
Distanz 2	0,949	50	0,031*
Distanz 3	0,981	50	0,590
Distanz 4	0,984	50	0,725
Distanz 5	0,953	50	0,044*
Distanz 6	0,988	50	0,900
Distanz 7	0,977	50	0,425

* $p < 0,05$.

In Tabelle 18 sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen der ermittelten Distanzen aufgeführt. Anhand der Messergebnisse werden sowohl Unterschiede zwischen den Druckverfahren selbst als auch zur CAD-Datei deutlich. Die grafische Darstellung erfolgt in Abbildung 48–50 durch Boxplots. Um in Bezug auf die mikroskopische Präzision das genaueste Druckverfahren ermitteln zu können, werden wie in 5.2 beschrieben die Abweichungen zwischen den Zahnbögen und der CAD-Datei in absoluten Zahlen betrachtet.

Tab. 18: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kauflächenvermessung in mm.

Messung	n	Kartesisch		Delta		Cura		Slic3r		CAD	
		\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
Distanz 1	10	5,74	0,51	5,86	0,65	5,78	0,53	5,75	0,54	5,75	0,64
Distanz 2	10	5,49	0,39	5,52	0,38	5,57	0,42	5,65	0,42	5,64	0,39
Distanz 3	10	7,80	0,39	7,84	0,46	7,77	0,44	7,89	0,41	7,81	0,35
Distanz 4	10	4,48	0,72	4,22	0,63	4,32	0,56	4,32	0,53	4,39	0,60
Distanz 5	10	9,26	0,45	9,10	0,36	9,07	0,44	9,22	0,39	9,16	0,31
Distanz 6	10	6,62	0,45	6,45	0,55	6,57	0,40	6,49	0,38	6,69	0,42
Distanz 7	10	5,74	0,34	5,82	0,48	5,49	0,49	5,73	0,41	5,63	0,40

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung.

Ergebnisse

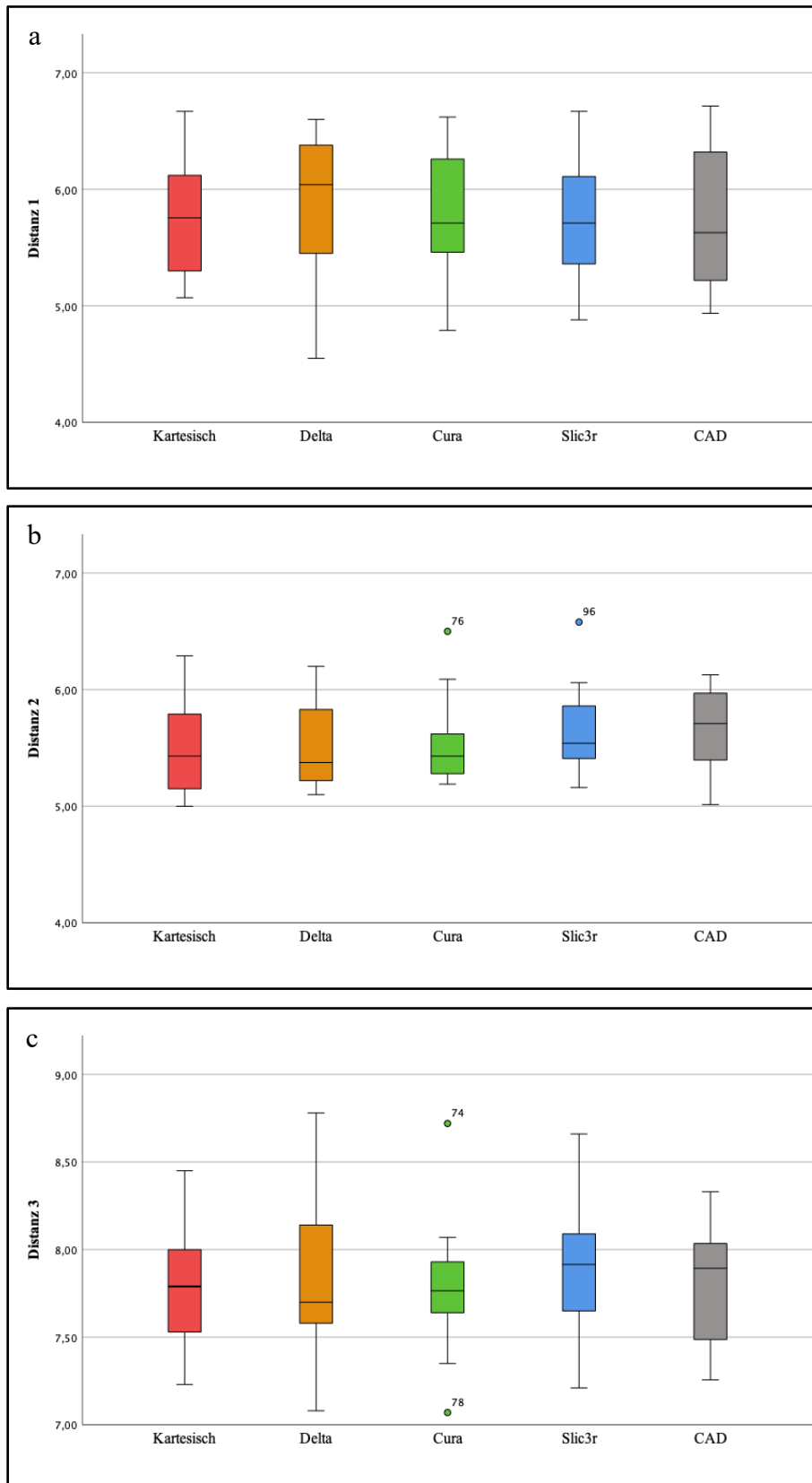


Abb. 48: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse von Distanz 1 (a), 2 (b) und 3 (c), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei Vermessung sind grau dargestellt.

Ergebnisse

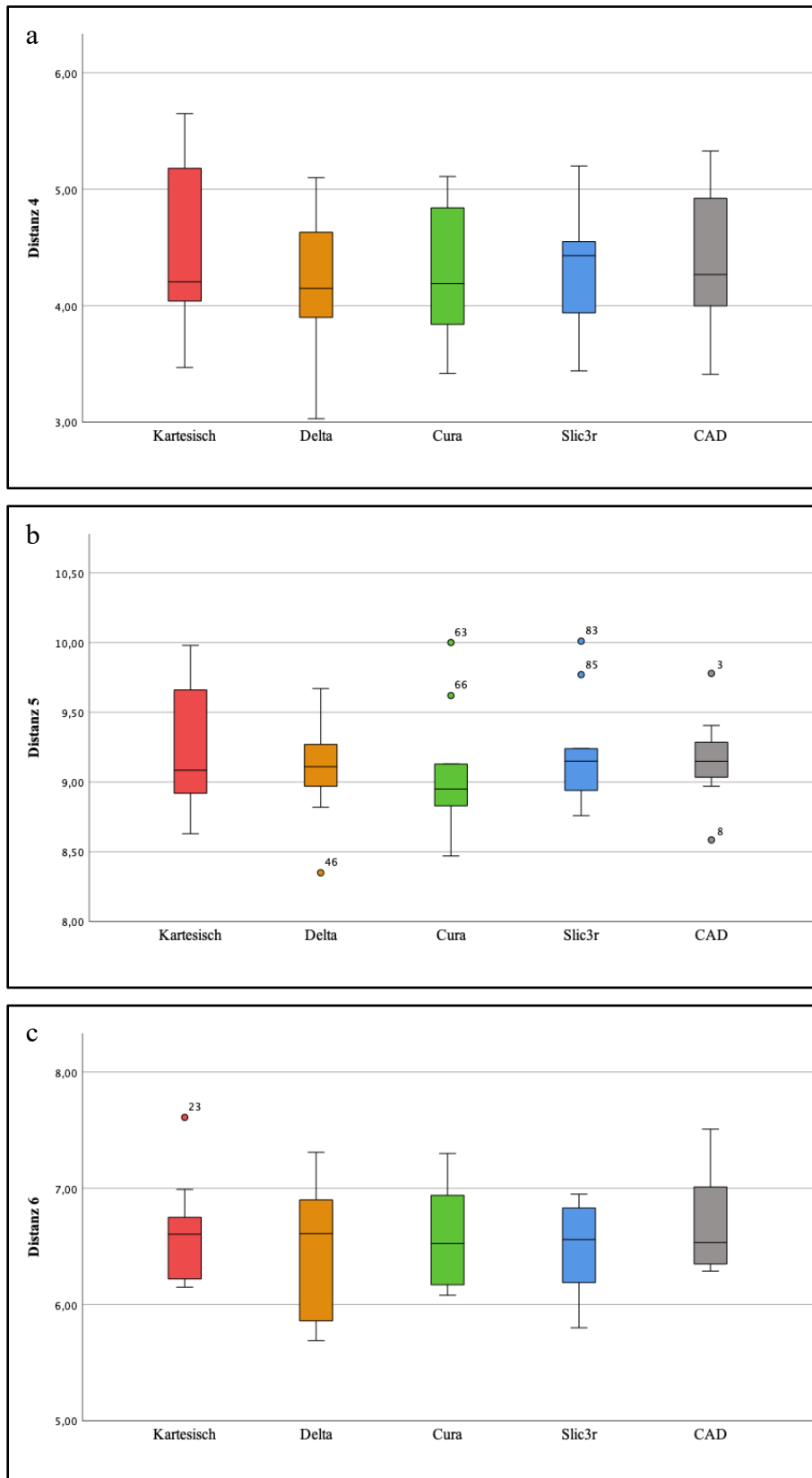


Abb. 49: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse von den Distanzen 4 (a), 5 (b) und 6 (c), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei Vermessung sind grau dargestellt.

Ergebnisse

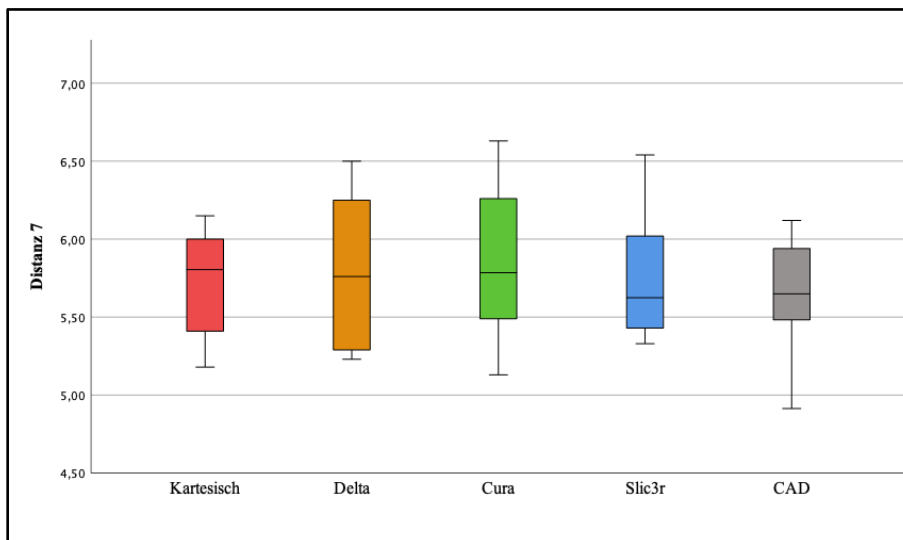


Abb. 50: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse von Distanz 7, erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei Vermessung sind grau dargestellt.

5.3.1 Abweichungen zur CAD-Datei

Im Rahmen der Kauflächenvermessung wurden die Abweichungen der Messergebnisse zur CAD-Datei des Intraoralscans ermittelt. Die Ergebnisse wurden zunächst mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft (Tab. 19). Die Annahme einer Normalverteilung der Messergebnisse konnte für die Distanz 2, 6 und 7 bestätigt werden. Distanz 1, 3, 4, und 5 gelten laut Test als nicht-normalverteilt. In Tabelle 20 ist die deskriptive Statistik der Abweichungen aufgeführt. In den Abbildungen 51–53 erfolgt die Darstellung durch Streudiagramme.

Tab. 19. Shapiro-Wilk-Test der Abweichungen der Distanzen 1 bis 7 zur CAD-Datei.

Messung	Statistik	df	Signifikanz
Distanz 1	0,943	40	0,043*
Distanz 2	0,949	40	0,071
Distanz 3	0,887	40	0,001*
Distanz 4	0,940	40	0,035*
Distanz 5	0,944	40	0,049*
Distanz 6	0,964	40	0,227
Distanz 7	0,973	40	0,452

*p<0,05.

Ergebnisse

Tab. 20. Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen zur CAD-Datei. Angaben in mm.

		n	\bar{x}	SD	95% Konfidenzintervall		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
Distanz 1	Kartesisch	10	0,16	0,18	0,04	0,29	0,01	0,59
	Delta	10	0,23	0,16	0,12	0,34	0,03	0,51
	Cura	10	0,20	0,10	0,13	0,27	0,05	0,33
	Slic3r	10	0,21	0,07	0,16	0,27	0,10	0,34
Distanz 2	Kartesisch	10	0,30	0,17	0,18	0,42	0,02	0,54
	Delta	10	0,30	0,25	0,12	0,47	0,04	0,72
	Cura	10	0,25	0,11	0,17	0,33	0,08	0,48
	Slic3r	10	0,18	0,16	0,06	0,30	0,01	0,53
Distanz 3	Kartesisch	10	0,18	0,12	0,09	0,26	0,03	0,33
	Delta	10	0,23	0,16	0,11	0,35	0,07	0,59
	Cura	10	0,16	0,12	0,08	0,24	0,01	0,45
	Slic3r	10	0,12	0,09	0,05	0,18	0,00	0,31
Distanz 4	Kartesisch	10	0,19	0,13	0,10	0,29	0,04	0,40
	Delta	10	0,29	0,15	0,18	0,40	0,04	0,56
	Cura	10	0,14	0,16	0,03	0,26	0,01	0,51
	Slic3r	10	0,15	0,08	0,10	0,21	0,03	0,26
Distanz 5	Kartesisch	10	0,17	0,13	0,08	0,27	0,03	0,40
	Delta	10	0,26	0,16	0,14	0,37	0,09	0,56
	Cura	10	0,18	0,09	0,11	0,25	0,02	0,33
	Slic3r	10	0,16	0,12	0,07	0,24	0,01	0,35
Distanz 6	Kartesisch	10	0,23	0,15	0,12	0,34	0,07	0,58
	Delta	10	0,32	0,15	0,21	0,43	0,14	0,63
	Cura	10	0,23	0,11	0,15	0,31	0,03	0,40
	Slic3r	10	0,23	0,18	0,10	0,36	0,00	0,51
Distanz 7	Kartesisch	10	0,19	0,11	0,11	0,26	0,03	0,36
	Delta	10	0,24	0,08	0,18	0,30	0,09	0,38
	Cura	10	0,17	0,07	0,12	0,22	0,05	0,32
	Slic3r	10	0,13	0,07	0,08	0,18	0,02	0,25

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum.

Ergebnisse

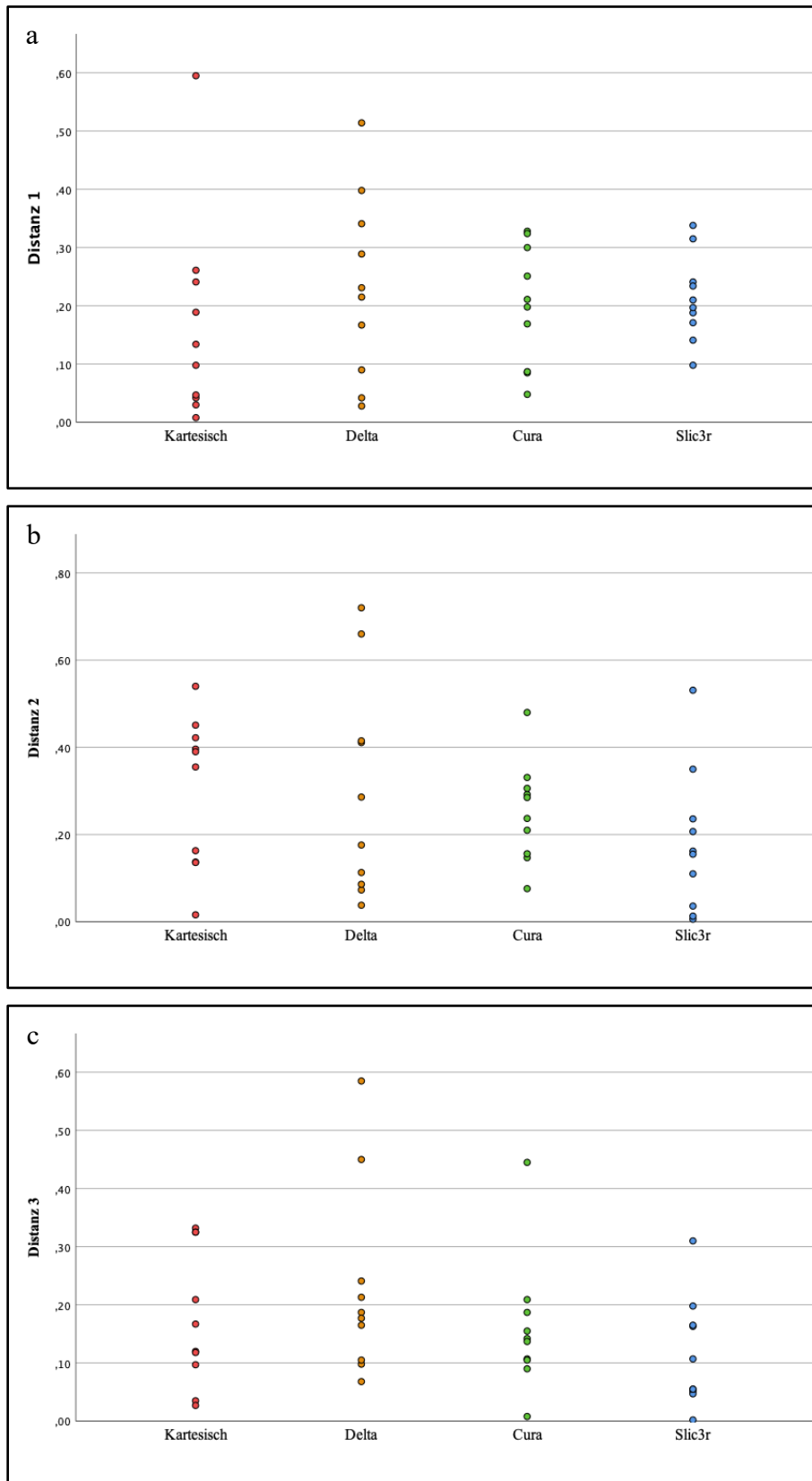


Abb. 51: Streudiagramme zur Darstellung der Abweichungen von den Distanzen 1, 2 und 3 zwischen den Messergebnissen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Ergebnisse

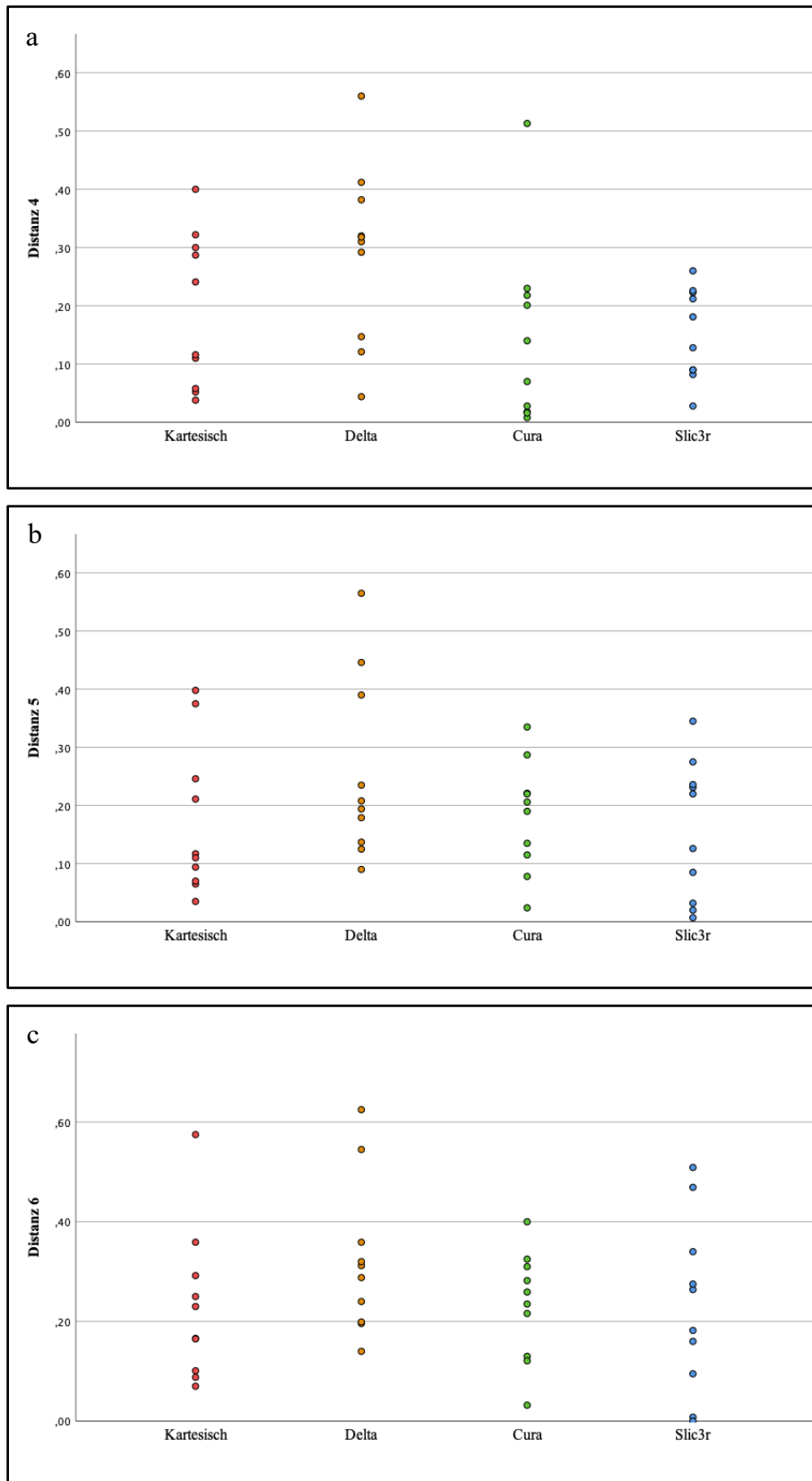


Abb. 52: Streudiagramme zur Darstellung der Abweichungen von den Distanzen 4 (a), 5 (b) und 6 (c) zwischen den Messergebnissen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Ergebnisse

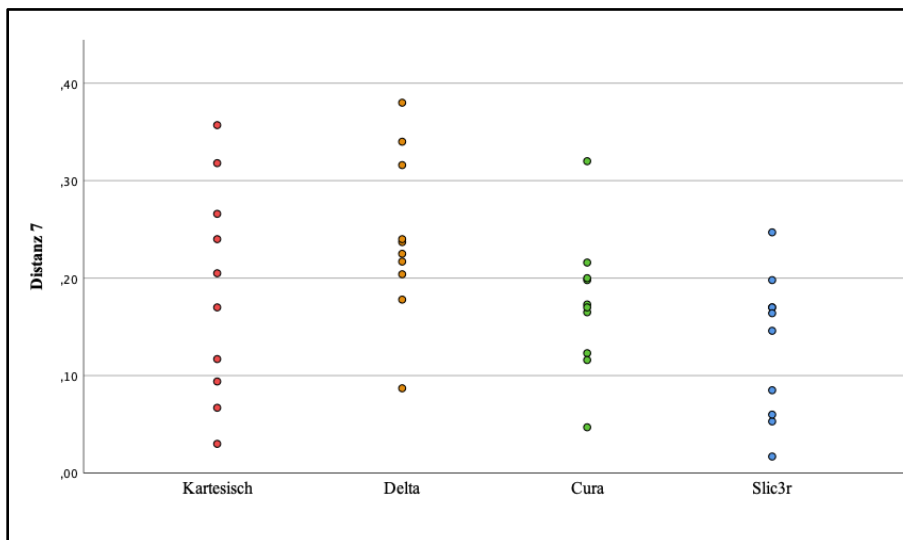


Abb. 53: Streudiagramme zur Darstellung der Abweichungen von Distanz 7 zwischen den Messergebnissen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Linear gemischtes Modell

Im Folgenden werden die Abweichungen den Druckverfahren entsprechend als Gesamtabweichung zusammengefasst und mit Hilfe eines linear gemischten Modells untersucht. In Tabelle 21 ist die deskriptive Statistik der absoluten Gesamtabweichungen der kartesischen-, Delta-, Cura- und Slic3r-Zahnbögen aufgeführt. In Abbildung 54 sind die Abweichungen in Form von Streudiagrammen dargestellt.

Tab. 21: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen entsprechend den verwendeten Druckverfahren. Angaben in mm.

	n	\bar{x}	SD	Median	95% Konfidenzintervall		Min	Max
					Untergrenze	Obergrenze		
Kartesisch	70	0,20	0,14	0,17	0,169	0,237	0,01	0,60
Delta	70	0,27	0,16	0,23	0,229	0,306	0,03	0,72
Cura	70	0,19	0,11	0,19	0,164	0,218	0,01	0,51
Slic3r	70	0,17	0,11	0,16	0,140	0,197	0,00	0,53

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung; Min: Minimum; Max: Maximum.

Ergebnisse

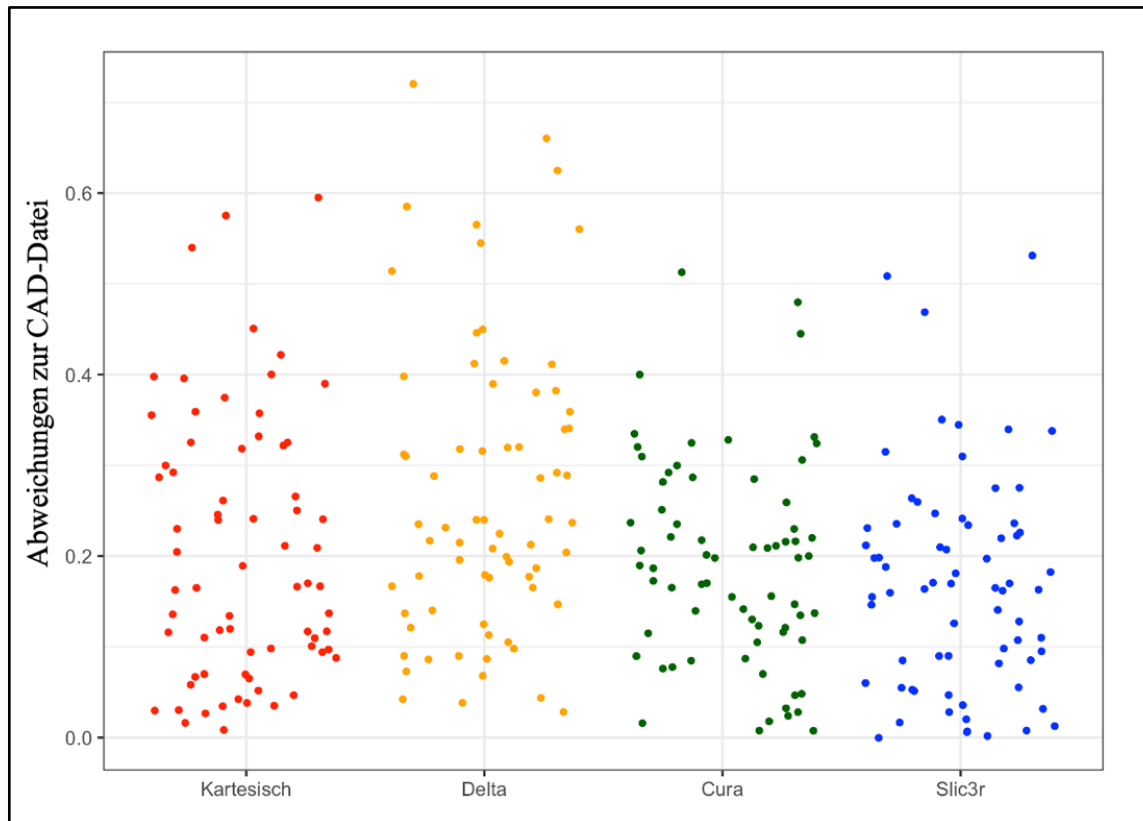


Abb. 54: Streudiagramm zur Darstellung der Abweichungen der Höckerspitzenabstände der kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau) zur CAD-Datei.

Aufgrund der Tatsache, dass die Abweichungen nach Durchführung des Shapiro-Wilk-Tests nicht normalverteilt sind, wurden diese durch Quadrieren zunächst transformiert. Nach Transformation konnte die Annahme einer Normalverteilung bestätigt werden ($p=0,484$). In Abbildung 55 sind die Verteilungen der Variablen vor und nach Transformation dargestellt.

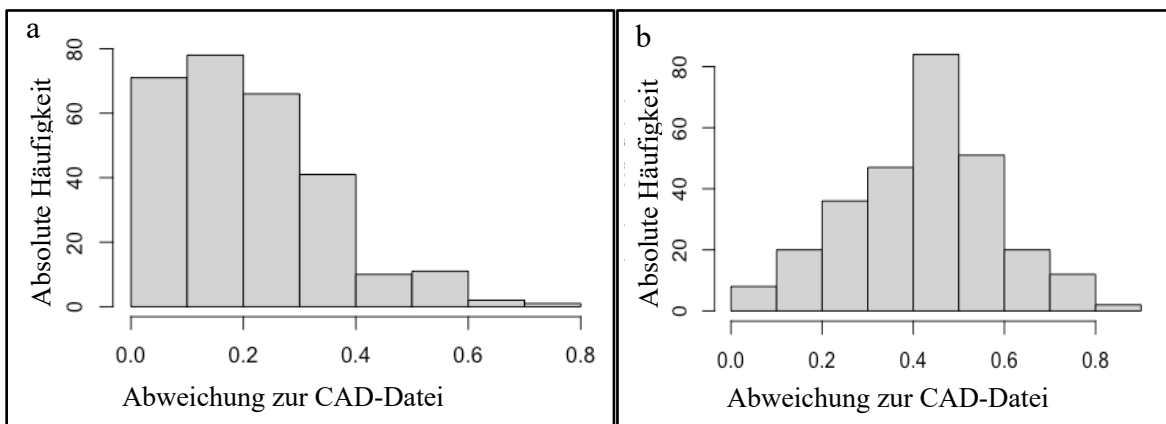


Abb. 55: Verteilungen der Abweichungen der digitalen Kauflächenvermessung vor (a) und nach (b) Transformation durch Quadrieren.

Ergebnisse

Die Referenzkategorie im folgenden Modell ist der kartesische-FFF-3D-Drucker. Der Regressionskoeffizient für den Delta-Drucker ist mit einem p-Wert von 0,0063 signifikant. Die Regressionskoeffizienten der Cura- und Slic3r-Zahnbögen sind nicht signifikant ($p > 0,05$). Da die transformierten Abweichungen normalverteilt sind, kann im weiteren Verlauf die einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt werden.

Einfaktorielle Varianzanalyse

Nach Durchführung der einfaktoriellen Varianzanalyse konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Abweichungen der Druckverfahren zur CAD-Datei ermittelt werden ($p=0,001$). Um zu überprüfen, zwischen welchen Druckverfahren Unterschiede vorliegen, wurde der Tukey-Test als Post-Hoc-Test angewendet. Laut Test unterscheiden sich die Abweichungen der Delta-Zahnbögen zu den Abweichungen der kartesischen, Cura und Slic3r-Zahnbögen signifikant. Die Ergebnisse des Tests sind in Tabelle 22 zusammengefasst. Zudem sind die Ergebnisse des Tukey-Tests in Abbildung 56 visualisiert.

Tab. 22: Ergebnisse des Tukey-Tests für die ermittelten Abweichungen der digitalen Kaufflächenvermessung.

		Kartesisch	Delta	Cura
	Delta	0,032*		0,018*
	Cura	0,997	0,018*	
	Slic3r	0,405	0,001*	0,525

* $p < 0,05$.

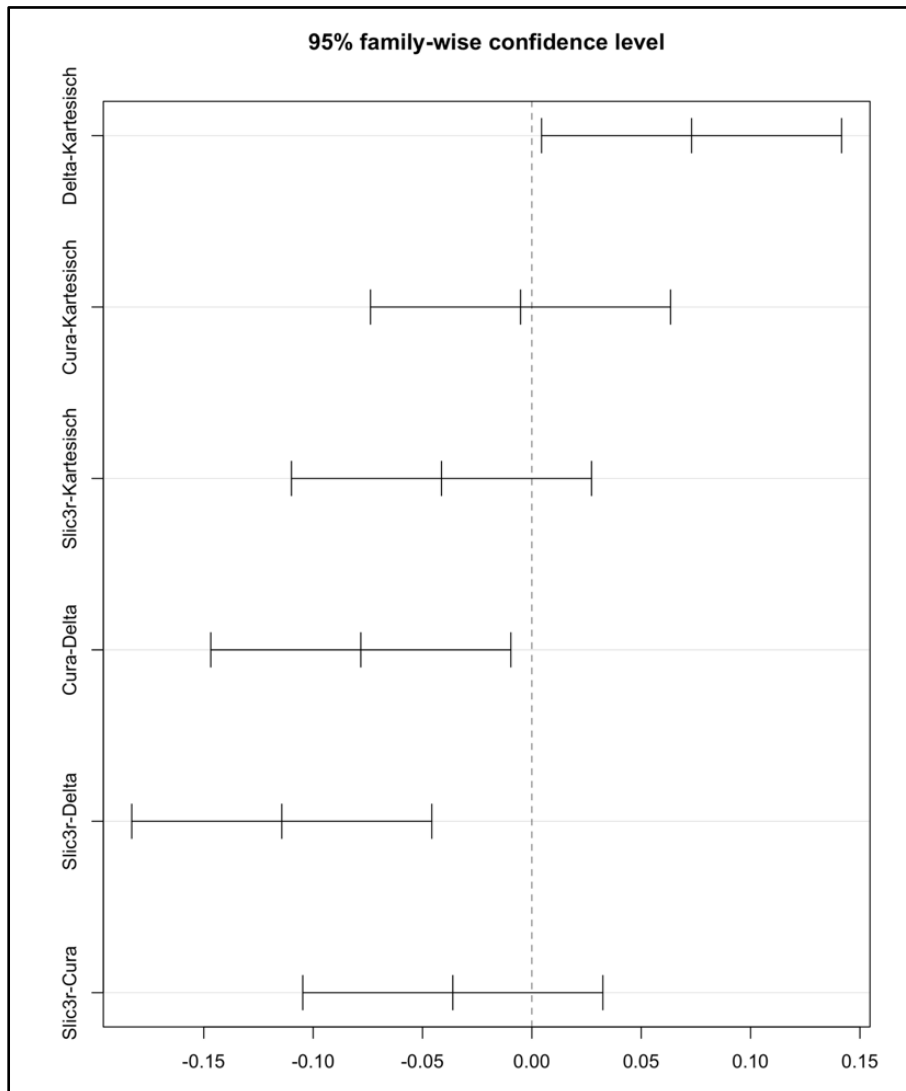


Abb. 56: Darstellung der Ergebnisse des Tukey-Tests für die ermittelten Abweichungen der digitalen Kauflächenvermessung. Die Abweichungen der Delta-Zahnbögen unterscheiden sich signifikant zu den der kartesischen-, Cura-, und Slic3r-Zahnbögen.

5.4 Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs

Die Messwerte des Mesh-to-Mesh-Vergleichs wurden zunächst mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Auf dem 5%-Niveau konnte die Annahme einer Normalverteilung für die Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs nicht bestätigt werden (Tab. 23). Die Ergebnisse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche der Zahnbögen mit der CAD-Datei sind in Tabelle 24 aufgeführt. In Abbildung 57 und 58 sind die Messergebnisse durch Boxplots dargestellt.

Ergebnisse

Tab. 23: Ergebnisse des Shapiro–Wilk–Tests der Ergebnisse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche.

	Statistik	df	Signifikanz
Mittlere Diskrepanz	0,961	80	0,015*
Standardabweichung	0,937	80	0,001*
Maximalabstand positiv	0,724	80	0,001*
Maximalabstand negativ	0,848	80	0,001*

* $p < 0,05$.

Tab. 24: Ergebnisse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche zwischen Vergleichspartner und CAD-Datei. Angaben in mm.

	n	Mittlere Diskrepanz	Standard-abweichung	Maximalabstand negativ	Maximalabstand positiv
Kartesisch	20	-0,014	0,060	-0,259	0,435
Delta	20	-0,014	0,067	-0,301	0,418
Cura	20	-0,002	0,066	-0,289	0,426
Slic3r	20	-0,019	0,061	-0,285	0,440

n: Anzahl.

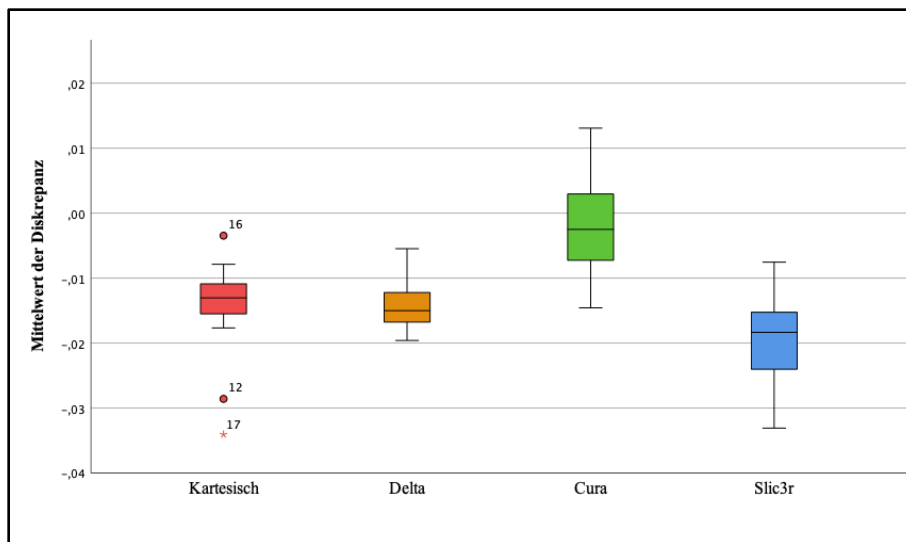


Abb. 57: Boxplots zur Darstellung der mittleren Diskrepanz, ermittelt durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich zwischen den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau) mit der CAD-Datei.

Ergebnisse

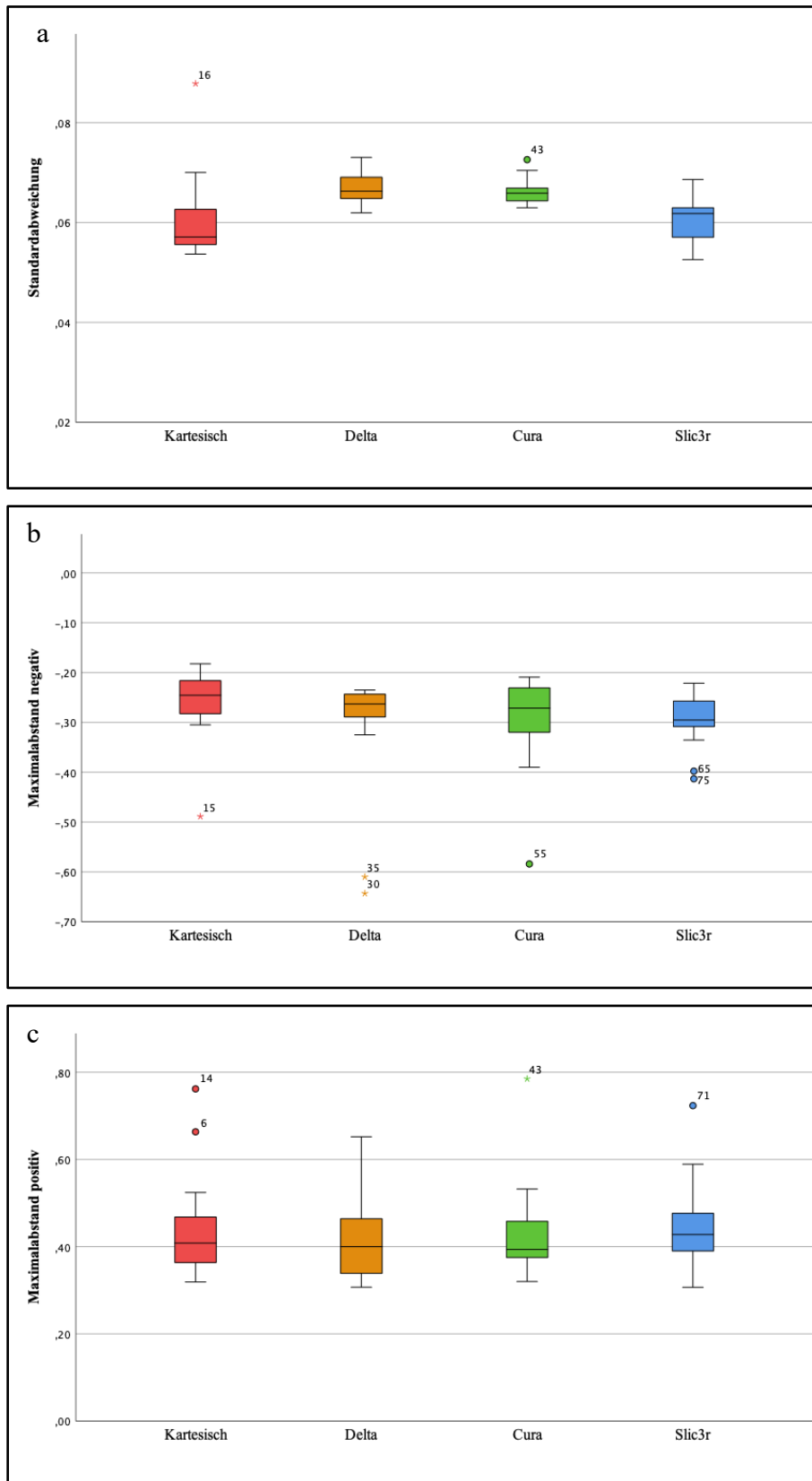


Abb. 58: Boxplots zur Darstellung der Standardabweichung der Diskrepanz (a), des Maximalabstandes negativ (b) sowie dem Maximalabstand positiv (c), ermittelt durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich zwischen den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau) mit der CAD-Datei.

Ergebnisse

Zur Visualisierung der Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs wurden zusätzlich Häufigkeitspolygone erstellt (Abb. 59 und 60). Hierbei ist die Abweichung zur CAD-Datei in Millimeter auf der X-Achse gegen die Anzahl der betroffenen Flächen (Facets) auf der Y-Achse aufgetragen. Anhand der Häufigkeitspolygone werden geringere Abweichungen der Cura- und Slic3r-Zahnbögen im Vergleich zu den kartesischen- und Delta-Zahnbögen deutlich. Zudem weisen die Cura- und Slic3r-Zahnbögen eine deutlich höhere Anzahl an Flächen auf, welche unwesentlich von der CAD-Datei abweichen.

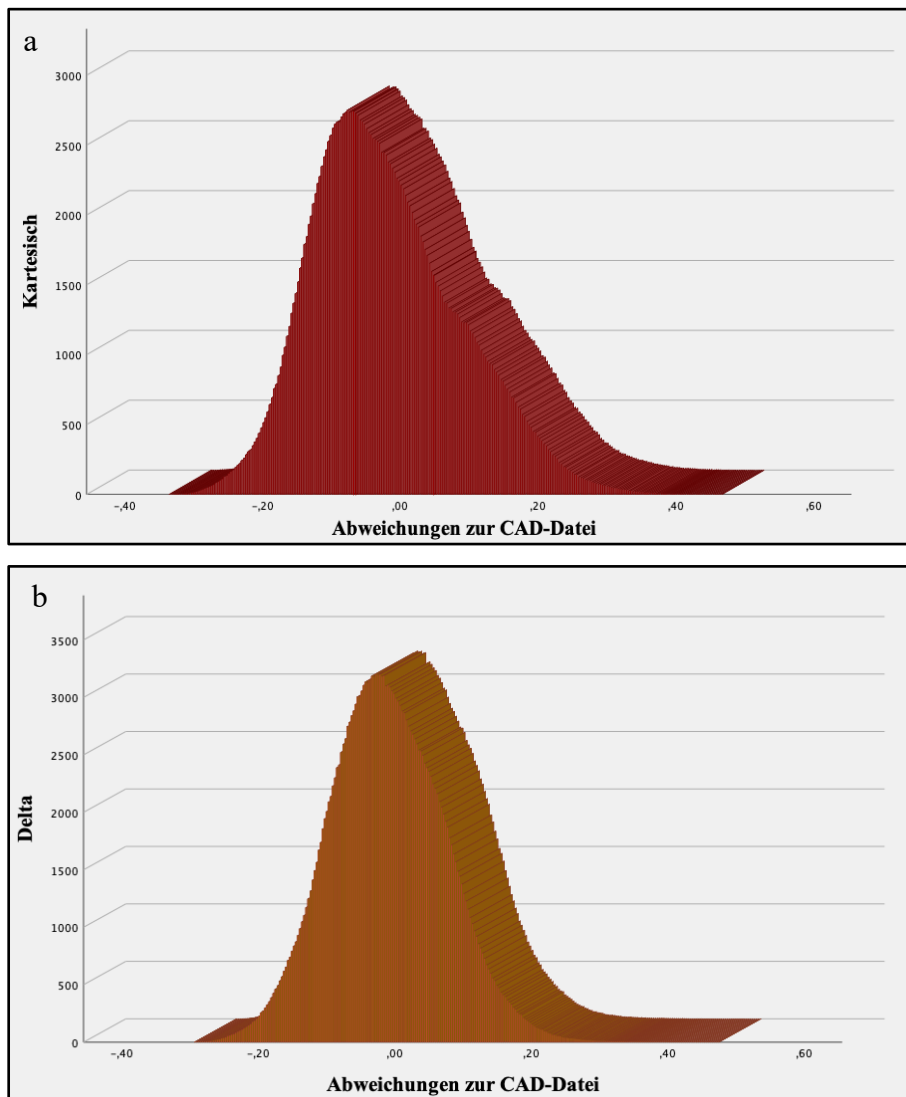


Abb. 59: Häufigkeitspolygone zur Visualisierung der ermittelten Abweichungen zwischen den kartesischen- (a) und Delta-Zahnbögen (b) zur CAD-Datei der Intraoralscans.

Ergebnisse

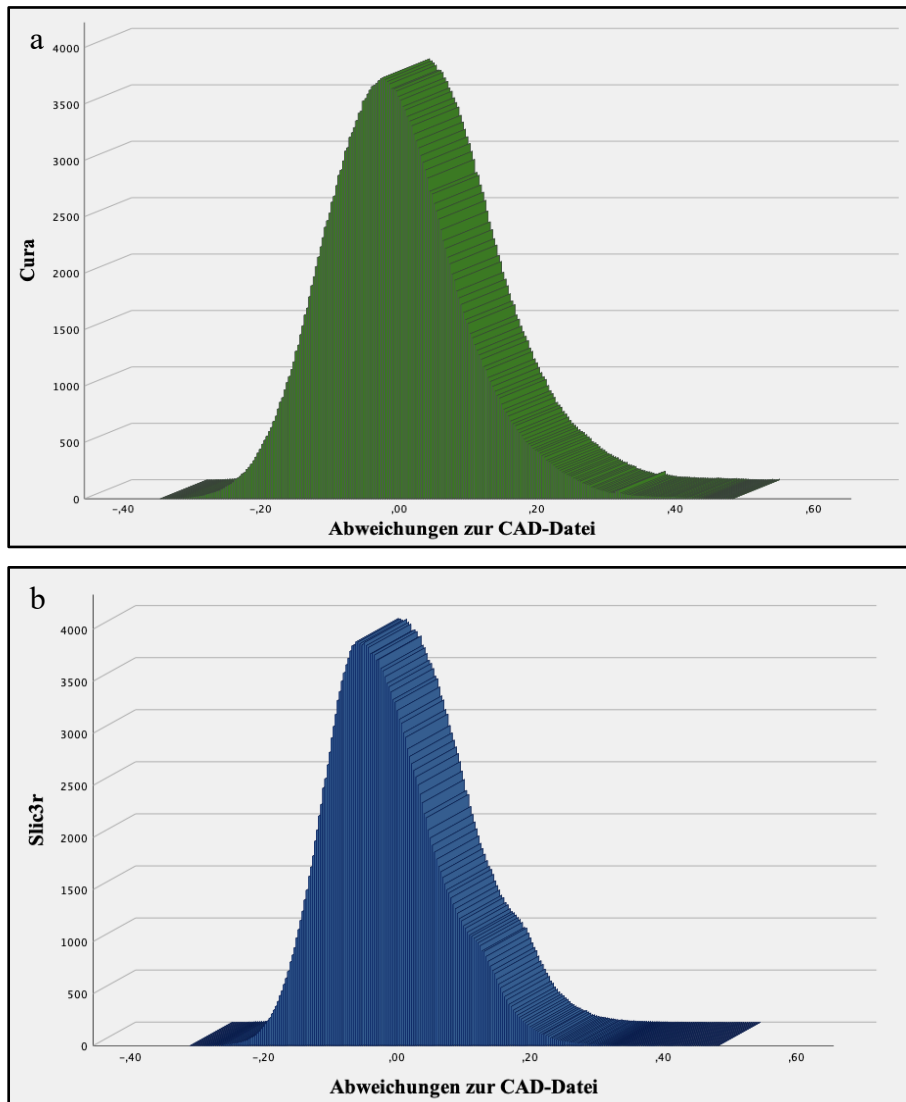


Abb. 60: Häufigkeitspolygone zur Visualisierung der ermittelten Abweichungen zwischen den Cura- (a) und Slic3r-Zahnbögen (b) zur CAD-Datei der Intraoralscans.

Ergebnisse des Kruskal-Wallis-H-Tests

Um zu überprüfen ob sich die ermittelten Abweichungen zur CAD-Datei signifikant voneinander unterscheiden, wurde der Kruskal-Wallis-H-Test durchgeführt. Das Ergebnis war, dass sich die mittlere Diskrepanz und die Standardabweichung der Diskrepanz signifikant unterscheiden ($p=0,001$). Zwischen den Ergebnissen des Maximalabstandes negativ und positiv besteht demnach laut Test keine Signifikanz (Tab. 25).

Ergebnisse

Tab. 25: Mittlere Ränge und Ergebnisse des Kruskal-Wallis-H-Tests der Mesh-to-Mesh-Vergleiche zwischen den Vergleichspartnern und der CAD-Datei.

	Kartesisch		Delta		Cura		Slic3r		H – Test	
	n	mR	n	mR	n	mR	n	mR	KWH	p
Mittlere Diskrepanz	20	40,05	20	34,30	20	67,50	20	20,15	43,77	0,001*
Standardabweichung	20	23,55	20	57,90	20	54,35	20	26,20	36,53	0,001*
Maximalabstand negativ	20	50,75	20	39,70	20	40,25	20	31,30	7,05	0,070
Maximalabstand positiv	20	40,20	20	36,10	20	39,50	20	46,20	1,96	0,581

n: Anzahl; mR: mittlerer Rang; KWH: Kruskal–Wallis–H; * $p < 0,05$.

Im Anschluss wurde für die signifikanten Ergebnisse der Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt (Tab. 26 und 27). Zwischen der mittleren Diskrepanz der kartesischen- und Delta-Zahnbögen besteht kein signifikanter Unterschied ($p=0,434$). Zu den mittleren Diskrepanzen der Cura- und Slic3r-Zahnbögen unterscheiden sich die kartesischen-Zahnbögen hingegen signifikant ($p=0,001$ bzw. $p=0,007$). Zwischen der mittleren Diskrepanz der Delta-Zahnbögen lässt sich ein signifikanter Unterschied zu den Cura-Zahnbögen feststellen ($p=0,001$). Zwischen den Delta- und Slic3r-Zahnbögen ist kein signifikanter Unterschied ($p=0,054$) feststellbar. Des Weiteren ist zu beobachten, dass sich die Ergebnisse der Slicer- und Cura-Zahnbögen signifikant unterscheiden ($p=0,001$). In Bezug auf die Standardabweichung der Diskrepanz ergab der Dunn-Bonferroni-Test, dass sich die Werte der kartesischen-Zahnbögen zum einen von den Delta-Zahnbögen und zum anderen von den Cura-Zahnbögen signifikant unterscheiden ($p=0,001$). Zwischen den kartesischen-Zahnbögen und den Slic3r-Zahnbögen besteht keine Signifikanz ($p=0,718$). Zudem unterscheiden sich die Werte der Slic3r-Zahnbögen signifikant zu den der Delta- und Cura-Zahnbögen ($p=0,001$). Die Delta- und Cura-Zahnbögen unterscheiden sich nicht signifikant in Bezug auf die Standardabweichung der Diskrepanz ($p=0,629$).

Tab. 26: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests der mittleren Diskrepanz.

Mittlere Diskrepanz		Kartesisch	Delta	Cura
	Delta	0,434		0,001*
	Cura	0,001*	0,001*	
	Slic3r	0,007*	0,054	0,001*

* $p < 0,05$.

Ergebnisse

Tab. 27: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests der Standardabweichung der Diskrepanzen.

Standardabweichung der Diskrepanz		Kartesisch	Delta	Cura
	Delta	0,001*		0,629
	Cura	0,001*	0,629	
	Slic3r	0,718	0,001*	0,001*

* $p < 0,05$.

Color-Maps zur Visualisierung der Abweichungen

Zur Veranschaulichung der Diskrepanzen zwischen den Vergleichspartnern und der CAD-Datei wurden mit Hilfe der Software CloudCompare Color-Maps der Ober- und Unterkieferzahnbögen erstellt. Blau dargestellte Bereiche beschreiben eine Kontraktion (negative Diskrepanz) und rote Bereiche wiederum eine Expansion (positive Diskrepanz). In Abbildung 61 (a bis d) sind die Abweichungen der kartesischen-Zahnbögen sowie der Delta-Zahnbögen (e bis h) dargestellt. In Abbildung 62 (a bis d) sind die Abweichungen der Cura-Zahnbögen und die der Slic3r-Zahnbögen (e bis h) dargestellt. In beiden Abbildungen ist der Zahnbogen Nummer 1 repräsentativ visualisiert. Die Color-Map der kartesischen-Zahnbögen zeigt negative Diskrepanzen an den Labialflächen der Unterkieferfrontzähne sowie im Bereich der Gingiva in der Frontzahnregion von Ober- und Unterkiefer. Positive Diskrepanzen treten punktuell an den Schneidekanten der Frontzähne und an den Okklusalfächen der Seitenzähne auf. Die Delta-Zahnbögen weisen negative Diskrepanzen an den Palatinalflächen der Oberkiefer Prämolaren und Molaren auf. Zudem sind negative Diskrepanzen an den Zahnhälsen und der Gingiva der Unterkiefer Frontzähne zu erkennen. Positive Diskrepanzen erscheinen bei den Delta-Zahnbögen flächig im Bereich der Labialflächen der Oberkieferzähne sowie auf den Okklusalfächen der Prämolaren und Molaren. An den Cura-Zahnbögen werden negative Abweichungen an den Palatinalflächen des Oberkiefers sowie an den Bukkalflächen der Unterkieferzahnbögen deutlich. Positive Abweichungen treten im Bereich der Labialflächen sowie des Zahnhalses der Oberkieferzähne auf. Zudem sind positive Abweichungen im Bereich der Kauflächen zu vernehmen. Die Slic3r-Zahnbögen zeigen negative Abweichungen an den Labialflächen der Oberkiefer- und Unterkieferfrontzähne sowie im Bereich der Gingiva. Positive Abweichungen erscheinen punktuell auf den Okklusalfächen der Seitenzähne.

Ergebnisse

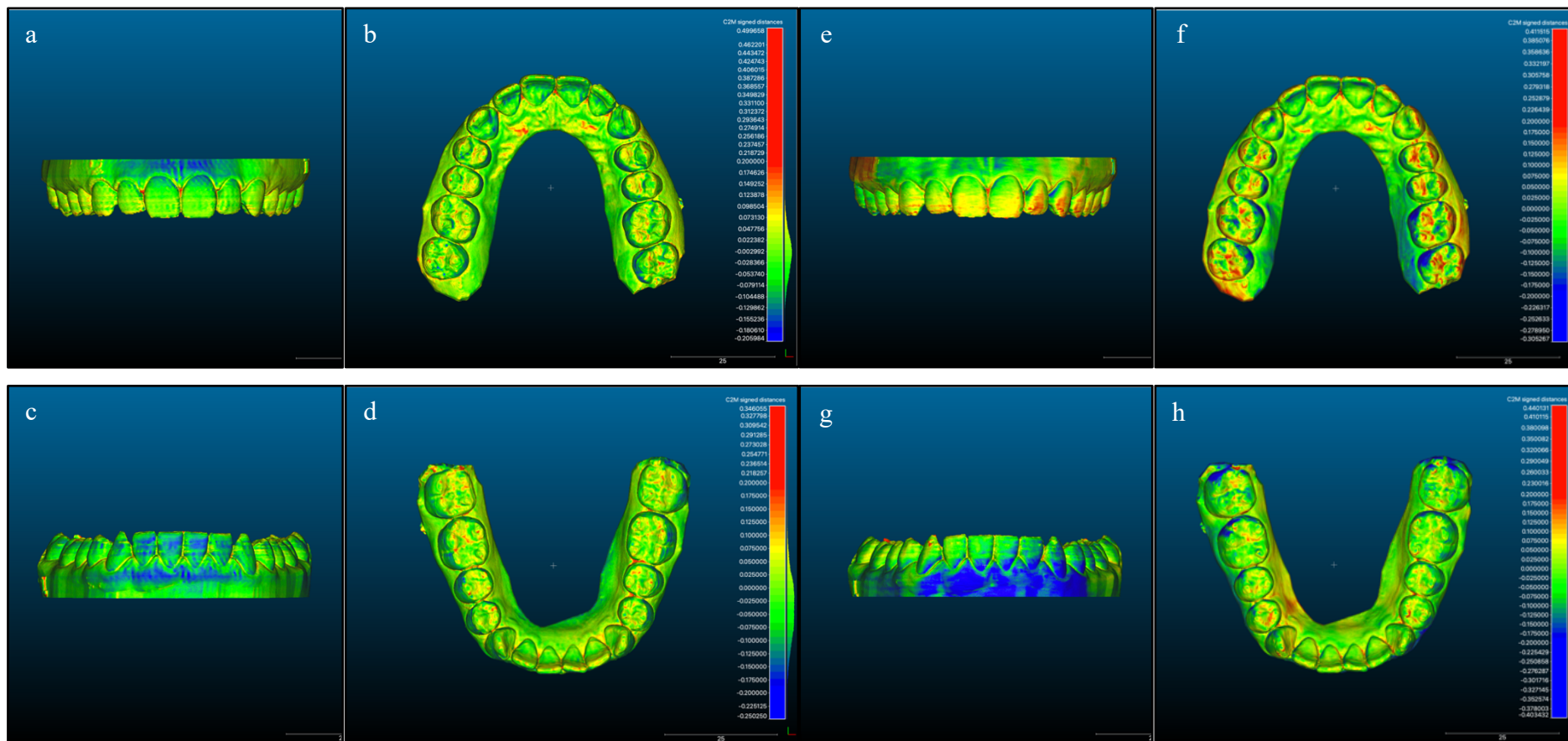


Abb. 61: Color-Maps zur Visualisierung der Diskrepanzen zwischen den gedruckten Zahnbögen und den CAD-Dateien der Intraoralscans. Kontrahierte Bereiche werden blau, expandierte Bereiche rot dargestellt. Abgebildet sind die Abweichungen des kartesischen-Zahnbogens (a bis d) sowie die des Delta-Zahnbogens (e bis h) Nummer 1 von Ober- und Unterkiefer.

Ergebnisse

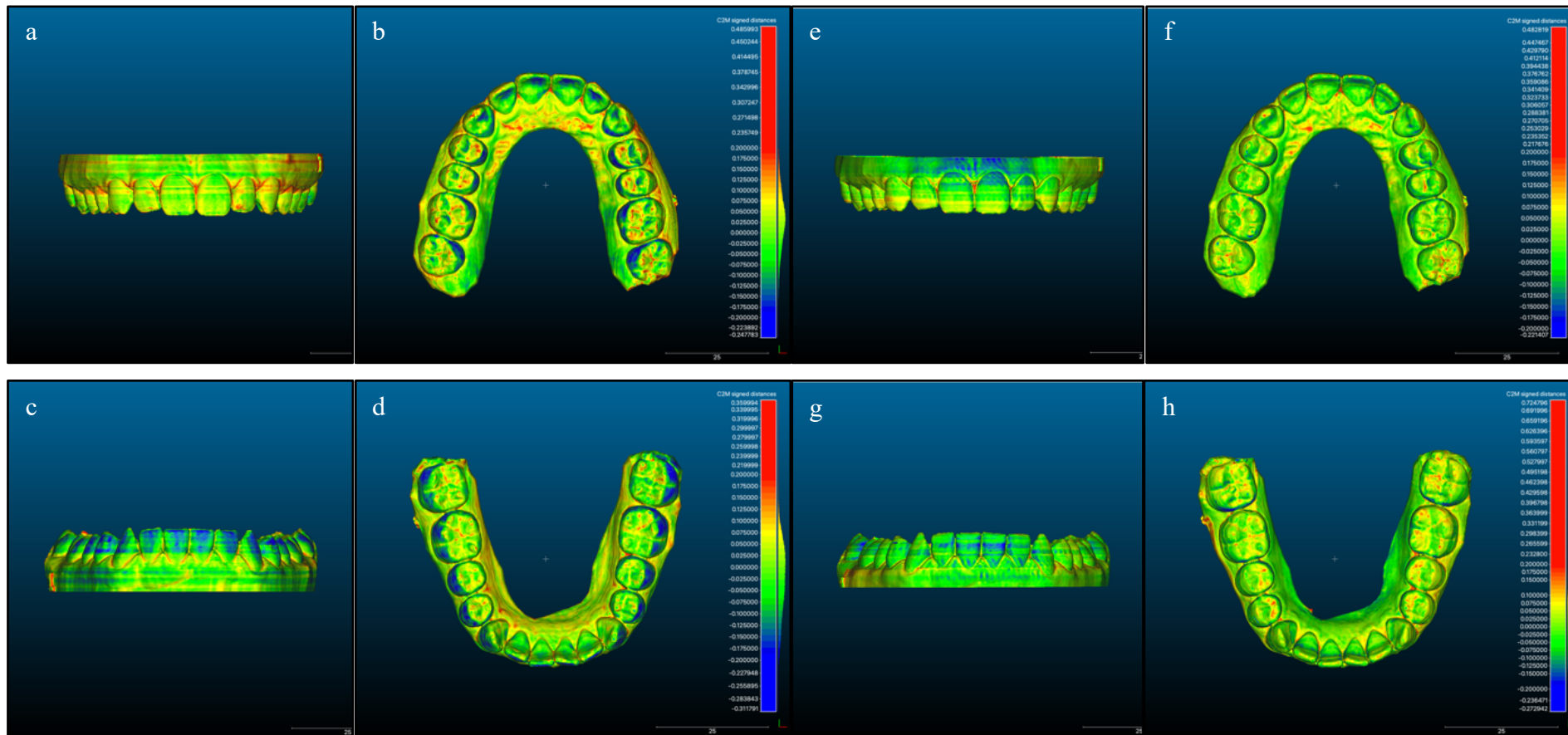


Abb. 62: Color-Maps zur Visualisierung der Diskrepanzen zwischen den gedruckten Zahnbögen und den CAD-Dateien der Intraoralscans. Kontrahierte Bereiche werden blau, expandierte Bereiche rot dargestellt. Abgebildet sind die Abweichungen des Cura-Zahnboogens (a bis d) sowie die des Slic3r-Zahnboogens (e bis h) Nummer 1 von Ober- und Unterkiefer.

5.5 Visuelle Inspektion

Durch die visuelle Inspektion mit Hilfe des Digitalmikroskops konnten Unterschiede zwischen den Zahnbögen festgestellt werden. In Abbildung 63 (a bis h) erfolgt die Darstellung der Zähne 11 und 21 der Zahnbögen entsprechend dem Druckverfahren in 30-facher Vergrößerung. Die Ansicht erfolgt von inzisal. Repräsentativ werden die Zahnbögen Nummer 1 und 5 abgebildet. In Abbildung 64 ist ein Ausschnitt der Unterkieferzähne 31 und 41 von frontal dargestellt. Die visuelle Inspektion der Unterkieferzähne erfolgte ebenfalls bei 30-facher Vergrößerung. Ungenauigkeiten in Bezug auf die visuelle Inspektion und Unterschiede zwischen den Zahnbögen sind durch rote Pfeile markiert.

Die kartesischen-Zahnbögen zeigten optisch sichtbare Ungenauigkeiten im Bereich der Schneidekanten der Frontzähne, an den Palantinal- und Vestibulärflächen sowie im Bereich der Gingiva. Des Weiteren sind Druckfehler in den Approximalräumen der Unterkiefer Frontzähne sichtbar.

Die Delta-Zahnbögen zeigten ebenso Ungenauigkeiten im Bereich der Schneidekanten sowie auf den Palantinal- und Vestibulärflächen von Oberkiefer- und Unterkieferzähnen. Diese werden besonders an den Unterkieferzähnen des Zahnbogens Nummer zwei deutlich.

Bei den Cura-Zahnbögen erscheint das Druckergebnis flüssig. Geringfügige Ungenauigkeiten treten an den Palatinalflächen der Oberkieferzähne sowie an den Labialflächen der Unterkieferfrontzähne auf. In den Approximalräumen erscheint das Druckergebnis der Cura-Zahnbögen sauber.

Die Slic3r-Zahnbögen weisen leichte Unterschiede im Bereich der Schneidekanten auf. Das Druckergebnis erscheint sauber. In den Approximalräumen erscheinen leichte Ungenauigkeiten.

Ergebnisse

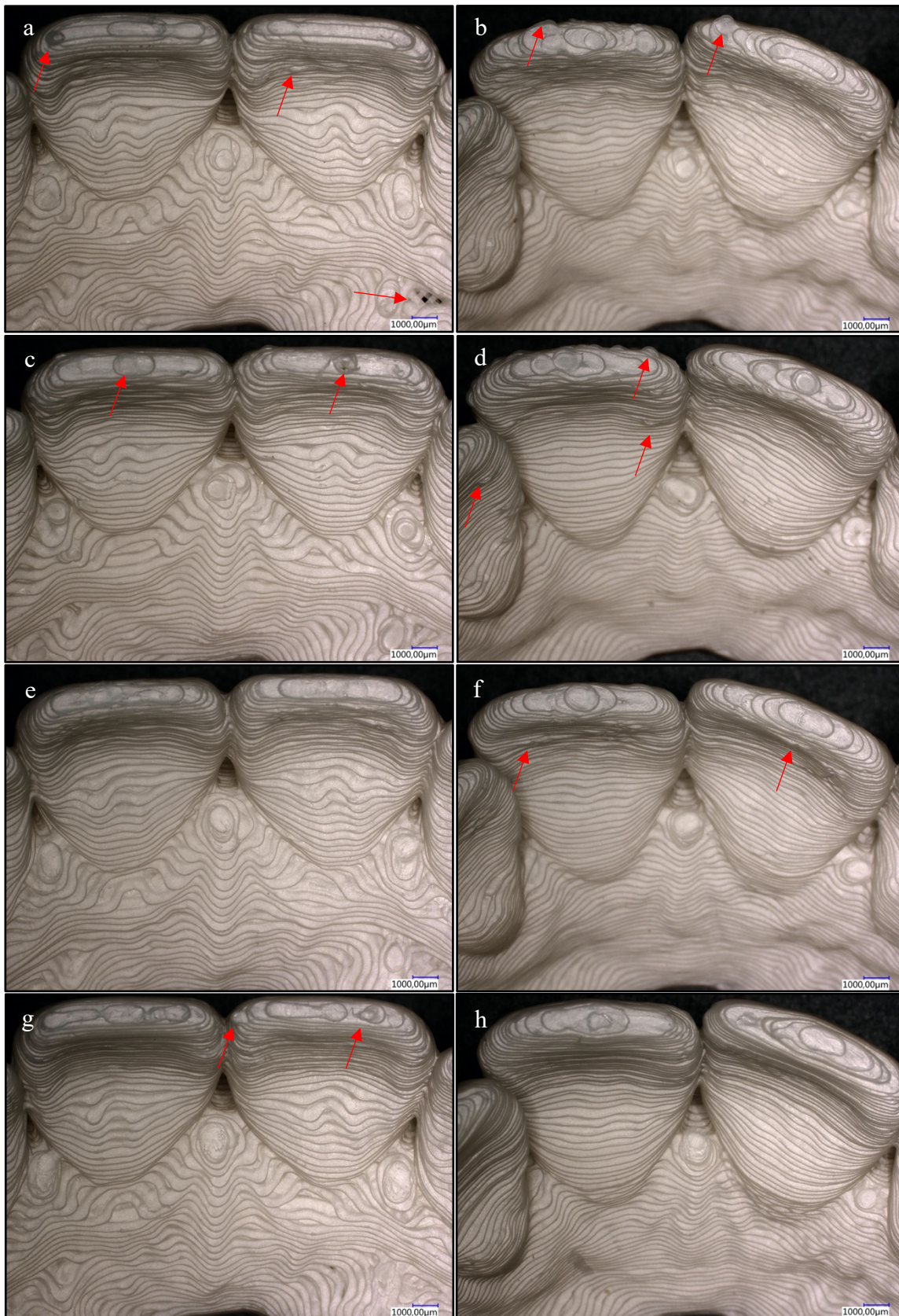


Abb. 63: Darstellung der Oberkiefer mittleren Schneidezähne der 3D-gedruckten Zahnbögen (Nr. 1 und 5), betrachtet von inzisal bei 30-facher Vergrößerung. Abbildung der kartesischen- (a und b), Delta- (c und d), Cura- (e und f) und Slic3r-Zahnbögen (g und h). Rote Pfeile markieren Ungenauigkeiten und Unterschiede zwischen den Zahnbögen.

Ergebnisse

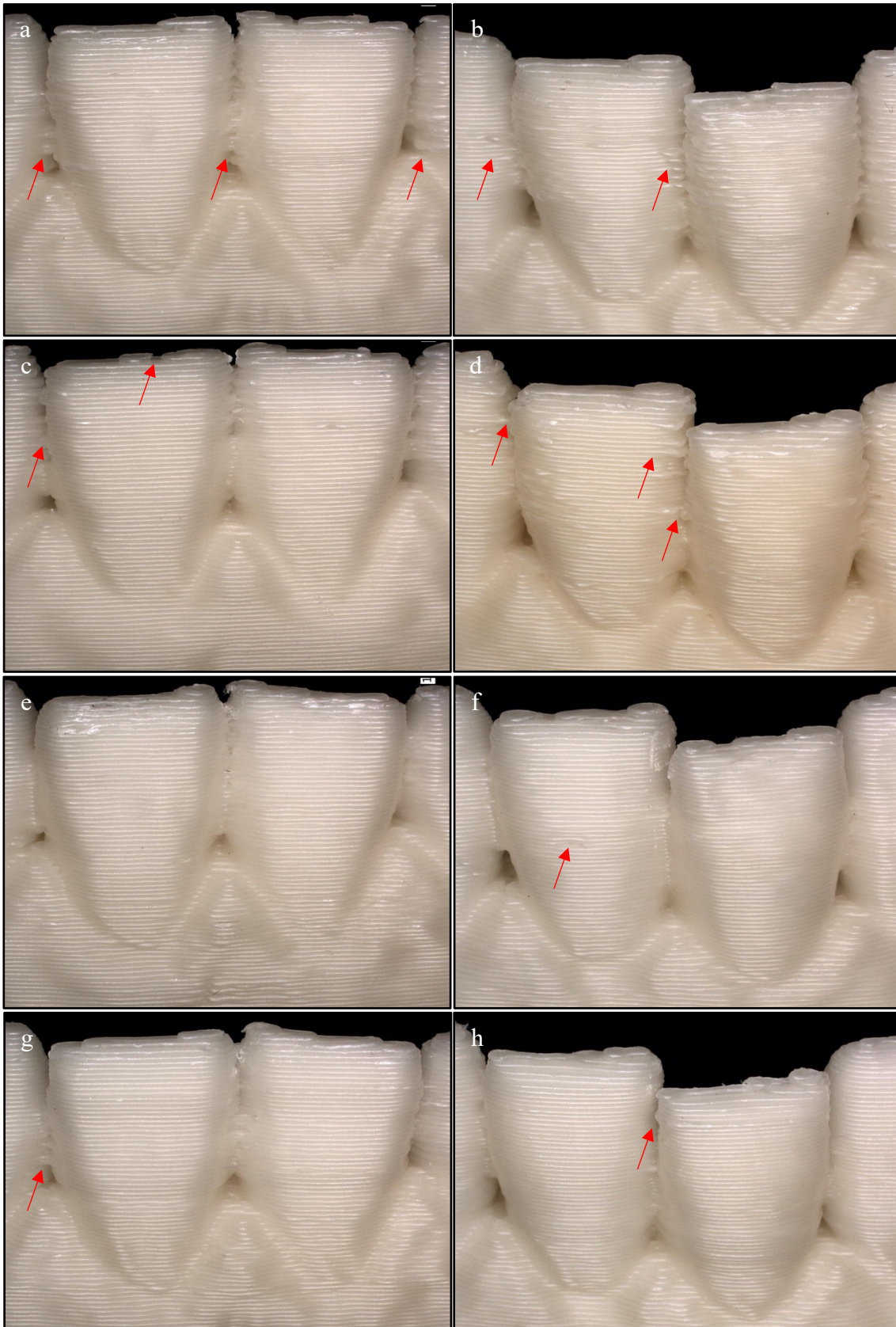


Abb. 64: Darstellung der Unterkiefer mittleren Schneidezähne der Zahnbögen (Nr. 1 und 2), betrachtet von frontal bei 30-facher Vergrößerung. Abbildung der kartesischen- (a und b), Delta- (c und d), Cura- (e und f) und Slic3r-Zahnbögen (g und h). Rote Pfeile markieren Ungenauigkeiten und Unterschiede zwischen den Zahnbögen.

5.6 Vergleich der Druckzeiten

Während des Druckvorganges wurden die benötigten Druckzeiten für jeden Zahnbogen gemessen. Für die ermittelten Druckzeiten wurde der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Das Ergebnis des Tests war, dass die die Annahme einer Normalverteilung für die Druckzeiten nicht bestätigt werden konnte ($p=0,045$). Das Q-Q-Diagramm und das trendbereinigte Q-Q-Diagramm der Druckzeit sind in Abbildung 65 aufgeführt.

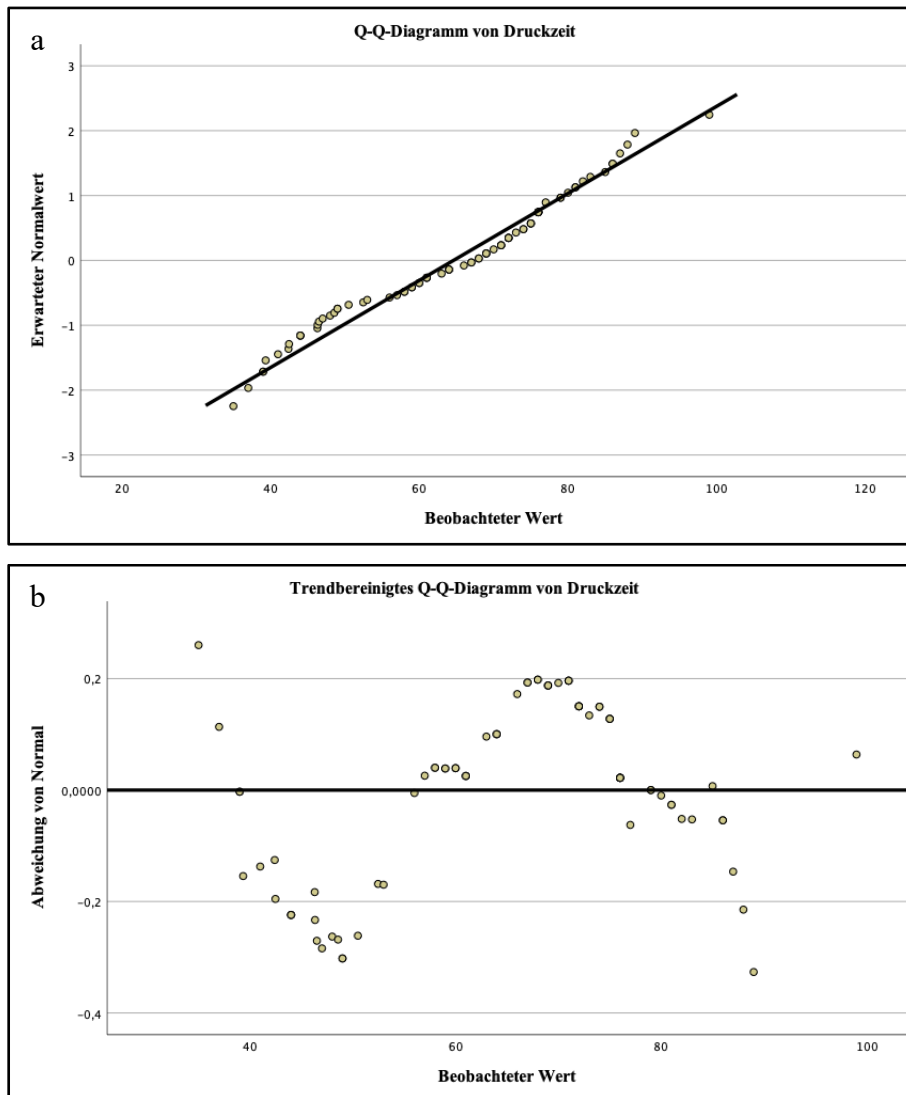


Abb. 65: Darstellung der Verteilung der Druckzeiten im Q-Q-Diagramm (a) und im trendbereinigten Q-Q-Diagramm (b).

In Tabelle 28 sind die Mittelwerte und Standardabweichung der Druckzeiten den Druckverfahren entsprechend aufgeführt. Zur Veranschaulichung wurden die Druckzeiten durch Boxplots dargestellt (Abb. 66).

Ergebnisse

Tab. 28: Messergebnisse der Druckzeiten. Angaben in Minuten.

	Kartesisch			Delta		Cura		Slic3r	
	n	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD
Druckzeit	20	63,00	7,44	44,10	4,67	73,80	7,94	77,45	8,61

n: Anzahl; \bar{x} : Mittelwert; SD: Standardabweichung.

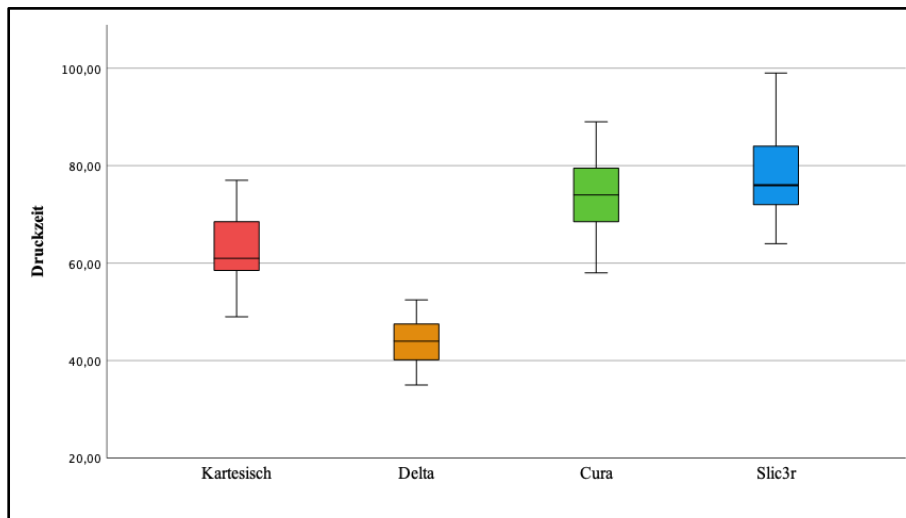


Abb. 66: Boxplots zur Darstellung der gemessenen Druckzeiten der kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).

Ergebnisse des Kruskal-Wallis-H-Tests

In Bezug auf die ermittelten Druckzeiten lassen sich mittels Kruskal-Wallis-H-Test signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Druckverfahren feststellen (Tab 29).

Tab. 29: Mittlere Ränge und Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests für die Druckzeit.

	Kartesisch		Delta		Cura		Slicer		H – Test	
	n	mR	n	mR	n	mR	n	mR	KWH	p
Druckzeit	20	35,70	20	10,63	20	54,90	20	60,78	56,868	0,001*

n: Anzahl; mR: mittlerer Rang; KWH: Kruskal-Wallis-H-Wert; * $p < 0,05$.

Im Anschluss an den Kruskal-Wallis-H-Test wurde als Post-hoc-Test der Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt. Das Ergebnis war, dass zwischen den Druckzeiten der kartesischen-Zahnbögen ein signifikanter Unterschied zu den Druckzeiten der Delta-, Cura- und Slic3r-Zahnbögen besteht. In gleicher Weise unterscheiden sich die Druckzeiten der Delta-Zahnbögen signifikant zu denen der Cura- und Slic3r-Zahnbögen. Die Druckzeiten zwischen den Cura- und Slic3r-Zahnbögen unterscheiden sich nicht signifikant (Tab. 30).

Tab. 30: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests der Druckzeiten.

Druckzeit		Kartesisch	Delta	Cura
	Delta	0,001*		0,001*
	Cura	0,009*	0,001*	
	Slic3r	0,001*	0,001*	0,424

*p<0,05.

5.7 Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeit

5.7.1 Auswirkungen auf die Dimensionen der Zahnbögen

Im Rahmen der Analyse der Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeit wurden die Zahnbögen nach bereits in 3.4.1 beschriebenen Kriterien vermessen. Aufgrund des großen Datenumfanges sind die Ergebnisse in Tabelle 1 des Anhangs aufgeführt. In Abbildung 67 (a und b) sind die Abweichungen der kartesischen- sowie der Delta-Zahnbögen entsprechend ihrer Druckgeschwindigkeit durch Boxplots dargestellt. Beide Diagramme wurde mit einer Bezugslinie zur Y-Achse versehen, bei der theoretisch keine Abweichung vorhanden sind.

Die beiden Druckverfahren zeigten in Bezug auf die Schieblehrenvermessung vergleichbare Abweichungen bis zu einer Geschwindigkeit von 7000mm/min. Zudem kommt es bis zur genannten Geschwindigkeit nicht zur Überschreitung der als klinisch akzeptablen eingestuften Abweichungen von 0,5mm. Jedoch weisen die Delta-Zahnbögen ab einer Druckgeschwindigkeit von 8000mm/min deutliche Druckfehler auf, welche die Aligner-Herstellung maßgeblich negativ beeinflussen würden. Zusätzlich wird das weniger sauber erscheinende Druckergebnis der Delta-Zahnbögen deutlich. Die Abbildung 68 zeigt die Kauflächen beider Vergleichspartner bei entsprechender Druckgeschwindigkeit.

Ergebnisse

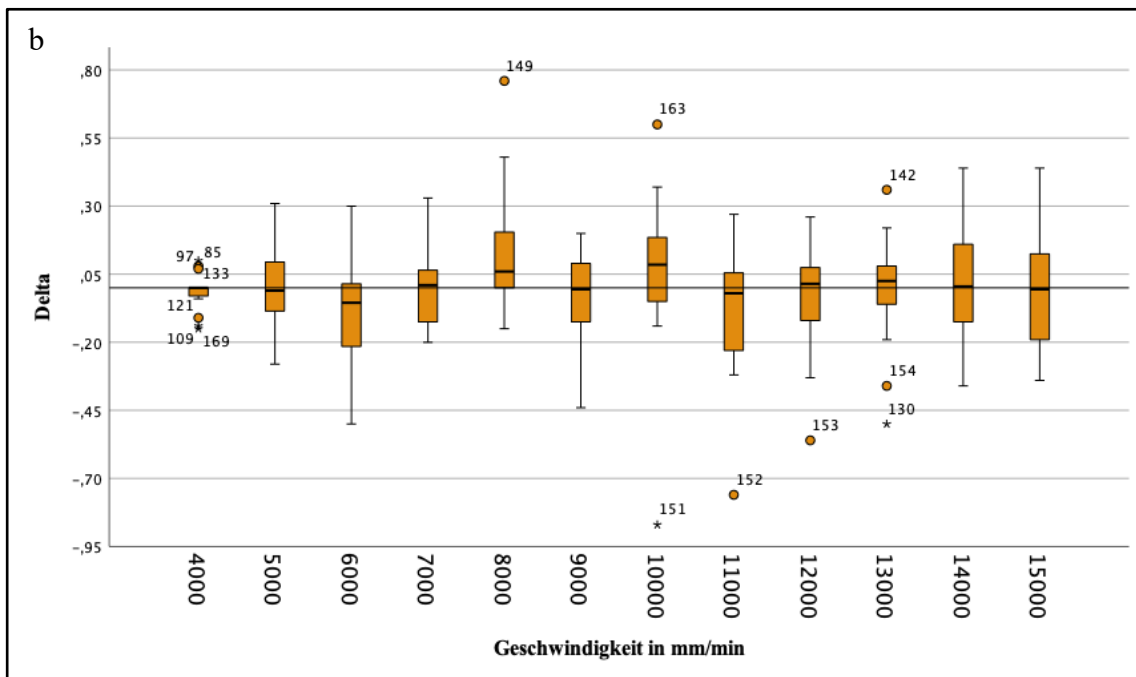
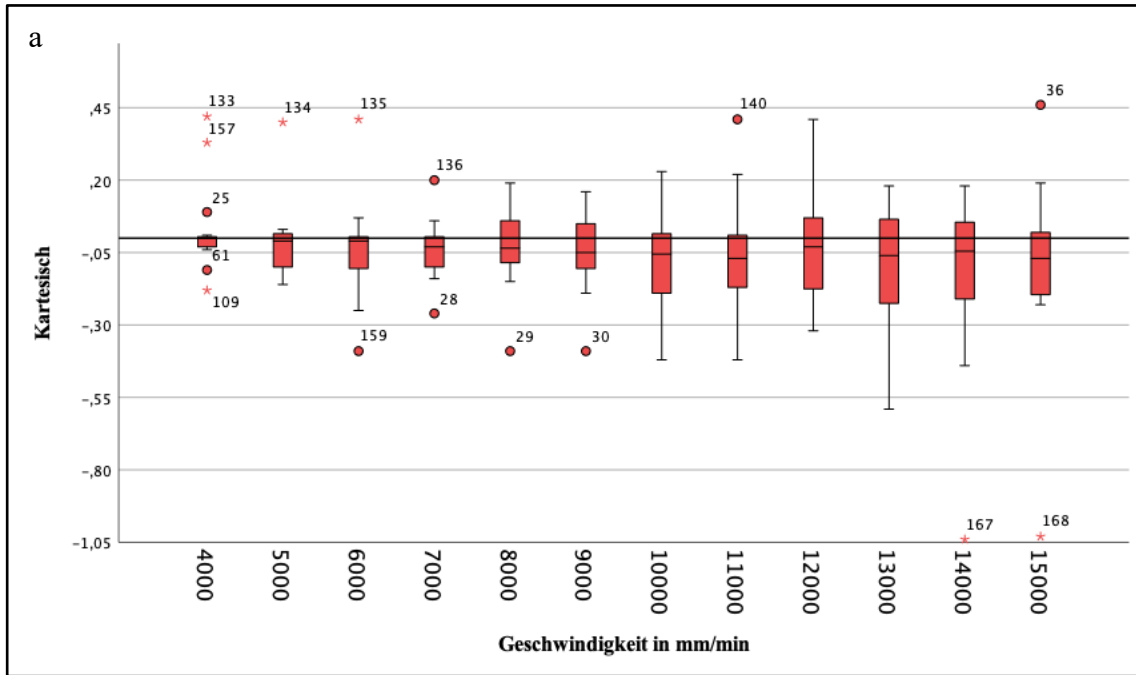


Abb. 67: Boxplots zur Darstellung der Abweichungen der kartesischen- (a) und Delta-Zahnbögen bei Druckgeschwindigkeiten von 4000mm/min bis 15000mm/min mit Bezugslinie zur Y-Achse bei theoretisch nicht vorhandener Abweichung.

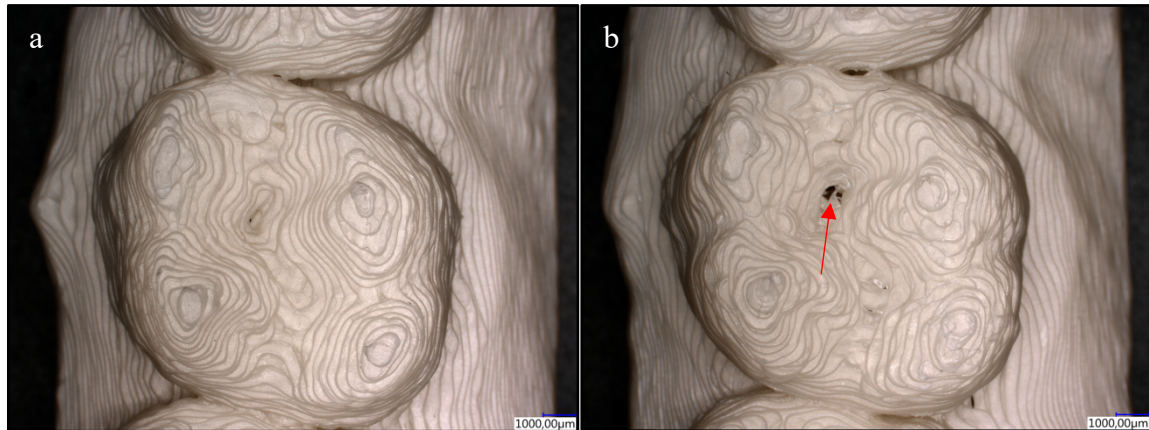


Abb. 68: Darstellung der Kaufläche des Zahns 16 an Zahnbogen Nr.1, gedruckt mit kartesischem-FFF- (a) und Delta-FFF-3D-Drucker (b) bei einer Geschwindigkeit von 8000mm/min. Der rote Pfeil markiert einen Druckfehler im Bereich der Kaufläche von Zahn 16 des Delta-Zahnbogens. Aufgenommen mit 30-facher Vergrößerung.

5.7.2 Auswirkungen auf die Kauflächen

In Tabelle 31 sind die Abweichungen der Kauflächenvermessung bei steigender Druckgeschwindigkeit in Millimeter und der prozentuale Anteil an der Abweichung aufgeführt. Zur grafischen Darstellung wurden die Abweichungen der Distanzen 1 bis 7 entsprechend der Druckgeschwindigkeit zusammengefasst und in Boxplot-Diagramme überführt (Abb. 69 a und b). Beide Diagramme wurde mit einer Bezugslinie zur Y-Achse versehen, bei der theoretisch keine Abweichung vorhanden sind.

Tab. 31: Messergebnisse der dreidimensionalen Kauflächenvermessung der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.

Ges.	Distanz 1				Distanz 2				Distanz 3				Distanz 4	
	Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,05	-0,92	0,05	0,63	-0,01	-0,13	0,04	0,88
5000	0,05	0,79	0,06	0,94	0,00	0,00	-0,13	-2,43	0,04	0,50	-0,01	-0,13	0,02	0,46
6000	0,21	3,32	0,07	1,10	-0,08	-1,50	-0,22	-4,12	-0,16	-2,04	0,20	2,53	-0,01	-0,16
7000	0,26	4,11	0,19	2,99	-0,08	-1,50	-0,36	-6,78	-0,42	-5,28	0,19	2,40	0,10	1,97
8000	0,12	1,90	0,21	3,31	-0,28	-5,26	-0,31	-5,82	-0,39	-4,91	0,41	5,18	0,07	1,41
9000	0,13	2,05	0,21	3,31	-0,10	-1,88	-0,16	-2,99	-0,29	-3,65	0,31	3,92	0,06	1,20
10000	0,13	2,05	0,21	3,31	-0,23	-4,32	-0,54	-10,15	-0,22	-2,77	0,30	3,79	0,02	0,40
11000	0,13	2,05	0,10	1,57	0,00	0,00	-0,09	-1,68	-0,23	-2,89	0,47	5,94	0,11	2,15
12000	0,39	6,16	0,25	3,94	-0,03	-0,56	0,15	-1,68	-0,16	-2,01	0,35	4,42	0,13	2,55
13000	-0,15	-2,37	0,14	2,20	-0,04	-0,75	0,20	4,54	-0,19	-2,39	0,36	4,55	0,02	0,44
14000	0,41	6,48	-0,04	-0,63	0,05	0,94	0,26	-2,99	-0,19	-2,39	0,42	5,31	-0,08	-1,61
15000	0,22	3,48	-0,12	-1,89	0,05	0,75	0,38	-5,25	-0,20	-2,52	0,32	4,05	0,13	2,61

Fortsetzung Tab. 31: Messergebnisse der dreidimensionalen Kauflächenvermessung der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.

Ges.	Distanz 4		Distanz 5				Distanz 6				Distanz 7			
	Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,02	0,02	-0,01	-0,11	0,01	0,11	0,09	1,36	0,10	1,60	0,00	0,00	-0,11	-1,94
5000	0,12	0,12	-0,02	-0,22	0,00	0,00	0,13	1,98	0,12	1,92	-0,02	-0,36	-0,14	-2,53
6000	-0,04	-0,04	-0,11	-1,23	0,00	0,00	0,12	1,83	0,12	1,92	0,00	0,00	0,02	0,45
7000	-0,11	-0,11	0,15	1,67	0,20	2,24	-0,01	-0,21	0,27	4,33	0,05	0,90	-0,10	-1,79
8000	0,08	0,08	0,15	1,67	0,21	2,35	-0,09	-1,36	0,22	3,59	0,05	0,90	0,04	0,79
9000	-0,31	-0,31	0,22	2,45	0,06	0,67	-0,13	-2,10	0,44	6,99	-0,17	-3,07	0,25	4,66
10000	0,36	0,36	0,08	0,89	0,12	1,35	0,09	1,36	0,21	3,37	-0,12	-2,17	-0,21	-3,82
11000	0,24	0,24	-0,11	-1,23	0,13	1,46	0,09	1,36	0,68	10,90	0,09	1,63	0,22	4,11
12000	0,35	0,35	-0,11	-1,23	0,23	2,58	0,04	0,62	0,84	13,46	0,09	1,63	0,39	7,25
13000	0,35	0,35	-0,12	-1,34	0,22	2,44	0,03	0,41	0,84	13,46	-0,15	-2,77	0,29	5,31
14000	0,19	0,19	-0,19	-2,12	0,45	5,04	-0,20	-3,14	0,63	10,15	-0,08	-1,45	0,23	4,27
15000	0,35	0,35	-0,19	-2,12	0,59	6,63	-0,23	-3,67	0,90	14,37	-0,08	-1,45	0,51	9,33

Ges.: Geschwindigkeit in mm/min.

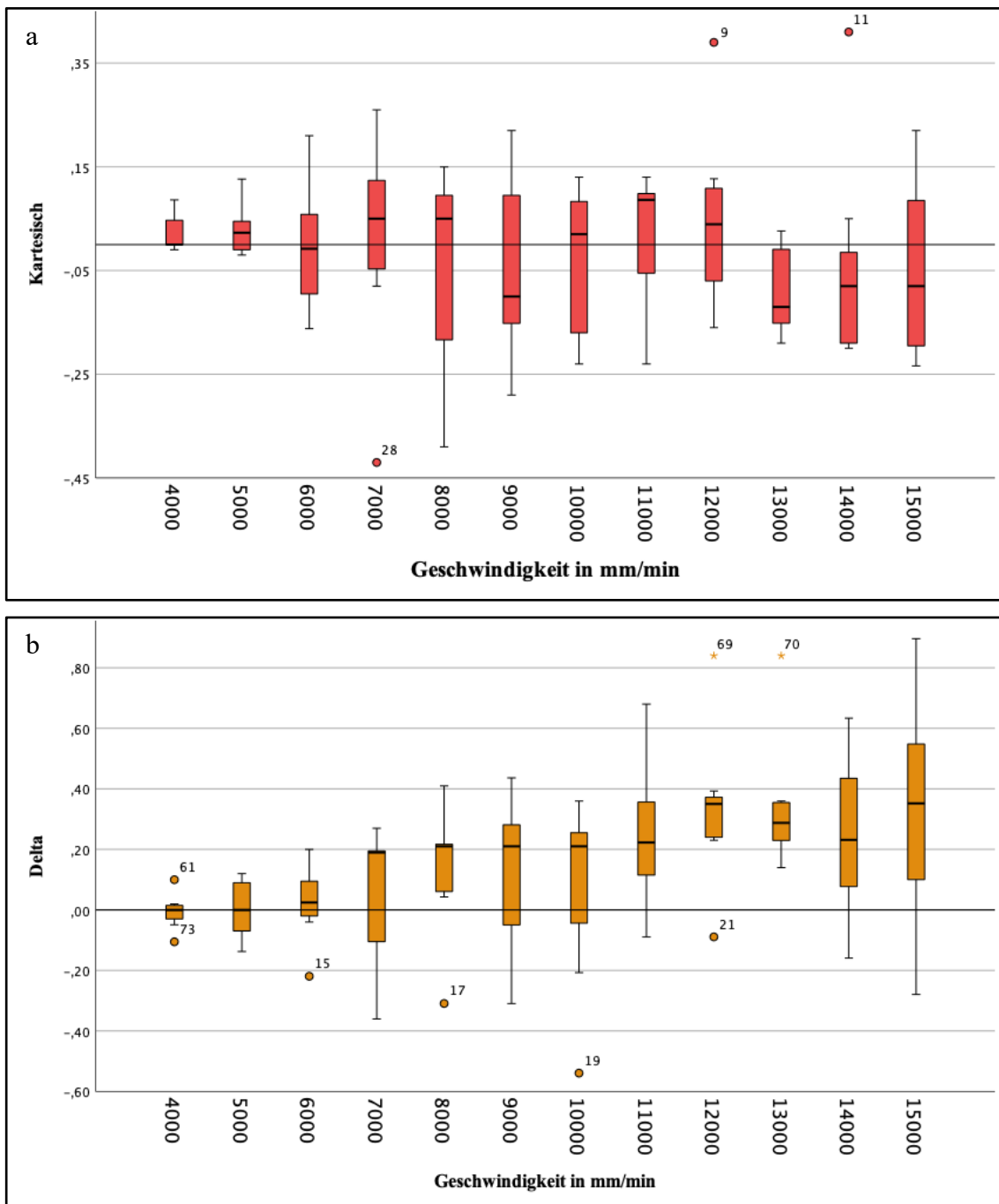


Abb. 69: Boxplots zur Darstellung der Abweichungen der Kauflächenvermessung an den kartesischen- (a) und Delta-Zahnbögen (b), gedruckt bei steigenden Druckgeschwindigkeiten von 4000mm/min bis 15000mm/min. Bezugslinie zur Y-Achse, bei der theoretisch keine Abweichung vorhanden sind.

Die beiden Druckverfahren zeigen in Bezug auf die Kauflächenvermessung vergleichbare Abweichungen bis hin zu einer Geschwindigkeit von 7000mm/min. Die Delta-Zahnbögen weisen ab einer Druckgeschwindigkeit von 8000mm/min deutliche Druckfehler auf (s. 5.7.1), wodurch der Anstieg der Abweichungen erklärt werden kann.

5.7.3 Mesh-to-Mesh-Vergleich steigender Druckgeschwindigkeit

In Tabelle 32 sind die Messergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs aufgeführt. Hierbei wurde der Mesh-to-Mesh-Vergleich zwischen den Zahnbögen steigender Druckgeschwindigkeit mit dem Zahnbogen gedruckt mit einer Geschwindigkeit von 3000mm/min durchgeführt. In den Abbildungen 70 und 71 erfolgen die Darstellung der Diskrepanzen mit Hilfe von Streudiagrammen.

Tab. 32: Messergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm.

Geschw. (mm/min)	Mittelwert der Differenz		SD der Differenz		Maximalabstand negativ		Maximalabstand positiv	
	Kartesisch	Delta	Kartesisch	Delta	Kartesisch	Delta	Kartesisch	Delta
4000	0.000	0,00	0.036	0.031	-0.206	-0.552	0.494	0.443
5000	-0.009	-0.006	0.046	0.035	-0.762	-0.459	0.345	0.319
6000	-0.002	0.003	0.050	0.060	-0.670	-0.401	0.520	0.330
7000	-0.001	0.001	0.053	0.072	-0.721	-0.482	0.442	0.525
8000	-0.000	0.008	0.056	0.080	-0.513	-0.398	0.358	0.466
9000	-0.001	0.019	0.060	0.154	-0.613	-0.523	0.393	0.637
10000	-0.006	0.004	0.058	0.228	-0.710	-0.709	0.329	0.795
11000	-0.003	0.007	0.058	0.379	-0.734	-1.054	0.364	1.499
12000	-0.008	0.019	0.058	0.228	-0.643	-0.731	0.313	0.790
13000	-0.003	0.020	0.057	0.139	-0.766	-0.565	0.361	0.688
14000	-0.005	0.027	0.061	0.100	-0.611	-0.380	0.445	0.522
15000	-0.005	0.011	0.056	0.165	-0.579	-0.640	0.312	0.681

Geschw.: Geschwindigkeit; SD: Standardabweichung.

Die beiden Druckverfahren zeigen in Bezug auf den Mesh-to-Mesh-Vergleich Unterschiede bei steigender Druckgeschwindigkeit. Die kartesischen-Zahnbögen weisen bei steigender Geschwindigkeit ausschließlich negative Mittelwerte der Differenzen auf, die Delta-Zahnbögen dagegen, mit Ausnahme der Druckgeschwindigkeit von 5000mm/min, positive Werte. Der Maximalabstand negativ der kartesischen-Zahnbögen liegt mit Ausnahme der Druckgeschwindigkeiten 4000mm/min, 11000mm/min und 15000mm/min unter den Werten der Delta-Zahnbögen.

Material und Methode

Die Standardabweichung der Diskrepanz und der Maximalabstand positiv der kartesischen- und Delta-Zahnbögen bleibt bis zu einer Geschwindigkeit von 8000mm/min miteinander vergleichbar. Aufgrund des in 5.7.1 beschriebenen Druckfehlers steigen die Werte der Delta-Zahnbögen bei größer werdender Geschwindigkeit deutlich an.

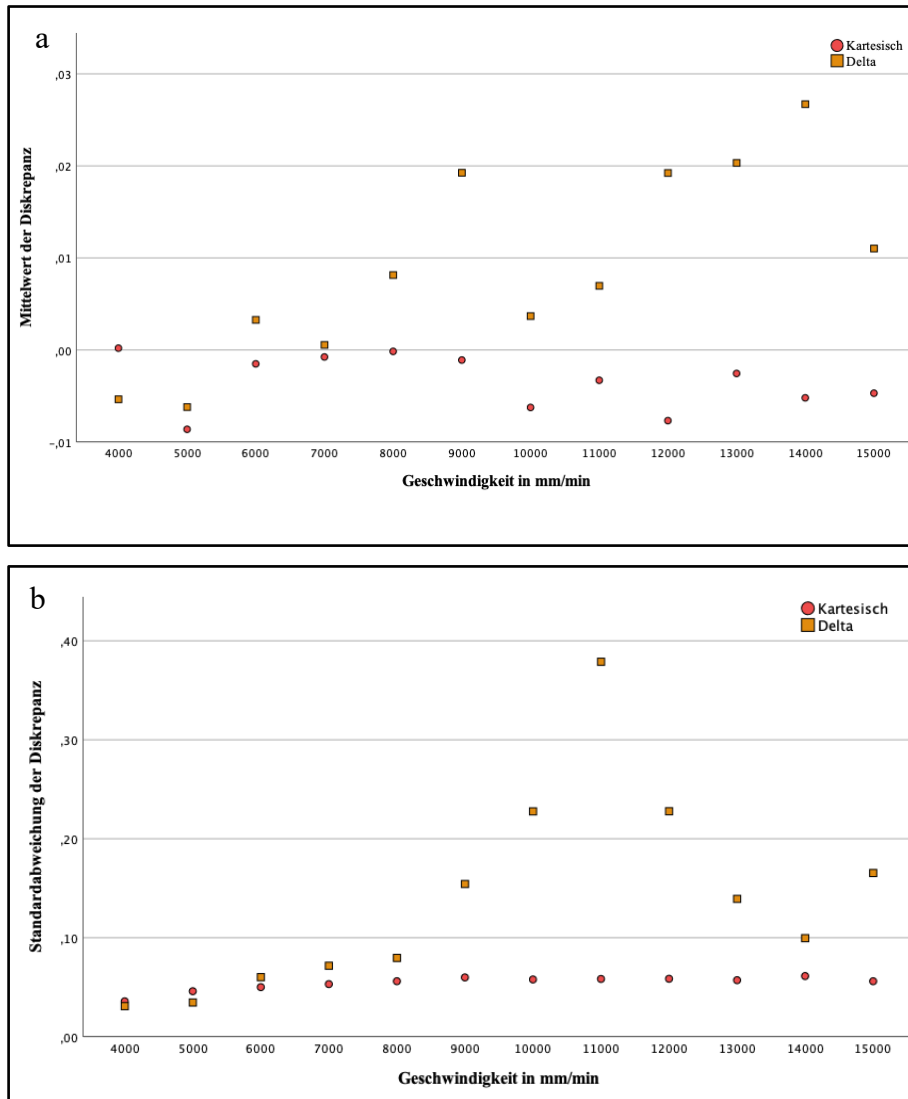


Abb. 70: Streudiagramme zur Darstellung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs steigender Druckgeschwindigkeit der kartesischen- (rot, rund) und Delta-Zahnbögen (orange, eckig). Dargestellt ist die Mittlere Diskrepanz (a) und die Standardabweichung der Diskrepanz (b).

Material und Methode

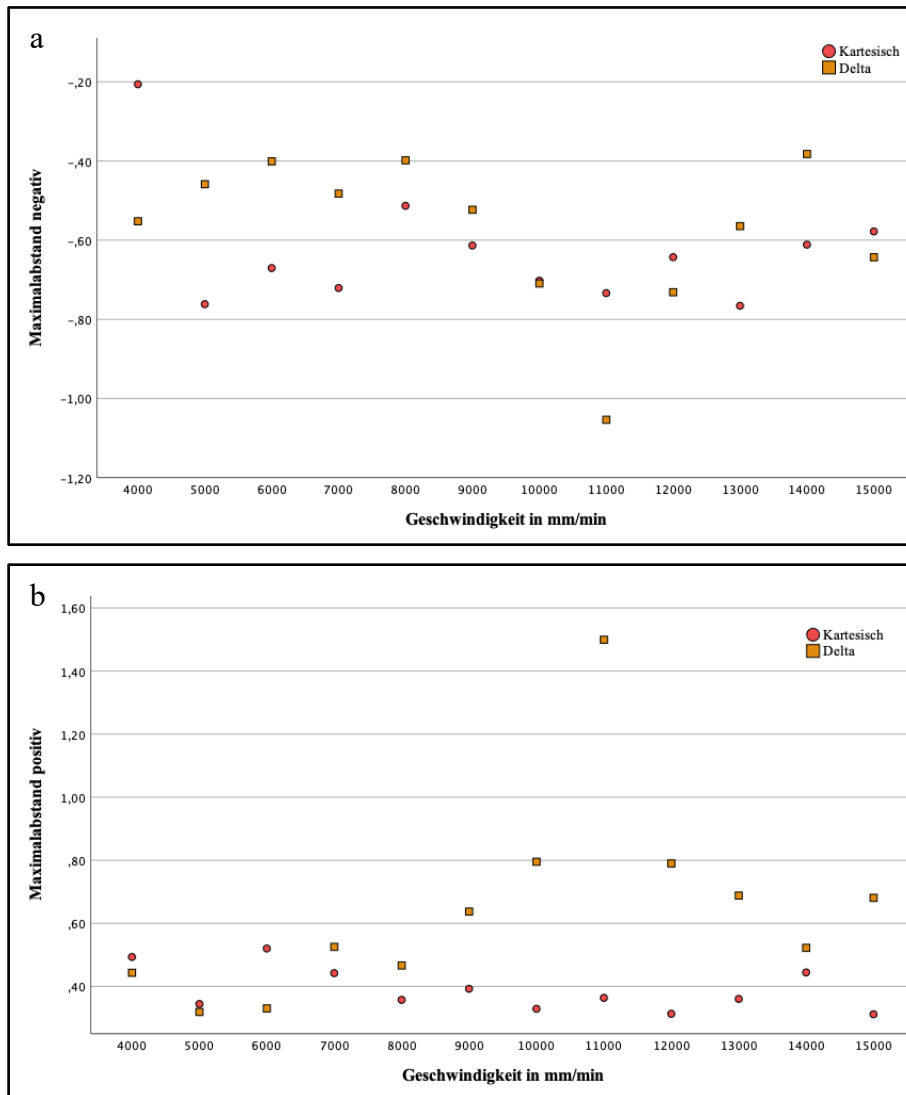


Abb. 71: Streudiagramme zur Darstellung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs steigender Druckgeschwindigkeit der kartesischen- (rot, rund) und Delta-Zahnbögen (orange, eckig). Abgebildet sind der Maximalabstand negativ (a) und positiv (b).

6. Diskussion

Anliegen der vorgelegten Studie ist es, der Frage nachzugehen, ob sich die Präzision kartesischer-FFF-3D-Drucker und Delta-FFF-3D-Drucker in Bezug auf den 3D-Druck kieferorthopädischer Zahnbögen, welche für die Aligner-Therapie genutzt werden sollen, unterscheidet. Im Zuge der Untersuchung wurden die Zahnbögen ausgewählter Patienten sowohl mit kartesischem-FFF-3D-Drucker als auch mit Delta-FFF-3D-Drucker gedruckt. Des Weiteren wurde in der vorliegenden Arbeit der Einfluss der Slicing-Software auf die Präzision der dreidimensional gedruckten Zahnbögen untersucht. Hierfür wurden die Slicing-Software Simplify3D, Cura (Ultimaker B.V. Utrecht, Niederlande) und Slic3r (Open-Source-Software, entwickelt von Alessandro Ranellucci) genutzt. Der 3D-Druck erfolgte hierfür mit kartesischem-FFF-3D-Drucker. Um die benötigten Druckzeiten der Druckverfahren analysieren zu können, wurden diese zusätzlich gemessen. Die Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeit auf die Präzision der 3D-Drucker wurde ermittelt, indem die CAD-Datei eines Zahnbogenpaares sowohl mit kartesischem- als auch mit Delta-FFF-3D-Drucker bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten von 3000mm/min bis 15000mm/min gedruckt wurden. Je Zahnbogenpaar erfolgte eine Steigerung der Druckgeschwindigkeit um 1000mm/min.

Insgesamt wurden 132 gedruckte Zahnbögen nach kieferorthopädischen Referenzpunkten mit digitaler Schieblehre in transversaler, sagittaler und vertikaler Ebene entsprechend der X-, Y-, und Z-Achse des 3D-Druckers vermessen. Neben der makroskopischen Präzision wurde die mikroskopische Präzision der Zahnbögen analysiert, indem definierte Höckerspitzenabstände der Zähne 15, 16, 35 und 36 mittels Digitalmikroskop VHX 6000 von Keyence (Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg) gemessen wurden. Als Referenz dienten bei allen Messungen die CAD-Dateien der Intraoralscans der Patienten. Diese wurden mit Hilfe der Open-Source-Software CloudCompare (v. 2.10.2) nach gleichen Gesichtspunkten vermessen. Um Unterschiede zwischen den gedruckten Zahnbögen zu ermitteln, welche sich durch lineare Messungen möglicherweise nicht feststellen lassen, wurden die gedruckten Zahnbögen mit dem Modellscanner Zirkonzahn AR600 ARTI (Zirkonzahn, Püstertal, Tirol, It) digitalisiert und anschließend im Mesh-to-Mesh-Vergleich mit den CAD-Dateien der Intraoralscans nach ICP-Algorithmus überlagert und verglichen. Die ermittelten Diskrepanzen wurden in Color-Maps farblich dargestellt.

6.1 Präziser knapper Bezug auf die Fragestellung

Im Folgenden wird diskutiert, ob sich neben dem kartesischen-FFF-3D-Drucker auch der Delta-FFF-3D-Drucker zur Herstellung kieferorthopädischer Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie einsetzen lässt. Des Weiteren wird der Frage nachgegangen, welchen Einfluss die Slicing-Software auf die Präzision und Oberflächenbeschaffenheit 3D-gedruckter Zahnbögen hat und ob neben käuflich erwerbbarer auch kostenlose Open-Source Software eingesetzt werden kann.

6.2 Diskussion der Methode

6.2.1 Druck der Zahnbögen

Für den Druck der Zahnbögen wurden die beiden kostengünstigen (low-cost) FFF-3D-Drucker Tevo Tornado (kartesischer FFF-3D-Drucker) und Tevo Little Monster (Delta FFF-3D-Drucker) (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China) genutzt. Um ausschließlich den Einfluss der Konstruktionsart der Drucker auf die Präzision der Zahnbögen zu untersuchen, wurden beide Drucker mit identischen 8-diode TL-Smoothern V1.0 (Bigtree-Tech, Shen-Zen, PRC) ausgestattet. Zudem kamen Präzisions-Druckdüsen (Micro Swiss, Minneapolis, Minnesota, USA) mit 0,4mm Öffnung zur Anwendung. Als Layerhöhe (Schichtdicke) wurden 150µm gewählt.

Aufgrund der steigenden Aufmerksamkeit von Biopolymeren in 3D-Druckverfahren (Liu et al., 2019; Wasti et al., 2020) wurden alle Zahnbögen aus einem Lignin-basiertem GreenTec-Filament (Extrudr FD3D GmbH, Lauterach, Austria) hergestellt. Hierbei handelt es sich um ein bis 160°C hitzebeständiges und aus 100% regenerativen Rohstoffen produziertes Bio-Polymer (DIN EN ISO Norm 306). Vorteil des Filaments ist, dass bei der Verarbeitung keine toxischen Dämpfe freigesetzt werden, wie es bei Filamenten auf Basis von Öl der Fall ist (Wasti et al., 2020).

6.2.2 Slicing-Software

Die Auswirkungen der Slicing-Software auf die Präzision 3D-gedruckter Zahnbögen wurde bislang noch nicht untersucht. Lediglich Baumann et al. (2015) sowie Šljivic et al. (2019) analysierten die Unterschiede verschiedener Slicing-Software in Bezug auf den 3D-Druck von definierten Prüfkörpern. Aus diesem Grund wurden je 20 Zahnbögen mit drei der bekanntesten Software vorbereitet und anschließend mit kartesischem-FFF-3D-Drucker gedruckt.

Voraussetzung für die Auswahl war die ausreichende Konfigurierbarkeit, um identische Druckparameter, wie die Drucktemperatur, Heizbetttemperatur, Schichtdicke, Druckgeschwindigkeit und dem Infill festzulegen (s. Kap. 3.4). Neben der kostenpflichtigen Software Simplify3D (Simplify3D, LLC. Cincinnati, USA) wurden die Open Source Software Cura (Ultimaker B.V. Utrecht, Niederlande) und Slic3r (entwickelt von Alessandro Ranellucci) genutzt.

6.3 Diskussion der Messmethode

6.3.1 Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre

Die Vermessung der Zahnbögen in der vorgelegten Arbeit erfolgte mittels digitaler Schieblehre bei einer Messgenauigkeit von 0,01mm. Um Übertragungsfehler zu vermeiden, war diese über einen USB-Port direkt mit einem Computer verbunden. Messwerte wurden per Knopfdruck unmittelbar in Tabellen übertragen. Die Messspitzen der Schieblehre wurden zur besseren Präzision individualisiert (s. Abb. 19, Kap. 4.4). Zur Ermittlung der Abweichungen zwischen den gedruckten Zahnbögen und den Intraoralscans erfolgte die Vermessung zusätzlich an den CAD-Dateien der Intraoralscans mit Hilfe der Software CloudCompare. Die Zahnbogenvermessung mit Schieblehre gilt als Goldstandard in der kieferorthopädischen Befunderhebung. Die Vergleichbarkeit der CAD-Datei-Vermessung intraoraler Scans wurde bereits nachgewiesen (Quimby et al., 2004; Sousa et al., 2012; Czarnota et al., 2016; Tomita et al., 2018). Dieser Sachverhalt lässt darauf schließen, dass die Ermittlung der Abweichungen zwischen Zahnbogen und CAD-Datei ein geeignetes Verfahren war, um die Präzision der Druckverfahren zu ermitteln. Messfehler lassen sich dennoch nicht ausschließen (Houston, 1983). Aufgrund von Positionierungsunterschieden der digitalen Schieblehre können minimale Messunterschiede nicht vermieden werden (Bell et al., 2014). Des Weiteren besteht die Möglichkeit, dass die zuvor definierten Referenzpunkte aus anatomischen Gründen nicht eindeutig zuzuordnen waren, wodurch es zu Messunsicherheiten gekommen sein kann. Als Beispiel sei die Dimension 11 genannt. Der Messpunkt wurde definiert als Kontaktpunkt zwischen zweitem Prämolaren und erstem Molar, dieser stellte sich jedoch vereinzelt als Kontaktfläche dar. Hierdurch wurde die Vergleichbarkeit der Messstrecke erschwert. Ähnliche Unsicherheiten traten bereits bei vorherigen Untersuchungen 3D-gedruckter Zahnbögen auf (Hazeveld et al., 2014).

In vergleichbar aufgebauten Studien, in denen die Präzision zwischen Druckverfahren evaluiert wurde, platzierten die Untersucher vor dem 3D-Druck der Zahnbögen Referenzkörper an definierten Regionen und konnten so die Quellen für Messfehler reduzieren (Jaber et al., 2020; Nestler et al., 2020; Park et al., 2020). Um den Messfehler in der vorliegenden Studie so klein wie möglich zu halten, wurden die ausgewählten Messpunkte zuvor klar definiert. Zur Vermeidung personenbezogener Messunterschiede wurden die Messungen an allen Zahnbögen in gleicher Weise und nur von einer Person durchgeführt. Der Methodenfehler erstreckt sich für die manuelle Zahnbogenvermessung zwischen 0,08mm und 0,14mm und lag im Mittel bei 0,11mm. Vergleichbar mit den Werten weiterer Autoren, spricht dieser Sachverhalt dafür, dass kein grober Messfehler vorlag (Saleh et al., 2015; Rebong et al., 2018; Aly and Mohsen, 2020). Die Intraklassenkorrelation ist mit Werten zwischen 0,889 und 0,999 ebenso mit denen vorheriger Untersuchungen vergleichbar und lässt zusätzlich darauf schließen, dass das Outcome der Messung nicht verfälscht wurde (Maschio et al., 2016; Brown et al., 2017; Kim et al., 2018; Hassan et al., 2017; Jaber et al., 2020).

6.3.2 Kauflächenvermessung mit Digitalmikroskop

Um die mikroskopische Präzision der 3D-Drukverfahren ermitteln zu können, wurden die Abstände ausgewählter Höckerspitzen der Zähne 15, 16, 35 und 36 mit dem Digitalmikroskop VHX 6000 von Keyence (Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg) bestimmt. Zur Reduktion des Messfehlers wurde mit Hilfe des softwareeigenen Analysetools Linien–Rauigkeitsmessung der höchste Punkt jeden Höckers gekennzeichnet und anschließend die Distanz zwischen den Markierungen gemessen (s. Kap. 3.4). Zusätzlich erfolgte die Vermessung der Kauflächen an den CAD-Dateien der Intraoralscans durch die Software CloudCompare. Vergleichbare Studien kombinierten die Zahnbogen- und Kauflächenvermessung. Jedoch haben sich die Autoren dabei auf die mesio-distale und bucco-linguale Breite der Zähne (Camardella et al., 2017; Kim et al., 2018) sowie den Höckerspitzenabständen zwischen zwei und mehreren Zähnen konzentriert (Rebong et al., 2018). Um in dieser Studie die Präzision des Druckkopfes auf mikroskopischer Ebene zu analysieren, wurden die Höckerspitzenabstände einzelner Zähne ausgewählt.

6.3.3 Mesh-to-Mesh-Vergleich mit CloudCompare

Im Zuge der Untersuchungen wurden alle gedruckten Zahnbögen mit Hilfe des Modellscanners Zirkonzahn AR600 ARTI digitalisiert. Die Genauigkeit liegt bei $<10\mu\text{m}$. Die generierten Dateien im *.stl-Format wurden mit Hilfe der Software CloudCompare durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich mit den Referenz-CAD-Dateien der Intraoralscans verglichen. In vorangegangenen Studien nutzen die Autoren als Referenz-Zahnbogen ein Gipsmodell, welches nach Abformung und anschließendem Ausgießen durch einen Desktopscanner indirekt digitalisiert wurde (Keating et al, 2008; Brown et al., 2018; Rebong et al., 2018; Choi et al., 2019). In der vorgelegten Studie konnten durch den direkten Vergleich mit den CAD-Dateien der Intraoralscans mögliche Abformungs- und Verarbeitungsfehler im Zuge der Gipsmodellherstellung umgangen werden. Die direkte Digitalisierung wurde zudem bereits von einigen Autoren präziser als die indirekte Digitalisierung von Gipsmodellen eingestuft (Güth et al., 2013; Koch et al., 2016). Des Weiteren können durch einen Mesh-to-Mesh-Vergleich mögliche Messunsicherheiten der konventionellen Messung umgangen werden (Luthardt et al., 2003; Lee et al., 2015; Jin et al., 2019). Um die zu vergleichenden Zahnbögen bestmöglich in Deckung zu bringen, wurden diese zunächst durch Auswahl äquivalenter Referenzpunkte grob adjustiert. Bei allen Zahnbögen wurden hierfür die Höckerspitzen der Prämolaren und Molaren sowie die Eckzahnschmelzspitzen ausgewählt. Im nächsten Schritt wurden die beiden zu vergleichenden Zahnbögen nach ICP-Algorithmus (Iterativ Closest Point) vom Programm feinadjustiert. Der ICP-Algorithmus gehört zu den präzisesten Methoden, Punktwolken möglichst exakt in Deckung zu bringen (Zhang et al., 2011).

6.4 Diskussion der Ergebnisse

Die Unterschiede hinsichtlich der Präzision kartesischer-FFF- und Delta-FFF-3D-Druckverfahren sowie des Einflusses der Slicing-Software auf die Präzision und Oberflächenbeschaffenheit kieferorthopädischer Zahnbögen wurden bisher noch nicht untersucht. Um verlässliche Aussagen zu erhalten, wurden an 132 dreidimensional gedruckten Zahnbögen definierte Referenzpunkte mit Hilfe von drei Messmethoden vermessen (s. Kap. 4). Entsprechend vorangegangener Publikationen, in denen die Präzision von 3D-Druckverfahren an gedruckten Zahnbögen ermittelt wurde, werden Abweichungen bis 0,5mm als klinisch akzeptabel eingestuft (Hassan et al., 2017; Kim et al., 2018; Brown et al., 2018; Bohner et al., 2019; Aly and Mohsen, 2020; Papaspyridakos et al., 2020; Sherman et al., 2020).

Diskussion

Aufgrund der Tatsache, dass in bisherigen Publikationen lediglich die Präzision kartesischer-FFF-3D-Druckverfahren mit weiteren 3D-Druckverfahren wie dem SLA, DLP, BJ oder dem Polyjet-Verfahren verglichen wurden, sind die Ergebnisse der vorgelegten Arbeit entsprechend mit den ermittelten Ergebnissen der FFF-3D-Druckverfahren dieser Publikationen verglichen worden. Zusätzlich wird Bezug zu Arbeiten genommen, in denen vergleichbare Versuchsbedingungen vorlagen, jedoch die Druckerpräzision nicht an Zahnbögen evaluiert wurde.

Die Präzisionsunterschiede zwischen kartesischem-FFF- und Delta-FFF-3D-Druckverfahren wurden bisher nur wenig untersucht. Lediglich Schmitt et al. (2017) und İncekar et al. (2019) untersuchten Unterschiede zwischen den beiden Druckverfahren. Schmitt et al. (2017) verglichen die Leistung von kartesischem-FFF- und Delta-FFF-3D-Drucker, indem sie unter gleichen Bedingungen drei Testkörper aus PLA-Filament bei 300µm Schichtdicke druckten und im Anschluss durch erneute Digitalisierung sowie virtuelle Überlagerung mit den CAD-Dateien der Testkörper verglichen. In Bezug auf die Oberflächenqualität zeigte der Delta-FFF-3D-Drucker ein optisch besseres Ergebnis. Zudem wurden die Prüfkörper durch den Delta-FFF-3D-Drucker in zehn Prozent kürzerer Zeit gedruckt. Die dimensional Abweichungen des Delta-FFF-3D-Druckers waren jedoch im Vergleich zum kartesischen-FFF-3D-Drucker doppelt so hoch. Die kürzere Druckzeit des Delta-FFF-3D-Druckers konnte in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Die Herstellung der Delta-Zahnbögen erfolgte im Vergleich zu den kartesischen-Zahnbögen in 30% kürzerer Zeit. Beim Vergleich der Druckzeiten der Delta-Zahnbögen mit den Cura- und Slic3r-Zahnbögen ist deutlich erkennbar, dass die Druckzeiten durch den Delta-Drucker sogar um 67% bzw. 75% reduziert werden konnten. Aufgrund der Tatsache, dass die CAD-Dateien in der Studie von Schmitt et al. (2017) mit abweichender Slicing-Software auf den Druck vorbereitet wurden, die Prüfkörper in Höhe und Breite stark von Zahnbögen abwichen und für den Druck eine Schichtdicke von 300µm eingestellt wurde, ist ein Vergleich der Präzision zur vorgelegten Arbeit jedoch nur bedingt möglich.

Auch İncekar et al. (2019) verglichen die Präzision von kartesischem-FFF- und Delta-FFF-3D-Drucker. Je 3D-Drucker stellten die Autoren sechs Prüfkörper aus PLA-Filament her, an denen jeweils 23 Messungen mit digitaler Schieblehre und mechanischem Mikrometerkopf durchgeführt wurden. Als Schichtdicke legten sie wie in der vorgelegten Arbeit 150µm fest. Die Ergebnisse verglichen sie mit den Messwerten der jeweiligen CAD-Datei.

Diskussion

Als Slicing-Software wurde für beide 3D-Drucker Cura verwendet. Die Autoren schlussfolgerten, dass der kartesische-FFF-3D-Drucker dem Delta-FFF-3D-Drucker in Bezug auf die Präzision überlegen ist. Jedoch zeigte der kartesische-FFF-3D-Drucker eine absolute mittlere Gesamtabweichung von 0,12mm. Die maximale Abweichung lag bei 0,26mm. Der Delta-FFF-3D-Drucker erzielte im Vergleich dazu eine mittlere Abweichung von 0,13mm. Der maximale Wert lag bei 0,33mm. Aufgrund von vergleichbaren Parametern eignen sich die Ergebnisse von Incekar et al. (2019) zum Vergleich mit der vorliegenden Studie. Hier wies der Delta-FFF-3D-Drucker in Bezug auf die makroskopische Präzision mit einer mittleren Abweichung von 0,28mm im Vergleich zum kartesischen-FFF-3D-Drucker mit 0,26mm geringfügig größere Abweichungen auf. Die mikroskopische Präzision des Delta-FFF-3D-Druckers fiel mit 0,27mm Abweichung im Vergleich zum kartesischen-FFF-3D-Drucker mit 0,20mm signifikant schlechter aus.

Der Einfluss der Slicing-Software auf die Präzision gedruckter Objekte wurde bisher nur wenig untersucht. Das Schrifttum zeigt, dass Auswirkungen auf die Präzision gedruckter Zahnbögen in der vorgelegten Arbeit erstmalig analysiert wurden. In Hinblick auf die makroskopische Präzision erzielten alle vergleichbare, klinisch akzeptable Abweichungen. In Bezug auf die mikroskopische Präzision der Kauflächen lagen die Abweichungen der Cura-Zahnbögen bei 0,19mm und der Slic3r-Zahnbögen bei 0,17mm. Für die mit Simplify3D vorbereiteten kartesischen-Zahnbögen wurden unwesentlich höhere Werte von 0,20mm gemessen.

Šljivic et al. (2019) analysierten mittels low-cost FFF-3D-Drucker hergestellte Prüfkörper aus PLA-Filament bei einer Schichtdicke von 220µm und verglichen diese mit den jeweiligen CAD-Dateien. Die Vorbereitung auf den 3D-Druck erfolgte, vergleichbar mit vorliegender Arbeit, durch die Slicing-Software Cura, Slic3r und Simplify3D. Um ausschließlich den Einfluss der Software zu ermitteln, wurden dieselben Konfigurationen für den Druckprozess eingestellt. Im Anschluss wurden die Testkörper mit digitaler Schieblehre ausgemessen. Die mittlere Abweichung der Software Slic3r lag mit Werten von 0,27mm über denen von Cura, welche eine Abweichung zur CAD-Datei von 0,21mm aufwies. Simplify3D erzielte mit Abweichungen von 0,16mm die besten Testergebnisse. Die von Šljivic et al. (2019) ermittelten Ergebnisse konnten durch unsere Studie bestätigt werden. Auch Baumann et al. (2015) verglichen den Einfluss der Slicing-Software auf die Qualität 3D-gedruckter Prüfkörper.

Diskussion

Für den Druck wurde ein kartesischer low-cost FFF-3D-Drucker mit ABS-Filament angewandt, als Slicing-Software nutzen die Autoren u.a. Cura und Slic3r. Als Schichtdicke wurde bei allen Slicern 300µm eingestellt. Der Präzisionstest erfolgte mit digitaler Schieblehre. Als Referenz diente die CAD-Datei des gedruckten Prüfkörpers. In Bezug auf den Präzisionstest unterscheiden sich Slic3r und Cura nicht. Bei 26 erhobenen Messstrecken erzielten sie eine mittlere Abweichung von 0,31mm und 0,32mm zur CAD-Datei. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die verwendete Slicing-Software vergleichbare Oberflächenrauigkeiten aufweisen. Jedoch zeigte Slic3r bei feinen Strukturen die besten Druckergebnisse. Letzteres konnte in der hier vorliegenden Studie durch die visuelle Inspektion bestätigt werden. Auch hier wiesen die Slic3r-Zahnbögen weniger Druckfehler auf und erzielten insgesamt das optisch sauberste Druckergebnis. Die Ergebnisse der mikroskopischen Präzision können diesen Sachverhalt untermauern. Hierbei erzielten die Slic3r-Zahnbögen mit durchschnittlich 0,17mm Abweichung das beste Testergebnis.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Baumann et al. (2015) ermittelten Ariffin et al. (2018) in einem Vergleich zwischen Cura und Slic3r für Cura eine optimale dimensionale Präzision sowie eine bessere Oberflächenbeschaffenheit bei geringerem Filamentverbrauch. Die mittlere Abweichung für Cura und Slic3r lag dabei jedoch mit 0,10mm und 0,20mm wie in der vorgelegten Studie innerhalb der als klinisch akzeptabel festgelegten 0,50mm.

Zahlreiche Autoren ermittelten die Präzision von 3D-Druckverfahren an gedruckten Zahnbögen. Im Folgenden wird entsprechend Bezug zu den Ergebnissen der FFF-3D-Drucker dieser Studien genommen. In einem mit der vorliegenden Studie vergleichbaren Versuchsaufbau analysierten Jaber et al. (2020) die Präzision von kartesischem-FFF-3D-Drucker und DLP-3D-Drucker für den Druck kieferorthopädischer Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie. Sie konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Referenzmodell aus Gips und den mit kartesischen-FFF-3D-Drucker hergestellten Zahnbögen feststellen. Für den Eckzahnspitzenabstand ermittelten sie eine, mit den Ergebnissen der vorgelegten Studie vergleichbare, klinisch akzeptable mittlere Abweichungen von bis zu -0,36mm. Für die Intermolarendistanz, vergleichbar mit der hinteren Zahnbogenbreite (hZBB) der vorgelegten Arbeit, wurde eine Abweichung von bis zu 0,17mm ermittelt. Abweichungen entlang der Z-Achse wurden nicht beschrieben.

Diskussion

Die von Jaber et al. (2020) dargestellten 95% Konfidenzintervalle der Abweichungen des Eckzahnsitzenabstandes der Oberkiefer- (-0,63mm – 0,72mm) und Unterkieferzahnbögen (-0,81mm – 0,17mm) sowie der Intermolarendistanz (-0,68mm – 1,02mm) lassen auf vereinzelte Ausreißer entlang der X-Achse des 3D-Druckers schließen.

In einem Präzisionsvergleich zwischen SLA-, Polyjet-, kartesischem-FFF-3D-Drucker und konventionellen Gipsmodellen ermittelten Rebong et al. (2018), dass die FFF-3D-gedruckten Modelle die geringsten Abweichungen zu konventionellen Gipsmodellen aufwiesen. Für den Eckzahnsitzenabstand sowie die Intermolarendistanz ermittelten die Autoren Abweichungen bis zu -0,22mm bzw. 0,30mm. Die Maximalen Abweichungen lagen bei bis zu 0,60mm und 1,06mm. Abweichungen entlang der Y-Achse wurden ermittelt, indem die Höckersitzenabstände der Eckzähne und ersten Prämolaren gemessen wurden. Hierbei lagen die Abweichungen bei bis zu -0,19mm. In der vorgelegten Arbeit konnten vergleichbare, mittlere Gesamtabweichungen für die Höckersitzenabstände der kartesischen-Zahnbögen von 0,20mm und für die Delta-Zahnbögen von 0,27mm ermittelt werden. Die Cura- und Slic3r-Zahnbögen erzielten mit Abweichungen von 0,19mm und 0,17mm ebenfalls vergleichbare Werte. Gemäß der vorgelegten Studie wiesen die kartesischen FFF-3D-Drucker bei Rebong et al. (2018) für die Kronenlänge entsprechend der Z-Achse des 3D-Druckers mittlere Abweichungen von -0,11mm auf. Dieser Wert ist mit den Werten der kartesischen-, Cura- und Slic3r-Zahnbögen dieser Studie vergleichbar. Die kartesischen- und Cura-Zahnbögen wiesen Abweichung für die Kronenlänge von durchschnittlich 0,17mm auf. Die Slic3r-Zahnbögen zeigten mit durchschnittlich 0,11mm die geringsten Abweichungen der Kronenlänge. Für die Delta-Zahnbögen wurden mit durchschnittlich 0,26mm signifikant höhere Werte ermittelt. Die in den Studien von Jaber et al. (2020) und Rebong et al. (2018) dargestellten Ergebnisse weisen vereinzelte Ausreißer über einem Wert von 0,5mm auf. Hinsichtlich der ermittelten Abweichungen zur CAD-Datei konnten in der vorgelegten Arbeit vereinzelt ähnliche, über dem als klinisch akzeptablen Wert von 0,50mm gelegene Abweichungen ermittelt werden. Zahnbogen Nr. 6 sowohl von Ober- und Unterkiefer wies bei den kartesischen-Zahnbögen Abweichungen für hZBB von 0,76mm bzw. 1,00mm auf. Des Weiteren wich der Eckzahnsitzenabstand der kartesischen-Zahnbogens Nr. 3 um 1,07mm von der CAD-Datei ab. Die Cura-Zahnbögen zeigten bei der hZBB von Zahnbogen Nr. 2 und 7 Abweichungen von 0,91mm bzw. 0,73mm. Zudem wich der Eckzahnsitzenabstand von Zahnbogen Nr. 3 um 0,97mm von der CAD-Datei ab. Die Slic3r-Zahnbögen zeigten ebenso wie die Cura-Zahnbögen deutliche Abweichung für die hZBB von 1,00mm bei Zahnbogen Nr. 2.

Diskussion

Die beschriebenen Ausreißer konnten in dieser Studie bei den Delta-Zahnbögen nicht ermittelt werden. Hier wiesen lediglich der Eckzahnsitzenabstand von Zahnbogen Nr.3 mit 0,87mm und die Kronenlänge von Zahnbogen Nr. 7 mit 0,64mm Ausreißer auf. Eine mögliche Erklärung für die häufiger beim kartesischen-FFF-3D-Drucker auftretenden Abweichungen entlang der X-Achse können unzureichende Genauigkeiten der Steppermotoren über größere Distanzen sein. Da der Delta-3D-Drucker diese Bewegungen realisiert, indem alle drei Arme zeitgleich bewegt werden, treten Ausreißer entlang der X- und Y-Achse hier seltener auf. Dieser Sachverhalt könnte wiederum eine Erklärung dafür sein, dass die Delta-Zahnbögen entlang der Z-Achse signifikant höhere Abweichungen als die kartesischen- und Slic3r-Zahnbögen aufwiesen.

Park et al. (2020) ermittelten die Präzision verschiedener 3D-Druckverfahren in Bezug auf den Druck von Zahnbögen. Diese wurden dabei mit Hilfe des DLP-, SLA-, Polyjet- und kartesischen-FFF-3D-Druckverfahrens hergestellt. Für letztgenannten legten die Autoren eine Schichtdicke von 100µm fest. Durch virtuelle Überlagerung der erneut eingescannten Zahnbögen mit der CAD-Datei konnte eine Gesamtabweichung der kartesischen FFF-3D-Drucker von 0,16mm ermittelt werden. Um die Abweichungen entlang der Druckerachsen zu ermitteln, positionierten die Autoren sechs zylinderförmige Implantathülsen an definierten Regionen des Zahnbogens. Dabei wurden mit 0,06mm für die X-Achse, 0,11mm für die Y-Achse und 0,034mm für die Z-Achse im Vergleich zur vorgelegten Studie geringere Abweichungen entlang der Druckerachsen ermittelt. Mit einem ähnlichen Versuchsaufbau verglichen Nestler et al. (2020) die Präzision von SLA-, DLP- und zwei kartesischen FFF-3D-Druckern. Hierfür positionierten sie fünf kubische Messpunkte im Bereich der Kauflächen ausgewählter Zähne und führten entsprechende Messungen mittels Koordinaten-Messmaschine durch. Die Autoren konnten in Bezug auf die Abweichungen zum Referenzmodell feststellen, dass alle Druckverfahren klinisch akzeptable Abweichungen zeigten. Die FFF-3D-Drucker wiesen hierbei mit bis zu -0,073mm entlang der X-Achse und -0,090mm entlang der Y-Achse im Vergleich die größten Abweichungen auf. Im Vergleich zu den Ergebnissen der vorgelegten Arbeit zeigen die Ergebnisse von Nestler et al. (2020) und Park et al. (2020) deutlich geringere Abweichungen auf. Eine mögliche Erklärung hierfür kann neben einer durch die Positionierung der Implantathülsen und kubischen Messpunkten reduzierten Messfehler die geringer festgelegte Schichtdicke des verwendeten 3D-Druckers von 100µm sein.

Diskussion

Kim et al. (2018) verglichen ebenfalls die Präzision mit SLA-, DLP-, Polyjet und kartesischem-FFF-3D-Drucker hergestellter Zahnbögen, indem sie einen Referenzzahnbogen mit den genannten Verfahren in fünffacher Ausführung druckten. Für den kartesischen-FFF-3D-Drucker wurde eine Schichtdicke von 100µm festgelegt. Im Anschluss wurden die Zahnbögen erneut mittels Desktopscanner digitalisiert. Die Vermessung der Zähne erfolgte dabei mit digitaler Schieblehre in mesio-distaler Länge sowie in bucco-lingualer Breite. Innerhalb des Zahnbogens wurden der Eckzahnspitzenabstand und die Intermolarendistanz, vergleichbar mit der ermittelten hinteren Zahnbogenbreite (hZBB) der vorgelegten Studie, gemessen. Kim et al. (2018) fanden für die Zahnbögen eine Gesamtabweichung der bucco-lingualen Zahnbreite von 0,23mm und der mesio-distalen Zahnlänge von 0,11mm. Des Weiteren konnten sie für die Kronenlänge eine mittlere Gesamtabweichung von 0,23mm messen. Dieser Wert ähnelt den Ergebnissen der vorliegenden Studie für den Delta-FFF-3D-Drucker mit 0,26mm Abweichung für die Kronenlänge. Der Eckzahnspitzenabstand wich im Oberkiefer um 0,35mm und im Unterkiefer um 0,53mm vom Referenzzahnbogen ab. Die Intermolarendistanz differierte im Oberkiefer um 0,31mm und im Unterkiefer um 0,41mm. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Aligner-Herstellung auf Zahnbögen, welche mit FFF-3D-Druckern hergestellt wurden, aufgrund von fehlender Präzision nicht die jeweilig gewünschte Kraft auf den Zahn ausüben könnte. Die Auswahl des Druckverfahrens sollte demnach entsprechend der geforderten Präzision getroffen werden.

Kasparova et al. (2013) ermittelten die Abweichungen zwischen Gipsmodell und mittels kartesischem low-cost FFF-3D-Drucker hergestellten Zahnbögen. Hierfür wurden zehn Gipsmodelle erneut mittels Desktopscanner digitalisiert und mit kartesischem-FFF-3D-Drucker aus ABS-Filament und einer Schichtdicke von 350µm gedruckt. Mit einer digitalen Schieblehre konnten Abweichungen entsprechend der X-Achse von 0,25mm, der Y-Achse von 0,36mm und der Z-Achse von 0,17mm für die 3D-gedruckten Modelle ermittelt werden. Die Autoren schlussfolgerten, dass es möglich ist Gipsmodelle durch 3D-gedruckte Modelle zu ersetzen. Burde et al. (2017) verglichen die Präzision von low-cost FFF-, semi-professionellem FFF- und SLA-3D-Druckern in Bezug auf den Druck von Zahnbögen. Für beide FFF-3D-Drucker wurde PLA-Filament verwendet und eine Schichtdicke von 100µm eingestellt. Als Referenz nutzten sie mittels Desktopscanner digitalisierte Gipsmodelle, welche im Anschluss durch digitale Überlagerung mit den ebenfalls erneut digitalisierten 3D-gedruckten Zahnbögen verglichen wurden.

Diskussion

Mittlere Gesamtabweichungen der low-cost-FFF-3D-Drucker von 0,13mm wurden festgestellt. Die Abweichung des semi-professionellen FFF-3D-Druckers fiel mit 0,16mm größer aus. Beide FFF-3D-Drucker wiesen die deutlichsten Abweichungen entlang der Z-Achse auf. Die Autoren führten diesen Sachverhalt u.a. auf die minimale Schichtstärke von Filament 3D-Druckern zurück, welche nicht unterschritten werden kann.

Samra et al. (2020) analysierten die Präzision von konventionellen Gipsmodellen und mittels kartesischem low-cost FFF-3D-Drucker hergestellter Zahnbögen aus PLA-Filament. Hierbei wurden sowohl die Gipsmodelle als auch die gedruckten Zahnbögen mittels Modellscanner digitalisiert und mit Hilfe von CloudCompare entsprechend der Druckerachsen vermessen. Zudem wurde durch virtuelle Überlagerung mit dem Referenzmodell eine Gesamtabweichung ermittelt. Die Abweichungen betragen entsprechend der Z-Achse für die 3D-gedruckten Zahnbögen -0,18mm. Die Abweichungen sowohl der X- als auch der Y-Achse fielen mit -0,79mm größer aus als die ermittelten Abweichungen der vorgelegten Studie. Der zusätzlich durchgeführte Mesh-to-Mesh-Vergleich ergab für die gedruckten Zahnbögen eine mittlere Gesamtabweichung von 0,02mm zum Referenzmodell. Die Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs sind mit den ermittelten Abweichungen der Slic3r-Zahnbögen der vorgelegten Studie vergleichbar. Auch Jin et al. (2018) verglichen die Präzision von Gipsmodellen und 3D-gedruckten Zahnbögen. Als 3D-Druckerverfahren kamen dabei das Polyjet- und das kartesische-FFF-3D-Druckverfahren zum Einsatz. Als Referenzmodell diente ein vollbezahntes Kunststoff Frasaco-Modell. Zur Konstruktion der Gipsmodelle wurde das Frasaco-Modell in zehnfacher Ausführung mittels Silikons abgeformt und daraufhin mit Typ IV Gips ausgegossen. Zum Erzeugen der für den 3D-Drucker benötigten*.stl-Dateien, wurde das Frasaco-Modell ebenfalls zehnmal mittels Intraoralscanner digitalisiert. Im Anschluss wurden die Modelle mit den genannten Druckverfahren hergestellt. Gipsmodelle und dreidimensional gedruckte Zahnbögen wurden im Anschluss durch Überlagerung mit der Referenzdatei nach best-fit-Algorithmus verglichen. Nach Jin et al. (2018) unterscheiden sich die Abweichungen von Gipsmodellen mit 0,129mm und die mit kartesischem-FFF-3D-Drucker hergestellten Modellen mit 0,149mm zum Referenzmodell signifikant.

Diskussion

Dostalova et al. (2019) verglichen die Präzision mittels SLA-, SLS-, PJ- und kartesischem-FFF-3D-Drucker hergestellter Zahnbögen. Vergleichbar mit der vorgelegten Arbeit ermittelten sie durch erneutes Digitalisieren der gedruckten Zahnbögen mit Desktopscanner und anschließender Überlagerung mit den Intraoralscans die Abweichungen zwischen den Vergleichspartnern. Die Autoren beobachteten für die FFF-3D-gedruckten Zahnbögen eine mittlere Abweichung von bis zu 0,044mm, eine Standardabweichung der Diskrepanz von bis zu 0,037mm, einen Maximalabstand negativ von -0,14mm und einem Maximalabstand positiv von bis zu 0,08mm. Die mittlere Abweichung fiel somit im Vergleich zu den Druckverfahren der vorgelegten Arbeit höher aus. Im Gegensatz dazu fiel in der vorliegenden Arbeit der Maximalabstand negativ und positiv für alle Druckverfahren deutlich größer aus. Anders als Jin et al. (2018) stellten Dostalova et al. (2019) fest, dass FFF-3D-Drucker Gipsmodelle in der Kieferorthopädie ersetzen können. Zudem waren die FFF-3D-Drucker in Bezug auf die Abweichungen dem PJ, SLA und SLS 3D-Druckverfahren überlegen.

Metlerski et al. (2020) verglichen die Präzision zwischen DLP- und kartesischem-FFF-3D-Drucker in Bezug auf die Präzision 3D-gedruckter prächirurgischer Diagnostikmodelle. Ähnlich wie in der vorgelegten Arbeit wurden hierfür die Kiefer von zehn ausgewählten Patienten mittels Intraoralscanner digitalisiert und als Referenzmodell eingesetzt. Die gedruckten Modelle wurden im Anschluss erneut mit Hilfe eines Modellscanners digitalisiert. Sowohl an den digitalen als auch an den gedruckten Modellen erfolgten lineare Messungen zwischen vier ausgewählten Referenzpunkten sowie eine digitale Überlagerung von Referenz- und digitalisiertem Modell. Die Ergebnisse der linearen Vermessung ergaben Abweichungen im klinisch akzeptablen Bereich. Die Werte wurden vom Autor nicht weiter beschrieben. Die FFF-Modelle zeigten nach Überlagerung mit den Referenzmodellen eine mittlere absolute Abweichung von 0,178mm und lagen damit ebenfalls im klinisch akzeptablen Bereich.

Ishida et al. (2020) verglichen die Präzision von Multijet-, SLA-, DLP- und kartesischem-FFF-3D-Druckverfahren, indem sie mit jedem 3D-Drucker je drei vereinfachte Kronen mit definierter Höhe, Breite und Tiefe herstellten. Für den kartesischen-FFF-3D-Drucker wurde PLA-Filament verwendet und eine Schichtdicke von 100µm eingestellt. Um die Präzision der Druckverfahren zu analysieren, wurden der Außendurchmesser, Innendurchmesser und die Tiefe der Kronen mit Digitalmikroskop ermittelt.

Diskussion

Die Abweichung für den Außendurchmesser lag mit Werten bis zu $-0,035\text{mm}$ unter den, durch Kauflächenvermessung ermittelte mikroskopische Präzision der vorgelegten Arbeit. Im Gegensatz dazu zeigte der Innendurchmesser mit Abweichungen bis zu $-0,249\text{mm}$ vergleichbare, die Tiefe mit Werten bis zu $-0,649\text{mm}$ erhöhte Abweichungen. Aufgrund des unterschiedlichen Versuchsaufbau ist hierbei jedoch kein direkter Wertevergleich möglich. Zeller et al. (2018) untersuchten die Präzision 3D-gedruckter Ganzkiefermodelle. Hierfür druckten sie mittels kartesischem-FFF-3D-Drucker 21 Ganzkiefermodelle aus PLA-Filament, ermittelten die Dimensionen mit Hilfe einer digitalen Schieblehre und verglichen diese mit den Messwerten der CAD-Dateien. Sie konnten eine, mit den makroskopischen Gesamtabweichungen der vorgelegten Arbeit vergleichbare, mittlere Gesamtabweichung der 3D-gedruckten Ganzkiefermodelle von $0,29\text{mm}$ nachweisen. Im Gegensatz dazu untersuchten Msallem et al. (2020) die Präzision verschiedener 3D-Druckverfahren (kartesischer-FFF-3D-Druck, SLS, SLA, MJ, BJ), indem sie je Druckverfahren zehn gedruckte Ganzkiefermodelle erneut mit Hilfe eines Desktopscanners digitalisierten und nach best-fit-Algorithmus mit den Referenzmodellen überlagerten. Die mit kartesischem-FFF-3D-Drucker bei einer Schichtdicke von $150\mu\text{m}$ hergestellten Modelle wiesen eine mittlere Gesamtabweichung von $0,16\text{mm}$ auf und konnten als klinisch akzeptabel eingestuft werden. Aufgrund von unterschiedlicher Überlagerungstechnik ist ein Vergleich wiederum nur bedingt möglich.

Medina et al. (2020) ermittelten für die mittels kartesischem low-cost FFF-3D-Drucker hergestellten Ganzkiefermodelle aus PLA-Filament eine mittlere Gesamtabweichung von $0,65\text{mm}$. Die vergleichsweise höheren Abweichungen können zum einen auf die eingestellte Schichtdicke von $200\mu\text{m}$ zurückzuführen sein, zum anderen wurde in der Studie lediglich ein Modell gedruckt, wodurch eine verlässliche Aussage in Bezug auf die Präzision kartesischer low-cost FFF-3D-Drucker erschwert wird. In einem vergleichbaren Versuchsausbau konnten Maschio et al. (2016) eine mittlere absolute Gesamtabweichung von $0,37\text{mm}$ für Ganzkiefermodelle feststellen. Dafür wurden zwei zuvor mittels CT digitalisierter Unterkiefer mit kartesischem low-cost FFF-3D-Drucker aus ABS-Filament bei einer Schichtdicke von $150\mu\text{m}$ hergestellt und mit digitaler Schieblehre vermessen.

Hatz et al. (2019) verglichen die Präzision von kartesischem low-cost 3D-Drucker und professionellem SLS-3D-Drucker. Dafür wurden zehn Ganzkiefermodelle mit CT-Scanner digitalisiert und im Anschluss mit genannten 3D-Druckern gedruckt. Für den kartesischen-FFF-3D-Drucker wurde dabei eine Schichtdicke von $300\mu\text{m}$ festgelegt.

Diskussion

Nach Überlagerung mit dem Referenz-CT-Scan mit spezieller Software konnte eine mittlere Gesamtabweichung zwischen FFF-Modellen und CT-Scan von $-0,055\text{mm}$ bei einer Standardabweichung (SD) von $0,227\text{mm}$ ermittelt werden. Die Autoren schlussfolgerten, dass sich mittels kartesischem-FFF-3D-Drucker präzise anatomische Modelle rekonstruieren lassen. In der vorgelegten Studie konnte durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich eine geringere mittlere Gesamtabweichung der kartesischen- und Delta-Zahnbögen von $-0,014\text{mm}$ (SD $0,060\text{mm}$ und $0,067\text{mm}$), der Cura-Zahnbögen von $-0,002\text{mm}$ (SD $0,066$) und der Slic3r-Zahnbögen von $-0,019\text{mm}$ (SD $0,061\text{mm}$) ermittelt werden. Aufgrund der Tatsache, dass Maschio et al. (2016) sowie Hatz et al. (2019) als Referenz ein CT-Scan nutzten, ist ein Vergleich zu der hiesigen Studie jedoch nur bedingt möglich.

Naiju et al. (2020) verglichen die Genauigkeit von kartesischen-FFF-3D-Druckern in Bezug auf die Rekonstruktion von anatomischen Strukturen. Sie nutzten, anders als in der vorgelegten Arbeit, CT-Scans der knöchernen Anteile der Großzehe zur Rekonstruktion mittels kartesischem-FFF-3D-Drucker aus ABS-Filament. Durch erneutes Einscannen mittels Desktopscanner und digitaler Überlagerung mit den Referenz-CT-Scan/, konnten mittlere Abweichungen bis $0,36\text{mm}$ festgestellt werden. Die Autoren schlussfolgerten, dass sich FFF-3D-Drucker zur Rekonstruktion anatomischer Modelle einsetzen lassen. El-Katatny et al. (2010) ermittelten die Präzision von FFF-3D-Druckern, indem sie virtuell rekonstruierte Schädelmodelle aus ABS-Filament herstellten. Elf Messungen am Schädel und neun Messungen am Unterkiefer wurden mittels digitaler Schieblehre durchgeführt. Als Referenzmodell dienten die virtuellen Schädelmodelle. Diese wurden mit einer Distanzmessungssoftware virtuell vermessen. Die mittleren Abweichungen lagen mit $0,11\text{mm}$ unterhalb der Abweichungen der vorgelegten Studie. Eine mögliche Erklärung für die, im Vergleich zur vorgelegten Arbeit, geringeren Abweichungen können neben der Anzahl an Prüfkörpern die Tatsache sein, dass ein professioneller FFF-3D-Drucker für die Herstellung der Schädelmodelle eingesetzt wurde.

Die vorgelegte Arbeit befasste sich, im Gegensatz zu vergleichbar aufgebauten Untersuchungen, zusätzlich mit den Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeit auf die Präzision 3D-gedruckter Zahnbögen. Unter Berücksichtigung der in der Literatur angegebenen, klinisch akzeptablen Abweichung von $0,50\text{mm}$ ist eine Steigerung der Druckgeschwindigkeit nur bedingt zu empfehlen. In Bezug auf die Vermessung der Zahnbögen mit digitaler Schieblehre wiesen die kartesischen- und Delta-Zahnbögen bei einer Geschwindigkeit von $7000\text{mm}/\text{min}$ bereits klinisch inakzeptable Abweichungen auf.

Diskussion

In Bezug auf die Kauflächenvermessung werden zudem Unterschiede zwischen den Druckverfahren deutlich. Während die kartesischen-Zahnbögen sowohl positive als auch negative Abweichungen bei steigender Druckgeschwindigkeit aufwiesen, ließen sich bei den Delta-Zahnbögen ausschließlich positive Abweichungen feststellen. Die mit CloudCompare durchgeführten Vergleiche zwischen den Zahnbögen steigender Druckgeschwindigkeit bestätigten die Ergebnisse der Zahnbogen- und Kauflächenvermessung. Der Mittelwert der Diskrepanz, die Standardabweichung der Diskrepanz und der Maximalabstand positiv der Delta-Zahnbögen steigt mit Erhöhung der Druckgeschwindigkeit im Vergleich zu den kartesischen-Zahnbögen stark an. Eine wahrscheinliche Erklärung sind die aufgrund der Konstruktionsart des Delta-FFF-3D-Druckers im Vergleich zum kartesischen-FFF-3D-Drucker stärker wirkenden Fliehkräfte.

7. Beantwortung der Leitfragen

1. Besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Konstruktionsarten des FFF-3D-Druckers in Bezug auf die Exaktheit und Oberflächenbeschaffenheit gedruckter Zahnbögen?

In der vorliegenden Arbeit konnten signifikante Unterschiede in Bezug auf die Exaktheit und Qualität der Zahnbögen ermittelt werden, welche eindeutig auf die Konstruktionsart des FFF-3D-Druckers zurückzuführen sind. Die Abweichungen der Kronenlänge der Delta-Zahnbögen fielen im Vergleich zu den kartesischen-Zahnbögen signifikant höher aus. Dieses Ergebnis wurde durch die Ergebnisse der Kauflächenvermessung unterstrichen. Auch hier konnten für die Delta-Zahnbögen die signifikant größten Abweichungen sowohl im Vergleich zu den kartesischen- als auch zu den Cura- und Slic3r-Zahnbögen festgestellt werden. Die Ergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs konnten diese Ergebnisse bestätigen und visualisieren. Besonders die Schneidekanten der Frontzähne und Kauflächen der Prämolaren und Molaren wiesen Diskrepanzen auf.

2. Lassen sich Unterschiede zwischen den drei Bewegungsachsen der FFF-3D-Drucker feststellen, welche auf das Konstruktionsprinzip und die damit einhergehende Art der Bewegungsdurchführung des Druckkopfes zurückzuführen sind?

Es konnte für die Z-Achse der beiden in der Studie verwendeten FFF-3D-Drucker ein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Der Delta-FFF-3D-Drucker druckte die Zahnbögen entlang dieser Achse mit signifikant höheren Abweichungen. Die bereits beschriebene Visualisierung der Ergebnisse mittels Skalarfeld durch CloudCompare konnte dies erneut unterstreichen. In Bezug auf die drei Bewegungsachsen konnte zudem festgestellt werden, dass entlang der X-Achse bei beiden Konstruktionsarten die größten Abweichungen auftraten.

3. Welchen Einfluss hat die Slicing-Software auf die Exaktheit und Oberflächenbeschaffenheit der im FFF-3D-Drucker hergestellten Zahnbögen?

Nach Auswertung der Ergebnisse konnte ein Einfluss der Slicing-Software auf die Exaktheit und Oberflächenbeschaffenheit der Zahnbögen ermittelt werden. In Bezug auf die Zahnbogenvermessung ergab die Messung für die Modellhöhe mit der Slicing-Software Cura vorbereiteten Zahnbögen das im Vergleich zu den mit Simplify3D vorbereiteten Zahnbögen das signifikant schlechtere ausfallende Ergebnis. Die Kauflächenvermessung ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen der Slicing-Software. Bemerkenswert war, dass die Ergebnisse der Open-Source Slicing-Software Slic3r am besten ausfielen.

Letztgenanntes wurde zudem durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich und die visuelle Oberflächenanalyse bestätigt. Die Slic3r-Zahnbögen als auch die Cura-Zahnbögen wiesen die höchste Anzahl an Dreiecksflächen auf, welche mit der Referenz CAD-Datei übereinstimmten. Zusätzlich wiesen die Zahnbögen dieser Druckverfahren optisch die sauberste Oberfläche mit den wenigsten Druckfehlern auf.

4. Hat die verwendete Hardware bzw. Slicing-Software signifikanten Einfluss auf die pro Setup-Zahnbogen benötigte Herstellungszeit?

Sowohl für die Hardware als auch für die Software ergaben die Ergebnisse der Studie einen signifikanten Einfluss auf die pro Zahnbogen benötigte Herstellungszeit. Der Delta-FFF-3D-Drucker benötigte zur Herstellung der Zahnbögen unter allen Vergleichsgruppen die signifikant kürzeste Zeit. Die mit der Slicing-Software Simplify3D vorbereiteten Zahnbögen wurden im Vergleich zur Slicing-Software Cura sowie Slic3r signifikant schneller hergestellt.

5. Lässt sich die Druckgeschwindigkeit des kartesischen-FFF-3D-Druckers und des Delta-FFF-3D-Druckers zur Herstellung der Zahnbögen ohne Qualitätsverlust steigern?

Eine geringfügige Steigerung der Druckgeschwindigkeit bis zu 6000mm/min erscheint nach dieser Studie möglich. Bei weiterer Steigerung erzeugt der Delta-3D-Drucker deutliche Druckfehler welche die Passung späterer Aligner negativ beeinflussen könnte. Aufgrund der Gewissheit über entstehende Druckfehler ist eine weitere Steigerung nicht zu empfehlen. Durch die Kauflächenvermessung sowie durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich konnte zusätzlich ermittelt werden, dass der kartesische-FFF-3D-Drucker bei steigender Druckgeschwindigkeit sowohl Abweichungen in den negativen als auch positiven Bereich aufweist. Für den Delta-FFF-3D-Drucker konnten bei Steigerung der Druckgeschwindigkeit weitestgehend positive Abweichungen ermittelt werden.

6. Eignet sich sowohl der kartesische- als auch der Delta-FFF-3D-Drucker zur Herstellung kieferorthopädischer Setup-Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie?

Nach Analyse der Ergebnisse der Druckverfahren kann festgehalten werden, dass der kartesische-FFF-3D-Drucker im Vergleich zum Delta-FFF-3D-Drucker präzisere Zahnbögen herstellt. Wohl der Tatsache, dass die eingangs festgelegten, als klinisch akzeptabel eingestuften Abweichungen von bis zu 0,5 mm von beiden Druckverfahren nicht überschritten wurden, kann jedoch dem kartesischen-FFF-3D-Drucker ein Vorteil gegenüber dem Delta-FFF-3D-Drucker zugesprochen werden.

8. Zusammenfassung

Mit der vorgelegten Arbeit galt es zu klären, inwiefern sich die Konstruktionsart des FFF-3D-Druckers (Fused Filament Fabrication) auf die Exaktheit und Oberflächenbeschaffenheit 3D-gedruckter Zahnbögen auswirkt und ob sich sowohl der kartesische-FFF-3D-Drucker als auch der Delta-FFF-3D-Drucker hinsichtlich der Präzision zur Herstellung von Zahnbögen im Rahmen einer Aligner-Therapie einsetzen lässt. Darüber hinaus war der Einfluss der Slicing-Software auf die Präzision und Oberflächenbeschaffenheit der gedruckten Zahnbögen Schwerpunkt der Untersuchungen. Als Nebenaspekt wurden die Herstellungszeiten der Druckverfahren verglichen sowie die Auswirkungen steigender Druckgeschwindigkeiten auf die Zahnbögen analysiert.

Zur Ermittlung des präzisesten Druckverfahrens wurden die Intraoralscans von zehn zufällig ausgewählten Patienten der Universität Greifswald mit beschriebenen kartesischen-FFF-3D-Drucker und Delta-FFF-3D-Drucker der Firma Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China hergestellt. Zum Vergleich der verschiedenen Slicing-Software erfolgte die Vorbereitung dieser Dateien auf den 3D-Druck mit drei der bekanntesten Slicing-Software. Neben der kostenpflichtigen Software Simplify3D (Simplify3D, LLC. Cincinnati, USA) wurden die Open Source Slicing-Software Cura (Ultimaker B.V. Utrecht, Niederlande) und Slic3r (entwickelt von Alessandro Ranellucci) genutzt. 132 gedruckte Zahnbögen wurden im Verlauf der Analyse zum einen nach kieferorthopädischen Gesichtspunkten manuell mittels digitaler Schieblehre (SKANTEK GmbH, Erlangen) vermessen. Zum anderen erfolgte zur Ermittlung der mikroskopischen Präzision der 3D-Druckverfahren die Messung von Höckerspitzenabständen ausgewählter Zähne mithilfe des Digitalmikroskops VHX 6000 von Keyence (Keyence Deutschland GmbH, Neu-Isenburg). Nach erneuter Digitalisierung der gedruckten Zahnbögen durch den optischen Oberflächenscanner Zirkonzahn AR600 ARTI (Zirkonzahn, Püstertal, Tirol, It) fand zusätzlich eine digitale Überlagerung von Intraoralscan und gedrucktem Zahnbogen mittels der Software CloudCompare (v. 2.10.2) statt. Hierdurch sollten Abweichungen der Druckverfahren ermittelt werden, welche sich ggf. durch die beschriebenen Messverfahren nicht ermitteln ließen. Zur Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit wurden die Zahnbögen zusätzlich mit dem oben genannten Digitalmikroskop unter 30-facher Vergrößerung untersucht. Nach Durchführung der Untersuchungen lässt sich festhalten, dass sich sowohl der kartesische-FFF- und der Delta-FFF-3D-Drucker als auch die Slicing-Software hinsichtlich ihrer Präzision 3D-gedruckter Zahnbögen unterscheiden.

Zusammenfassung

Zudem besteht sowohl ein signifikanter Zusammenhang zwischen der 3D-Drucker Konstruktionsart als auch der Slicing-Software und der Herstellungszeit pro Zahnbogen. Der Delta-FFF-3D-Drucker wies in Bezug auf die Zahnbogenvermessung entlang der Z-Achse die signifikant größten Abweichungen auf. Ebenso wichen die Höckerspitzenabstände der Delta-Zahnbögen am deutlichsten von den CAD-Dateien der Intraoralscans ab. Das insgesamt beste Ergebnis erzielten insbesondere aufgrund der im Vergleich signifikant geringer ausfallenden Abweichungen der Höckerspitzenabstände die mit kartesischem-FFF-3D-Drucker und der Slicing-Software Slic3r gedruckten Zahnbögen. Hinsichtlich der digitalen Überlagerung von Intraoralscan und erneut digitalisierten Zahnbögen ließen sich für die Cura- und Slic3r-Zahnbögen die höchste Übereinstimmung feststellen. Die visuelle Inspektion der Zahnbogenoberfläche bei 30-facher Vergrößerung bekräftigte dieses Ergebnis. Die Oberfläche zeigte sowohl bei den Slic3r-Zahnbögen als auch bei den Cura-Zahnbögen das optisch sauberste Ergebnis. Obgleich der Tatsache, dass der Delta-FFF-3D-Drucker die Zahnbögen in signifikant kürzerer Zeit herstellt, ist aufgrund der größer ausfallenden Abweichungen der Einsatz für die Zahnbogenherstellung im Rahmen einer Aligner-Therapie nach dieser Studie nicht empfehlenswert. Hinsichtlich der Slicing-Software konnten keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Präzision der Zahnbögen ermittelt werden. Zu erwähnen ist jedoch, dass die mit der Slicing-Software Slic3r auf den 3D-Druck vorbereiteten Zahnbögen die geringsten Abweichungen aufwiesen. Die Verwendung von kostenloser Open-Source Slicing-Software scheint für den klinischen Gebrauch durchaus angemessen.

Bezogen auf die Druckzeiten konnte der Delta-FFF-3D-Drucker im Vergleich zu allen Vergleichspartnern die Zahnbögen in kürzester Zeit herstellen. Ebenso wurden die mit der Slicing-Software Simplify3D gedruckten Zahnbögen im Vergleich zu den mit Cura- und Slic3r gedruckten Zahnbögen in signifikant kürzerer Zeit hergestellt. Ein signifikanter Einfluss sowohl der 3D-Drucker Hardware als auch Software auf die Herstellungszeit konnte somit bestätigt werden.

Eine Steigerung der Druckgeschwindigkeit bis 6000mm/min erscheint nach dieser Studie als zumutbar. Aufgrund der Tatsache, dass die Zahnbögen in ihrer Präzision und Oberflächenbeschaffenheit mit steigender Druckgeschwindigkeit an Qualität verlieren, ist von einer weiteren Geschwindigkeitserhöhung abzuraten.

9. Quellenverzeichnis

9.1 Literaturverzeichnis

Agarwala MK, Jamalabad VR, Langrana NA, Safari A, Whalen PJ, Danforth SC (1996) Structural quality of parts processed by fused deposition. Rapid prototyp. J. 2:4-19.

Align-Technology (2019) Q3 Corporate Fact Sheet, unter:

<https://www.aligntech.com/documents/Align%20Technology%20Corp%20Fact%20Sheet%202019%20Q3.pdf> (abgerufen am 22.11.2020).

Aly P, Mohsen C (2020) Comparison of the Accuracy of Three-Dimensional Printed Casts, Digital, and Conventional Casts: An In Vitro Study. Europ. J. Dent. 14:189.

Ariffin MM, Sukindar N, Baharudin BH, Jaafar C, Ismail M (2018) Slicer Method Comparison Using Open-source 3D Printer. In: IOP Conference Series: Earth and Environmental Science. IOP Publishing.

Astm, F2792-12a (2012) Standard terminology for additive manufacturing technologies (Withdrawn 2015). Astm International, West Conshohocken.

Bahcegul EG, Bahcegul E, Ozkan N (2020) 3D Printing of Hemicellulosic Biopolymers Extracted from Lignocellulosic Agricultural Wastes. ACS Appl. Pol. Mat.

Baumann F, Bugdayci H, Grunert J, Keller F, Roller D (2016) Influence of slicing tools on quality of 3D printed parts. Computer-Aided Design and Applications 13:14-31.

Bayirli B, Kim-Berman H, Puntillo A (2020) Embracing Novel Technologies in Dentistry and Orthodontics.

Bell A, Ayoub A, Siebert P (2014) Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. J. Orthod.

Bell C (2015) 3D Printing with Delta Printers. Apress, New York.

Bellini A, Gu" C, Eri SU, Bertoldi M (2004) Liquefier dynamics in fused deposition. J. Manuf. Sci. Eng. 126:237-246.

Bland JM, Altman D (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. The lancet 327:307-310.

Quellenverzeichnis

Bourell D, Kruth JP, Leu M, Levy G, Rosen D, Beese AM, Clare A (2017) Materials for additive manufacturing. *CIRP Ann.* 66:659-681.

Boydston AJ, Cui J, Lee C-U, Lynde BE, Schilling CA (2020) 100th Anniversary of Macromolecular Science Viewpoint: Integrating Chemistry and Engineering to Enable Additive Manufacturing with High-Performance Polymers. *ACS Macro Lett.* 9:1119-1129.

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

Bugdayci H, Grunert J, Keller F (2014) Analysis of slicing-tools for fused deposition modeling 3D-printers and comparison of different printers.

Buhrer Samra AP, Cezar Pomini M, Granville F, Zavolski A, Brasil De Oliveira F, Hauer Dias A (2020) Three-dimensional printed models versus conventional stone models: an accuracy analysis. *Braz. J. Or. Sc.* 19.

Burde AV, Gasparik C, Baciu S, Manole M, Dudea D, Câmpian RS (2017) Three-Dimensional Accuracy Evaluation of Two Additive Manufacturing Processes in the Production of Dental Models. In: *Key Engineering Materials. Trans Tech Publ.* , p 119-125.

Camardella LT, Rothier EKC, Vilella OV, Ongkosuwito EM, Breuning KH (2016) Virtual setup: application in orthodontic practice. *J. Orofac. Orthoped.* 77:409-419.

Camardella LT, Vilella OV, Van Hezel MM, Breuning KH (2017) Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J. Orofac. Orthoped.* 78:394-402.

Carneiro OS, Silva A, Gomes R (2015) Fused deposition modeling with polypropylene. *Mat. Des.* 83:768-776.

Chaunier L, Guessasma S, Belhabib S, Della Valle G, Lourdin D, Leroy E (2018) Material extrusion of plant biopolymers: Opportunities & challenges for 3D printing. *Addit. Manufac.* 21:220-233.

Chen Y (2017) Clear Aligner Treatment with “In-Office” Virtual Model Set-Up and 3D Printing. *J. Dent. Or. Care* 3:1-5.

Quellenverzeichnis

Choi J-W, Ahn J-J, Son K, Huh J-B (2019) Three-Dimensional Evaluation on Accuracy of Conventional and Milled Gypsum Models and 3D Printed Photopolymer Models. *Materials* 12:3499.

Chung H, Washburn N (2016) 2–Extraction and types of lignin. *Lignin in polymer composites*. William Andrew Publishing, New York:13-25.

Chung H, Washburn NR (2013) Chemistry of lignin-based materials. *Green materials* 1:137-160.

Corney J, Hieu L, Zlatov N, Vander Sloten J, Bohez E, Khanh L, Binh P, Oris P, Toshev Y (2005) Medical rapid prototyping applications and methods. *Int. J. techn. managem.* 25:284-292.

Czarnota J, Hey J, Fuhrmann R (2016) Measurements using orthodontic analysis software on digital models obtained by 3D scans of plaster casts. *J. Orofac. Orthoped.* 77:22-30.

Dahlberg G (1940) *Statistical methods for medical and biological students*. George Allen and Unwin, London.

Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A (2015) 3D printing in dentistry. *Brit. dent. J.* 219:521-529.

Dehoff R, Babu S (2010) Characterization of interfacial microstructures in 3003 aluminum alloy blocks fabricated by ultrasonic additive manufacturing. *Acta Mat.* 58:4305-4315.

Dilberoglu UM, Gharehpapagh B, Yaman U, Dolen M (2017) The role of additive manufacturing in the era of industry 4.0. *Proc. Manufac.* 11:545-554.

Dizon JRC, Espera Jr AH, Chen Q, Advincula RC (2018) Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Addit. Manufac.* 20:44-67.

Dostalova T, Kasparova M, Chleborad K, Jelínek M, Bradna P, Mendricky R (2019) Intraoral scanner and stereographic 3D print in orthodontics. In: *Lasers in Dentistry XXV*, 10857.

El-Katatny I, Masood S, Morsi Y (2010) Error analysis of FDM fabricated medical replicas. *Rapid prototyp. J.*

Quellenverzeichnis

Elnagar MH, Aronovich S, Kusnoto B (2020) Digital workflow for combined orthodontics and orthognathic surgery. *Oral Maxillofac. Surg. Clin. North. Am.* 32:1-14.

Fastermann P (2012) 3D-Druck/Rapid Prototyping: Eine Zukunftstechnologie-kompakt erklärt. Springer, Heidelberg.

Feldmann C, Pumpe A (2016) 3D-Druck–Verfahrensauswahl und Wirtschaftlichkeit. In: Entscheidungsunterstützung für Unternehmen. Springer, Wiesbaden.

Fiume E, Barberi J, Verné E, Baino F (2018) Bioactive glasses: from parent 45S5 composition to scaffold-assisted tissue-healing therapies. *J. funct. Biomat.* 9:24.

Fleiss JL, Cohen J (1973) The equivalence of weighted kappa and the intraclass correlation coefficient as measures of reliability. *Educational and psychological measurement* 33:613-619.

Fleming P, Marinho V, Johal A (2011) Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod. & craniofac. res.* 14:1-16.

Gardan J (2016) Additive manufacturing technologies: state of the art and trends. *Int. J. Product. Res.* 54:3118-3132.

Gibson I (2015) Additive Manufacturing Technologies 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing. Springer, New York

Gkartzou E, Koumoulos EP, Charitidis CA (2017) Production and 3D printing processing of bio-based thermoplastic filament. *Manufact. Rev.* 4:1.

Gmeiner R, Deisinger U, Schönherr J, Lechner B, Detsch R, Boccaccini A, Stampfl J (2015) Additive manufacturing of bioactive glasses and silicate bioceramics. *J. Ceram. Sci. Technol.* 6:75-86.

Gokuldoss PK, Kolla S, Eckert J (2017) Additive manufacturing processes: Selective laser melting, electron beam melting and binder jetting—Selection guidelines. *Materials* 10:672.

Graf S, Cornelis MA, Gameiro GH, Cattaneo PM (2017) Computer-aided design and manufacture of hyrax devices: Can we really go digital? *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.* 152:870-874.

Quellenverzeichnis

- Güth J-F, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D (2013) Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin. Or. Inv.* 17:1201-1208.
- Guzmán JFG, Ohara AT (2019) Evaluation of three-dimensional printed virtual setups. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.* 155:288-295.
- Haipeng P, Tianrui Z (2007) Generation and optimization of slice profile data in rapid prototyping and manufacturing. *J. Mat. Proc. Technol.* 187:623-626.
- Hällgren S, Pejryd L, Ekengren J (2016) 3D data export for additive manufacturing-improving geometric accuracy. *Procedia CIRP* 50:518-523.
- Hassan WNW, Yusoff Y, Mardi NA (2017) Comparison of reconstructed rapid prototyping models produced by 3-dimensional printing and conventional stone models with different degrees of crowding. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.* 151:209-218.
- Hatz CR, Msallem B, Aghlmandi S, Brantner P, Thieringer F (2020) Can an entry-level 3D printer create high-quality anatomical models? Accuracy assessment of mandibular models printed by a desktop 3D printer and a professional device. *Int. J. oral maxillofac. surg.* 49:143-148.
- Hazeveld A, Slater JJH, Ren Y (2014) Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.* 145:108-115.
- Hitzler L, Alifui-Segbaya F, Williams P, Heine B, Heitzmann M, Hall W, Merkel M, Öchsner A (2018) Additive manufacturing of cobalt-based dental alloys: analysis of microstructure and physicomechanical properties. *Adv. Mat. Sci. Engineer.* Vol. 2018.
- Houston W (1983) The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am. J. Orthod.* 83:382-390.
- Hu J (2017) Study on STL-based slicing process for 3D printing. In: *Solid freeform symposium.* p 885-895.
- İnceka E, Kaygisiz H, Babur S Dimensional Accuracy Analysis of Samples Printed in Delta and Cartesian Kinematic Three Dimensional Printers. *Politeknik Dergisi:*1-1.

Quellenverzeichnis

Ishida Y, Miura D, Miyasaka T, Shinya A (2020) Dimensional Accuracy of Dental Casting Patterns Fabricated Using Consumer 3D Printers. *Polymers* 12:2244.

Jaber ST, Hajeer MY, Khattab TZ, Mahaini L (2020) Evaluation of the fused deposition modeling and the digital light processing techniques in terms of dimensional accuracy of printing dental models used for the fabrication of clear aligners. *Clin. Exp. Dent. Res.*

Javaid M, Haleem A (2019) Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J. oral biol. craniofac. res.* 9:179-185.

Jin J (2018) Evaluation of the accuracy of dental models fabricated by various 3D printers.

Jin S-J, Jeong I-D, Kim J-H, Kim W-C (2018) Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int. J. Comp. Dent.* 21:107-113.

Kang J, Wang L, Yang C, Wang L, Yi C, He J, Li D (2018) Custom design and biomechanical analysis of 3D-printed PEEK rib prostheses. *Biomech. mod. mechanobiol.* 17:1083-1092.

Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, Prusa J, Kakawand S (2013) Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomed. Engineer. Onl.* 12:1-11.

Kasper FK (2019) 3D PRINTING APPLICATIONS IN CLEAR ALIGNER FABRICATION. *Embr. Nov. Technol. Dent. Orth.* 1001:7.

Kesling HD (1945) The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am. J. Orthod. Oral Surg.* 31:297-304.

Khan M, Dickens P (2012) Selective laser melting (SLM) of gold (Au). *Rapid prototyp. J.*

Kim S-Y, Shin Y-S, Jung H-D, Hwang C-J, Baik H-S, Cha J-Y (2018) Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.* 153:144-153.

Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ (2016) Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *J. Proth. Dent.* 115:749-754.

Quellenverzeichnis

Krey K-F, Darkazanly N, Kühnert R, Ruge S (2016) 3D-printed orthodontic brackets—proof of concept. Dreidimensional gedruckte kieferorthopädische Brackets—eine Machbarkeitsstudie. *Int. J. comput. dent.* 19:351-362.

Krey K-F, Hartmann M, Schicker P, Corteville F, Eigenwillig P (2019) Complete digital in office workflow for aligner treatment with a fused filament fabrication (FFF) 3D printer: Technical considerations and report of cases. *J. Align. Orth.* 3:195-204.

Krey K-F, Orlob F, Gorynia S, Kühnert R (2015) Digitale Kieferorthopädie. *Zahnmed.* up2date 9:537-560.

Krey K-F, Ratzmann A, Metelmann P, Hartmann M, Ruge S, Kordaß B (2018) Fully digital workflow for presurgical orthodontic plate in cleft lip and palate patients. *Int. J. comput. dent.* 21:251-259.

Lee J-Y, An J, Chua CK (2017) Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. *Appl. Mat. Today* 7:120-133.

Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO (2015) Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin. Or. Impl. Res.* 26:715-719.

Li Y, Shimizu H (2009) Improvement in toughness of poly (l-lactide)(PLLA) through reactive blending with acrylonitrile–butadiene–styrene copolymer (ABS): Morphology and properties. *Europ. Polymer J.* 45:738-746.

Liu J, Sun L, Xu W, Wang Q, Yu S, Sun J (2019) Current advances and future perspectives of 3D printing natural-derived biopolymers. *Carbohydrate polymers* 207:297-316.

Lu Y, Mapili G, Suhali G, Chen S, Roy K (2006) A digital micro-mirror device-based system for the microfabrication of complex, spatially patterned tissue engineering scaffolds. *J. Biomed. Materials Res. Part A: Official J. Soc. Biomat., Japanese Soc. Biomat., Austr. Soc. Biomat., Korean Soc. Biomat.* 77:396-405.

Luthardt RG, Kühmstedt P, Walter MH (2003) A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. *Dent. Mater.* 19:19-24.

Mangano C, Luongo F, Migliario M, Mortellaro C, Mangano FG (2018) Combining intraoral scans, cone beam computed tomography and face scans: the virtual patient. *J. Craniofac. Surg.* 29:2241-2246.

Quellenverzeichnis

- Mazurchevici A, Popa R, Carausu C, Comaneci R, Mazurchevici S, Nedelcu D (2020) Basic mechanical analysis of biodegradable materials. IOP Conference Series: Mat. Sci. Engineer. 968:01-10.
- Mazurchevici AD, Nedelcu D, Popa R (2020) Additive manufacturing of composite materials by FDM technology: A review.
- McNamara JA (1985) Invisable retainers. J. Clin. Orthod. 19:570-578.
- Miller RJ, Derakhshan M (2004) Three-dimensional technology improves the range of orthodontic treatment with esthetic and removable aligners. World J. Orthod. 5
- Minetola P, Galati M (2018) A challenge for enhancing the dimensional accuracy of a low-cost 3D printer by means of self-replicated parts. Addit. Manufac. 22:256-264.
- Minetto R, Volpato N, Stolfi J, Gregori RM, Da Silva MV (2017) An optimal algorithm for 3D triangle mesh slicing. Comp. Aid. Des. 92:1-10.
- Miyanaaji H, Zhang S, Lassell A, Zandinejad A, Yang L (2016) Process development of porcelain ceramic material with binder jetting process for dental applications. JOM 68:831-841.
- Mohamed OA, Masood SH, Bhowmik JL (2015) Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. Adv. Manufac. 3:42-53.
- Msallem B, Sharma N, Cao S, Halbeisen FS, Zeilhofer H-F, Thieringer FM (2020) Evaluation of the dimensional accuracy of 3D-printed anatomical mandibular models using FFF, SLA, SLS, MJ, and BJ printing technology. J. clin. med. 9:817.
- Nahoum HI (2014) Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped. 146:545-546.
- Nahoum HI (1964) The vacuum formed dental contour appliance. NYS Dent. J. 9:385-390.
- Naiju C, Dev S, Randev S, Rathee P (2020) Comparative Study of Medical Replicas Generated By Computed Tomography Scan and Fused Deposition Modelling for Dimensional Error. Materials Today: Proceedings 22:2926-2933.

Quellenverzeichnis

- Nestler N, Wesemann C, Spies BC, Beuer F, Bumann A (2020) Dimensional accuracy of extrusion-and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts. *J. Proth. Dent.*
- Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D (2018) Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Comp. P. B: Enginee.* 143:172-196.
- Nguyen NA, Bowland CC, Naskar AK (2018) A general method to improve 3D-printability and inter-layer adhesion in lignin-based composites. *Appl. Mat. Today* 12:138-152.
- Nienhaus V, Spiehl D, Dörsam E (2017) Influence of slicer software on transformation of virtual data into porous microstructures. *J. 3D printing med.* 1:231-238.
- Nimz H (1974) Das lignin der Buche—Entwurf eines Konstitutionsschemas. *Angew. Chem.* 86:336-344.
- Owen D, Hickey J, Cusson A, Ayeni OI, Rhoades J, Deng Y, Zhang Y, Wu L, Park H-Y, Hawaldar N (2018) 3D printing of ceramic components using a customized 3D ceramic printer. *Prog. Additive Manufac.* 3:3-9.
- Padmakumar M (2020) Additive Manufacturing of Tungsten Carbide Hardmetal Parts by Selective Laser Melting (SLM), Selective Laser Sintering (SLS) and Binder Jet 3D Printing (BJ3DP) Techniques. *Lasers Manufac. Mat. Process.* 7:338-371.
- Papaspyridakos P, Chen Y-W, Alshawaf B, Kang K, Finkelman M, Chronopoulos V, Weber H-P (2020) Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. *J. Proth. Dent.*
- Park J-M, Jeon J, Koak J-Y, Kim S-K, Heo S-J (2020) Dimensional accuracy and surface characteristics of 3D-printed dental casts. *J. Proth. Dent.*
- Pfaffinger M, Mitteramskogler G, Gmeiner R, Stampfl J (2015) Thermal debinding of ceramic-filled photopolymers. *Mat. Sci. Forum* 825:75-81.
- Ponitz RJ (1971) Invisible retainers. *Am. J. Orthod.* 59:266-272.
- Pont A (1909) Der Zahn-index in der Orthodontie. *Zahnärztl. Orthop.* 3:306-321.

Quellenverzeichnis

Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR (2004) The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angl. Orthod.* 74:298-303.

Ranellucci A (2014) Slic3r. In: <http://Slic3r.org>.

Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA (2018) Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angl. Orthod.* 88:363-369.

Rekow ED (2020) Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dent. Mater.* 36:9-24.

Rendón-Medina MA, Andrade-Delgado L, Telich-Tarriba JE, Fuente-Del-Campo A, Altamirano-Arcos CA (2018) Dimensional error in rapid prototyping with open source software and low-cost 3D-printer. *Pl. Reconstr. Surg. - Glob. O.* 6

Riemekasten S, Knauth J (2020) Aligner in der Kieferorthopädie. *Der junge Zahnarzt* 11:10-13.

Rock SJ, Wozny MJ (1991) A flexible file format for solid freeform fabrication. In: 1991 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

Rusinkiewicz S, Levoy M (2001) Efficient variants of the ICP algorithm. *Inst. Electr. Electron. Engineers.*:145-152.

Rusinkiewicz S, Levoy M (2001) Efficient variants of the ICP algorithm. In: *Proceedings Third International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling.* IEEE, p 145-152.

Schmitt BM, Zirbes CF, Bonin C, Lohmann D, Lencina DC, Netto ADCS (2017) A comparative study of cartesian and delta 3D printers on producing PLA parts. *Mat. Res.* 20:883-886.

Shahrubudin N, Lee TC, Ramlan R (2019) An overview on 3D printing technology: technological, materials, and applications. *Proc. Manufac.* 35:1286-1296.

Sheridan J (1993) Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J. Clin. Orthod.* 27:37-45.

Quellenverzeichnis

Shrout PE, Fleiss JL (1979) Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin* 86:420.

Sillman J (1964) Dimensional changes of the dental arches: longitudinal study from birth to 25 years. *Am. J. Orthod.* 50:824-842.

Šljivic M, Pavlovic A, Krašnik M, Ilić J (2019) Comparing the accuracy of 3D slicer software in printed enduse parts. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. IOP Publishing.

Sousa MVS, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A (2012) Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.* 142:269-273.

Stoof D, Pickering K (2018) Sustainable composite fused deposition modelling filament using recycled pre-consumer polypropylene. *Comp. P. B: Enginee.* 135:110-118.

Tagami T, Fukushige K, Ogawa E, Hayashi N, Ozeki T (2017) 3D printing factors important for the fabrication of polyvinylalcohol filament-based tablets. *Biol. Pharmac. Bull.* 40:357-364.

Tanase-Opedal M, Espinosa E, Rodríguez A, Chinga-Carrasco G (2019) Lignin: a biopolymer from forestry biomass for biocomposites and 3D printing. *Materials* 12:3006.

Taneva E, Kusnoto B, Evans CA (2015) 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics. *Issues contemp. orthod.* Vol. 148.

Tarraf NE, Ali DM (2018) Present and the future of digital orthodontics. In: *Seminars in Orthodontics*. W.B. Saunders, p 376-385.

Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, Mizoguchi I (2018) Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent. Mat. J.* 37:628-633.

Truax LH, Truax KL (1993) Dental appliance including surface-mounted undercuts and method of manufacture. U.S. Patent No. 5,242,304.

Turner BN, Strong R, Gold SA (2014) A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid prototyp. J.*

Quellenverzeichnis

Vandenberghe B (2018) The Digital Patient – Imaging Science in Dentistry. *J. dent.* 74:21-26.

Vasamsetty P, Pss T, Kukkala D, Singamshetty M, Gajula S (2020) 3D printing in dentistry–Exploring the new horizons. *Materials Today: Proceedings*

Wang X, Jiang M, Zhou Z, Gou J, Hui D (2017) 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering* 110:442-458.

Weir T (2017) Clear aligners in orthodontic treatment. *Austr. dent. J.* 62:58-62.

Wirtz MA, Caspar F (2002) Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität: Methoden zur Bestimmung und Verbesserung der Zuverlässigkeit von Einschätzungen mittels Kategoriensystemen und Ratingskalen. Hogrefe-Verlag, Göttingen.

Xu W, Wang X, Sandler N, WillföR S, Xu C (2018) Three-dimensional printing of wood-derived biopolymers: A review focused on biomedical applications. *ACS Sustain. Chem. Engineer.* 6:5663-5680.

Xu X, Meteyer S, Perry N, Zhao YF (2015) Energy consumption model of Binder-jetting additive manufacturing processes. *Int. J. Product. Res.* 53:7005-7015.

Yang H, Lim JC, Liu Y, Qi X, Yap YL, Dikshit V, Yeong WY, Wei J (2017) Performance evaluation of projet multi-material jetting 3D printer. *Virt. physic. prototyp.* 12:95-103.

Yap YL, Wang C, Sing SL, Dikshit V, Yeong WY, Wei J (2017) Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Prec. engineer.* 50:275-285.

Zeller A-N, Neuhaus M-T, Fresenborg S, Zimmerer RM, Jehn P, Spalthoff S, Gellrich N-C, Dittmann JA (2020) Accurate and cost-effective mandibular biomodels: a standardized evaluation of 3D-Printing via fused layer deposition modeling on soluble support structures. *J. Stomat. Or. Maxillofac. Surg.*

Zhang J, Hu Q, Wang S, Tao J, Gou M (2020) Digital light processing based three-dimensional printing for medical applications. *Int. J. of Bioprint.* Vol. 6.

Quellenverzeichnis

Zhang X, Li Z, Lu P, Wang Y (2011) Registration algorithms of dental cast based on 3D point-cloud. In: International Conference on Information Computing and Applications. Springer, Berlin, p 233-240.

Zhang Z, Joshi S (2015) An improved slicing algorithm with efficient contour construction using STL files. Int. J. Adv. Manufac. Technol. 80:1347-1362.

Zito D, Carlotto A, Loggi A, Sbornicchia P, Maggian D, Progold S (2014) Optimization of SLM technology main parameters in the production of gold and platinum jewelry. In: Santa Fe Symposium on Jewelry Manufacturing Technology.

9.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht der additiven Herstellungsverfahren gemäß der International Organization for Standardization (ISO) und der American Society for Testing and Materials (ASTM).....11

Abbildung 2: Annäherung der Triangulation (rote Dreiecke) an eine gekrümmte Fläche (schwarzer Kreis). b beschreibt die Länge zwischen der Seitenkante des Dreiecks und der eigentlichen Oberfläche des Objektes. a und b bilden den Radius (r). L beschreibt die Länge der Seitenkante eines Dreiecks. α beschreibt einen Winkel des Dreiecks.....12

Abbildung 3: Darstellung eines Dreiecks im kartesischen Koordinatensystem entsprechend der Triangulation von Oberflächen eines 3D Objektes im *.stl-Format. $V1-V3$ beschreibt die Eckpunkte des Dreiecks mit jeweils drei Koordinaten. Der blaue Pfeil entspricht dem Normalvektor und zeigt die Richtung der Außenfläche des Dreiecks an (a). Vielfach vergrößerte dargestellter Ausschnitt der Oberfläche eines eingescannten Zahnbogen, welche aus zahlreichen Dreiecken zusammengesetzt ist. Ein Dreieck wurde zur besseren Übersicht schwarz umrandet (b).....13

Abbildung 4: Darstellung der Schnittpunkte ($P0$ und $P1$) zwischen der Schnittebene (rote gestrichelte Linie) und den Seitenkanten eines Dreiecks. Entlang der Schnittebene kommt es zur Bildung einer Vielzahl von Polygonen. F beschreibt die Fläche eines Dreiecks, h die Höhe der Schnittebene und v ($v1, v2, v3$) die Eckpunkte eines Dreiecks.....14

Quellenverzeichnis

- Abbildung 5:** Darstellung des Infills (rot) und Perimeter (grün) anhand eines Zahnbogen, welcher auf bestimmter Schichthöhe angeschnitten ist. Er befindet sich auf einer virtuellen Bauplattform und ist entsprechend den X- Y-, und Z-Achsen des kartesischen Koordinatensystems angeordnet.....15
- Abbildung 6:** Ausschnitt der im G-Code enthaltenen Befehle für den 3D-Drucker, veranschaulicht mittels online G-Code Analysieroftware. Die Druckerinformationen wie Bewegungs- und Extrusionsgeschwindigkeiten (Extrude Speed und Move Speed) je Schicht (Layer) sind verschieden farblich markiert.....16
- Abbildung 7:** Schematische Darstellung des Powder Bed Fusion. Ungesintertes Pulver (hellgrau) stützt während des Prozesses dauerhaft das entstehende Objekt (dunkelgrau). Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Nach Fertigstellung einer Schicht wird neues Pulver gestreut.....16
- Abbildung 8:** Schematische Darstellung der Stereolithographie. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Zur besseren Darstellung ist die Resinschicht deutlich stärker dargestellt. Nicht polymerisiertes Resin (gelb) umgibt das entstehende Objekt (graugelb) während der Photopolymerisation dauerhaft.....18
- Abbildung 9:** Schematische Darstellung des Digital Light Processing. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Die Resinschicht ist zur besseren Übersicht erneut deutlich verstärkt dargestellt. Nicht polymerisiertes Resin (gelb) umgibt das entstehende Objekt (graugelb) während der Photopolymerisation dauerhaft. DMD: Digital Micromirror Device.....19
- Abbildung 10:** Schematische Darstellung des Piezo-Druckkopfes, bestehend aus Druckkopf und UV-Lampe. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Grün: Photopolymere in Form von Tropfen welche das Objekt bilden, Rot: Licht der UV-Lampe.....20
- Abbildung 11:** Schema des Binder Jettings. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Pulver welches frei von Bindemittel ist (hellgrau), stützt während des Prozesses dauerhaft das entstehende Objekt (dunkelgrau).....21

Abbildung 12: Schematische Darstellung des Fused Filament Fabrication. Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile an. Das Heizelement (rot) verflüssigt das durch den Extruder geförderte Filament (hellblau).....	22
Abbildung 13: Darstellung des kartesischen Konstruktionsprinzip anhand des Tevo Tornado (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China). Die Pfeile zeigen die Bewegungsrichtung der Druckerbauteile entlang der X-, Y- und Z-Achse im kartesischen Koordinatensystem an.....	23
Abbildung 14: Darstellung des Delta Bauprinzips anhand des Tevo Little Monster (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China). A, B, und C markieren die senkrechten Druckerachsen auf welchen sich die Druckerarme mit Hilfe von Schlitten in vertikaler Richtung bewegen.....	24
Abbildung 15: Schematische Darstellung der Geometrie des Delta Druckers. Darstellung einer Druckerachse in Verbindung mit dem Effektor in der Seitenansicht (a). Position der drei Druckerachsen in der Aufsicht. A, B, und C markieren die senkrechten Druckerachsen an denen sich die Druckerarme mit Hilfe von Schlitten bewegen (b).....	25
Abbildung 16: Flussdiagramm zur Darstellung des Versuchsdesigns.....	31
Abbildung 17: Produktbilder der verwendeten 3D-Drucker. Zum einen der nach kartesischem Verfahren druckende Tevo Tornado (a) und zum anderen der Delta Drucker Tevo Little Monster (b) (Tevo 3D Electronic Technology Company Ltd., Zhanjiang China).....	32
Abbildung 18: Darstellung des Zirkonzahn AR600 ARTI mit geschlossener Scankabine und zugehörigem Computer mit geöffneter Scansoftware (a). Darstellung der Scankabine des Modellscanners mit dem auf der Scanplatte fixierten Zahnbogen (b).....	33
Abbildung 19: Exemplarische Darstellung der als *.ocxd-Dateien in OnyxCeph3™ LAB importierten Intraoralscans mit anschließender Modellausrichtung, Scanreparatur bis zur vollständigen Fehlerfreiheit (a) sowie der Segmentierung der Zahnbögen (b).....	34
Abbildung 20: Anwendungsdarstellung der manuellen Modellvermessung mittels digitaler Schieblehre (SKANTEK GmbH, Erlangen). Beispieldarstellung der Messung der hinteren Zahnbogenbreite am Oberkieferzahnbogen (hZBBo).....	36

Abbildung 21: Bildausschnitt der CloudCompare Benutzeroberfläche im Modul Point-Picking, zur Beispieldarstellung der Distanzen (lila Messstrecken) zwischen den Messpunkten der Zahnbogenvermessung an den CAD-Dateien der Intraoralscans. Darstellung der Messstrecken von Oberkiefer (a) und Unterkiefer (b).....	38
Abbildung 22: Darstellung des Digitalmikroskop VHX 6000 der Firma Keyence Deutschland GmbH bei geöffneter Software und Ansicht von Zahn 16 bei 30-fach Vergrößerung.....	39
Abbildung 23: Beispieldarstellung der Kaufläche des Zahnes 16 mit 30-facher Vergrößerung (a). Markierung der höchsten Punkte der Höckerspitzen durch rote Kreuze nach Anwendung des softwareeigenen Analysetools Linien-Rauigkeitsmessung (b) (Modellnummer 5, Drucker: kartesisch).....	40
Abbildung 24: Benutzeroberfläche des Keyence VHX 6000 mit dreidimensionaler Darstellung des Zahnes 36 (a). Darstellung der Distanzen (D1-D3) zwischen den höchsten Punkten der Höckerspitzen (rote Kreuze) (b) und Darstellung des Profilverlaufes von D2 (c). Profillinie D1 zwischen distolingualer- und mesiolingualer Höckerspitze. Profillinie D2 zwischen mesiolingualer- und mesiobukkaler Höckerspitze. Profillinie D3 zwischen mesiobukkaler- und distolingualer Höckerspitze.....	41
Abbildung 25: Bildausschnitt der CloudCompare Benutzeroberfläche im Modul Point-Picking, zur Beispieldarstellung der Distanzen D1 – D4 (lila Messstrecken) zwischen den beschriebenen Höckerspitzen an den CAD-Dateien der Intraoralscans.....	41
Abbildung 26: Beispieldarstellung des erzeugten Netzes, welches zwischen den einzelnen Punkten der Punktwolke erstellt wurde. Zur besseren Übersicht wurden die Seitenkanten der Facets grau hinterlegt.....	43
Abbildung 27: Darstellung der ausgewählten Referenzpunkte (lila Punkte mit alphanumerischer Bezeichnung) auf den Höckerspitzen der Vergleichspartner zum groben Adjustieren der Zahnbögen.....	43

Abbildung 28: Exemplarische Veranschaulichung der Unterschiede zwischen den Vergleichspartnern mittels Skalarfeld nach Anwendung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs. Rot bis gelb gekennzeichnete Bereiche markieren additive Abweichungen. Grün bis blaue Bereiche markieren subtraktive Abweichungen vom Referenzpartner. Darstellung von frontal (a und c) und okklusal (b und d).....	44
Abbildung 29: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die hintere Zahnbogenbreite.....	50
Abbildung 30: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die vordere Zahnbogenbreite (a) und den Eckzahnspitzenabstand (b).....	51
Abbildung 31: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die Kronenlänge (a), Dimension 5 (b) und 2 (c).....	52
Abbildung 32: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der manuellen Zahnbogenvermessung mit digitaler Schieblehre für die Dimension 2 (a), 11 (b) sowie der Modellhöhe (c).....	53
Abbildung 33: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kauflächenvermessen für Distanz 1.....	54
Abbildung 34: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kauflächenvermessen für Distanz 2 (a), 3 (b) und 4 (c).....	55
Abbildung 35: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kauflächenvermessen für Distanz 5 (a) und Distanz 6 (b).....	56
Abbildung 36: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der dreidimensionalen Kauflächenvermessen für Distanz 7.....	57
Abbildung 37: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche mit CloudCompare für den Mittelwert der Diskrepanz (a), die Standardabweichung der Diskrepanz (b) und dem Maximalabstand negativ (c).....	58

Abbildung 38: Bland-Altman-Plots zur Messfehleranalyse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche mit CloudCompare für den Maximalabstand positiv.....	59
Abbildung 39: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der hinteren Zahnbogenbreite (hZBB), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.....	61
Abbildung 40: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der vorderen Zahnbogenbreite (a), des Eckzahnspitzenabstandes (b) und der Kronenlänge (c), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.....	62
Abbildung 41: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der Dimension 5 (a), 2 (b) und 11 (c), erhoben an den kartesischen-(rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.....	63
Abbildung 42: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse der Modellhöhe, erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei-Vermessung sind grau dargestellt.....	64
Abbildung 43: Streudiagramme zur Darstellung der absoluten Abweichungen der hinteren Zahnbogenbreite (hZBB) zwischen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).....	66
Abbildung 44: Streudiagramme zur Darstellung der absoluten Abweichungen der vorderen Zahnbogenbreite (a), Kronenlänge (b) und der Dimension 5 (c) zwischen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau)....	67
Abbildung 45: Streudiagramme zur Darstellung der absoluten Abweichungen der Dimension 11 (a), Dimension 2 (b) und der Modellhöhe (c) zwischen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).....	68
Abbildung 46: Streudiagramm zur Darstellung Abweichungen der Druckverfahren zur CAD-Datei. Erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).....	71

Abbildung 47: Darstellung der Abweichungen der Druckverfahren, entsprechend der X-, Y- und Z-Achse des 3D-Druckers, erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen.....73

Abbildung 48: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse von Distanz 1 (a), 2 (b) und 3 (c), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei Vermessung sind grau dargestellt.....74

Abbildung 49: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse von den Distanzen 3 (a), 4 (b) und 5 (c), erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei Vermessung sind grau dargestellt.....75

Abbildung 50: Boxplots zur Darstellung der Messergebnisse von Distanz 7, erhoben an den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau). Die Ergebnisse der CAD-Datei Vermessung sind grau dargestellt.....76

Abbildung 51: Streudiagramme zur Darstellung der Abweichungen von den Distanzen 1, 2 und 3 zwischen den Messergebnissen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).....78

Abbildung 52: Streudiagramme zur Darstellung der Abweichungen von den Distanzen 4 (a), 5 (b) und 6 (c) zwischen den Messergebnissen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).....79

Abbildung 53: Streudiagramme zur Darstellung der Abweichungen von Distanz 7 zwischen den Messergebnissen der CAD-Datei und den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau).....80

Abbildung 54: Streudiagramm zur Darstellung der Abweichungen der Höckerspitzenabstände der kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau) zur CAD-Datei.....81

Abbildung 55: Verteilungen der Abweichungen der digitalen Kauflächenvermessung vor (a) und nach (b) Transformation durch Quadrieren.....81

Abbildung 56: Darstellung der Ergebnisse des Tukey-Tests für die ermittelten Abweichungen der digitalen Kauflächenvermessung. Die Abweichungen der Delta-Zahnbögen unterscheiden sich signifikant zu den der kartesischen-, Cura-, und Slic3r-Zahnbögen.....83

Abbildung 57: Boxplots zur Darstellung der mittleren Diskrepanz, ermittelt durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich zwischen den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau) mit der CAD-Datei.....84

Abbildung 58: Boxplots zur Darstellung der Standardabweichung der Diskrepanz (a), des Maximalabstandes negativ (b) sowie dem Maximalabstand positiv (c), ermittelt durch den Mesh-to-Mesh-Vergleich zwischen den kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau) mit der CAD-Datei.....85

Abbildung 59: Häufigkeitspolygone zur Visualisierung der ermittelten Abweichungen zwischen den kartesischen- (a) und Delta-Zahnbögen (b) zur CAD-Datei der Intraoralscans.....86

Abbildung 60: Häufigkeitspolygone zur Visualisierung der ermittelten Abweichungen zwischen den Cura- (a) und Slic3r-Zahnbögen (b) zur CAD-Datei der Intraoralscans.....87

Abbildung 61: Color-Maps zur Visualisierung der Diskrepanzen zwischen den gedruckten Zahnbögen und den CAD-Dateien der Intraoralscans. Kontrahierte Bereiche werden blau, expandierte Bereiche rot dargestellt. Abgebildet sind die Abweichungen des kartesischen-Zahnbogens (a bis d) sowie die des Delta-Zahnbogens (e bis h) der Modellnummer 1 von Ober- und Unterkiefer.....90

Abbildung 62: Color-Maps zur Visualisierung der Diskrepanzen zwischen den gedruckten Zahnbögen und den CAD-Dateien der Intraoralscans. Kontrahierte Bereiche werden blau, expandierte Bereiche rot dargestellt. Abgebildet sind die Abweichungen des Cura-Zahnbogens (a bis d) sowie die des Slic3r-Zahnbogens (e bis h) der Modellnummer 1 von Ober- und Unterkiefer.....91

Abbildung 63: Darstellung der Oberkiefer mittleren Schneidezähne der 3D-gedruckten Zahnbögen (Nr. 1 und 5), betrachtet von inzisal bei 30-facher Vergrößerung. Abbildung der kartesischen- (a und b), Delta- (c und d), Cura- (e und f) und Slic3r-Zahnbögen (g und h). Rote Pfeile markieren Ungenauigkeiten und Unterschiede zwischen den Zahnbögen.....93

- Abbildung 64:** Darstellung der Unterkiefer mittleren Schneidezähne der Zahnbögen (Nr. 1 und 2), betrachtet von frontal bei 30-facher Vergrößerung. Abbildung der kartesischen- (a und b), Delta- (c und d), Cura- (e und f) und Slic3r-Zahnbögen (g und h). Rote Pfeile markieren Ungenauigkeiten und Unterschiede zwischen den Zahnbögen.....94
- Abbildung 65:** Darstellung der Verteilung der Druckzeiten im Q-Q-Diagramm (a) und im trendbereinigten Q-Q-Diagramm (b)95
- Abbildung 66:** Boxplots zur Darstellung der gemessenen Druckzeiten der kartesischen- (rot), Delta- (orange), Cura- (grün) und Slic3r-Zahnbögen (blau)96
- Abbildung 67:** Boxplots zur Darstellung der Abweichungen der kartesischen- (a) und Delta-Zahnbögen bei Druckgeschwindigkeiten von 4000mm/min bis 150000mm/min mit Bezugslinie zur Y-Achse bei theoretisch nicht vorhandener Abweichung.....98
- Abbildung 68:** Darstellung der Kaufläche des Zahns 16 an Zahnbogen Nr.1, gedruckt mit kartesischem-FFF- (a) und Delta-FFF-3D-Drucker (b) bei einer Geschwindigkeit von 8000mm/min. Der rote Pfeil markiert einen Druckfehler im Bereich der Kaufläche von Zahn 16 des Delta-Zahnbogens. Aufgenommen mit 30-facher Vergrößerung.....99
- Abbildung 69:** Boxplots zur Darstellung der Abweichungen der Kauflächenvermessung an den kartesischen- (a) und Delta-Zahnbögen (b), gedruckt bei steigenden Druckgeschwindigkeiten von 4000mm/min bis 150000mm/min. Bezugslinie zur Y-Achse, bei der theoretisch keine Abweichung vorhanden sind.....101
- Abbildung 70:** Streudiagramme zur Darstellung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs steigender Druckgeschwindigkeit der kartesischen- (rot, rund) und Delta-Zahnbögen (orange, eckig). Dargestellt ist die Mittlere Diskrepanz (a) und die Standardabweichung der Diskrepanz (b).....103
- Abbildung 71:** Streudiagramme zur Darstellung des Mesh-to-Mesh-Vergleichs steigender Druckgeschwindigkeit der kartesischen- (rot, rund) und Delta-Zahnbögen (orange, eckig). Abgebildet sind der Maximalabstand negativ (a) und positiv (b).....104

9.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Wesentliche Softwareparameter der verwendeten Slicing-Software.....	35
Tabelle 2: Übersicht über die mit digitaler Schieblehre durchgeführten Messungen.....	37
Tabelle 3: Übersicht der Messpunkte der Kaufflächenvermessung mit Digitalmikroskop..	40
Tabelle 4: Übersicht der in CloudCompare durchgeführten Mesh-to-Mesh-Vergleiche zwischen den Referenz-CAD-Dateien der Intraoralscans (CAD) und den digitalisierten Zahnbögen (kartesisch, Delta, Cura, Slic3r).....	42
Tabelle 5: Übersicht Gruppenbezeichnungen der Studie entsprechend der verwendeten 3D-Drucker Konstruktionsart sowie der Slicing-Software.....	49
Tabelle 6: Dahlberg-Fehler (δ) und Intraklassenkorrelation (ICC) der manuellen Zahnbogenvermessung.....	50
Tabelle 7: Dahlberg-Fehler (δ) und Intraklassenkorrelation (ICC) für die Kaufflächenanalyse.....	54
Tabelle 8: Dahlberg-Fehler (δ) und Intraklassenkorrelation des Mesh-to-Mesh-Vergleichs.....	57
Tabelle 9: Shapiro-Wilk-Test der erhobenen Messwerte der Zahnbogenvermessung.....	60
Tabelle 10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Messwerte der Zahnbogendiagnostik. Angaben in mm.....	61
Tabelle 11: Shapiro-Wilk-Test der Abweichungen zur CAD-Datei.....	64
Tabelle 12: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen zwischen den Vergleichspartnern zur CAD-Datei. Angaben in mm.....	65-66
Tabelle 13: Mittlere Ränge (mR) und Ergebnisse des Kruskal–Wallis–H–Tests der absoluten Abweichungen der gedruckten Zahnbögen zur CAD-Datei.....	69
Tabelle 14: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests für die Kronenlänge und Modellhöhe.....	70

Quellenverzeichnis

Tabelle 15: Deskriptive Statistik der Gesamtabweichung entsprechend dem verwendeten Druckverfahren. Angaben in mm.....	70
Tabelle 16: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Test für die Abweichung entlang der Z-Achse.....	72
Tabelle 17: Shapiro-Wilk-Test der Ergebnisse der dreidimensionalen Kauflächenvermessung.....	73
Tabelle 18: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kauflächenvermessung in mm..	73
Tabelle 19: Shapiro-Wilk-Test der Abweichungen der Distanzen 1 bis 7 zur CAD-Datei.....	76
Tabelle 20: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen zur CAD-Datei. Angaben in mm.....	77
Tabelle 21: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen entsprechend den verwendeten Druckverfahren. Angaben in mm.....	80
Tabelle 22: Ergebnisse des Tukey-Tests für die ermittelten Abweichungen der digitalen Kauflächenvermessung.....	82
Tabelle 23: Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests der Ergebnisse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche.....	84
Tabelle 24: Ergebnisse der Mesh-to-Mesh-Vergleiche der Vergleichsgruppen mit der CAD-Datei. Angaben in mm.....	84
Tabelle 25: Mittlere Ränge und Ergebnisse des Kruskal-Wallis-H-Tests der Mesh-to-Mesh-Vergleiche zwischen den Vergleichspartnern und der CAD-Datei.	88
Tabelle 26: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests der mittleren Diskrepanz.....	88
Tabelle 27: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests der Standardabweichung der Diskrepanzen.....	89
Tabelle 28: Messergebnisse der Druckzeiten. Angaben in Minuten.....	96

Quellenverzeichnis

Tabelle 29: Mittlere Ränge und Ergebnisse des Kruskal–Wallis–Tests für die Druckzeit.....	96
Tabelle 30: Ergebnisse des Dunn-Bonferroni-Tests der Druckzeiten.....	97
Tabelle 31: Messergebnisse der dreidimensionalen Kauflächenvermessung der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.....	100
Tabelle 32: Messergebnisse des Mesh-to-Mesh-Vergleichs der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm.....	102

10. Anhang

Tab. 1: Abweichungen der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit.
Angaben in mm und Prozent.

Geschw. mm/min	hZBBu				vZBBu				ESAu				KL 31	
	Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,04	0,09	0,00	0,00	0,00	0,00	0,19	0,54	0,25	0,95	0,11	0,42	0,08	0,99
5000	0,06	0,13	0,02	0,04	0,02	0,06	0,21	0,60	0,26	0,98	0,10	0,38	0,31	3,86
6000	0,12	0,26	0,05	0,11	0,03	0,08	0,22	0,63	0,25	0,95	0,11	0,42	0,30	3,73
7000	0,13	0,28	0,01	0,02	0,27	0,76	0,23	0,66	0,26	0,98	0,12	0,45	0,10	1,24
8000	0,13	0,28	0,02	0,04	0,55	1,55	0,24	0,68	0,25	0,95	0,06	0,23	0,33	4,10
9000	0,13	0,28	0,02	0,04	0,54	1,52	0,25	0,71	0,22	0,83	0,06	0,23	0,08	0,99
10000	0,18	0,39	0,03	0,07	0,54	1,52	0,25	0,71	0,23	0,87	0,23	0,87	0,35	4,35
11000	0,18	0,39	0,00	0,00	0,21	0,59	0,26	0,74	0,22	0,83	0,22	0,83	0,58	7,21
12000	0,18	0,39	0,01	0,02	0,26	0,73	0,06	0,17	0,21	0,79	0,14	0,53	0,42	5,22
13000	0,17	0,37	0,00	0,00	0,58	1,63	0,06	0,17	0,21	0,79	0,15	0,57	0,32	3,98
14000	0,10	0,22	0,11	0,24	0,58	1,63	0,07	0,20	0,20	0,76	0,16	0,60	0,08	0,99
15000	0,11	0,24	0,11	0,24	0,22	0,62	0,14	0,40	0,20	0,76	0,16	0,60	0,07	0,87

Fortsetzung Tab. 1: Abweichungen der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.

Geschw. mm/min	KL 31		Dim 5 (UK)				Dim 2 (UK)				Dim 11 (UK)			
	Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,02	0,25	0,14	0,47	0,18	0,61	0,10	0,33	0,33	0,42	0,01	0,03	0,33	0,83
5000	0,01	0,13	0,15	0,50	0,03	0,10	0,10	0,33	0,33	0,38	0,02	0,05	0,16	0,40
6000	0,07	0,89	0,16	0,54	0,03	0,10	0,10	0,33	0,33	0,42	0,03	0,08	0,39	0,98
7000	0,09	1,14	0,17	0,57	0,00	0,00	0,08	0,26	0,26	0,45	0,02	0,05	0,03	0,08
8000	0,02	0,25	0,10	0,34	0,1	0,34	0,07	0,23	0,23	0,23	0,48	1,21	0,04	0,10
9000	0,03	0,38	0,09	0,30	0,11	0,37	0,09	0,30	0,30	0,23	0,09	0,23	0,04	0,10
10000	0,04	0,51	0,00	0,00	0,12	0,41	0,15	0,49	0,49	0,87	0,6	1,51	0,29	0,73
11000	0,13	1,65	0,00	0,00	0,13	0,44	0,15	0,49	0,49	0,83	0,27	0,68	0,35	0,88
12000	0,14	1,77	0,33	1,11	0,21	0,71	0,12	0,40	0,40	0,53	0,17	0,43	0,13	0,33
13000	0,12	1,52	0,08	0,27	0,06	0,17	0,36	1,19	0,15	0,57	0,08	0,20	0,59	1,48
14000	0,12	1,52	0,12	0,40	0,07	0,20	0,34	1,12	0,16	0,60	0,44	1,11	1,04	2,61
15000	0,14	1,77	0,11	0,37	0,14	0,40	0,39	1,29	0,16	0,60	0,44	1,11	1,03	2,58

Anhang

Fortsetzung Tab. 1: Abweichungen der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.

Geschw. mm/min	MoHö (UK)				hZBBo				vZBBo				ESAO	
	Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,04	0,09	0,00	0,00	0,00	0,00	0,19	0,54	0,25	0,95	0,11	0,42	0,08	0,99
5000	0,06	0,13	0,02	0,04	0,02	0,06	0,21	0,60	0,26	0,98	0,10	0,38	0,31	3,86
6000	0,12	0,26	0,05	0,11	0,03	0,08	0,22	0,63	0,25	0,95	0,11	0,42	0,3	3,73
7000	0,13	0,28	0,01	0,02	0,27	0,76	0,23	0,66	0,26	0,98	0,12	0,45	0,1	1,24
8000	0,13	0,28	0,02	0,04	0,55	1,55	0,24	0,68	0,25	0,95	0,06	0,23	0,33	4,10
9000	0,13	0,28	0,02	0,04	0,54	1,52	0,25	0,71	0,22	0,83	0,06	0,23	0,08	0,99
10000	0,18	0,39	0,03	0,07	0,54	1,52	0,25	0,71	0,23	0,87	0,23	0,87	0,35	4,35
11000	0,18	0,39	0,00	0,00	0,21	0,59	0,26	0,74	0,22	0,83	0,22	0,83	0,58	7,21
12000	0,18	0,39	0,01	0,02	0,26	0,73	0,06	0,17	0,21	0,79	0,14	0,53	0,42	5,22
13000	0,17	0,37	0,00	0,00	0,58	1,63	0,06	0,17	0,21	0,79	0,15	0,57	0,32	3,98
14000	0,10	0,22	0,11	0,24	0,58	1,63	0,07	0,20	0,20	0,76	0,16	0,60	0,08	0,99
15000	0,11	0,24	0,11	0,24	0,22	0,62	0,14	0,40	0,20	0,76	0,16	0,60	0,07	0,87

Fortsetzung Tab. 1: Abweichungen der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.

Geschw. (mm/min)	ESAO		KL 11				DIM 5				DIM 2			
	Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,31	0,31	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,07	0,19	0,00	0,00	0,11	0,30
5000	0,31	0,31	0,01	0,10	0,18	1,79	0,01	0,03	0,06	0,17	0,03	0,08	0,16	0,44
6000	0,19	0,19	0,00	0,00	0,05	0,50	0,07	0,19	0,08	0,22	0,01	0,03	0,17	0,47
7000	0,20	0,20	0,01	0,10	0,05	0,50	0,06	0,17	0,33	0,91	0,01	0,03	0,12	0,33
8000	0,15	0,15	0,03	0,30	0,05	0,50	0,06	0,17	0,05	0,14	0,01	0,03	0,02	0,05
9000	0,15	0,15	0,04	0,40	0,02	0,20	0,05	0,14	0,01	0,03	0,10	0,27	0,44	1,20
10000	0,14	0,14	0,00	0,00	0,19	1,89	0,03	0,08	0,18	0,50	0,03	0,08	0,08	0,22
11000	0,15	0,15	0,00	0,00	0,31	3,09	0,03	0,08	0,04	0,11	0,02	0,05	0,32	0,88
12000	0,02	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	0,03	0,08	0,14	0,39	0,03	0,08	0,07	0,19
13000	0,19	0,19	0,00	0,00	0,00	0,00	0,12	0,33	0,08	0,22	0,02	0,05	0,50	1,37
14000	0,19	0,19	0,03	0,30	0,10	1,00	0,08	0,22	0,16	0,44	0,02	0,05	0,33	0,90
15000	0,19	0,19	0,05	0,50	0,04	0,40	0,08	0,22	0,16	0,44	0,06	0,16	0,18	0,49

Anhang

Fortsetzung Tab. 1. Fortsetzung Tab. 1: Abweichungen der Zahnbögen, gedruckt bei steigender Druckgeschwindigkeit. Angaben in mm und Prozent.

Geschw. mm/min	DIM 11 (OK)				MoHö (OK)			
	Kartesisch		Delta		Kartesisch		Delta	
	mm	%	mm	%	mm	%	mm	%
4000	0,10	0,22	0,01	0,02	0,04	0,25	0,07	0,43
5000	0,11	0,24	0,10	0,22	0,18	1,10	0,23	1,41
6000	0,12	0,26	0,11	0,24	0,13	0,80	0,16	0,98
7000	0,13	0,28	0,26	0,57	0,14	0,86	0,14	0,86
8000	0,39	0,85	0,16	0,35	0,06	0,37	0,19	1,16
9000	0,16	0,35	0,15	0,33	0,07	0,43	0,19	1,16
10000	0,17	0,37	0,12	0,26	0,00	0,00	0,63	3,86
11000	0,17	0,37	0,73	1,60	0,07	0,43	0,18	1,10
12000	0,13	0,28	0,35	0,77	0,03	0,18	0,49	3,00
13000	0,15	0,33	0,33	0,72	0,00	0,00	0,36	2,20
14000	0,16	0,35	0,31	0,68	0,03	0,18	0,47	2,88
15000	0,30	0,65	0,32	0,70	0,07	0,43	0,35	2,14

hZBBo: hintere Zahnbogenbreite des Oberkiefers; vZBBo: vordere Zahnbogenbreite des Oberkiefers; ESAo: Eckzahnspitzenabstand des Oberkiefers; hZBBu: hintere Zahnbogenbreite des Unterkiefers; vZBBu: vordere Zahnbogenbreite des Unterkiefers; ESAu: Eckzahnspitzenabstand des Unterkiefers; KL: Kronenlänge; DIM: Dimension; MoHö: Modellhöhe.

11. Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät, keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt

12. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt an dieser Stelle Herrn Professor Karl-Friedrich Krey, dem Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Greifswald für die Überlassung der spannenden Thematik, der außerordentlich freundlichen Betreuung und konstruktiven Ideengebung im Verlauf der Dissertation sowie der Bereitstellung der benötigten Messinstrumente. Zudem möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Prof. em. Dr. Jochen Fanghänel für die Unterstützung bei der Arbeit an der Dissertation bedanken.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie, für die bedingungslose Unterstützung zu jedem erdenklichen Zeitpunkt des Studiums.

Lebenslauf

13. Lebenslauf