

Aus der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der  
Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin  
und dem Institut Mesantis 3D Dental Radiologicum Berlin

DISSERTATION

Bewertung der Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle  
verschiedener Drucktechnologien für den  
digitalen zahnärztlichen Arbeitsablauf

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Norbert Nestler

aus Berlin

Datum der Promotion: 4. Juni 2021

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1. Abstract .....</b>	<b>3</b>
<b>2. Einleitung.....</b>	<b>5</b>
2.1 Digitaler Arbeitsablauf.....	5
2.2 3D-Druck in der Zahnmedizin .....	6
2.3 Forschungsstand .....	7
2.4 Fragestellung .....	8
<b>3. Methodik .....</b>	<b>9</b>
3.1 Mastermodell .....	9
3.2 Bestimmung der Masterwerte .....	9
3.3 Modellvermessung.....	10
3.4 Statistische Auswertung.....	12
3.5 Metrotomografie.....	12
<b>4. Ergebnisse.....</b>	<b>13</b>
4.1 Modellvermessung.....	13
4.2 Metrotomografie.....	15
<b>5. Diskussion.....</b>	<b>16</b>
5.1 Bewertung der Methodik .....	16
5.2 Bewertung der Ergebnisse.....	19
5.3 Schlussfolgerungen .....	22
<b>6. Quellenverzeichnis .....</b>	<b>24</b>
<b>7. Eidesstattliche Versicherung / Anteilserklärung .....</b>	<b>28</b>
<b>8. Auszug aus der Journal Summary List 2018 .....</b>	<b>31</b>
<b>9. Druckexemplar der ausgewählten Publikation .....</b>	<b>36</b>
<b>10. Lebenslauf .....</b>	<b>44</b>
<b>11. Publikationsliste .....</b>	<b>46</b>
<b>12. Danksagungen .....</b>	<b>47</b>

# 1. Abstract

## Deutsche Version

**Einleitung:** Die zunehmende Entwicklung vom konventionellen zum digitalen Arbeitsablauf in der Zahnmedizin erfordert zukünftig den Einsatz von 3D-Drucksystemen. Unabhängig von der Art des Arbeitsablaufs sind Kiefermodelle wesentlich für die zahnärztliche Diagnostik und zahntechnische Arbeit. Studien, welche die Genauigkeit gedruckter Vollkiefermodelle verschiedener Drucksysteme untersuchen, sind entscheidend für eine Einschätzung, inwieweit die verschiedenen Technologien für die klinische Anwendung geeignet sind. Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle verschiedener Drucktechnologien zu untersuchen und für den digitalen Arbeitsablauf zu bewerten.

**Methodik:** Grundlage für die Vermessung der Distanzen Intermolarenweite (IMW), Intercaninenweite (ICW) und Zahnbogenlänge (ZBL) war der Standard-Tessellation-Language-Datensatz (STL, Masterdatei) eines standardisierten Oberkiefermodells mit fünf spezifischen Referenzpunkten. Die Masterdatei wurde mit einer Software (Convince Premium 2012, 3Shape) vermessen und die digitalen Masterwerte bestimmt. Die Masterdatei wurde an fünf teilnehmende Druckerhersteller und -vertreiber geschickt, um auf deren Basis 37 identische und möglichst genaue Kiefermodelle zu drucken. Verglichen wurden zwei extrusionsbasierte (M2, Makergear; Ultimaker 2+, Ultimaker) und drei photopolymerisationsbasierte Drucker (Form 2, Formlabs; Asiga MAX UV, Asiga; myrev140, Sisma). Die Vermessung der Modelle erfolgte mit einem multisensorischen Koordinatenmessgerät (O-Inspect 422, Zeiss). Die Werte wurden anschließend mit denen der Masterdatei verglichen. Für die Bestimmung signifikanter Unterschiede auf den gemessenen Distanzen wurden der Mann-Whitney-U-Test (Richtigkeit) und Levene-Tests (Präzision) durchgeführt. Zusätzlich erfolgte die metrotomografische Untersuchung (Metrotom 800, Zeiss) jeweils eines Kiefermodells einer Druckreihe für die dimensionale Darstellung von Abweichungen des gesamten Modells zur Masterdatei.

**Ergebnisse:** Auf den drei untersuchten Distanzen lagen die Abweichungen zur Masterdatei aller Drucker zwischen 12 µm und 240 µm (Richtigkeit), mit Interquartilsabständen (IQA) zwischen 17 µm und 388 µm (Präzision). Im Vergleich zeigte Asiga MAX UV auf allen Distanzen sowie Ultimaker 2+ auf den kürzeren Distanzen (IMW, ICW) hohe Genauigkeiten. myrev140 war durchweg präzise, hatte jedoch hohe

Abweichungen zur Masterdatei. Form 2 zeigte hohe IQA, wich auf der längsten Distanz (ZBL) jedoch nicht signifikant von der Masterdatei ab. M2 lag durchweg im Mittelfeld. Die metrotomografischen Scans zeigten stärkere dimensionale Abweichungen an gekrümmten und komplexeren Oberflächen.

**Schlussfolgerung:** Alle Drucker waren auf den untersuchten Distanzen genau und sind bedingt für den klinischen Einsatz geeignet. Teure Drucker waren nicht grundsätzlich genauer als kostengünstige Drucker.

### **English version**

**Introduction:** The shift in modern dentistry from a conventional to a digital workflow requires the application of 3-dimensional printing systems. Dental casts are crucial for diagnostic purposes and the production of dental appliances. Reliable studies comparing the accuracy of complete-arch casts from various printing systems are essential to determine whether available printing systems are suitable for complete arch diagnostic cast reproduction and to evaluate their potential range of clinical application. Thus, the aim of this study was to assess and evaluate the accuracy of various printing technologies for the digital dental workflow.

**Methods:** A standardized maxillary cast in standard tessellation language format (STL) was sent to five printer manufacturers and distributors in order to print 37 accurate and identical models. Two extrusion-based (M2, Makergear; Ultimaker 2+, Ultimaker) and three photopolymerization-based printers (Form 2, Formlabs; Asiga MAX UV, Asiga; myrev140, Sisma) were compared. The digital cast comprised five specific reference points to determine the distances intermolar width (IMW), intercanine width (ICW), and dental arch length (AL) that served as reference in this study. The distances of the master file were measured using a surveying software program (Convince Premium 2012, 3Shape) and the master values were determined. The printed replica casts were measured using a multisensory coordinate measuring machine (O-Inspect 422, Zeiss). The values were compared with the master values of the master file. The Mann-Whitney *U* test and Levene's tests were performed to determine significant differences in trueness and precision (accuracy) of the measured distances. Additionally, a metrotomographic analysis (Metrotom 800, Zeiss) of a single randomly selected study cast of each printer was carried out to indicate dimensional deviations of the whole cast from the digital master file.



**Results:** The deviations of the investigated printers from the master file were between 12 µm and 240 µm (trueness) with interquartile ranges (IQR) between 17 µm and 388 µm (precision). Asiga MAX UV showed the most accurate results in all three distances, Ultimaker 2+ achieved similar accurate results in the shorter distances IMW and ICW. myrev140 was precise, though it demonstrated high deviations from the master file. Form 2 showed high IQR throughout all three distances, however it did not deviate significantly from the master in AL. M2 performed on the average comparatively. The metrotomographic analyses showed higher dimensional deviation patterns for more crooked and complex surfaces.

**Conclusion:** All printers were accurate and limited suitable for clinical application. More expensive printers were not principally more accurate.

## 2. Einleitung

### 2.1 Digitaler Arbeitsablauf

Kiefermodelle dienen als Arbeitsmodell für die Herstellung prothetischer Restaurationen sowie kieferorthopädischer Apparaturen und als diagnostisches Modell für das Erstellen eines Behandlungsplanes oder -abschlusses und stehen damit im Zentrum der zahnärztlichen Tätigkeit und Forschung (1–5). Die konventionelle Modellherstellung erfolgt mittels direkter Abformung und der anschließenden Umsetzung in ein Gipsmodell. Nachteilig sind die Unannehmlichkeiten für den Patienten durch die Abformung, der techniksensitive Arbeitsablauf, irreversibler Informationsverlust durch Modellbeschädigung und -verlust, und die Modelllagerung (6, 7). Mit der zunehmenden digitalen Entwicklung in der Dentalindustrie kommt es zum stetigen Wandel vom konventionellen zum digitalen Arbeitsablauf. Hierbei erfolgt die direkte oder indirekte Herstellung eines digitalen Modelldatensatzes mittels Intraoralscanner (IOS) (8), Dentaler Volumetomographie (DVT) (9), Computertomographie (CT) (10) oder Desktopscanner (DS) (11). Das Computer-Aided Design (CAD) ermöglicht die Bearbeitung des Modelldatensatzes, zumeist im Standard Tesselation Format (STL), und die Vorbereitung für das Computer-Aided Manufacturing (CAM). Damit realisiert der digitale Arbeitsablauf die Modellherstellung auf Abruf, unter Einsparung von Laborequipment und die Möglichkeit einen Datensatz für Konsultationen und hausesterne Weiterverarbeitung zu versenden und macht die physische Modellaufbewahrung obsolet (3). Die datenbasierte Modellfertigung kann subtraktiv mit

einer Fräsmaschine oder additiv mit dem 3D-Druck erfolgen. Vorteil bei der Fräsmethode ist die hohe Materialbeständigkeit der industriell vorgefertigten Fräskörper (12). Demgegenüber ermöglicht der 3D-Druck die Herstellung komplexerer Formen, bei vergleichsweise geringem Verschleiß und Materialverbrauch, die Kombination verschiedener Materialien sowie kürzere Produktionsdauer (13–15).

## **2.2 3D-Druck in der Zahnmedizin**

Zu den führenden Drucktechnologien in der Zahnmedizin gehören die photopolymerisationsbasierte Stereolithographie (SLA) und das Digital Light Processing (DLP) (16). Bei diesen Verfahren wird ein photosensitiver monomerer Kunststoff in einem Becken über eine gerichtete Lichtquelle zu einem Festkörper polymerisiert. Die SLA nutzt eine stark gebündelte Lichtquelle für die punktuelle Aushärtung eines kleinen Bereiches, wohingegen das DLP über einen Lichtprojektor die gesamte Schicht aushärtet (2) (Abb. 1). Nach Aushärtung einer Schicht wird das Druckbett um eine Schichtstärke abgesenkt, sodass die Aushärtung der nächsten Schicht erfolgen kann. Für die vollständige Polymerisation bedarf es abschließend einer chemischen und lichtbasierten Nachbearbeitung des gedruckten Modells (17, 18). Beide Technologien drucken vergleichsweise genau (2, 5), haben jedoch hohe Anschaffungs- und Betriebskosten (17). Eine alternative, kostengünstigere Drucktechnologie ist das extrusionsbasierte Fused Deposition Modeling (FDM). Hierbei wird ein thermoplastischer Kunststoff über einen beweglichen Druckkopf (Extruder) formbar erhitzt und schichtweise auf das Druckbett aufgetragen (Abb. 2). Die Aushärtung des Modells erfolgt über Abkühlung des Kunststoffs. Abhängig von der Formgeometrie muss nach der Aushärtung Stützmaterial entfernt werden. Im Gegensatz zu der SLA und dem DLP gilt das FDM jedoch als weniger genau (9, 19).

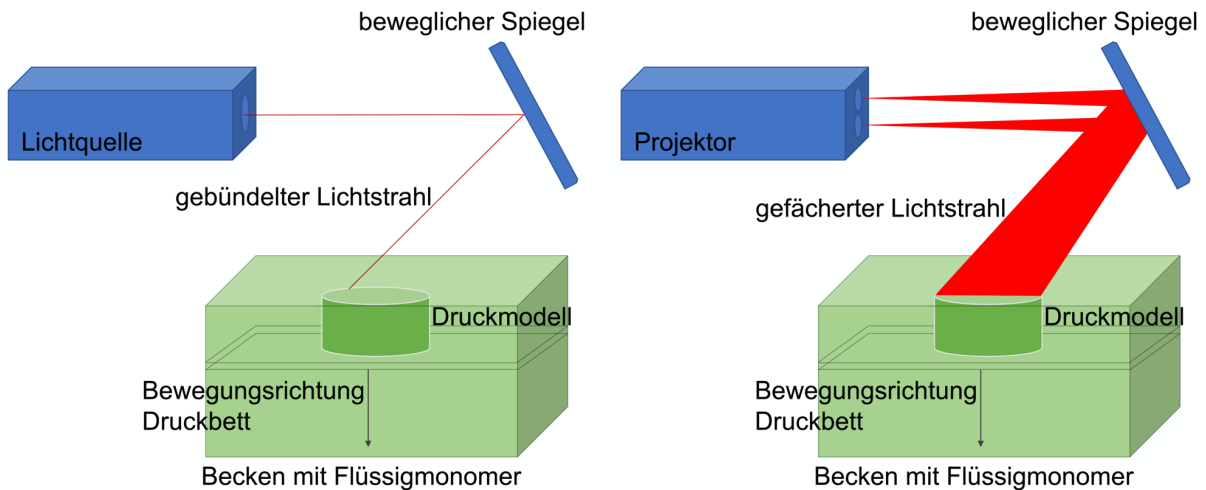


Abb. 1 (eigene Darstellung): **Schema der Funktionsweise eines SLA- (links) und DLP-Druckers (rechts)**. Die Aushärtung des monomeren Kunststoffes erfolgt über gebündeltes Licht punktuell (SLA) oder über einen Projektor um eine gesamte Schicht (DLP). Beim DLP kann somit eine gesteigerte Druckgeschwindigkeit erreicht werden.

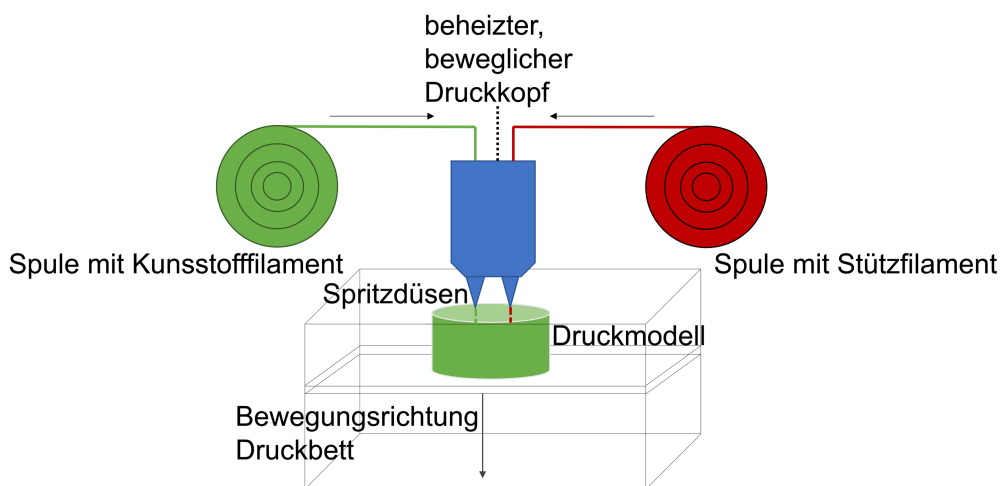


Abb. 2 (eigene Darstellung): **Schema der Funktionsweise eines FDM-Druckers**. Der Druckkopf erhitzt die Filamente und trägt sie über eine bewegliche Mechanik in der Horizontalen auf, während die Bauhöhe über das Absenken der Druckplattform um je eine Schichtstärke erreicht wird.

## 2.3 Forschungsstand

Die Druckgenauigkeit von Kiefermodellen ist entscheidend für die Bewertung des 3D-Druckes für den digitalen zahnärztlichen Arbeitsablauf. Sie erlaubt ein Urteil über die Eignung für verschiedene klinische Anwendungsbereiche (4). Wenige Studien haben

bisher die Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle verschiedener Drucktechnologien verglichen. Msallem et al. haben die Genauigkeit gedruckter Mandibulamodelle für fünf gebräuchliche Drucksysteme (FDM, SLA, Selektives Lasersintern, Multijet, Binder Jetting) untersucht und gezeigt, dass FDM-Modelle vergleichsweise präzise und richtig drucken und für die meisten medizinisch-chirurgischen Anwendungen geeignet sind (17). Auch Rebong et al. zeigten, dass FDM-basierte Kiefermodelle, verglichen mit denen der SLA- und Polyjettechnologie, die geringsten dimensional Unterschiede aufwiesen (20). Im Gegensatz dazu schlussfolgerten Shujaat et al., dass bei der Herstellung gedruckter Kiefermodellen auf DVT-Basis mit fünf verschiedenen Drucktechnologien (DLP, SLA, FDM, Colorjet, Selektives Lasersintern) FDM-basierte Modelle die größten Abweichungen zur Referenzdatei hatten (9). Auch Kim et al. kamen zu dem Ergebnis, dass gedruckte Kiefermodelle von FDM- und SLA-basierten Systemen, verglichen mit denen der DLP und Polyjet-Technologie, unpräziser waren (19). Neben heterogenen Ergebnissen ist die Belastbarkeit vieler Studien aufgrund einer geringen Anzahl von Untersuchungsmodellen ( $n = 1-12$ ) (3, 5-7, 9, 21) sowie einer manuellen und damit wenig reproduzierbaren Vermessungsmethode (2, 4, 5, 20, 22) begrenzt. Die Mehrheit der Studien beschränkte sich bei der Vermessung auf Superimposition (1, 3, 6, 9, 13, 17, 19). Hierbei wird das Untersuchungsmodell mit dem Referenzmodell über einen Ausrichtungsalgorithmus digital überlagert (6). Dies erlaubt eine hohe Reproduzierbarkeit der Vermessung, da sie nahezu unabhängig ist vom Untersucher (17). Durch das Fehlen von Referenzpunkten ist eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse jedoch nur bedingt möglich (19) und die notwendige zusätzliche Digitalisierung des Untersuchungsmodells ist eine weitere, häufig nicht berücksichtigte Fehlerquelle (8, 11, 23). Überdies beschränkten sich die meisten Studien zur Untersuchung und Bewertung verschiedener Drucktechnologien auf jeweils nur ein Drucksystem (7, 24-27).

## **2.4 Fragestellung**

Das Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) gedruckter Kiefermodelle verschiedener Drucktechnologien (SLA = 2, DLP = 1, FDM = 2), mit einer angemessenen Anzahl an Untersuchungsmodellen ( $n = 37$ ) und einer vergleichbaren und reproduzierbaren Vermessungsmethode zu untersuchen und die Ergebnisse für die Anwendung des digitalen zahnärztlichen Arbeitsablaufs zu bewerten.

### 3. Methodik

#### 3.1 Mastermodell

Als Referenz für die Vermessung diente ein speziell entwickeltes Kunststoff-Mastermodell (8, 11, 28). Es handelte sich um ein genormtes Oberkiefermodell, welches im Bereich der ersten Molaren, der Eckzähne und zwischen den Schneidezähnen jeweils einen speziell entwickelten Referenzkörper aufwies. In diesen wurde mit einer Tischbohrmaschine (Magnum Tb E 4512, Metabo) jeweils mittig eine circa 4 mm tiefe, vertikale Bohrung eingebracht. Der höchste Punkt der Mittellinie jeder Bohrung wurde als reproduzierbarer Referenzpunkt für die Bestimmungen der hier analysierten Distanzen, Intermolarenweite (IMW), Intercaninenweite (ICW) und Zahnbogenlänge (ZBL), definiert (Abb. 3).

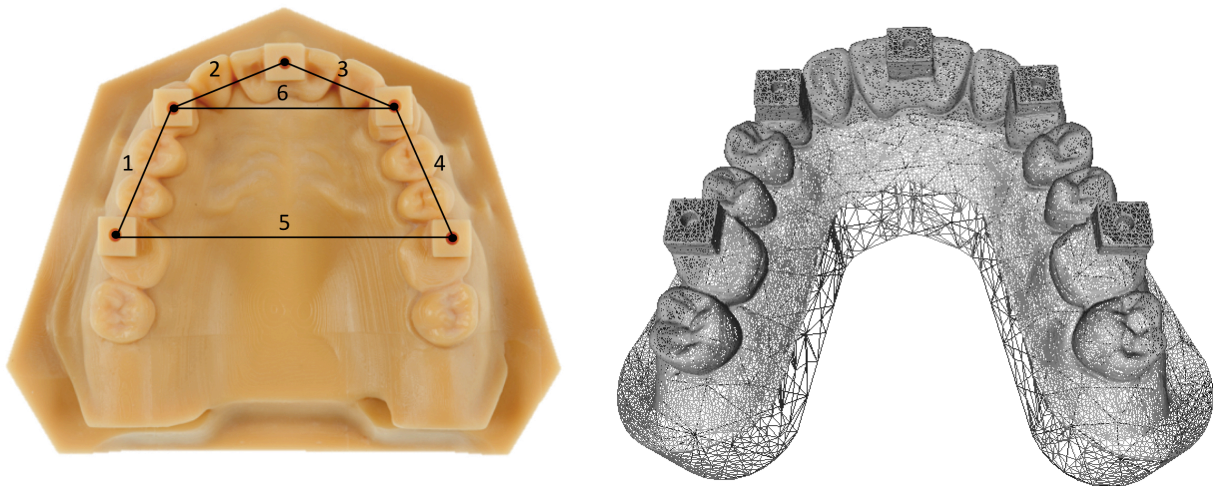


Abb. 3, links (29): **Physisches Mastermodell**. Die Zahlen illustrieren die definierten Distanzen  $IMW = 5$ ,  $ICW = 6$ ,  $ZBL = 1 + 2 + 3 + 4$ .

Abb. 4, rechts (eigene Darstellung): **Masterdatei im Gitternetzmodus in einer STL-Darstellungssoftware (Gmsh)**. Mit zunehmender Krümmung des Modells nehmen die Anzahl der Bildpunkte pro Fläche und damit der Informationsgehalt zu.

#### 3.2 Bestimmung der Masterwerte

Das Mastermodell wurde anschließend mit einem Intraoralscanner (TRIOS Color POD, 3Shape) gescannt und eine entsprechende STL-Datei generiert. Um einen klinischen Arbeitsablauf zu simulieren, wurde für die Masterdatei ein gaumenfreier Sockel im Hufeisen-Design gestaltet (Abb. 4). Dies reduziert den Materialverbrauch und die Druckdauer. Die Masterdatei wurde mit Hilfe einer Vermessungssoftware (Convince Premium 2012, 3Shape) analysiert und vermessen. Die vertikalen Wände der Bohrungen

wurden manuell markiert und von der Software als vertikale Grundform erkannt, sodass die idealen Mittellinien der Zylinder errechnet werden konnten. Der höchste Punkt der Mittellinie wurde hierbei als Schnittpunkt aus Mittellinie und der oberen Fläche des Bohrzylinders definiert (Abb. 5). So konnten die einzeln bestimmten Referenzpunkte verbunden und die Abstände IMW, ICW und ZBL ermittelt werden. Die Vermessung der Masterdatei wurde 15 Mal wiederholt und es wurden die durchschnittlichen digitalen Masterwerte bestimmt: IMW  $50.003 \pm 0 \mu\text{m}$ , ICW  $32.855 \pm 2 \mu\text{m}$ , ZBL  $77.695 \pm 5 \mu\text{m}$  (s. Tab. 2 und Abb. 2 der ausgewählten Publikation (29)). Anschließend wurde die Masterdatei an die teilnehmenden Druckerhersteller und -vertreiber geschickt mit der Aufgabe, 37 identische und möglichst genaue Modelle zu drucken. Die Wahl des verwendeten Materials und der druckerspezifischen Einstellungsparameter oblag den jeweiligen Firmen. Die Modelle wurden jeweils von zwei extrusionsbasierten FDM- (M2, Makergear; Ultimaker 2+, Ultimaker) und drei photopolymerisationsbasierten SLA- (Form 2, Formlabs; myrev140, Sisma) und DLP-Druckern (Asiga MAX UV, Asiga) hergestellt (s. Tab. 1 der ausgewählten Publikation (29)). Vom Drucker myrev140 konnten, aufgrund von lieferbedingten Modellbeschädigungen, nur 34 Modelle vermessen werden. Makergear lieferte 38 Modelle, die alle vermessen wurden. Bei den restlichen Druckern wurden jeweils 37 Modelle erfasst. Die gedruckten Modelle wurden in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik Berlin vermessen.

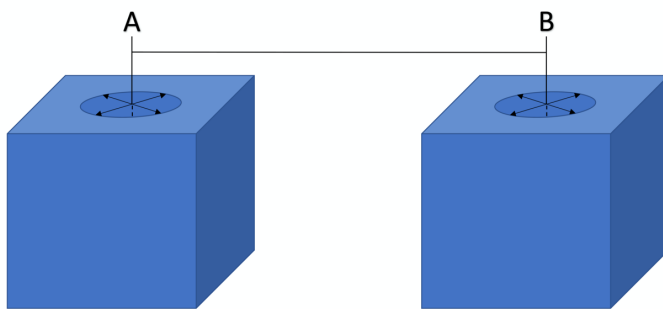


Abb. 5 (eigene Darstellung): **Veranschaulichung der linearen Abstandsmessung zweier Referenzpunkte.**

### 3.3 Modellvermessung

Die Vermessung der gedruckten Kiefermodelle wurde mit einem multisensorischen Koordinatenmessgerät (KMG, O-Inspect 422, Zeiss) und einer Vermessungssoftware (Zeiss Calypso, Zeiss) durchgeführt. Das KMG arbeitet bei volumetrischen Längenmessungen mit einer maximalen Abweichung von  $1,9 \mu\text{m} + L/250$ , entsprechend

der Normreihe 10360 für Koordinatenmessgeräte der Internationalen Organisation für Normung (ISO) (30). Jedes Modell wurde ausgerichtet, auf dem Vermessungstisch fixiert und die Messungen wurden bei konstanten Umweltparametern durchgeführt (20 °C, 50 % Luftfeuchtigkeit, 1013 hPa Umgebungsdruck). Die Vermessung durch das KMG erfolgte optisch mit einer hochauflösenden Messkamera und taktil mit einer 0,3 mm Durchmesserstarken, formstabilen Rubin-Tastkugel, welche die Bohröffnungen über 169 bis 200 Messpunkte abtastete, um daraus den definierten Referenzpunkt für die Distanzmessung zu errechnen (Abb. 6a–c und 7).

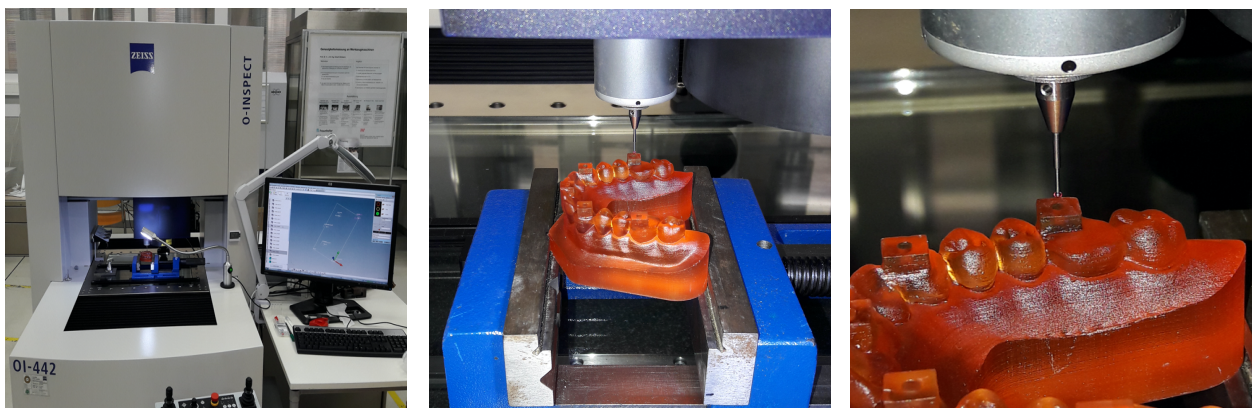


Abb. 6a–c oben (eigene Darstellungen): **Vermessung im KMG**. Die Bilder illustrieren mit aufsteigender Vergrößerung die taktile Vermessung eines gedruckten Kiefermodells im KMG.

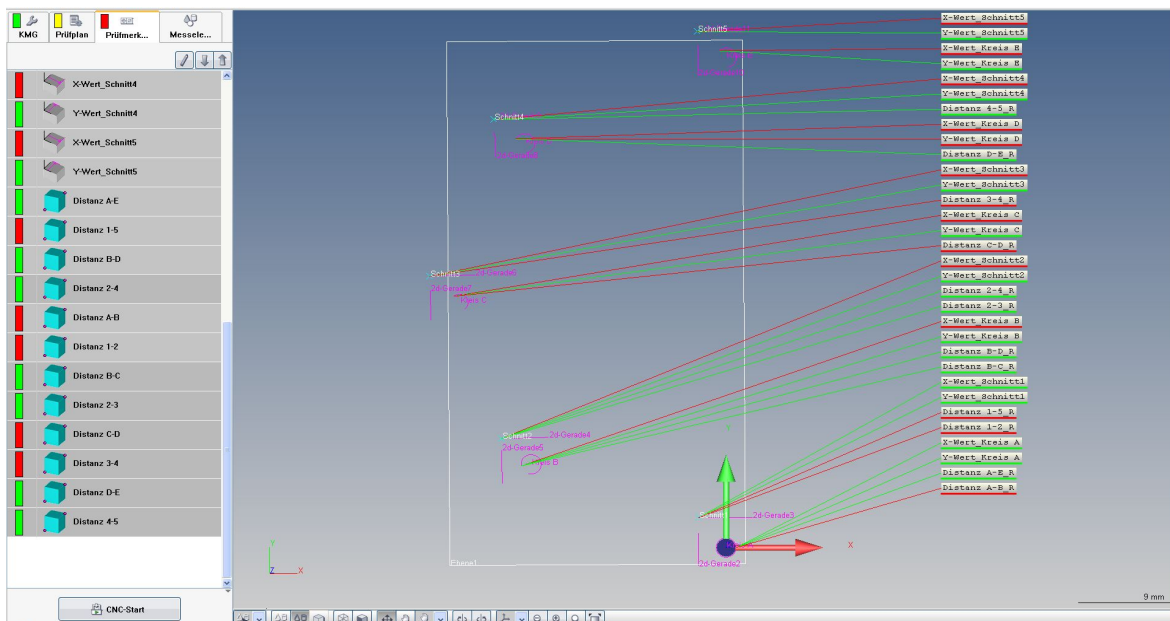


Abb. 7 (eigene Darstellung): **Darstellung der Prüfmerkmale des KMG in der Vermessungssoftware (Calypso, Zeiss)**. Der Referenzpunkt des Messblockes regio Zahn 16 (untere Bildkante) wurde als 0-Punkt in der Koordinatendarstellung definiert.



### **3.4 Statistische Auswertung**

Nach ISO-Norm 5725 ist Genauigkeit die Kombination aus Richtigkeit und Präzision (31). Richtigkeit wurde definiert als die Nähe des Mittelwertes eines Druckers zum Goldstandard (Masterdatei). Präzision wurde definiert als die Streuung der Messwerte eines Druckers und korrelierte demnach mit der Standardabweichung (SA) und den Interquartilsabständen (IQA). Die Daten wurden hinsichtlich Normalverteilung und möglichen Ausreißern untersucht und als zum Teil asymmetrisch bewertet. Folglich wurde der Mann-Whitney-U-Test, ein nicht parametrischer Test für unabhängige Zahlen, für die Bestimmung signifikanter Unterschiede zum Goldstandard (Richtigkeit;  $p_{GS} < ,05$ ) angewendet. Der Median, als Maß für die Zentraltendenz, und die IQA, als Maß für die Verteilung der Daten, dienten für einen paarweisen Vergleich. Zur Prüfung der Präzision wurden Levene-Tests in Paaren durchgeführt ( $p_L < ,05$ ). Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit einem Statistikprogramm (IBM SPSS Statistics, IBM AG). Die Nullhypothese wurde angenommen, wenn Richtigkeit und Präzision der gedruckten Kiefermodelle auf den untersuchten Distanzen (IMW, ICW, ZBL) nicht statistisch signifikant von den Referenzdistanzen der Masterdatei abwichen.

### **3.5 Metrotomografie**

Für die exemplarische Visualisierung dimensionaler Abweichungen des gesamten Modells zur Masterdatei wurde jeweils zufällig ein bereits im KMG vermessenes Modell eines Druckers für die Metrotomografie (MTG) ausgewählt. Hierbei handelt es sich um eine koordinatenmessgerätunterstützte CT. Diese wurde mit dem Metrotom 800 von Zeiss durchgeführt. Das Gerät arbeitet nach den Vorgaben der Richtlinie 2630 des Verbandes Deutscher Ingenieure mit einer maximalen Messunsicherheit von  $4,5 \mu\text{m} + L/100$  (32). Im Gegensatz zu medizinischen CTs handelt es sich um eine unbewegliche geschlossene Mikrofocusröhre und einen unbeweglichen Sensor, wobei das zu untersuchende Werkstück sich innerhalb des Strahlenbündels auf einem rotationsfähigen Teller um die eigene Achse dreht. Die modellspezifischen Röntgenparameter waren für die insgesamt 5 Tomogramme identisch und wurden mit der systemspezifischen Software (Metrotom OS, Zeiss) von einem geschulten Mitarbeiter des IPK jeweils voreingestellt (Abb. 8). Für die Positionierung des gesamten Modells im Strahlenbündel musste die Voxelgröße auf jeweils  $65,45 \mu\text{m}$  festgelegt werden. Es wurden jeweils 1.500 Projektionen bei einer Röhrenspannung von 70 kV und einem -strom von  $200 \mu\text{A}$  angefertigt. Anschließend wurden die Modelltomogramme, zusammen mit der STL-



Masterdatei, in eine Vermessungssoftware (Zeiss Calypso, Zeiss) importiert und mit einem Ausrichtungsalgorithmus digital überlagert (Superimposition). Die dimensional Abweichungen wurden farbcodiert dargestellt (s. Abb. 9–13).

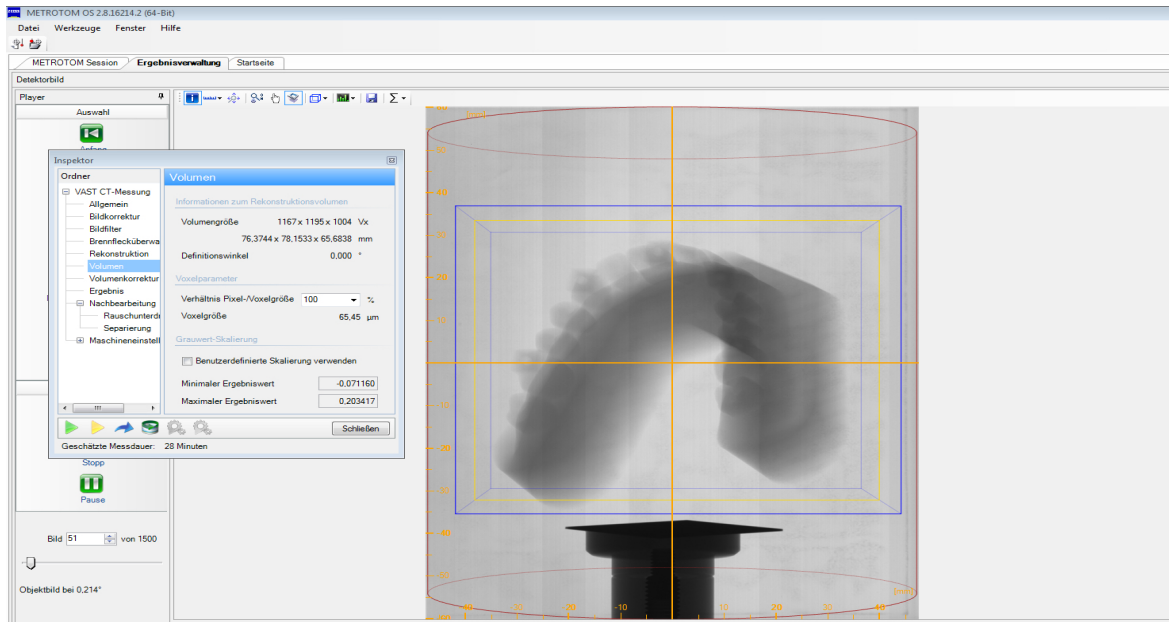


Abb. 8 (eigene Darstellung): **Darstellung der modellspezifischen Röntgenparameter in der Vermessungssoftware (OS Metrotom, Zeiss).** Es erfolgten die volumenspezifischen Einstellungen und Ausrichtungen des Messbereichs auf das Studienmodell, welches auf dem rotierenden Untersuchungstisch fixiert war.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Modellvermessung

Tabelle 1 beinhaltet die deskriptive Statistik (29). Die Verteilung der Daten der untersuchten Drucker wird in den Abbildungen 4–6 der ausgewählten Publikation in Boxplotdiagrammen veranschaulicht (29). Auf der Distanz IMW zeigten die Drucker myrev140 ( $p < ,001$ ), M2 ( $p < ,001$ ) und Form 2 ( $p = ,046$ ) signifikante Abweichungen zu den Werten der Masterdatei. Ultimaker 2+ ( $p = ,443$ ) und Asiga MAX UV ( $p = ,092$ ) wichen nicht signifikant von den Masterwerten ab. Die Messungen der ICW zeigten bei allen Druckern durchweg signifikante Abweichungen. Auf der zusammengesetzten Distanz ZBL wichen, bis auf Form 2 ( $p = ,095$ ), ebenso alle Drucker signifikant vom Master ab. Bezogen auf die Präzision konnten keine Varianzhomogenitäten identifiziert werden, dementsprechend gab es signifikante Unterschiede in jeder untersuchten Gruppe.

		Masterdatei	M2	Ultimaker 2+	Form 2	Asiga MAX UV	myrev140
	N	15	38	37	37	37	34
IMW	MA	-	-55 µm	12 µm	-80 µm	-16 µm	-175 µm
	Min	50.003 µm	49.855 µm	49.915 µm	49.824 µm	49.927 µm	49.768 µm
	Max	50.003 µm	50.047 µm	50.084 µm	50.127 µm	50.052 µm	49.868 µm
	Median	50.003 µm	49.948 µm	50.015 µm	49.923 µm	49.987 µm	49.828 µm
	IQA	0 µm	55 µm	56 µm	134 µm	47 µm	36 µm
	SA	0 µm	39 µm	43 µm	94 µm	32 µm	28 µm
	pGS	-	< ,001	,443	<b>,046</b>	,092	< ,001
	pL	-	< ,001	< ,001	< ,001	< ,001	< ,001
ICW	MA	-	-73 µm	-25 µm	-77 µm	-23 µm	-113 µm
	Min	32.849 µm	32.726 µm	32.802 µm	32.648 µm	32.802 µm	32.684 µm
	Max	32.855 µm	32.829 µm	32.873 µm	32.957 µm	32.872 µm	32.768 µm
	Median	32.855 µm	32.782 µm	32.830 µm	32.778 µm	32.832 µm	32.742 µm
	IQA	3 µm	40 µm	19 µm	107 µm	18 µm	17 µm
	SA	2 µm	27 µm	18 µm	85 µm	15 µm	20 µm
	pGS	-	< ,001	< ,001	<b>,010</b>	< ,001	< ,001
	pL	-	< ,001	<b>,001</b>	< ,001	< ,001	<b>,001</b>
ZBL	MA	-	-90 µm	-163 µm	-136 µm	-52 µm	-240 µm
	Min	77.683 µm	77.442 µm	77.374 µm	77.306 µm	77.521 µm	77.305 µm
	Max	77.699 µm	77.739 µm	77.896 µm	77.883 µm	77.780 µm	77.532 µm
	Median	77.695 µm	77.605 µm	77.532 µm	77.559 µm	77.643 µm	77.455 µm
	IQA	2 µm	98 µm	247 µm	388 µm	50 µm	34 µm
	SA	5 µm	71 µm	159 µm	199 µm	47 µm	56 µm
	pGS	-	<b>,001</b>	<b>,022</b>	,095	< ,001	< ,001
	pL	-	< ,001	< ,001	< ,001	<b>,001</b>	<b>,002</b>

Tab. 1 (29): **Deskriptive Statistik**

ICW, Intercaninenweite; IMW, Intermolarenweite; IQA, Interquartilsabstand; MA, Mediane Abweichung zur Masterdatei; Max, Maximalwert; Min, Minimalwert; pGS, p-Wert des Mann-Whitney-U-Tests; pL, p-Wert des Levene-Tests; SA, Standardabweichung; ZBL, Zahnbogenlänge. Fettgedruckte Werte stehen für statistische Signifikanz ( $p < ,05$ ).

## 4.2 Metrotomografie

Die Abbildungen 9–13 zeigen die Ergebnisse der MTG mit der Vermessungssoftware (Zeiss Calypso, Zeiss) in der Modellaufsicht und Frontansicht. Die farbliche Kodierung wurde auf maximal 250  $\mu\text{m}$  (rot) bis -250  $\mu\text{m}$  (blau) festgelegt und zeigt die dimensionale Abweichung vom Modell-CT zur Masterdatei. Wie auch bei der linearen Punkt-zu-Punkt-Vermessung im KMG wurde bei der Metrotomografie der Referenzpunkt regio 16 als 0-Punkt definiert (vgl. Abb. 7).

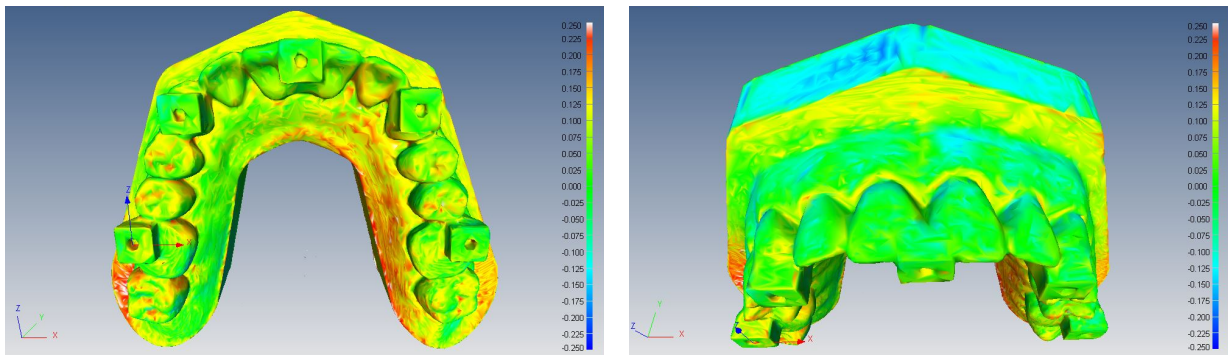


Abb. 9 (eigene Darstellung): **MTG eines M2-Kiefermodells.**

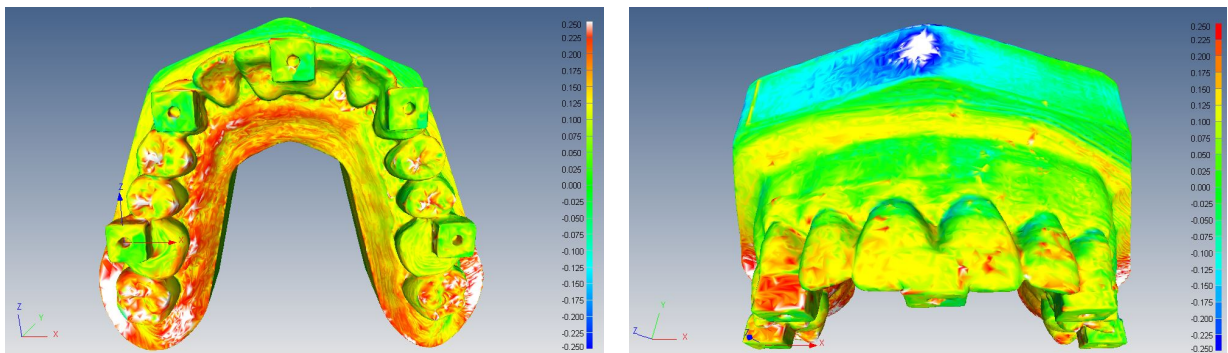


Abb. 10 (eigene Darstellung): **MTG eines Ultimaker 2+-Kiefermodells.**

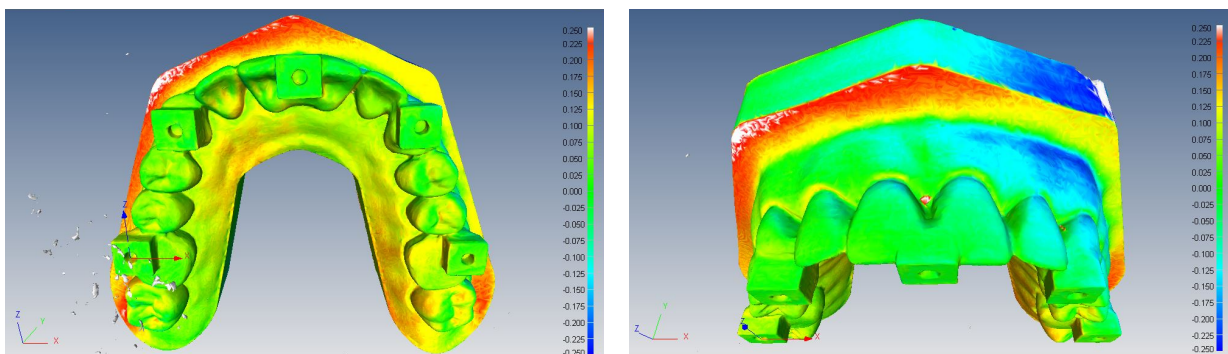


Abb. 11 (eigene Darstellung): **MTG eines Form 2-Kiefermodells.**

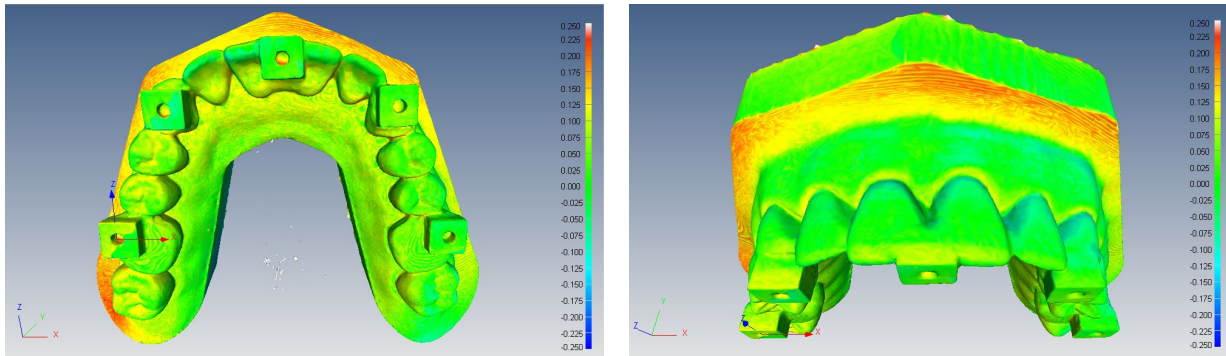


Abb. 12 (eigene Darstellung): **MTG eines Asiga MAX UV-Kiefermodells.**

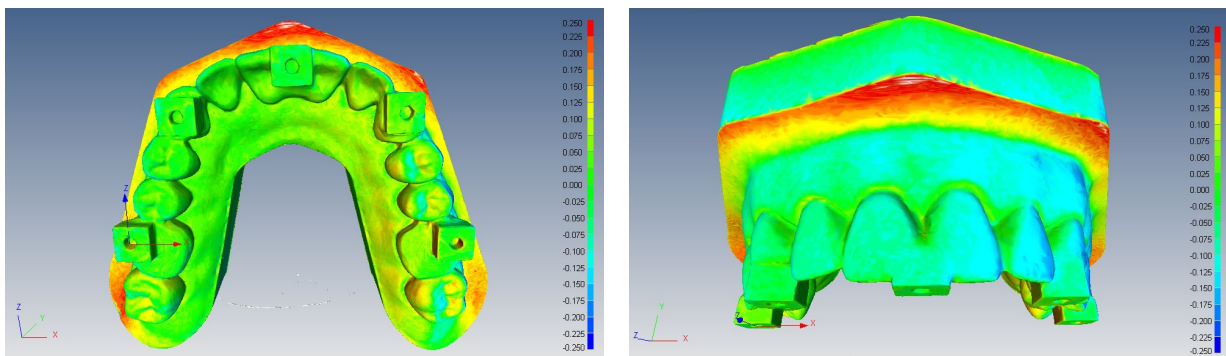


Abb. 13 (eigene Darstellung): **MTG eines myrev140-Kiefermodells.**

## 5. Diskussion

### 5.1 Bewertung der Methodik

Das Ziel der Studie war es, die Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle verschiedener extrusions- (FDM) und polymerisationsbasierter Drucker (DLP, SLA) auf definierten Distanzen (IMW, ICW, ZBL) zu untersuchen. Die Nullhypothese, dass hinsichtlich Richtigkeit und Präzision keine signifikanten Unterschiede der gedruckten Kiefermodelle der hier untersuchten Drucker auftreten, kann teilweise zurückgewiesen werden.

Die Herausforderung linearer Referenzpunktmessungen an Kiefermodellen ist die exakte Reproduzierbarkeit des jeweils definierten Referenzpunktes. Messabweichungen am Referenzpunkt können mit keiner Methodik ausgeschlossen werden, müssen in Abhängigkeit von der gemessenen Distanz jedoch möglichst gering sein. Insbesondere die natürlich runde Anatomie von Kiefermodellen erschwert die exakte Referenzpunktidentifikation. Mit der in Studien häufig durchgeführten linearen Referenzpunktmessung mittels manueller digitaler Messlehre werden Genauigkeiten mit bis zu 10  $\mu\text{m}$  angegeben (2, 10, 22), jedoch wird das begrenzte Auflösungsvermögen des

menschlichen Auges (minimal 100  $\mu\text{m}$ ) nicht berücksichtigt (33). In Relation zu den geringen medianen Abweichungen (MA) der hier untersuchten Drucker handelt es sich demnach um keine adäquate Messmethode, da untersucherbezogene Abweichungen die Messergebnisse der Drucker signifikant verfälschen können. Eine andere, bereits erwähnte Methode, welche auf definierte Referenzpunkte verzichtet, ist die Superimposition. Das gedruckte Untersuchungsmodell wird digitalisiert und in eine Analysesoftware importiert. Mit einem Ausrichtungsalgorithmus erfolgt dann eine möglichst kongruente Überlagerung mit der Referenzdatei. Die Abweichungen ergeben sich aus der softwarespezifischen Berechnung der Distanz aller korrespondierenden Bildpunkte beider Dateien und werden numerisch und grafisch wiedergegeben (6). Diese Methode ermöglicht die referenzpunktunabhängige Veranschaulichung komplexer dimensionaler Abweichungen und hat eine hohe Reproduzierbarkeit. Aufgrund fehlender definierter Distanzen sind die Ergebnisse jedoch nicht direkt vergleichbar und Fehlerkumulationen über den gesamten Zahnbogen werden nicht wiedergegeben. Für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurden in dieser Studie speziell entwickelte Referenzpunkte für die Vermessung definierter Distanzen verwendet. Die geringe Messabweichung des verwendeten KMG ermöglichte zudem eine hohe Reproduzierbarkeit und minimierte die methodischen Abweichungen, welche im Folgenden rekapituliert werden: Das KMG arbeitete mit einer maximalen Vermessungsabweichung von  $1,9 \mu\text{m} + L/250$ . Für die längste gemessene Distanz (ZBL) ergab sich somit eine Abweichung von circa  $2,2 \mu\text{m}$ . Hinzu kam eine maximale Radiusungenauigkeit der Bohrungen von  $0,8 \mu\text{m}$ , welche die einheitliche Bestimmung der Referenzpunkte der Masterdatei durch die Vermessungssoftware beeinträchtigt haben könnte. Die digitale Vermessung der Masterdatei ergab für die kombinierte Strecke der ZBL eine maximale Einzelabweichung von  $16 \mu\text{m}$  (Differenz aus Max und Min). Mit der MTG und der anschließenden Superimposition mit der Masterdatei wurde jeweils nur ein Kiefermodell einer Druckreihe untersucht (s. Abb. 9–13). Damit sind die Ergebnisse statistisch nicht belastbar und dienen ausschließlich der exemplarischen Veranschaulichung dimensionaler Abweichungen eines gesamten Modells. Für die vollständige Erfassung des Modells innerhalb des CT-Strahlenbündels musste die Voxelgröße auf  $65,45 \mu\text{m}$  eingestellt werden. Somit konnten geringere Abweichungen nicht erfasst werden. Hinzu kam die maximale Messunsicherheit von  $4,5 \mu\text{m} + L/100$  und damit eine modellgrößenbezogene Abweichung von circa  $5 \mu\text{m}$ . Es konnte gezeigt werden, dass bei allen Modellen lokale Abweichungen bis circa  $250 \mu\text{m}$  auftraten. Den

Ergebnissen der Vermessung im KMG entsprechend zeigte das Untersuchungsmodell der Druckreihe Asiga MAX UV die größte Übereinstimmung mit der Masterdatei. Komplexe Oberflächen, wie Fissuren und Bereiche mit größerem Gefälle, wie Gaumen und Zahnfleischrand zeigten durchgehend größere dimensionale Abweichungen. Im Gegensatz dazu wichen die planen Oberflächen der Referenzkörper vergleichsweise wenig von der Masterdatei ab. Ein möglicher Grund dafür ist das für den Druck zugrunde liegende STL-Dateiformat, welches die Modelloberfläche trianguliert, also durch unterschiedlich große Dreiecke wiedergibt. Dadurch ist insbesondere für runde Formen grundsätzlich nur eine Annäherung an die geometrische Struktur möglich (34). Die Triangulation der planen Referenzkörper war exakter und bedurfte einer geringeren Dichte an Dreiecken als die umgebenden anatomischen Strukturen (s. Abb. 4). Für die exakte Wiedergabe runder Strukturen bedarf es demnach größerer Datenmengen als für gerade und plane Formen. Ein weiterer möglicher Grund ist die Eigenschaft des Druckers, parallel zum Druckbett befindliche plane Oberflächen, in einer Schicht zu drucken. So waren die Referenzkörperoberflächen zur Modellunterseite und damit zum Druckbett annähernd parallel ausgerichtet. Für die exakte Wiedergabe gekrümmter oder zum Druckbett schräger Flächen bedarf es vieler Druckschichten, da die quaderartige Geometrie der Schichten, in Abhängigkeit von der Schichtstärke, immer nur eine Annäherung an die spezifische Modellform ermöglicht. Sind die Übergänge dieser Schichten zu erkennen, nennt man dies Treppeneffekt (3, 35) (Abb. 14).

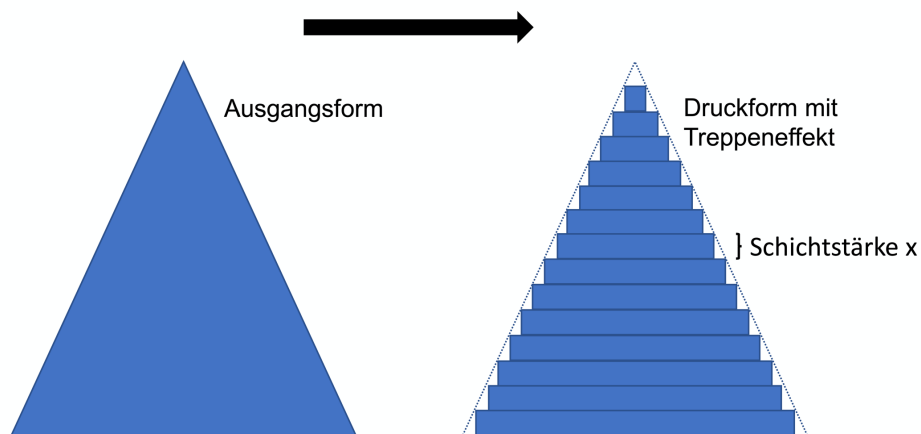


Abb. 14 (eigene Darstellung): **Veranschaulichung des Treppeneffekts.** Die Größe der Treppenstufe ist abhängig von der Schichtstärke.



## 5.2 Bewertung der Ergebnisse

In dieser Studie waren die realen Einzelabweichungen der Druckmodelle zum Mittelwert der Masterdatei die Grundlage für die statistische Auswertung der Richtigkeit. Demnach wurden die Vorzeichen der jeweiligen Abweichungen zum Median der Masterdatei berücksichtigt. Dadurch konnten sich falsch positive und falsch negative Messergebnisse ausgleichen und trotz breiter Streuung der Ergebnisse und damit geringer Präzision eine hohe Richtigkeit erzielen. Für die Bewertung der Druckgenauigkeit ist daher die zusätzliche Angabe der IQA oder der SA als Maß für die Präzision eines Druckers entscheidend. Andere Studien verzichteten auf Vorzeichen und gaben das quadratische Mittel (QM) der Messergebnisse an (1, 3, 13, 17). Im Gegensatz zum arithmetischen Mittel entfällt das Vorzeichen und einzelne Ausreißer werden stärker bewertet. Jedoch sind QM-Werte nicht direkt mit denen anderer Studien vergleichbar (19) und erlauben aufgrund fehlender Vorzeichen nur begrenzt Rückschlüsse auf die Art der dimensional Abweichung des Untersuchungsmodells.

Die statistische Auswertung der Modellmessungen mit dem KMG ergab auf den drei untersuchten Distanzen IMW, ICW und ZBL Abweichungen zur Masterdatei aller Drucker zwischen 12 µm und 240 µm (Richtigkeit), mit IQA zwischen 17 µm und 388 µm (Präzision). Die größten Abweichungen ergaben sich für die ZBL, die sich aus vier Einzeldistanzen zusammensetzte und damit die längste der hier untersuchten Distanzen darstellte. myrev140 war durchweg präzise, hatte aber die größten MA zur Masterdatei. Ultimaker 2+ zeigte auf der Distanz ZBL, Form 2 bei allen Distanzen hohe IQA. Nur Letzterer wich auf der längsten Distanz (ZBL) nicht signifikant von der Masterdatei ab. Asiga MAX UV zeigte mit durchweg geringen IQA und MA auf allen Distanzen die höchste Genauigkeit, wobei Ultimaker 2+ auf den beiden Distanzen IMW und ICW vergleichbar genau war. Der Drucker M2 lag bei den meisten Messungen im Mittelfeld.

Studien mit vergleichbaren linearen Referenzpunktmessungen auf den Distanzen IMW und ICW gedruckter Kiefermodelle kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen: So wurden für das DLP Abweichungen zum Mastermodell von -90 µm, -150 µm (22) und  $469 \pm 49$  µm (19) angegeben. Die Abweichungen bei der SLA betragen -20 µm bis 340 µm (20) und  $141 \pm 35$  µm (19). Für das FDM wurden Abweichungen von -140 µm bis 300 µm (20) und  $409 \pm 36$  µm (19) angegeben. Verglichen mit den MA zur Masterdatei der untersuchten Drucker in dieser Studie wichen die genannten Ergebnisse stärker von der gegebenen Referenz ab. Eine mögliche Erklärung ist die bereits diskutierte Fehlerquelle der manuell-

visuell durchgeführte Messung mit digitaler Messlehre in zwei der Studien (20, 22). Die dritte Studie führte die Vermessung speziell entwickelter Referenzpunkte mittels Superimposition durch (19). Hierbei wurden jedoch die Abweichungen der erneuten Digitalisierung der gedruckten Untersuchungsmodelle nicht berücksichtigt (8, 11). Aktuelle Studien, welche die dimensionale Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle unabhängig von Referenzpunkte durch Superimposition untersuchten, nannten vergleichbare Abweichungen mit den hier untersuchten Drucktechnologien (1, 6, 7, 24). Shujaat et al. prüften die Genauigkeit gedruckter Mandibulamodelle verschiedener Drucktechnologien auf Basis eines DVT-Datensatzes und ermittelten deutlich höhere Abweichungen von bis zu  $2,2\pm 3,4$  mm (FDM) (9). Die hohen Abweichungen können ebenso darin begründet sein, dass die gedruckten Modelle für die Superimposition mittels DVT digitalisiert wurden und die entsprechende Abweichung des Systems nicht berücksichtigt wurde (23). Auch die mehrfache Umwandlung des DVT-spezifischen Digital-Imaging-and-Communications-in-Medicine-Dateiformats (DICOM) in das STL-Format war eine mögliche Fehlerquelle.

Die Ergebnisse der in dieser Studie untersuchten Drucker zeigten durchgehend negative Abweichungen zur Masterdatei. Folglich waren die meisten der gedruckten Kiefermodelle unterdimensioniert. Viele Studien haben bisher den Einfluss der unvollständigen Photopolymerisation des gedruckten Modells als mögliche Ursache für Schrumpfung diskutiert (3, 17, 25, 26, 36). Die druckerspezifische Belichtung des monomeren Kunststoffes und eine nach Angaben des Herstellers notwendige externe Nachbelichtung gewährleisten die Aktivierung eines beigemischten Photoinitiators und damit die polymere Verkettung der monomeren Kunststoffmoleküle (12). Ein Indikator für die Vollständigkeit der Polymerisation ist die Konversionsrate (KR). Eine hohe KR ist entscheidend für gute mechanische Eigenschaften und die Biokompatibilität. Reymus et al. stellten fest, dass die Wahl der Druckschichtstärke und vorwiegend die Art der Nachbelichtung einen entscheidenden Einfluss auf die KR gedruckter Proben hatten (16). Eine weitere Studie kam zu dem Ergebnis, dass die oberflächenbetonte Nachbelichtung des Untersuchungsmodells zu einer ungleichmäßigen KR und Schrumpfung führte und damit einen Modellverzug begünstigte. Weitere Ergebnisse der Autoren zeigten, dass eine längere Druckdauer und geringere Schichtstärken eine hohe KR bewirkten (18). Die Schichtstärke und damit die vertikale Auflösung ist im Gegensatz zur horizontalen Auflösung ein variabler Druckparameter (s. Tab. 1 der ausgewählten Publikation (29)) und bestimmt die Druckdauer. Jedoch korrelierte in Studien die Genauigkeit gedruckter



Kiefermodelle verschiedener photopolymerisationsbasierter Drucker nicht direkt mit der Schichtstärke (2, 5, 37). Weitere Untersuchungen sind notwendig, um eine Aussage über die Langzeitgenauigkeit gedruckter Kiefermodelle und damit den Einfluss variierender KR treffen zu können. Auch bei der extrusionsbasierten FDM-Technologie können Schrumpfung und Verzug die Genauigkeit beeinflussen (24). Das erhitzte thermoplastische Filament wird aufgetragen und verändert in Abhängigkeit von seinem spezifischen Wärmeausdehnungskoeffizienten die Dimension. Bei der schichtweisen Verbindung von bereits erkaltetem mit heißem Filament entstehen somit im Kontaktbereich Verzüge, welche bei starker mechanischer Beanspruchung auch Schichtablösung begünstigen können (17). In diesem Zusammenhang können auch die fehlerhafte Erwärmung des Druckbettes und der -kammer sowie eine zu frühe Entnahme des noch warmen Modells die Genauigkeit beeinflussen. Zu diesen druck- und materialspezifischen Fehlern können auch dateispezifische Fehler hinzukommen. Neben der bereits erwähnten Abweichung durch Triangulation muss das digitale Volumenmodell im STL-Dateiformat für den Druck, zumeist mit einem drucksystemeigenen Programm, in separate Schichten zerlegt werden. Dafür ist häufig die Umwandlung in ein weiteres Dateiformat notwendig (34). Auch für diesen letzten, druckvorbereitenden Schritt werden genauigkeitsbeeinflussende Fehler diskutiert (17, 27, 38).

Über das Ausmaß der klinisch relevanten Abweichung von Vollkiefermodellen herrscht in der Literatur kein Konsens, jedoch erachteten viele Studien Abweichungen von 200 µm bis 300 µm als klinisch akzeptabel (2, 6, 19, 22, 24, 37, 39). Demnach können die Abweichungen der hier untersuchten Drucker als klinisch adäquat angesehen werden. In dieser Studie wurde die Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle mit einer STL-Datei verglichen. Für den digitalen zahnärztlichen Arbeitsablauf muss jedoch auch die Abweichung des gewählten Digitalisierungssystems für die Generierung des 3D-Datensatzes berücksichtigt werden. So wurden in methodisch vergleichbaren Studien, welche die Genauigkeit digitalisierter Kiefermodelle jeweils unterschiedlicher Digitalisierungssysteme verglichen haben, Abweichungen von  $-0,8 \pm 19,5$  µm bis  $-55,8 \pm 14,8$  µm (DS) (11),  $15,78 \pm 43,39$  µm bis  $-397,46 \pm 91,9$  µm (IOS) (8),  $1,41 \pm 20,2$  µm bis  $-228,62 \pm 13,5$  µm (DVT) (23) ermittelt. Abweichungen können demnach kumulieren und müssen abhängig von der klinischen Anwendung beurteilt werden. Verglichen mit den Abweichungen der hier untersuchten Drucker lagen die Abweichungen konventionell hergestellter Kiefermodelle mittels

Präzisionsabformmaterialien zwischen  $27,9 \pm 2,7 \mu\text{m}$  und  $134,7 \pm 6,2 \mu\text{m}$  (1, 3, 24, 40). Dementsprechend wurden Modellabweichungen mit bis zu  $100 \mu\text{m}$  bis  $150 \mu\text{m}$  für festsitzende (implantat-) prothetische Restaurationen als klinisch akzeptabel erachtet (7, 21, 26), für deren Herstellung im konventionellen Arbeitsablauf Präzisionsabformmaterialien genutzt werden. Unter Berücksichtigung der zusätzlichen Abweichung durch den Digitalisierungsprozess erreichten somit die hier untersuchten Drucker, überwiegend auf der ZBL, nicht durchweg die Genauigkeit der konventionellen Modellherstellung mittels Präzisionsabformung. Die erwähnten Abweichungen durch Modellverzug und -schrumpfung scheinen sich über die aus vier Einzeldistanzen bestehende ZBL zu summieren. Zwei weitere Studien schlussfolgerten, dass konventionell hergestellte Kiefermodelle über den gesamten Zahnbogen eine höhere Genauigkeit erzielten als gedruckte Modelle (1, 3). In diesem Zusammenhang sollte besonders die Herstellung von prothetischem Zahnersatz und kieferorthopädischen Apparaturen auf gedruckten Kiefermodellen kritisch betrachtet werden, wenn größere Zahnbogenabschnitte umfasst werden. Dagegen erreichten festsitzende dreigliedrige prothetische Restaurationen, hergestellt mit gedruckten Kiefermodellen, klinisch akzeptable Genauigkeit (21). Im Gegensatz zum konventionellen Arbeitsablauf können jedoch mit der CAD-CAM-Technik Zielstrukturen direkt gedruckt werden und somit fehlerhafte Zwischenschritte minimiert werden. Daher ist, in Bezug auf die Genauigkeit, die Kiefermodellherstellung mit den hier untersuchten 3D-Druckern insbesondere für diagnostische Zwecke sinnvoll. Es bedarf weiterer Untersuchungen, welche die Genauigkeit und den Therapieerfolg konventionell hergestellter und direkt gedruckter Prothesen, Restaurationen und kieferorthopädischer Apparaturen vergleichen.

### **5.3 Schlussfolgerungen**

Anhand der Ergebnisse ist keine grundsätzliche Differenzierung der Genauigkeit zwischen den hier untersuchten extrusions- und photopolymerisationsbasierten Druckern möglich. Zudem waren teurere Drucker nicht grundsätzlich genauer als kostengünstigere. Unter Berücksichtigung der Grenzen dieser Studie sind alle hier untersuchten Drucker für die diagnostische Kiefermodellherstellung geeignet. Gleichwohl erreichten nicht alle Drucker die Genauigkeit der konventionellen Modellherstellung mittels Präzisionsabformmaterialien. Einzig der Asiga MAX UV druckte durchgehend mit vergleichbar hoher Richtigkeit und Präzision und kann für weitere klinische Anwendungen untersucht werden. Beim Einsatz verschiedener Drucktechnologien im digitalen

zahnärztlichen Arbeitsablauf muss immer die zusätzliche Abweichung der notwendigen Digitalisierung berücksichtigt werden, da diese das Druckergebnis indirekt beeinflusst. Für evidenzbasierte Empfehlungen zur Anwendung gedruckter Materialien am Patienten bedarf es weiterer Untersuchungen zu unterschiedlichen Druckmaterialieneigenschaften, wie Langzeitstabilität und Biokompatibilität, und deren Einfluss auf die Genauigkeit (12, 15).

## 6. Quellenverzeichnis

1. Choi JW, Ahn JJ, Son K, Huh JB. Three-Dimensional Evaluation on Accuracy of Conventional and Milled Gypsum Models and 3D Printed Photopolymer Models. *Materials*. 2019;12(21).
2. Sherman SL, Kadioglu O, Currier GF, Kierl JP, Li J. Accuracy of digital light processing printing of 3-dimensional dental models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020;157(3):422–8.
3. Abduo J. Accuracy of casts produced from conventional and digital workflows: A qualitative and quantitative analyses. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(2):138–46.
4. Camardella LT, Vilella OV, van Hezel MM, Breuning KH. Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *J Orofac Orthop*. 2017;78(5):394–402.
5. Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LM, Moon A, Holland JN, Kasper FK. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;156(2):283–9.
6. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop*. 2019;80(4):194–204.
7. Rungrojwittayakul O, Kan JY, Shiozaki K, Swamidass RS, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Lozada JL. Accuracy of 3D Printed Models Created by Two Technologies of Printers with Different Designs of Model Base. *J Prosthodont*. 2020;29(2):124–8.
8. Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Robben J, Mah J, Pospiech P, Bumann A. Accuracy of full-arch scans using intraoral and extraoral scanners: An in vitro study using a new method of evaluation. *Int J Comput Dent*. 2017;20(2):151–64.
9. Shujaat S, Shaheen E, Novillo F, Politis C, Jacobs R. Accuracy of cone beam computed tomography-derived casts: A comparative study. [published online ahead of print, 2020 Feb 7]. *J Prosthet Dent*. 2020; S0022-3913(19)30759-0.
10. Camardella LT, Ongkosuwito EM, Penning EW, Kuijpers-Jagtman AM, Vilella OV, Breuning KH. Accuracy and reliability of measurements performed using two different software programs on digital models generated using laser and computed tomography plaster model scanners. *Korean J Orthod*. 2020;50(1):13–25.

11. Nowak R, Wesemann C, Robben J, Muallah J, Bumann A. An in-vitro study comparing the accuracy of full-arch casts digitized with desktop scanners. *Quintessence Int.* 2017;667–76.
12. Lin CH, Lin YM, Lai YL, Lee SY. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):349–54.
13. Jeong YG, Lee WS, Lee KB. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(3):245–51.
14. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019;9(3):179-85.
15. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(2):171–81.
16. Reymus M, Lümckemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: Impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent.* 2019;22(3):231–7.
17. Msallem B, Sharma N, Cao S, Halbeisen FS, Zeilhofer HF, Thieringer FM. Evaluation of the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Anatomical Mandibular Models Using FFF, SLA, SLS, MJ, and BJ Printing Technology. *J Clin Med.* 2020;9(3):817.
18. Wu D, Zhao Z, Zhang Q, Qi HJ, Fang D. Mechanics of shape distortion of DLP 3D printed structures during UV post-curing. *Soft Matter.* 2019;15(30):6151–9.
19. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(1):144–53.
20. Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod.* 2018;88(3):363–9.
21. Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):135–42.
22. Brown GB, Carrier GF, Kadioglu O, Kierl JP. Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;154(5):733–9.

23. Robben J, Muallah J, Wesemann C, Nowak R, Mah J, Pospiech P, Bumann A. Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study. *Int J Comput Dent.* 2017;20(4):363–75.
24. Jin SJ, Jeong ID, Kim JH, Kim WC. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent.* 2018;21(2):107–13.
25. Camardella LT, de Vasconcellos Vilella O, Breuning H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151(6):1178–87.
26. Papaspyridakos P, Chen YW, Alshawaf B, Kang K, Finkelman M, Chronopoulos V, Weber HP. Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. [published online ahead of print, 2020 Jan 17]. *J Prosthet Dent.* 2020;S0022-3913(19)30737-1.
27. Lee S, Hong SJ, Paek J, Pae A, Kwon KR, Noh K. Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(1):55–64.
28. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int.* 2017;48(1):41–50.
29. Nestler N, Wesemann C, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts [published online ahead of print, 2020 Feb 13]. *J Prosthet Dent.* 2020;S0022-3913(19)30748-6.
30. International Organization for Standardization. ISO 10360-2. Geometrical Product Specifications (GPS) - Acceptance and reverification tests for coordinate measuring systems. Part 2: CMMs used for measuring linear dimensions. Geneva: International Organization for Standardization; 2009. Available at: <http://www.iso.org/iso/home.html>.
31. International Organization for Standardization. ISO 5725-1. Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results. Part 1: General principles and definitions. Geneva: International Organization for Standardization; 1994. Available at: <http://www.iso.org/iso/home.html>.

32. Verein Deutscher Ingenieure. VDI 2630 Blatt 2.1. Computertomographie in der dimensionellen Messtechnik – Bestimmung der Messunsicherheit und der Prüfprozesseignung von Koordinatenmessgeräten mit CT-Sensoren. Düsseldorf: Verein Deutscher Ingenieure; 2015. Verfügbar unter: <http://www.vdi.de>.
33. Lüllmann-Rauch R. Histologie. 3. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2009.
34. Sommer W, Schlenker A, Lange-Schönbeck CD. Faszination 3D-Druck. Alles zum Drucken, Scannen Modellieren. Burgthann: Markt+Technik, 2016.
35. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26(2):156–63.
36. Ishida Y, Miyasaka T. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dent Mater J.* 2016;35(2):250–6.
37. Favero CS, English JD, Cozad BE, Wirthlin JO, Short MM, Kasper FK. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;152(4):557–65.
38. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont.* 2016;29(5):503–10.
39. Park ME, Shin SY. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):861.e1-861.e7.
40. Jin SJ, Kim DY, Kim JH, Kim WC. Accuracy of Dental Replica Models Using Photopolymer Materials in Additive Manufacturing: In Vitro Three-Dimensional Evaluation. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e557–e62.

## 7. Eidesstattliche Versicherung / Anteilserklärung

Ich, Norbert Nestler, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Bewertung der Genauigkeit gedruckter Kiefermodelle verschiedener Drucktechnologien für den digitalen zahnärztlichen Arbeitsablauf“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Grafiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.

Datum

Unterschrift



**Ausführliche Anteilserklärung an der erfolgten Publikation als Top-Journal im Rahmen des Promotionsverfahren zum Dr. med. dent. nach der Promotionsordnung 2012**

**Autoren:** Norbert Nestler, Dr. med. dent. Christian Wesemann, PD Dr. med. dent. Benedikt C. Spies, Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer, Prof. Dr. med. dent. Axel Bumann

**Titel:** Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts

**Zeitschrift:** The Journal of Prosthetic Dentistry

**Erscheinungsdatum:** 13. Februar 2020 (erstmalig online verfügbar)

Hiermit versichere ich, dass ich maßgeblich, bzw. führend an den folgenden Arbeitsschritten der Studie und der daraus erfolgten Publikation beteiligt bzw. verantwortlich war:

- Entwicklung Studiendesign, Vorauswahl geeigneter Drucker, Erstellung Studiendesign-Handout für Firmenakquise
- Digitale Entwicklung, Bearbeitung und anschließende Vermessung der Masterdatei und Bestimmung der Masterwerte
- Akquise, Korrespondenz und Zusammenarbeit mit allen teilnehmenden Druckerherstellern und -vertreibern bei der Bereitstellung der Masterdatei, der Druckdurchführung und dem Versand der gedruckten Studienmodelle für die Vermessung
- Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer-Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik Berlin bei der Entwicklung und Durchführung der Vermessungen der gedruckten Modelle mit dem Koordinatenmessgerät und dem Computertomographen
- Auswahl geeigneter statistischer Untersuchungsmethoden, statistische Auswertung der Vermessungsergebnisse und deren Analyse sowie Entwicklung geeigneter Präsentationmöglichkeiten für die generierten Untersuchungsergebnisse
- Erstellung des gesamten Manuskriptes für die Publikation, einschließlich aller Tabellen, Grafiken und Bilder
- Einreichen des Manuskripts beim Journal of Prosthetic Dentistry und Korrespondenz mit dem Redaktionsbüro sowie Bearbeitung aller geforderten Revisionen bis zur endgültigen Annahme des Manuskriptes

Des Weiteren versichere ich, dass alle genannten Koautoren dieser Studie einen Anteil bei den unterschiedlichen Arbeitsschritten dieser Studie hatten. Zusätzlich hat mich meine Schwester, Ulrike Nestler, maßgeblich bei der Durchführung der statistischen Auswertung der Studienergebnisse unterstützt.

---

Unterschrift des Doktoranden

## 8. Auszug aus der Journal Summary List 2018

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2018** Selected Editions: SCIE,SSCI  
 Selected Categories: **"DENTISTRY, ORAL SURGERY and MEDICINE"**  
 Selected Category Scheme: WoS  
**Gesamtanzahl: 90 Journale**

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
1	PERIODONTOLOGY 2000	4,534	7.861	0.005740
2	JOURNAL OF DENTAL RESEARCH	20,078	5.125	0.021290
3	DENTAL MATERIALS	14,193	4.440	0.013220
4	JOURNAL OF CLINICAL PERIODONTOLOGY	14,049	4.164	0.013240
5	CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	13,819	3.825	0.015930
6	ORAL ONCOLOGY	9,033	3.730	0.013340
7	INTERNATIONAL ENDODONTIC JOURNAL	6,767	3.331	0.006630
8	PEDIATRIC DENTISTRY	3,000	3.312	0.001950
9	JOURNAL OF DENTISTRY	8,950	3.280	0.011810
10	Clinical Implant Dentistry and Related Research	3,945	3.212	0.008420
11	Molecular Oral Microbiology	889	2.925	0.001800
12	JOURNAL OF ENDODONTICS	15,755	2.833	0.011700
13	JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY	12,350	2.787	0.008700
14	JOURNAL OF PERIODONTOLOGY	15,479	2.768	0.011520
15	International Journal of Oral Science	1,123	2.750	0.002290
16	Journal of Prosthodontic Research	937	2.636	0.001860
17	ORAL DISEASES	4,062	2.625	0.004740
18	JOURNAL OF PERIODONTAL RESEARCH	4,211	2.613	0.004310
19	JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION	6,822	2.572	0.004070
20	European Journal of Oral Implantology	1,127	2.513	0.002320

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
21	Clinical Oral Investigations	5,699	2.453	0.011690
22	JOURNAL OF ORAL REHABILITATION	5,882	2.341	0.005010
23	CARIES RESEARCH	4,326	2.326	0.003080
24	COMMUNITY DENTISTRY AND ORAL EPIDEMIOLOGY	4,609	2.278	0.003440
25	Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry	2,467	2.172	0.003200
26	International Journal of Paediatric Dentistry	2,205	2.057	0.002010
27	BMC Oral Health	2,444	2.048	0.005340
28	JOURNAL OF ORAL PATHOLOGY & MEDICINE	4,643	2.030	0.003770
29	OPERATIVE DENTISTRY	3,342	2.027	0.003380
30	INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY	7,862	1.961	0.009700
31	JOURNAL OF CRANIO-MAXILLOFACIAL SURGERY	5,649	1.942	0.010350
32	AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS	13,100	1.911	0.006700
33	ANGLE ORTHODONTIST	6,075	1.880	0.004630
34	JOURNAL OF ADHESIVE DENTISTRY	1,692	1.875	0.001950
35	EUROPEAN JOURNAL OF ORTHODONTICS	4,305	1.841	0.003630
36	Odontology	735	1.813	0.001270
37	EUROPEAN JOURNAL OF ORAL SCIENCES	3,570	1.810	0.002470
38	JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY	14,128	1.781	0.012080
39	Brazilian Oral Research	1,490	1.773	0.002240
40	INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS	8,188	1.734	0.008720

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
41	Journal of Esthetic and Restorative Dentistry	1,167	1.716	0.001540
42	Australian Endodontic Journal	398	1.714	0.000580
43	Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology	14,044	1.690	0.007170
44	ARCHIVES OF ORAL BIOLOGY	7,556	1.663	0.006680
45	INTERNATIONAL DENTAL JOURNAL	2,253	1.628	0.001480
46	ACTA ODONTOLOGICA SCANDINAVICA	3,711	1.565	0.003460
47	INTERNATIONAL JOURNAL OF PROSTHODONTICS	3,920	1.533	0.002750
48	European Journal of Dental Education	1,182	1.531	0.000860
49	DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY	2,844	1.525	0.002800
50	JOURNAL OF DENTAL EDUCATION	3,539	1.506	0.001990
50	Journal of Applied Oral Science	1,876	1.506	0.002270
52	DENTAL TRAUMATOLOGY	2,258	1.494	0.001580
53	Head & Face Medicine	786	1.492	0.001130
54	Korean Journal of Orthodontics	472	1.476	0.001040
55	Journal of Periodontal and Implant Science	436	1.472	0.001010
56	CLEFT PALATE-CRANIOFACIAL JOURNAL	4,473	1.471	0.002620
57	GERODONTOLOGY	1,617	1.460	0.001640
58	Journal of Oral & Facial Pain and Headache	479	1.443	0.001700
59	BRITISH DENTAL JOURNAL	5,441	1.438	0.004140
60	DENTAL MATERIALS JOURNAL	2,560	1.424	0.002700
61	QUINTESSENCE INTERNATIONAL	2,707	1.392	0.002130
62	Progress in Orthodontics	548	1.381	0.001550

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
63	Journal of Advanced Prosthodontics	837	1.360	0.001750
64	JOURNAL OF PUBLIC HEALTH DENTISTRY	1,560	1.350	0.001350
65	Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal	2,471	1.284	0.002800
66	AUSTRALIAN DENTAL JOURNAL	2,719	1.282	0.002240
67	Journal of Evidence-Based Dental Practice	501	1.253	0.000970
68	International Journal of Dental Hygiene	800	1.233	0.000860
69	INTERNATIONAL JOURNAL OF PERIODONTICS & RESTORATIVE DENTISTRY	3,080	1.228	0.002960
70	Implant Dentistry	1,989	1.214	0.003060
71	International Journal of Computerized Dentistry	451	1.208	0.000590
72	BRITISH JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL SURGERY	4,444	1.164	0.005880
73	CRANIO-The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice	932	1.144	0.000670
74	Journal of Oral Science	1,323	1.104	0.001260
75	COMMUNITY DENTAL HEALTH	1,228	1.079	0.001010
76	Journal of Oral Implantology	1,529	1.062	0.002280
77	Journal of Stomatology Oral and Maxillofacial Surgery	65	0.962	0.000140
78	Orthodontics & Craniofacial Research	991	0.946	0.001250
79	Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America	845	0.935	0.001250
80	Journal of Orofacial Orthopedics-Fortschritte der Kieferorthopadie	816	0.927	0.000890
81	Oral Health & Preventive Dentistry	794	0.902	0.000990
82	European Journal of Paediatric Dentistry	754	0.870	0.000810

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
83	Journal of Dental Sciences	412	0.798	0.000590
84	JOURNAL OF THE CANADIAN DENTAL ASSOCIATION	1,256	0.759	0.000280
85	AMERICAN JOURNAL OF DENTISTRY	1,832	0.720	0.001110
86	Oral Radiology	213	0.681	0.000180
87	Revue de Stomatologie de Chirurgie Maxillo-faciale et de Chirurgie Orale	306	0.472	0.000280
88	Seminars in Orthodontics	623	0.465	0.000520
89	Australian Orthodontic Journal	237	0.269	0.000240
90	Implantologie	43	0.074	0.000050

Copyright © 2018 Clarivate Analytics



## **9. Druckexemplar der ausgewählten Publikation**

Nestler N, Wesemann C, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts. *J Prosthet Dent.* 2021;125(1):103-10.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.11.011>

















## **10. Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.





## 11. Publikationsliste

### Kongressbeitrag

Posterpräsentation auf der 91. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V. 2018: **Nestler, N.**, Wesemann, C., Joseph, A., Mah, J., Bumann, A. Vergleichende Studie zur Genauigkeit verschiedener 3D-Drucker zur Herstellung von Kiefermodellen in der Zahnmedizin

### Publikationen

**Nestler N**, Wesemann C, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts [published online ahead of print, 2020 Feb 13]. J Prosthet Dent. 2020;S0022-3913(19)30748-6.

Journal Impact Factor des Journal of Prosthetic Dentistry 2018: 2,787

Meinhold L, Krois J, Jordan R, **Nestler N**, Schwendicke F. Clustering effects of oral conditions based on clinical and radiographic examinations [published online ahead of print, 2019 Dec 10]. Clin Oral Investig. 2019;10.1007/s00784-019-03164-9.

Journal Impact Factor des Clinical Oral Invenstigations 2018: 2,453

## 12. Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt vorweg Herrn Prof. Dr. Axel Bumann für die Überlassung dieses interessanten Studienthemas und für die Unterstützung bei der Umsetzung der Studie.

Für die Herstellung der Studienmodelle und damit der Ermöglichung der Studie danke ich den jeweiligen Druckerherstellern und -vertreibern.

Danken möchte ich auch meiner gesamten Studiengruppe für deren Anteil an der praktischen und theoretischen Umsetzung der Studie.

Des Weiteren danke ich Marcel Oertel, Mitarbeiter des Fraunhofer-Instituts Berlin, für die geduldige Umsetzung der Modellvermessung und der Modellscans.

Ich danke auch dem Chefredakteur Herrn Prof. Rosenstiel und den freundlichen Mitarbeitern des JPD Redaktionsbüros, Augusta, Giorgia für die geduldige und freundliche Korrektur und Verbesserungsvorschläge des veröffentlichten Manuskriptes.

Besonderer Dank gilt auch meiner Schwester für die große Unterstützung bei der statistischen Aufarbeitung der Ergebnisse.

Abschließend danke ich meiner Familie und insbesondere meiner Lebenspartnerin für die große Unterstützung in meinem Leben.

Dankbarkeit ist der Maßstab für die Kultur des Herzens.

Deutsches Sprichwort