

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München



***Untersuchung verschiedener Einflussfaktoren auf die
geometrische Konformität der Position von enossalen
Implantaten in Freiendsituationen nach navigierter Insertion mit
3D-gedruckten Führungsschablonen***

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Vinzenz Hoan Le

aus
Schwabmünchen

2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

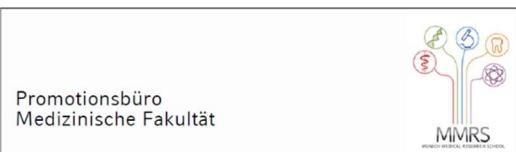
Erster Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Matthias Folwaczny

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth

Dritter Gutachter: PD Dr. rer. nat. Uwe Baumert

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Juli 2024

**Eidesstattliche Versicherung**

Le, Vinzenz Hoan

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Einfluss des Druckverfahrens auf die geometrische Konformität der Position von enossalen Implantaten in Freiendsituationen nach navigierter Insertion mit Hilfe von 3D-gedruckten Führungs-schablonen“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 27.08.2024

Vinzenz Le

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Meiner geliebten Familie

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	3
Inhaltsverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	6
Publikationsliste.....	7
1. Einleitung.....	8
1.1 Beitrag des Doktoranden zu den Veröffentlichungen	11
2. Eigene Arbeiten.....	12
2.1 <u>Originalarbeit</u> : Kessler A, Le V, Folwaczny M. Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. Clin Oral Implants Res. 2021 Sep;32(9):1097-1104. doi: 10.1111/clr.13804. Epub 2021 Jul 17. PMID: 34218450. Impact Factor 2021: 5,021.....	12
2.2 <u>Originalarbeit</u> : Le V, Kessler A, Folwaczny M. Influence of DLP and SLA printer technology on the accuracy of surgical guides for implant dentistry in free-end situations. Int J Comput Dent. 2023 Sep 26;26(3):217-226. doi: 10.3290/j.ijcd.b3774115. PMID: 36625374 Impact Factor 2023: 2,923	22
3. Diskussion	33
3.1 Einfluss der Geometrie, des Materials und die Position des zu setzenden Implantates auf die Genauigkeit von Bohrschablonen in Freiendsituationen.....	33
3.2 Einfluss der SLA- und DLP-Druckertechnologie auf die Genauigkeit von Bohrschablonen in Freiendsituationen	36
4. Zusammenfassung	40
5. Abstract (English)	42
6. Literaturverzeichnis	43
Danksagung	46

Abkürzungsverzeichnis

DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Digital Light Processing
DMD	Digital Micromirror Device
DVT	Digitale Volumentomographie
MRT	Magnetresonanztomographie
PMMA	Polymethylmethacrylat
SLA	Stereolithografie
STL	Standard Tessellation Language
TPO	Trimethylbenzoyl-Diphenylphosphinoxid

Publikationsliste

Kessler A, Le V, Folwaczny M. Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation.

Clin Oral Implants Res. 2021 Sep;32(9):1097-1104. doi: 10.1111/clr.13804. Epub 2021 Jul 17.

PMID: 34218450

Impact Factor 2021: 5,021

Le V, Kessler A, Folwaczny M. Influence of DLP and SLA printer technology on the accuracy of surgical guides for implant dentistry in free-end situations.

Int J Comput Dent. 2023 Sep 26;26(3):217-226. doi: 10.3290/j.ijcd.b3774115.

PMID: 36625374

Impact Factor 2023: 2,923

1. Einleitung

Vor fast 40 Jahren begann mit dem ersten kommerziell verfügbaren SLA-Drucker, dem SLA-1 von Charles W. Hull, die Entwicklung verschiedener Druckertechnologien, die aktuell in zahlreichen industriellen Teilgebieten Anwendung finden (Hull, 1984). Heute wird unter dem Überbegriff additive Fertigung eine Vielzahl von 3D-Drucktechnologien zusammengefasst, deren gemeinsame Grundidee der additive Aufbau dreidimensionaler Körper aus einzelnen Schichten ist. Die technische Norm EN ISO 17296-2 versucht angesichts der rasanten Weiterentwicklungen eine Übersicht über die aktuellen Drucktechnologien zu geben und unterteilt diese in *VAT photopolymerization, Material extrusion, Material jetting, Binder jetting, Powder bed fusion, Direct energy deposition* und *Sheet lamination* (International Organization for Standardization, 2015).

Auch in der Zahnmedizin und der täglichen Praxis ist die additive Fertigung mittels 3D-Druckern bereits etabliert. Die Möglichkeit, digitale Entwürfe und Planungen in die physische Welt überzuführen in Verbindung mit schnellen Verarbeitungszeiten, effizientem Materialeinsatz und die steigende Genauigkeit der Fertigungsobjekte, machen diese Technologie interessant für viele Anwendungsbereiche in der Zahnmedizin. Sie eröffnet zusammen mit der subtraktiven Fertigung eine Vielzahl an neuen Möglichkeiten, digitale Ideen zur Anwendung zu bringen. Gemeinsam stellen sie somit eine Schnittstelle zwischen virtueller und realer Welt dar. Die Möglichkeiten dieser Technologien entwickeln sich in Hinblick auf die fortschreitende Digitalisierung in der Zahnmedizin rasant weiter. Nicht nur die Drucktechnologien werden dabei stetig verbessert – auch das Angebot an druckbaren Materialien auf dem Markt steigt. Heutzutage lassen sich beispielsweise neben verschiedenen Kunststoffen und Harzen auch Metalle und Keramiken im additiven Verfahren verarbeiten (Schweiger, Edelhoff, & Guth, 2021). Ein besonderer Vorteil besteht in der Möglichkeit, komplexe Geometrien, Freiformen und Hohlkörper zu drucken, die mit keiner anderen Fertigungstechnik produzierbar sind.

Die moderne Implantologie in der Zahnmedizin beschäftigt sich ebenfalls mit den Chancen, die sich aus diesen Technologien ergeben. Ein Anwendungsgebiet ist die statisch navigierte Implantologie. In dieser wird die dreidimensionale Implantatposition unter Berücksichtigung der anatomischen Strukturen präoperativ im 3D-Röntgenbild geplant und mittels Bohrschablone intraoperativ übertragen, wodurch eine voraussagbare und sichere Implantation möglich ist (Deeb et al.,

2017). Ergänzend dazu gibt es die dynamisch navigierte Implantologie, die auf eine physische Schablone verzichtet und eine rein virtuelle Führung bietet. Für beide Navigationstechniken werden Daten digitalisiert und zusammengeführt (D'Haese, Ackhurst, Wismeijer, De Bruyn, & Tahmaseb, 2017). Heutzutage werden typischerweise *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) Daten einer digitalen Volumentomographie (DVT) und die *Standard Tessellation Language* (STL) Daten eines Intraoralscans am Computer fusioniert (matching) und auf Grundlage dessen und unter Berücksichtigung anatomisch relevanter Strukturen sowie der prothetischen Endversorgung eine Implantatplanung durchgeführt. Auch Ansätze einer strahlungslosen Datengewinnung mittels Magnetresonanztomographie (MRT) existieren schon (Probst et al., 2020). Um die digitale Implantatplanung in den intraoralen Patientensitus zu übertragen, wird bei der statischen Navigation eine Bohrschablone hergestellt. Diese bietet dem Bohrer während der Operation eine vertikale und horizontale Führung und soll die sichere Insertion der Implantate gewährleisten. Die Kenntnis über die Genauigkeit einer solchen Schablone ist für den Behandler deshalb von großer Wichtigkeit. Trotz stetiger Verbesserungen in der dynamisch geführten Implantologie überwiegen die Anwender der statisch geführten Implantologie, weshalb diese Gegenstand der vorliegenden Forschungsarbeit sein soll.

Es scheint bei Bohrschablonen allgemein eine Reihe von Faktoren zu geben, die Einfluss auf die Konformität der Position der gesetzten Implantate und der Implantatposition der virtuellen Planung haben. Grundsätzlich spielt die Geometrie der Schablone und die Abstützung an der Restbezahnung eine signifikante Rolle. In diesem Zusammenhang werden in der Implantologie vor allem Freiendsituationen als besonders herausfordernd erachtet, da die Sicht und der Zugang zum Insertionsfeld eingeschränkt und nur einseitige Zahnbasis für eine Bohrschablone gegeben ist. Darüber hinaus scheint neben dem verwendeten Material und dessen Materialeigenschaften auch das Druckverfahren einen Einfluss zu haben.

Im Wesentlichen finden heutzutage zwei Drucktechnologien, die zur Prozesskategorie *VAT photopolymerization* gezählt werden, bei der Herstellung von Bohrschablonen Anwendung:

- 1) Stereolithografie (SLA)
- 2) Digital Light Processing (DLP)

Beide Technologien bedienen sich des Grundprinzips der Fotopolymerisation und des schichtweisen Aufbaus des Fertigungsobjekts. Bei der SLA-Technologie fährt ein Laser kontinuierlich die Umrisse des Objektes ab und polymerisiert so jeden Z-Querschnitt. Bei der DLP-Technologie wird mit einem sogenannten Digital Micromirror Device (DMD) Licht flächig auf die Bauplattform umgelenkt, um eine gesamte Objektschicht in Z-Achse zeitgleich auszuhärten.

Die vorliegende Dissertation hat das Ziel, sich mit den wesentlichen Faktoren auseinanderzusetzen, die die Konformität der geplanten und tatsächlichen Implantatposition beeinflussen können. Wir wählten für die in-vitro Studien eine Freiendsituation, da in einer Vorarbeit der Forschungsgruppe unter Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Matthias Folwaczny und PD Dr. med. dent. Andreas Keßler bereits ähnliche Fragestellungen in einer Einzelzahnlücke beleuchtet wurden (Kessler, Dosch, Reymus, & Folwaczny, 2022). Die weiterführenden Untersuchungen der vorliegenden Arbeit sind als Fortsetzung zu sehen. Wichtiger neuer Faktor ist hierbei die fehlende Abstützung der Bohrschablone an der distalen Seite. Bei den Untersuchungen sollte neben dem Einfluss des Materials, der verschiedenen Schablonengeometrien und Implantatpositionen auch auf die zwei vorherrschenden Drucktechnologien bei der statisch geführten Implantologie eingegangen werden. Diese scheinen aufgrund ihrer unterschiedlichen Polymerisationsmethode einen materialunabhängigen Einfluss zu haben und sollten in der vorliegenden Arbeit mit gefrästen Schablonen verglichen werden.

In diesem Zusammenhang wurden zwei internationale Artikel publiziert. Der erste Artikel befasst sich mit den grundlegenden Einflussfaktoren und legt den Schwerpunkt dabei auf Materialeigenschaften verschiedener auf dem Markt erhältlicher Druckkunststoffe. Der zweite Artikel legt den Fokus auf den Einfluss der beiden Drucktechnologien auf die Konformität der Schablonen. Die Autoren beschränkten sich dabei auf Kunststoffmaterialien, die von Vertretern aus beiden Druckertechnologien gedruckt werden können, um die Druckergebnisse vergleichen zu können.

1.1 Beitrag des Doktoranden zu den Veröffentlichungen

Für die erste Veröffentlichung „Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation.“ bestand der Beitrag des Doktoranden in der Mitgestaltung des Study Designs, Erarbeitung eines Studienmodells, Herstellung der Prüfkörper und Bohrschablonen inklusive Postprocessing, Durchführung der Versuche und Datenerhebung mittels dentalen Scanners und CoDiagnosiX Software. Für das Manuscript wurden Anregungen gegeben und Korrektur gelesen.

Für die zweite Veröffentlichung „Influence of DLP and SLA printer technology on the accuracy of surgical guides for implant dentistry in free-end situations“ bestand der Beitrag des Doktoranden in der Mitgestaltung des Study Designs, Erarbeitung eines Studienmodells, Herstellung der Prüfkörper und Bohrschablonen inklusive Postprocessing, Durchführung der Versuche und Datenerhebung mittels eines dentalen Scanners und CoDiagnosiX Software. Darüber hinaus wurde das Manuscript von ihm verfasst.

2. Eigene Arbeiten

Nachfolgend werden zwei Originalarbeiten in englischer Sprache vorgestellt und diskutiert.

- 2.1 **Originalarbeit:** Kessler A, Le V, Folwaczny M. **Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation.** Clin Oral Implants Res. 2021 Sep;32(9):1097-1104. doi: 10.1111/cir.13804. Epub 2021 Jul 17. PMID: 34218450. Impact Factor 2021: 5,021

Ziel: Ziel der in vitro Studie war es, den Einfluss der Zahnposition, der Hülsenhöhe, der Länge der Zahnabstützung, des E-Moduls des Kunststoffs und des Herstellungsverfahrens der Bohrschablone auf die Genauigkeit von Zahnimplantaten zu untersuchen. Hierzu wurde eine Unterkiefer Freiendsituation gewählt und die Implantate mit einem in allen Schritten geführten Bohrprotokoll inseriert.

Material und Methoden: Unter Verwendung von Kunststoffduplicaten eines Patientenfalles mit einer Freiendsituation wurden 384 Implantate vollgeführt inseriert. Die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition wurde in Abhängigkeit von der Zahnposition (erster und zweiter Molar), der Hülsenhöhe (2 und 6 mm), der Zahnabstützung (Zahn Nr. 37-33 und 37-43), dem E-Modul des Kunststoffs (<2.000, >2.000 und >3.000 MPa) und der Herstellungsmethode (gefräst, gedruckt) analysiert. Zur Bestimmung der dreidimensionalen Genauigkeit wurden die Winkelabweichung, die mittlere krestale und apikale Abweichung sowie die lineare vertikale Abweichung am Apex für jede Gruppe ($n = 12$) separat berechnet.

Ergebnisse: Die Genauigkeit der Implantatinsertion mit gefrästen Schablonen wurde nur durch die Zahnposition beeinflusst. Zweite Molaren wiesen hier eine stärkere Abweichung der Implantatposition auf als erste Molaren. Bei gedruckten Schablonen wurde die Implantatposition von der Zahnposition, der Hülsenhöhe und der Abstützung an der Restbezahlung beeinflusst. Eine lineare vertikale Abweichung >1 mm wurde für gedruckte Materialien mit dem niedrigsten E-Modul an der Zahnposition 37 beobachtet. Die logistische Regressionsanalyse ergab eine signifikant geringere Wahrscheinlichkeit für eine lineare vertikale Abweichung >1 mm für Materialien mit

höherem E-Modul (OR: 0,04; 95% CI:0,01-0,97; p = .048) und eine höhere Wahrscheinlichkeit für niedrigere Hülsenhöhen (OR: 2,77; 95% CI:1,20-6,38; p = .017).

Schlussfolgerung: Die Genauigkeit der Implantatinsertion in einer Freiendsituation bei fehlender distalen Zahnhilfestützung ist bei gefrästen Bohrschablonen höher als im Vergleich zu 3D-gedruckten Bohrschablonen. Bei Verwendung von 3D-gedruckten Bohrschablonen verbesserten ein geringerer Abstand der Hülse zum Implantat und eine extendierte Zahnhilfestützung die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition.



Received: 30 October 2020 | Revised: 19 June 2021 | Accepted: 20 June 2021
DOI: 10.1111/clr.13804

ORIGINAL ARTICLE

CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH WILEY

Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation

Andreas Kessler¹ | Vinzenz Le² | Matthias Folwaczny¹

¹Department of Conservative Dentistry and Periodontology, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

²Department of Prosthetic Dentistry, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

Correspondence

Andreas Kessler, Department of Conservative Dentistry and Periodontology, Ludwig-Maximilians-University of Munich, Goethestraße 70, 80336 Munich, Germany.
Email: akessler@dent.med.uni-muenchen.de

Abstract

Purpose: The study aims to evaluate the effect of tooth position, sleeve height, supporting length, resin E-modulus, and manufacturing method on the accuracy of dental implants placed in vitro fully guided in a lower jaw free-end situation.

Material and Methods: Using resin clones of a patient case providing a free-end situation 384 implants has been experimentally placed guided. The accuracy of postoperative implant position analyzed depending on the tooth position (first and second molar), sleeve height (2 and 6mm), supporting length (tooth no. 37-33 and 37 43), resin E-modulus (<2,000, >2,000, and >3,000 MPa), and manufacturing method (milled, printed). To determine the three-dimensional accuracy angular deviation, mean crestal, apical deviation, and the linear vertical deviation at apex were calculated separately for each group ($n = 12$).

Results: The accuracy of implant placement using milled guides was affected only by the tooth position, indicating stronger deviation of implants replacing second molars than first molars. Considering printed guides, the implant position was influenced by tooth position, sleeve height, and supporting length. Linear vertical deviation >1 mm was found for printed materials with the lowest E-modulus at tooth position no. 37. Logistic regression analysis revealed a significant lower odds for linear vertical deviation >1 mm for materials with higher E-modulus (OR: 0.04; 95% CI: 0.01–0.97; $p = .048$) and higher ratio for smaller sleeve height (OR: 2.77; 95% CI: 1.20–6.38; $p = .017$).

Conclusion: Accuracy of implant placement in a free-end situation lacking distal tooth support is superior for milled as compared to 3D-printed surgical guides. When using 3D-printed surgical guides, smaller sleeve heights and extended tooth support improve the accuracy of implant placement.

KEY WORDS

3D printing, accuracy, dental materials, free-end situation, guided surgery, milling, oral implantology

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.
© 2021 The Authors. Clinical Oral Implants Research published by John Wiley & Sons Ltd.

1 | INTRODUCTION

Dental implants have considerably enhanced the therapeutic armamentarium available for oral rehabilitation of partially and fully edentulous patients. In this context, the concept of osseointegration is highly predictable and the appropriate position of implants is yet primarily determined by prosthetic requirements (Adell et al., 1981; Buser et al., 2012, 2017; Chappuis et al., 2018). Improper implant placement may elicit significant adverse effects, that is, breakdown of osseointegration, periimplantitis, and unsatisfactory esthetic outcomes resulting in unfavorable long-term success (Baggi et al., 2013; Garber & Belser, 1995). To avoid these problems, the optimum implant position including an appropriate implant length can now be virtually designed following to digital matching of cone-beam data and the data of a dental cast scan. Based on this analysis, the virtually planned implant position is commonly transferred intraoperatively into the clinical situation using a surgical guide (Deeb et al., 2017). Apart from the conventional CAD/CAM method, very recently the 3D printing techniques have been employed for the manufacturing of surgical implant guides. In this regard, primarily stereolithography (SLA) together with the technically related digital light processing (DLP) method has reached significance in the field of dentistry (Kessler et al., 2020). Materials, as used for printing surgical guides, are commonly based on methacrylates but show differences in their specific physical properties, that is, elastic modulus.

The accuracy of implant placement under the use of surgical guides is defined as the discrepancy between the planned and the real postoperative position of the implant. Presumably, the specific design and material, as well as the mode of fabrication of the surgical guide, might influence the accuracy of implant placement. Yet, there are only rudimentary data available for surgical guides used for implant placement in clinical free-end situations. Almost all previous studies on this issue considered intermediate gaps clearly confirming that the precision of the clinical realization of the virtually planned implant position is dependent on various factors belonging to the surgical guide itself. (El Kholy et al., 2019; Kessler et al., 2021; Neumeister et al., 2017).

This study aims to delineate the effect of tooth position, sleeve height, size of guide support, resin material, and fabrication method on the accuracy of dental implant placement in a free-end situation under the use of surgical guides.

The null hypotheses were as follows: (a) subtractive or additive manufacturing of the templates would not affect the accuracy of the implant position, (b) nor would the E-modulus of the materials have any significant influence. Furthermore, the implant position is not influenced by (c) the tooth position or (d) the sleeve height or guide supporting length (e).

2 | MATERIAL AND METHODS

2.1 | Study case

The study was conducted using a clinical patient case presenting with a free-end situation at the left mandible corresponding

to FDI positions no. 36 and 37. Preoperative CBCT (Kodak 9,300, 5 × 5 × 5 cm, 78 kV, 6.3 mA, 20 s, Kodak) and an impression of the relevant area were available (Impregum, 3 M Espe) which was used to generate a stone cast model (Cerec Stone, Dentsply, Sirona). Using this master model, a surface scan was taken with an lab scanner (Activity 885 Mark 2, Smartoptics). The master model was then duplicated ×192 (Picopoly, Picodent) using a silicone mold for each group (Adisil rose, Siladent). To control for conformity between the master model and the replicate models, a surface scan has been taken from each resin clone. The conformity of the master model and the scan was then controlled by the alignment of the STL model scan and the master model STL data CloudCompare (www.cloudcompare.com). Ethics approval was not required for this in vitro study.

2.2 | Digital planning of implant position

STL data of the resin clone scan and DICOM data of CBCT were digitally matched using the implant planning software coDiagnostix (Dental Wings, Montreal, Canada). Prior to virtual implant placement, the missing tooth crowns no. 36 and 37 have been digitally reconstructed. 3D Implant position was planned for one specific type of dental implant with appropriate length and diameter (Straumann tissue level implant; 10 mm length, diameter: 4.1 mm, Straumann). Four different materials have been used for manufacturing the surgical guides that were designed for implant placement in the first (tooth no. 36) or second molar region (tooth no. 37) along with two different distances (2 mm or 6 mm) between the sleeve and the alveolar crest, and two different lengths of tooth support (tooth no. 37 to 33 or tooth no. 37 to 43) resulting in a total of 32 experimental groups (Figures 1, 2, and Table 1).

2.3 | Digital construction and manufacturing of surgical guides

Material thickness of the splints was set at 2 mm and guide to teeth offset value at 0.05 mm. That part of the surgical guides connecting the tooth region of the second premolar and the first molar were specifically reinforced in order to increase the dimensional stability. Surgical guides were manufactured using four different materials (Table 1) using either an additive (3D printing) or a subtractive (milling) method. For additive manufacturing, the STL file was imported into the CAM software Netfabb Premium 2020 (Autodesk) where the samples were positioned and nested horizontally to the printing platform. For each material, the appropriate printing parameters were chosen as given in Supplementary Material. G-codes were transmitted to the printer (DLP printer D201, Rapidshape).

Postprocessing was carried out according to the manufacturer's specification including the removal of the supporting structures, cleaning of the printed templates for 3 min in isopropanol (96%)

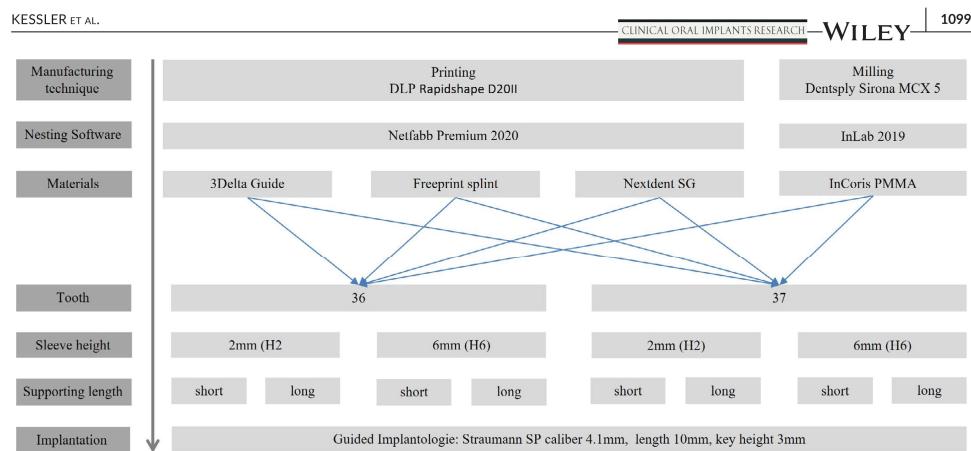


FIGURE 1 Study design



FIGURE 2 Samples of the study model with guides designed (a) with sleeve height of 2 and 6 mm and (b) with extended and short support

activated with ultrasound, drying, and post-curing depending on the material. Freeprint Splint and 3Delta Guide were post-cured for 2 × 2,000 flashes under nitrogen atmosphere (Otoflash G171, NK Optik). Nextdent SG specimens were post-cured with LC-3D Print Box (Nextdent) for 10 min.

For surgical guides manufactured with the subtractive method, the STL file was imported into the software InLab Cam 19.0, for processing of the material inCoris PMMA with a 5-axis CAD/CAM device (MCX5, minimum bur diameter: 0.5 mm Dentsply-Sirona). After milling, supporting structures were removed manually.

T-shaped metal drilling sleeves were inserted into the surgical guides (diameter: 5.0 mm; height: 5.0 mm, Straumann). Prior to implant placement, the precise fit between each surgical guide and the resin clone has been verified visually.

2.4 | Experimental implant placement

Sequential fully guided drilling of osteotomies with an adapter key height of 3 mm and installation of implants were performed according to the manufacturer's recommendations by one operator (V.L.). Finger pressure was put by the short splint in region 33 and by the extended splint on region 33 and region 43. All implants were finally inserted manually with the surgical guide using the portable adaptor with a torque wrench to the end of the lower line of the adapter (Straumann; Ref.-no. 046.710). Corresponding scan bodies were connected to the implant, and postoperative digital scans were taken in the laboratory under standardized conditions (Activity 885 Mark 2, Smart Optics). The generated STL files were imported into CoDiagnostik software for superimposition with the preoperatively designed virtual implant position. Metric analysis between virtual preoperative and real postoperative implant position was done using angular deviation of long implant axis, horizontal three-dimensional deviation of implant crest, and apex and vertical deviation of the implant (Figures 3 and 4).

2.5 | Statistical analysis

In each group, data are given as mean ($\pm SD$). Results have been tested within groups for normal distribution using the Kolmogorov-Smirnov test. Homogeneity of variances has been analyzed with Levene test. Analysis of differences between pre- and postoperative implant position has been done separately for each parameter using one-way ANOVA. To determine the influence of surgical guide properties on the apical implant position, univariate analysis with Fishers exact and Chi-square test along with binary logistic regression analysis has been performed using position of replaced tooth, sleeve height, supporting length, E-modulus of material, and manufacturing method as independent variables. For analysis, the E-modulus

TABLE 1 Brand names, manufacturer, wavelength λ , composition, and E-modulus (according to manufacturer) of materials

Material	Manufacturer	Batch	λ , [nm]	E-Modulus	
				<2,000 MPa	1,750 MPa
3Delta guide	Deltamed, Friedberg, Germany	1.605.240	385	-	Acrylated resin, Aliphatic urethane acrylate, tripropylene glycol diacrylate, tetrahydrodiuranyl methacrylate (TfDMA purified grade, diphenyl[2,4,6-trimethylbenzyl]phosphine oxide
Freepoint splint	Detax, Ettingen, Germany	210.101	378–388	-	>2,000 MPa
Nextdent SG	Nextdent, Soesterberg, Netherlands	XN301N02	385	PMMMA	33,000 MPa
InCoris PMMA guide	Sirona, Bensheim, Germany	6.551.324	-		

of materials has been categorized into three different groups <2,000 MPa, >2,000 MPa, or >3,000 MPa. As dependent variable, apical deviation has been transformed into dichotomous categories according to the absolute deviation being ≤ 1 mm or >1 mm. Odds ratios (OR) and 95% confidence intervals and the effect size f according to Cohen et al. have been calculated. For all test procedures, p values $<.05$ have been considered significant. Statistical analysis has been calculated using SPSS 25.0 (SPSS Inc.). The manuscript was prepared according to the CONSORT guidelines.

3 | RESULTS

All data regarding implant deviation along with the statistical analyses are summarized in Tables 2 and 3. Angular deviation ranged from $1.26 \pm 0.68^\circ$ (InCoris PMMA, tooth no. 36, sleeve height 6 mm, extended support) to $3.46 \pm 1.85^\circ$ (Freepoint Splint, tooth no. 37, sleeve height 6 mm, small support). Considering the position at implant crest, the lowest deviation was 0.30 ± 0.09 mm (InCoris PMMA, tooth no. 36, sleeve height 2 mm, small support) whereas the highest amounted 1.39 ± 0.23 mm (Freepoint Splint, tooth no. 37, sleeve height 6 mm, short support). The horizontal deviation at the implant apex was smallest for InCoris (tooth no. 36, sleeve height 6 mm, extended support: 0.43 ± 0.18 mm) and highest for Freepoint Splint (tooth no. 37, sleeve height 6 mm, short support; 1.72 ± 0.33 mm).

Vertical postoperative implant position showed considerable linear vertical deviation at the apex irrespective of the material, tooth, or guide design. The strongest deviation was observed for Freepoint Splint (tooth no. 37, sleeve height 6 mm, short support; 1.29 ± 0.20 mm), whereas in the case of Nextdent SG (tooth no. 36, sleeve height 2 mm, extended support) and InCoris PMMA (tooth no. 36, sleeve height 2 mm, short support), it was only 0.12 ± 0.11 mm. None of the implants placed with surgical guides printed with Nextdent SG and InCoris PMMA showed linear vertical deviation beyond the critical threshold value of 1 mm. On the contrary, implants placed in the region of tooth no. 37 with surgical guides fabricated with Freepoint Splint or 3Delta Guide showed linear vertical deviation of >1 mm in several cases. Extended tooth support of the surgical guide reduced the linear vertical deviation of implants in case of the 3Delta Guide material ($p = .043$). Considering the material Freepoint Splint linear vertical deviation was lower when implants have been placed using a smaller (2 mm) as compared to a higher (6 mm) sleeve height ($p = .016$).

Also, the type of tooth being replaced by the implant (first or second molar) had a significant impact on the accuracy of the implant position in case of surgical guides made of the materials Freepoint Splint, 3Delta Guide, and InCoris PMMA. In terms of guides made with InCoris PMMA, the sleeve height influenced the angular deviation ($p = .05$). Considering logistic regression analysis, the odds for linear vertical deviation of the implant >1 mm is smaller for materials showing higher E-modulus (OR: 0.04; 95% CI: 0.01–0.97; $p = .048$) and higher for a smaller distance between the sleeve and the alveolar bone (OR 2.77; 95% CI: 1.20–6.38; $p = .017$).

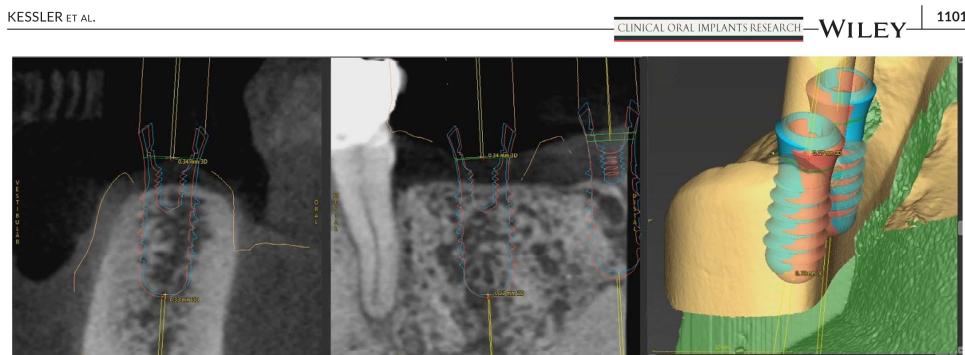


FIGURE 3 Three-dimensional evaluation of planned (turquoise) and placed implant (red)

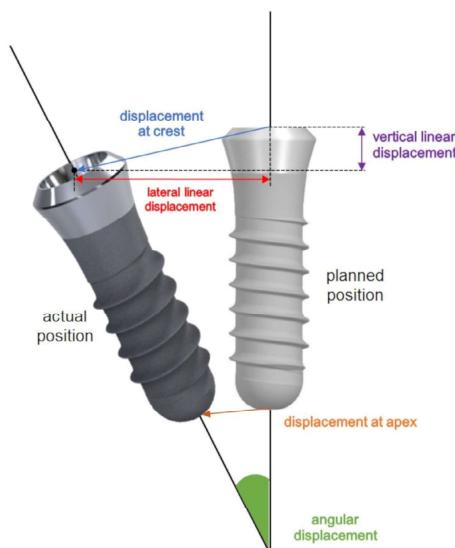


FIGURE 4 Schematic deviation measurements evaluated

4 | DISCUSSION

The selection of an appropriate resin material along with the individual manufacturing technique and the optimum design as used for the fabrication for surgical guides is still mostly based on random criteria. This seems critical considering the strong influence of several of these factors on the accuracy of the transfer of the virtually planned implant position to the real clinical situation. Yet, almost all in vitro and in vivo studies in this field considered implant placement within a single-tooth gap providing reliable tooth support for the surgical guide on both sides of the implant site (Gjelvold et al., 2019; Kessler et al., 2021; Sommacal et al., 2018). In terms of accuracy,

implant placement in a free-end defect with two missing teeth using tooth-supported surgical guides like simulated in the current study represents one of the most unfavorable situations due to the long lever and distance to the mucosa.

Analysis of the results of the present study revealed a significant influence of all tested variables, that is, position of replaced tooth, sleeve height, size of tooth support of surgical guide, and the material and technique (milling or printing) used for fabrication of surgical guide that was strongly dependent on the specific material. Therefore, null hypotheses have to be entirely rejected. Moreover, all of the tested determinants regarding the material and specific design of the surgical guide reached considerably higher impact for 3D printed than for milled surgical guides. For the latter, the accuracy of the implant position was only influenced by the distance between the sleeve and the alveolar bone. In the case of a smaller distance (2 mm) between the sleeve and the alveolar crest, the overall accuracy of the final implant position was superior as compared to the higher distance (6 mm). This observation was also found for the 3D-printed materials. It is in agreement with long-established engineering principles according to which an increase in drilling length leads to stronger lateral vibration and chattering ultimately impairing the accuracy of implant site preparation (El Kholy et al., 2019).

Most likely the superior physical properties of the CAD/CAM-based surgical guides might be responsible for the extraordinary high accuracy of the final implant position. Due to the industrial processing of the resin cages as used for the CAD/CAM-based surgical guides, the material provides stronger homogeneity and a higher level of polymerization resulting in higher physical strength as reflected by the high E-modulus. The higher rigidity of the CAD/CAM-fabricated surgical guides reduces deformation under mechanical load as induced during the preparation of the implant site. This assumption is further corroborated by the observation that none of the implants placed with guides made with InCoris showed linear vertical deviation >1 mm. The CAD/CAM processing of surgical guides, however, has several inherent shortcomings, for example in terms of the higher expenditures for fabrication and several inherent technical problems (i.e., the milling radius correction) (Bao & Tansel, 2000; Oliaei & Karpat, 2016; Patzelt et al., 2014; Schmitz

TABLE 2 Measurements of deviation between the planned and final implant position for different materials; angular deviation [degree] 3D deviation at crest [mm] 3D deviation at apex [mm], and vertical deviation at apex [mm]

Material	Tooth position	Sleeve height [mm]	Support length	Angular	3D crestal	3D apical	Linear vertical
3Delta guide	36	2	Short	1.44 (± 0.71)	0.75 (± 0.18)	0.85 (± 0.25)	0.71 (± 0.17)
		6	Extended	2.15 (± 1.34)	0.57 (± 0.10)	0.81 (± 0.25)	0.46 (± 0.15)
		6	Short	2.86 (± 1.13)	0.79 (± 0.21)	1.19 (± 0.34)	0.58 (± 0.18)
		6	Extended	2.73 (± 0.61)	0.67 (± 0.18)	1.03 (± 0.26)	0.49 (± 0.23)
	37	2	Short	2.41 (± 0.70)	1.26 (± 0.19)	1.44 (± 0.21)	1.19 (± 0.20)
		2	Extended	2.08 (± 0.81)	1.12 (± 0.17)	1.30 (± 0.14)	1.02 (± 0.19)
		6	Short	2.63 (± 1.37)	1.31 (± 0.38)	1.48 (± 0.56)	1.22 (± 0.31)
		6	Extended	2.58 (± 0.88)	1.18 (± 0.35)	1.38 (± 0.28)	1.10 (± 0.44)
Freeprint splint	36	2	Short	2.34 (± 1.49)	0.54 (± 0.17)	0.78 (± 0.34)	0.45 (± 0.13)
		6	Extended	1.95 (± 0.72)	0.51 (± 0.14)	0.64 (± 0.20)	0.43 (± 0.14)
		6	Short	2.22 (± 1.01)	0.59 (± 0.17)	0.82 (± 0.21)	0.51 (± 0.18)
		6	Extended	2.11 (± 0.85)	0.66 (± 0.19)	0.88 (± 0.33)	0.56 (± 0.11)
	37	2	Short	3.41 (± 1.93)	1.04 (± 0.17)	1.23 (± 0.37)	1.00 (± 0.20)
		2	Extended	2.41 (± 1.42)	1.06 (± 0.19)	1.20 (± 0.32)	1.00 (± 0.21)
		6	Short	3.46 (± 1.85)	1.39 (± 0.23)	1.72 (± 0.33)	1.29 (± 0.20)
		6	Extended	2.40 (± 1.37)	1.38 (± 0.22)	1.58 (± 0.31)	1.27 (± 0.21)
Nextdent SG	36	2	Short	2.00 (± 0.83)	0.51 (± 0.14)	0.80 (± 0.27)	0.26 (± 0.13)
		6	Extended	1.42 (± 0.65)	0.34 (± 0.46)	0.53 (± 0.16)	0.12 (± 0.11)
		6	Short	3.44 (± 1.32)	0.59 (± 0.22)	1.16 (± 0.44)	0.19 (± 0.16)
		6	Extended	2.09 (± 0.82)	0.49 (± 0.16)	0.81 (± 0.31)	0.12 (± 0.14)
	37	2	Short	1.73 (± 0.65)	0.70 (± 0.17)	0.78 (± 0.22)	0.67 (± 0.18)
		2	Extended	1.73 (± 0.62)	0.60 (± 0.16)	0.76 (± 0.21)	0.48 (± 0.18)
		6	Short	2.53 (± 0.92)	0.91 (± 0.27)	0.92 (± 0.27)	0.73 (± 0.24)
		6	Extended	2.21 (± 0.98)	0.79 (± 0.30)	1.00 (± 0.39)	0.69 (± 0.31)
InCoris PMMA guide	36	2	Short	1.75 (± 1.12)	0.30 (± 0.09)	0.48 (± 0.18)	0.12 (± 0.10)
		6	Extended	2.18 (± 0.65)	0.43 (± 0.18)	0.66 (± 0.29)	0.18 (± 0.16)
		6	Short	1.30 (± 1.00)	0.48 (± 0.18)	0.60 (± 0.31)	0.12 (± 0.10)
		6	Extended	1.26 (± 0.68)	0.31 (± 0.12)	0.44 (± 0.18)	0.15 (± 0.07)
	37	2	Short	2.94 (± 1.41)	0.46 (± 0.20)	0.62 (± 0.26)	0.33 (± 0.22)
		2	Extended	2.57 (± 1.42)	0.67 (± 0.21)	0.74 (± 0.22)	0.46 (± 0.17)
		6	Short	2.22 (± 1.55)	0.68 (± 0.17)	0.84 (± 0.20)	0.52 (± 0.18)
		6	Extended	1.90 (± 0.81)	0.54 (± 0.18)	0.67 (± 0.15)	0.42 (± 0.15)

et al., 2008). The latter causes improper fitting in many cases specifically between narrow parts of the surgical guide and the supporting teeth (Lebon et al., 2016; Strub et al., 2006).

For three-dimensional printed surgical guides, commonly methacrylate materials are used that receive polymerization not only during printing but also by appropriate postprocessing (Kessler et al., 2020). Primarily, polymerization during the initial printing procedure induces anisotropy resulting in significantly poorer physical material properties as compared to milled devices (Alharbi et al., 2016, 2019; Unkovskiy et al., 2018). Particularly, the lower E-modulus of the printed materials might result in increased deformation of the surgical guide under mechanical loading as induced for example during the preparation of the implant site ultimately leading to significant impairment of the accuracy of implant placement.

When considering the specific design of the surgical guide, a reduced sleeve height together with improved tooth support as achieved with an extension of the overall size of the surgical guide can significantly increase the accuracy of the final implant position. However, there have been observed considerable differences among the different materials. Again, these observations corroborate, that the physical properties, specifically a higher E-modulus might compensate for the negative influence of both, a higher distance between the sleeve and the alveolar crest and poorer tooth support of the surgical guide to a certain degree.

From a clinical point of view, the vertical deviation of the linear vertical portion of the dental implant reaches particular importance for the prevention of severe damage to critical anatomical structures, that is, the inferior alveolar nerve. In this context, Bover-Ramos

TABLE 3 *p* values of the univariate one-way ANOVA for different materials and design parameter on the deviation between the planned and final implant position

	Angular	3D crest	3D apical	Linear vertical
3Delta guide				
Tooth position	0.539	0.000	0.000	0.000
Supporting length	0.808	0.043	0.171	0.043
Sleeve height	0.001	0.396	0.033	0.998
Freeprint splint				
Tooth position	0.009	0.000	0.000	0.000
Supporting length	0.030	0.901	0.520	0.966
Sleeve height	0.950	0.006	0.002	0.016
Nextdent SG				
Tooth position	0.374	0.000	0.550	0.000
Supporting length	0.006	0.019	0.041	0.091
Sleeve height	0.000	0.002	0.000	0.436
InCoris PMMA guide				
Tooth position	0.001	0.000	0.001	0.000
Supporting length	0.765	0.846	0.898	0.489
Sleeve height	0.005	0.438	0.848	0.539

et al suggested a minimum distance of 1 mm between the most apical part of the implant and the mandibular nerve (Bover-Ramos et al., 2018). Apart from the implants placed with CAD/CAM surgical guides, the linear vertical deviation at the apex amounted to less than 1 mm in the case of 3D-printed surgical guides only if Nextdent SG was used for fabrication which shows a high E-modulus (> 3,000 MPa). On the contrary, several implants placed in the second molar region with surgical guides fabricated with 3 Delta Guide or Freeprint Splint revealed linear vertical deviation at the apex of <1 mm irrespective of the size of the guide and the distance between the sleeve and the alveolar bone most likely due to their considerable higher elasticity. It should be clearly emphasized, however, that the findings of the current in vitro study can provide the surgeon an indication of the clinical performance of different types of surgical guides only and should not be transferred directly to the real clinical situation.

Contradictory to the current findings, surgical guides with the higher elastic materials (3Delta Guide, Freeprint Splint) caused only minor linear vertical deviation at the apex deviation when considering single-tooth gaps whereas strong coronal deviation was found for materials with high E-modulus (Nextdent SG, InCoris PMMA) (Kessler et al., 2021). One can only speculate as to the specific reasons for the differences found between implant placement in single-tooth gaps and a free-end situation. Most likely, the poorer ability of materials with low elasticity to compensate for the resin shrinkage might impair the fit between the surgical guide and the tooth support.

When 3D-printed surgical guides are used for implant placement in a free-end situation, the deformation specifically in the distal parts might be probably reduced by a supplementary creation of a retromolar bone or mucosal support. However, bone and

mucosa support appears to be inferior as compared to tooth support (Monaco et al., 2020; Raico Gallardo et al., 2017). Whereas the strength of the mucosal support is compromised by the resilience of the soft tissue, the creation of a proper bone support is technically demanding specifically in terms of the preoperative virtual visualization of the bone surface.

In vivo implantation is complex and influenced by many factors. Therefore, results of in vitro simulations have to be interpreted with great caution, particularly when being translated into clinical reality. A laboratory test can only indicate how the tested materials will perform clinically even though they allow a comparative evaluation and ranking of different materials under standardized experimental conditions. The results of this study require, therefore, clinical verification. The main limitations of this free-end situation model are that the supporting teeth have no resilience, while supporting teeth having natural mobilities and a lever arm heavily amplifying the movements of the guide. This is much less the case in gaps with adjacent teeth.

5 | CONCLUSION

Within the limitations of the present study, the current data have shown that implant placement in a free-end situation with 3D-printed surgical guides leads to a higher deviation of the distal implants and is strongly related to the E-modulus of the material. Reducing the sleeve height and extending the guide support increases the accuracy of implant guides made with 3D-printed materials. By using milled guides with higher E-modulus, the deviation of implants can be reduced and are still the first choice for implant placement in extended free-end situations.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors received no financial support.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare no potential conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article.

AUTHOR CONTRIBUTION

Andreas Kessler: Conceptualization (equal); Formal analysis (equal); Investigation (equal); Methodology (equal); Project administration (equal); Resources (equal); Software (equal); Supervision (equal); Visualization (equal); Writing-original draft (lead). **Vinzenz Le:** Data curation (lead); Investigation (equal); Methodology (equal); Writing-review & editing (equal). **Matthias Folwaczny:** Conceptualization (equal); Formal analysis (equal); Methodology (equal); Project administration (equal); Resources (equal); Software (equal); Supervision (equal); Validation (lead); Visualization (equal); Writing-review & editing (equal).

DATA AVAILABILITY STATEMENT

Data available on request from the authors.

ORCID

Andreas Kessler  <https://orcid.org/0000-0003-3024-2425>
 Matthias Folwaczny  <https://orcid.org/0000-0002-4708-784X>

REFERENCES

- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Branemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(81)80077-4)
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 760–767. <https://doi.org/10.1016/j.jprosdent.2015.12.002>
- Alharbi, N., van de Veen, A. J., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2019). Build angle and its influence on the flexure strength of stereolithography printed hybrid resin material. An in vitro study and a fractographic analysis. *Materials Technology*, 34(1), 12–17. <https://doi.org/10.1080/10667857.2018.1467071>
- Baggi, L., Di Girolamo, M., Vairo, G., & Sannino, G. (2013). Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: Influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2013/250929>
- Bao, W., & Tansel, I. (2000). Modeling micro-end-milling operations. Part III: Influence of tool wear. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 40(15), 2193–2211. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(00\)00056-0](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(00)00056-0)
- Bover-Ramos, F., Vina-Almunia, J., Cervera-Ballester, J., Penarrocha-Diago, M., & Garcia-Mira, B. (2018). Accuracy of implant placement with computer-guided surgery: A systematic review and meta-analysis comparing cadaver, clinical, and in vitro studies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 33(1), 101–115. <https://doi.org/10.11607/jomi.5556>
- Buser, D., Janner, S. F., Wittneben, J. G., Bragger, U., Ramseier, C. A., & Salvi, G. E. (2012). 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 839–851. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x>
- Buser, D., Sennerby, L., & De Bruyn, H. (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*, 73(1), 7–21. doi:10.1111/prd.12185
- Chappuis, V., Rahman, L., Buser, R., Janner, S. F. M., Belser, U. C., & Buser, D. (2018). Effectiveness of contour augmentation with guided bone regeneration: 10-year results. *Journal of Dental Research*, 97(3), 266–274. <https://doi.org/10.1177/0022034517731155>
- Deeb, G. R., Allen, R. K., Hall, V. P., Whitley, D. 3rd, Laskin, D. M., & Bencharit, S. (2017). How accurate are implant surgical guides produced with desktop stereolithographic 3-dimensional printers? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 75(12), 2559.e1–2559.e8. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.08.001>
- El Kholy, K., Janner, S. F. M., Schimmel, M., & Buser, D. (2019). The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(1), 101–107. <https://doi.org/10.1111/cid.12705>
- Garber, D. A., & Belser, U. C. (1995). Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 16(8), 798–802.
- Gjelvold, B., Mahmood, D. J. H., & Wennerberg, A. (2019). Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(3), 498–503. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.009>
- Kessler, A., Dosch, M., Reymus, M., & Folwaczny, M. (2021). Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. *Journal of Prosthetic Dentistry*, S0022-3913(20)30621-1. Online ahead of print. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.08.038>
- Kessler, A., Hickel, R., & Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry-state of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40. <https://doi.org/10.2341/18-229-L>
- Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., & Attal, J. P. (2016). Understanding dental CAD/CAM for restorations-dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: Labside milling machines. *International Journal of Computerized Dentistry*, 19(2), 115–134.
- Monaco, C., Arena, A., Corsaletti, L., Santomauro, V., Venezia, P., Cavalcanti, R., Di Fiore, A., & Zucchielli, G. (2020). 2D/3D accuracies of implant position after guided surgery using different surgical protocols: A retrospective study. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(4), 424–430. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.11.007>
- Neumeister, A., Schulz, L., & Glodecki, C. (2017). Investigations on the accuracy of 3D-printed drill guides for dental implantology. *International Journal of Computerized Dentistry*, 20(1), 35–51.
- Oliaei, S. N. B., & Karpat, Y. (2016). Influence of tool wear on machining forces and tool deflections during micro milling. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 84(9–12), 1963–1980. <https://doi.org/10.1007/s00170-015-7744-4>
- Patzelt, S. B., Bisht, S., Stampf, S., & Att, W. (2014). Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *Journal of the American Dental Association*, 145(11), 1133–1140. <https://doi.org/10.14219/jada.2014.87>
- Raico Gallardo, Y. N., da Silva-Olivio, I. R. T., Mukai, E., Morimoto, S., Sesma, N., & Cordaro, L. (2017). Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 28(5), 602–612. <https://doi.org/10.1111/clr.12841>
- Schmitz, T. L., Ziegert, J. C., Canning, J. S., & Zapata, R. (2008). Case study: A comparison of error sources in high-speed milling. *Precision Engineering*, 32(2), 126–133. <https://doi.org/10.1016/j.precisioneng.2007.06.001>
- Sommacal, B., Savic, M., Filippi, A., Kuhl, S., & Thieringer, F. M. (2018). Evaluation of two 3D printers for guided implant surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 33(4), 743–746. <https://doi.org/10.11607/jomi.6074>
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389>
- Unkovskiy, A., Bui, P. H., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information may be found online in the Supporting Information section.

How to cite this article: Kessler, A., Le, V., & Folwaczny, M. (2021). Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. *Clinical Oral Implants Research*, 32, 1097–1104. <https://doi.org/10.1111/clr.13804>

2.2 *Originalarbeit:* Le V, Kessler A, Folwaczny M. Influence of DLP and SLA printer technology on the accuracy of surgical guides for implant dentistry in free-end situations. Int J Comput Dent. 2023 Sep 26;26(3):217-226. doi: 10.3290/j.ijcd.b3774115. PMID: 36625374 Impact Factor 2023: 2,923

Ziel: Ziel dieser in vitro Studie war es, den Einfluss unterschiedlicher Drucktechnologien auf die Genauigkeit von Implantatbohrsablonen für eine Freiendsituation zu evaluieren. Verglichen wurden verschiedene 3D-Drucker (ein SLA- und zwei DLP-Drucker) und eine Fräsmaschine als Kontrollgruppe.

Material und Methoden: Die Bohrsablonen wurden mit drei verschiedenen 3D-Druckern hergestellt, einem SLA (Form 2, Formlabs) und zwei DLP-Druckern (D20II, Rapidshape; Solfex 350, Voco). Als Kontrolle dienten chirurgische Schablonen, die im subtraktiven Verfahren angefertigt wurden (MCX5, Dentsply-Sirona). Insgesamt wurden 48 Schablonen hergestellt und auf ihre Genauigkeit geprüft. Die Bohrsablonen wurden für die Insertion von Implantaten in Regio 37 verwendet. Die postoperative Implantatposition wurde anschließend gescannt und zum metrischen Vergleich mit der präoperativ geplanten Implantatposition digital überlagert.

Ergebnisse: Es wurden signifikante Unterschiede in den Implantatpositionen zwischen den SLA- und den DLP-gedruckten Schienen festgestellt. Dabei zeigte sich, dass die SLA Schablonen im Vergleich zu den DLP Schablonen eine signifikant geringere Genauigkeit bei den Parametern mittlere kreisale Abweichung ($p = 0,032$) und der Winkelabweichung ($p = 0,049$) aufwies. DLP gedruckte Schienen zeigten vergleichbare Werte wie die gefräste Kontrollgruppe. Die Ergebnisse lagen in einem akzeptablen klinischen Bereich.

Schlussfolgerung: Die DLP-Technologie scheint der konventionellen SLA-Technologie in Bezug auf die Genauigkeit von 3D-gedruckten Bohrsablonen bei der Insertion von Implantaten in Freiendsituationen überlegen zu sein.

A circular watermark logo for Quintiles. It features the word "Quintiles" at the top, "Copyright by" in the middle, and "all rights reserved" at the bottom. The background of the watermark is light blue.

Vinzenz Le, Andreas Keßler, Matthias Folwaczny

Influence of DLP and SLA printer technology on the accuracy of surgical guides for implant dentistry in free-end situations

Abstract

Aim: The present in vitro study aimed to compare the accuracy of the implant position inserted by surgical guides manufactured by three different 3D printers (one SLA and two DLP) and a subtractive manufacturing technique for a free-end situation.

Materials and methods: Surgical guides were manufactured using three different 3D printers, one SLA printer (Form 2; Formlabs) and two DLP printers (D20 II; Rapid Shape, and SolFlex 350; W2P Engineering). Surgical guides manufactured using the conventional CAD/CAM-based subtractive method served as controls. In total, 48 surgical guides were printed and assessed for accuracy. The guides were used for the placement of implants at tooth position 37. The postoperative implant position was digitally scanned for metric comparison with the preoperatively planned implant position.

Results: Significant differences were found when the SLA and DLP printers were compared. The SLA printer showed significantly lower accuracy in implant displacement at crest ($P = 0.032$) and angular displacement ($P = 0.049$) compared with the two DLP printers. The DLP printers showed comparable values to the control group. The results were within an acceptable clinical range.

Conclusion: DLP technology seems to be superior to conventional SLA technology in terms of the accuracy of 3D-printed surgical guides when used for placement of implants in free-end situations. (*Int J Comput Dent* 2023;26(3):217–226; doi: 10.3290/ijcd.b3774115)

Keywords: guided surgery, accuracy, 3D printing, milling, dental materials, free-end situation, oral implantology

Introduction

Digital technologies have become steadily more sophisticated and have achieved increased relevance in many fields of dentistry. In implant dentistry, merging virtual data such as

standard tessellation language (STL), CBCT, and CAD is an established method for digital implant planning.

Two main techniques are described in the literature for transferring the virtual planning to the intraoral patient site, mostly differentiating between static and dynamic guided implant surgery¹. While new dynamic guided implant technologies are becoming increasingly more available and the method is rapidly developing, static implant surgery with a physical guide is currently widely used in routine clinical practice. In this respect, besides subtractive manufacturing technology for surgical guides, additive manufacturing is a viable option for static implant guide fabrication. The latter technology has become broadly affordable and therefore available to many clinicians.

To date, many specialized 3D printers and printing software programs have been established for the dental industry. Two 3D printing technologies, among others, are commonly used to manufacture surgical guides:

1. Stereolithography (SLA), which uses a single round laser beam directed continuously by a mirror to cure the photopolymer in a moving single spot.
2. Digital light processing (DLP), which uses a digital micro-mirror device to direct the structured light and photopolymerize a complete layer of an object simultaneously.

Although the accuracy of 3D printing achieved using both technologies has been compared in various studies considering different appliances such as dental models^{2–4}, splints⁵, and dentures⁶, only very few studies have examined the impact of the two most commonly used 3D-printing techniques on the dimensional quality of surgical guides⁷.

Almost all of the previous studies on surgical guides address the accuracy of implant placement into intermediate gaps. However, of much more significance to the clinician is the influence of SLA and DLP technology on the accuracy of surgical guides when used in more complex and difficult situations, such as free-end situations in posterior regions, where conventional freehand implant positioning is compromised by a limited field of view and accessibility. Inaccuracies of the surgical guide dimensions leading to insufficient fit on the supporting teeth might be considerably more

SCIENCE

amplified due to geometric reasons and the lack of tooth support on the distal side in free-end situations compared with intermediate tooth gaps. Ultimately, even small dimensional inaccuracies of the surgical guide might strongly impair the transfer of the preoperatively planned implant position to the intraoral site in free-end situations.

The present study therefore aimed to compare the accuracy of surgical guides for implant placement in free-end situations manufactured with three different 3D-printing devices using either SLA or DLP technology. The null hypotheses of the study were: 1) There is no significant difference in accuracy between SLA- and DLP-manufactured surgical guides; 2) There is no significant difference in accuracy within printers utilizing DLP technology; 3) Additive and subtractive manufacturing are equally accurate.

Materials and methods

Case study

The present study setup has been described in detail previously⁸. In brief, the experimental surgical guides were planned and designed based on a real clinical case involving a free-end situation with missing teeth 36 and 37.

Model fabrication and collection of STL data

A preoperative CBCT scan was taken (Kodak 9300, 5 × 5 × 5 cm, 78 kV, 6.3 mA, 20 s; Kodak, Rochester, NY, USA) together with an impression of the mandible (Impregum; 3M ESPE, Seefeld, Germany). The master stone cast (Cerec Stone; Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) was scanned to obtain STL data (Activity 885 Mark 2; smart optics, Bochum, Germany). Using silicone molds (Adsil rose; Siladent, Goslar, Germany), 60 resin replicas of the master stone cast were made. The replicas and the original master stone cast were checked for conformity by taking STL scans of the replicas and superimposing these with the original STL data taken from the master stone cast using CloudCompare software (www.cloudcompare.com).

Virtual planning of the implant position

The DICOM data set of the CBCT scan and the STL data set of the master stone cast were matched using coDiagnosTiX software (Dental Wings, Montreal, Canada). Thereafter, one implant (Straumann Tissue Level Implant; length: 10 mm; diameter: 4.1 mm; Straumann, Basel, Switzerland) was digitally positioned for the replacement of tooth 37.

Design of the surgical guides

Each surgical guide was digitally designed using coDiagnosTiX software with short support (region of tooth 37 to 33) on the remaining teeth. Reducing the free-drilling distance (distance from the bottom of the sleeve to the maximum drilling depth) has been proven to be the most accurate⁹. Therefore, to reduce the influence of sleeve height on the overall position of the implant, as this was not the objective of the present study, a 2-mm sleeve height was chosen. The material thickness was set to 2 mm, and the offset between the teeth and the guide was set to 0.05 mm. The guides were reinforced in the region of teeth 35 and 36 and exported in STL file format before nesting (Fig 1).

Manufacture of the surgical guides

Experimental surgical guides were manufactured with an SLA printing device (Form 2; Formlabs, Somerville, MA, USA; group 1) and two different DLP printing devices (D20 II; Rapid Shape, Heimsheim, Germany, and SolFlex 350; W2P Engineering, Vienna, Austria; groups 2 and 3; Table 1). In each group, 12 experimental surgical guides were made. Two different materials (Dental SG; NextDent, Soesterberg, The Netherlands, and V-Print SG; Voco) were used according to the manufacturers' specifications, both of which were approved for printing on SLA and DLP printers simultaneously (Table 2).

The postprocessing of the printed guides was carried out according to the manufacturers' specifications. Cleaning was performed with ultrasound-activated isopropanol for 3 min, then air dried and post-cured in a specific light chamber (Fig 1). Eventually, the T-shaped metal drilling sleeves (diameter: 5.0 mm; height: 5.0 mm; Straumann, Basel, Switzerland) were inserted and visually checked for proper fit.

For the subtractive fabrication of the surgical guides used as controls (group 4), the STL construction files of the surgical guides were imported into CAD software (inLab CAM SW 19.0; Dentsply Sirona). Thereafter, the surgical guides were made using a 5-axis CAD/CAM device (MC X5; minimum bur diameter: 0.5 mm; Dentsply Sirona; Table 1).

In vitro implant placement

The fully guided preparation of the implant sites was performed by one operator (VL) according to the surgical protocol planned in coDiagnosTiX. The implants were then inserted by hand through the guidance of the surgical guide and tightened with a torque of 35 Ncm.

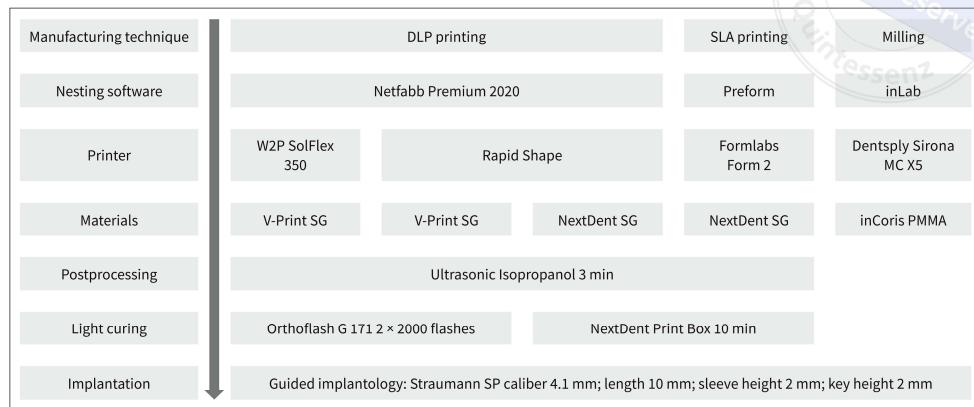


Fig 1 Study design.

Analysis of implant position and comparison with virtual planning

For the postoperative registration of the implant position within the replicas, the scan bodies were fixed to the implants and scans were taken with a laboratory scanner (Activity 885 Mark 2; smart optics, Bochum, Germany). Then, the STL data were imported to CoDiagnostiX for reconstruction of the real implant position, followed by a comparison with the preoperatively planned position (Fig 2). Through in-software metric analysis it was possible to obtain metric data concerning angular displacement of the long implant axis, horizontal 3D displacement of the implant crest, and apex and vertical displacement of the implant.

SEM analysis of geometric test objects

In addition to the surgical guide manufacturing, geometric test objects were printed with SLA and DLP technology to examine the differences in surface morphology. Therefore, a cube (edge length: 5 mm) and a hemisphere (height: 2.5 mm; diameter: 5 mm) was designed for the Form 2 and D20 II printers using Dental SG material. Postprocessing was performed in an analog manner to guide the manufacturing. The specimens were air dried for 24 h and sputter coated with a gold-palladium layer of 50 nm. Surface quality was then evaluated with a field emission scanning electron microscope (FE-SEM) (SUPRA 55VP; Zeiss, Jena, Germany).

Table 1 Brand names, manufacturers, wavelength λ , and technology of printers and milling device

Printer/ milling device	Manufacturer	λ [nm]	Technology
Form 2	Formlabs	405	SLA
D20 II	Rapid Shape	385	DLP
SolFlex 350	W2P Engineering	385	DLP
MC X5	Dentsply Sirona	-	5-axis milling

Table 2 Brand names, manufacturers, wavelength λ , composition (according to manufacturer), and material classification of materials

Material	Manu- facturer	λ [nm]	Matrix	Material classifi- cation
Dental SG	NextDent	385	Methacrylic oligomers, phos- phine oxide	I
V-Print SG	Voco	385	Bis-EMA, UDMA, TPO	IIa
inCoris PMMA guide	Dentsply Sirona	-	PMMA	I

Bis-EMA: bisphenol A diglycidyl methacrylate ethoxylated; PMMA: polymethyl methacrylate; TPO: diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide; UDMA: urethane dimethacrylate

SCIENCE

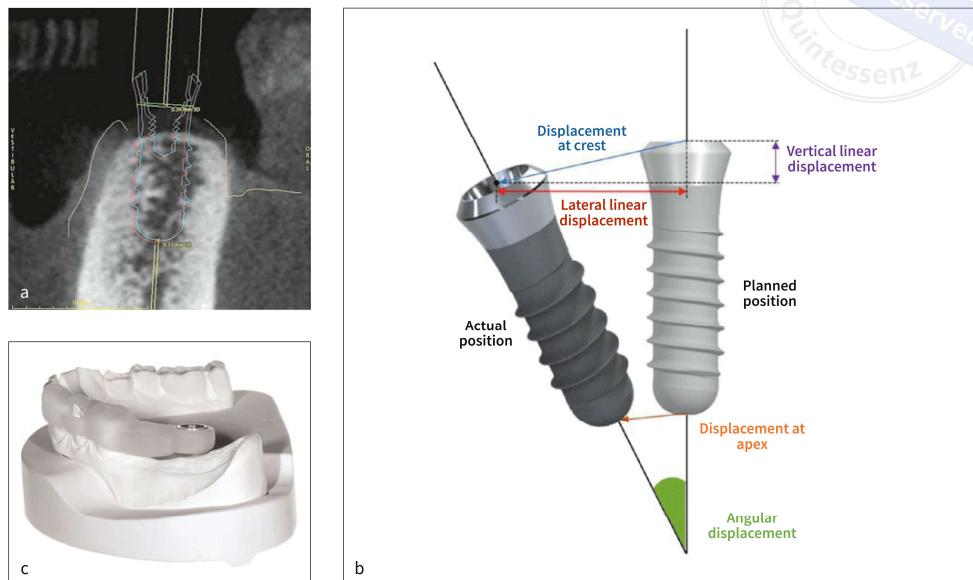


Fig 2 (a) 3D evaluation of planned (turquoise) and placed (red) implant. (b) Schematic deviation measurements evaluated. (c) Representative model and surgical guide.

DLP printers: light intensity measurement

To analyze the light intensity during the printing process, a light meter was used (HD2302.0 Portable Luxmeter; Delta Ohm, Selvazzano Dentro, Italy) with a radiometric probe (LP 471 BLUE; Delta Ohm) in the spectral range from 380 to 550 nm. Measurements were taken with and without inserted vat for both of the DLP printing devices. Maximum light intensity during the polymerization process was recorded in W/m².

Statistical analysis

Mean and standard deviation was calculated for each experimental group. The results were tested within groups for normal distribution using the Kolmogorov-Smirnov test. Homogeneity of variances was analyzed with Levene's test. Univariate analysis of the differences between pre- and post-operative implant position was performed for each parameter within each experimental group using the unpaired sample *t* test. *P* values of < 0.05 were considered significant. All

test procedures were calculated using SPSS 25.0 software (SPSS, Chicago, IL, USA).

Results

Angular displacement of long implant axis

Angular displacement between the planned and the real implant position as observed with the surgical guides ranged from 1.73 ± 0.65 degrees (Dental SG/D20 II) to 3.50 ± 1.02 degrees (V-Print SG/D20 II). The differences of the angular displacement between the printing devices using the same material were both significant to one another (Dental SG: Form 2/D20 II, *P* = 0.049; V-Print SG: SolFlex 350/D20 II, *P* = 0.011; Fig 3).

Horizontal displacement at crest and apex

In terms of the horizontal displacement of the implants at crest, the control group showed the lowest displacement of

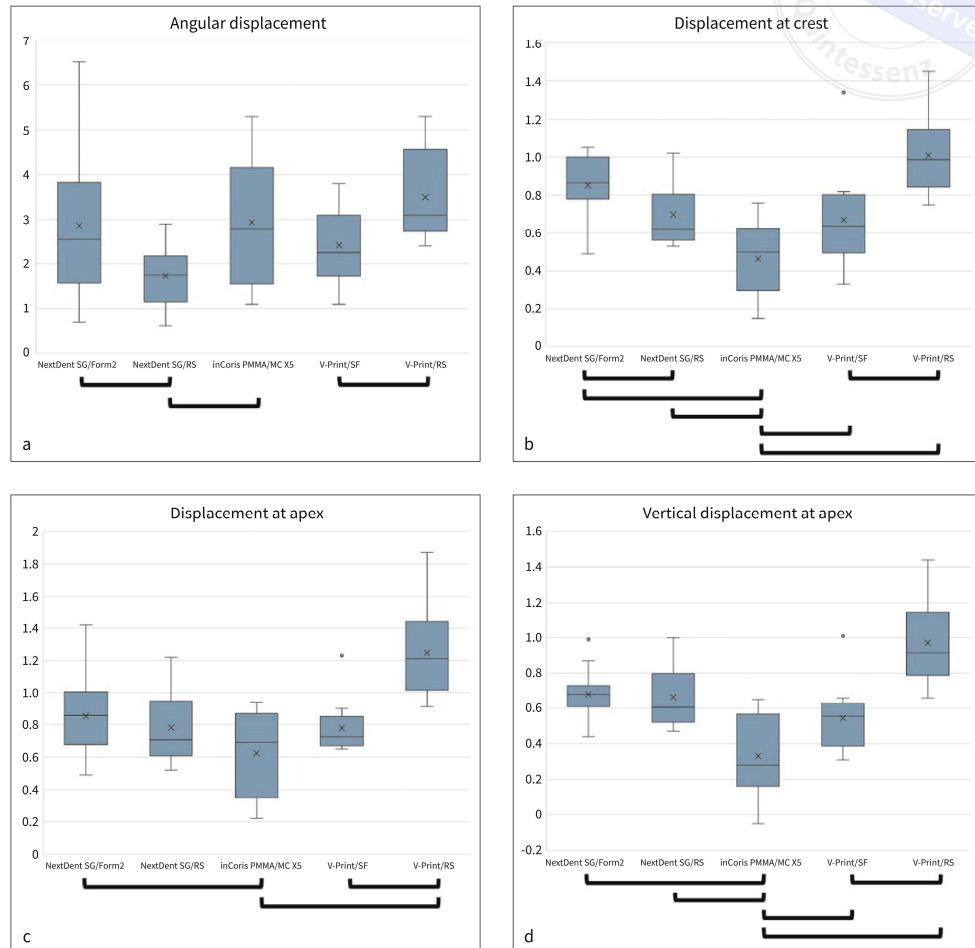


Fig 3 Measurements of deviation between planned and final implant position for different materials. (a) Angular displacement (degrees). (b) Displacement at crest (mm). (c) Displacement at apex (mm). (d) Vertical displacement at apex (mm). Bars (mean \pm standard deviation) connected by lines are significantly different ($P < 0.05$).

0.46 ± 0.20 mm (inCoris PMMA/MC X5), while V-Print SG/D20 II showed the strongest deviation (1.01 ± 0.20 mm). In line with this, the horizontal displacement at apex was least for implants placed with the use of guides manufactured with the subtractive method (inCoris PMMA/MC X5; 0.62 ± 0.26 mm),

and again strongest with the use of guides manufactured with V-Print SG/D20 II (1.25 ± 0.28 mm). In general, the displacement of the implants at crest and apex showed significant differences between the various printing devices when using the same material. Only the displacement at apex for the

SCIENCE

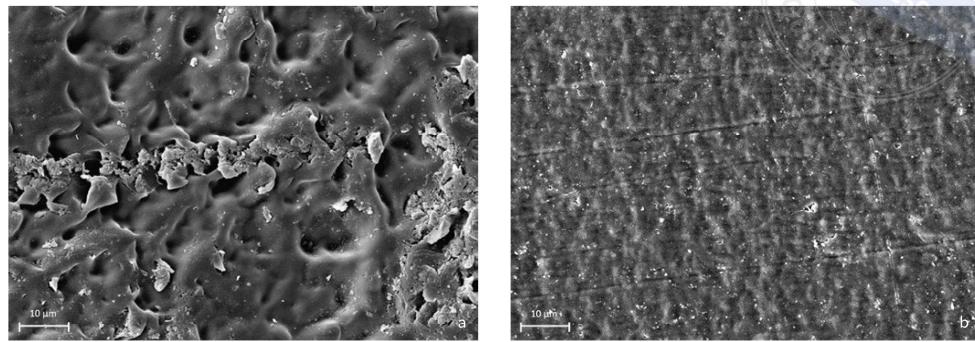


Fig 4 SEM analysis of the test objects (cubes) printed with the (a) SLA (Form 2; Formlabs) and (b) DLP (D20 II; Rapid Shape) printers. The magnification for both was $\times 1.22k$. The point of view is in line with the z-axis, consequently showing a single layer from the front. The surface and structure of the SLA specimen was porous and inhomogenous, while that of the DLP specimen was almost perfectly smooth.

Table 3 Printer setup and maximum light intensity measured during printing

Printer setup	Light intensity [W/m ²]
D20 II	23.81
D20 II with inserted vat	14.34
SolFlex 350	66.88
SolFlex 350 with inserted vat	37.93

V-Print material showed no significant difference compared with the preoperatively planned position. The *P* value for the horizontal displacement at crest for Dental SG was 0.032, that for V-Print SG was 0.002, and that for V-Print SG at apex was 0.000, hence highly significant (Fig 3).

Vertical displacement at apex

Displacement in the vertical aspect of all groups showed a tendency for postoperative implant positions apically to the planned vertical position at apex. The smallest vertical displacements of implants were found in the control group (0.33 ± 0.22 mm; InCoris PMMA/MC X5), whereas the strongest displacements were found for V-Print SG/D20 II (0.97 ± 0.22 mm). Both the V-Print SG printing devices again showed highly significant differences when compared with one another ($P = 0.000$; Fig 3).

SEM analysis of geometric test object

The SEM analysis (Figs 4 to 6) revealed significant differences in surface ultrastructure. While the surface of the test cube printed by the SLA printer was highly porous and of an inhomogenous texture, the one printed by the DLP printer was almost perfectly smooth; the magnification for both was $\times 1.22k$ (Fig 4). For a view on the layer structure, the hemispheres were examined in SEM. The view on the layers revealed similar results. The SLA showed undefined edges and the separate layers were of a spongy structure (Fig 5).

DLP printers: light intensity measurement

The light intensity measurement of the DLP printers showed significant differences. While the SolFlex 350 printer dropped from an initial 66.88 W/m² to 37.93 W/m² with inserted vat, the light intensity of the D20 II printer was noticeably lower, starting from 23.81 W/m² and decreasing to 14.34 W/m², which is the effective intensity that reaches the resin (Table 3).

Discussion

For many years now, SLA and DLP printing technology have achieved widespread acceptance in clinical practice for the fabrication of surgical guides for implant dentistry. However, there is still much to learn about the impact of this technology on the accuracy of implant guides. To the best of the present

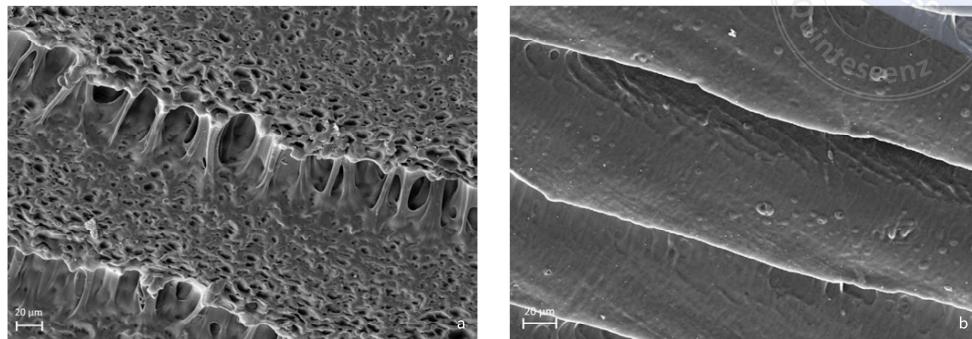


Fig 5 SEM analysis of the geometric test objects (hemispheres) printed with the (a) SLA (Form 2) and (b) DLP (D20 II) printers. The magnification for both was $\times 309$. The z-layers can be detected (white lines). The surface and layers of the SLA test object were inhomogenous and of a porous nature, while the DLP test object showed sharply defined layers.

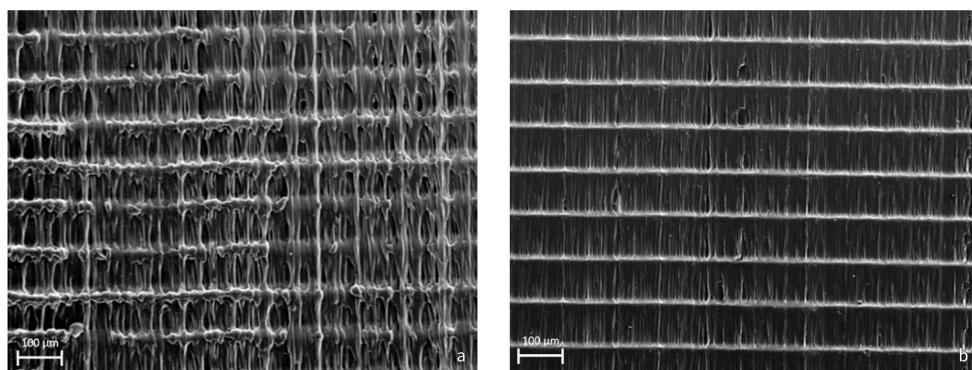


Fig 6 SEM analysis of the test objects (cubes) printed with the (a) SLA (Form 2) and (b) DLP (D20 II) printers. The magnification for both was $\times 65$. The point of view is perpendicular to the z-axis, consequently showing the layering of the 3D-printed object. In the SLA specimen, irregular z-layers and inhomogenous structures in the junction between the layers can be seen. On the other hand, the DLP specimen shows overall finer ultrastructure and more homogenous junctions between layers. Especially dense polymerization of the resin can be seen at the beginning of a z-layer (white horizontal lines).

authors' knowledge, no previous study has aimed to delineate the influence of SLA and DLP technology on the accuracy of surgical implant guide manufacturing for free-end situations considering the same resin material for improved comparability between the various printing devices.

All standard values in the present study were comparable with other studies and are within an acceptable clinical range^{10,11}. Intriguingly, the present study showed significant

differences between the Form 2 SLA printer (Formlabs) and the D20 II DLP printer (Rapid Shape) when both were run with Dental SG resin (NextDent). Compared with the Form 2 printer, the D20 II printer delivered surgical guides that enabled superior accuracy in all respects. Since the postprocessing protocols of the surgical guides for both printers were identical, the differences in surgical guide production can all be attributed to the specific printing technology (ie, the SLA or

SCIENCE

DLP method), which might, accordingly, be responsible for the considerable difference between both types of printing devices. Several previous studies on this topic reported a clear dependency of the dimensional accuracy of various dental objects on the particular printing technology, and the studies concluded that the DLP method is superior to the SLA method^{7,12,13}.

What might be responsible for the poorer results achieved in the present study with the SLA printer is that the specific technology of the Form 2 printer uses a single laser beam that is continuously redirected by two mechanical galvanometer mirrors toward a static central mirror¹⁴. Due to this technical setup, the laser beam enters the curing area of the resin under variable angles in various parts, which might impair the polymerization efficacy. On the other hand, the DLP printer technology uses a constant angle under which the curing light enters the resin, ultimately allowing a more homogenous polymerization in the entire workpiece. In order to address this problem, the most recent SLA printing devices use an additional light processing unit that moves along the x-axis while a galvanometer mirror is simultaneously directing the light along the y-axis. This recent technology renders it possible for the laser beam used for curing the resin to be transmitted strongly perpendicularly to the entire building platform, resulting in a very homogenous curing efficacy in every part of the platform. Unkovskiy et al reported a clear dependency for SLA devices between the curing efficacy and the specific position on the build platform and the final dimensional accuracy of the printed object¹⁵. Based on these observations, those authors concluded that the dimensional divergences increase for objects printed on the peripheral areas of the platform¹⁵. They noted that different traveling times of the laser beam to the various areas of the build platform result in non-homogenous exposure times and might additionally amplify this problem¹⁵.

The specific light sources used for the two different printing technologies might comprise another reason for the superior accuracy obtained with the D20 II DLP printing device. The light source of the D20 II works at a wavelength of 385 nm, whereas the Form 2 laser diode emits radiation at 405 nm. The resin material used in the present study (Dental SG) uses the photoinitiator molecule diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide (TPO), which shows a maximum absorption at 385 nm. Hence, the curing light, as used by the D20 II DLP device, was on point with the wavelength of 385 nm, as specified by the manufacturer. Therefore, it should enable a higher efficacy of polymerization of the printed resin material¹⁶. It seems reasonable to assume that

a different polymerization efficacy, as achieved with the various printing devices due to differences in photoactivation, might have caused the considerable differences in dimensional accuracies.

According to the SEM analysis, distinct ultrastructural differences exist between the SLA- and the DLP-printed resin material. The DLP-printed material provides a homogenous and well-defined surface structure. On the other hand, the surface of the SLA-printed objects presents with lower structural integrity and is even partially porous. The poorer ultrastructure of SLA-printed materials might impair the dimensional quality of the polymerized resin, ultimately leading to a compromised fit between the supporting teeth and the surgical guide. Accordingly, the first null hypothesis had to be rejected.

Focusing separately on the two DLP-based printing devices tested in this study, highly significant differences in terms of the accuracy of implant placement were observed. Surgical guides that were manufactured with the D20 II caused considerably stronger deviation of implants compared with those fabricated with the SolFlex 350. Various reasons might have contributed to these results, among which the differences in layer thickness and light intensity warrant special attention since both might have a significant impact on the material properties. Similarly, a study by Zhang et al showed that the dimensional accuracy of objects printed utilizing the DLP method negatively correlated with the particular layer thickness¹⁷. Layer thicknesses in the present study varied according to the different manufacturers' specifications, being 100 µm for the D20 II and 25 µm for the SolFlex 350. Lower layer thickness seems to improve dimensional accuracy. In conformity with the poorer results of the D20 II, light intensity measurements also showed significantly higher light intensity per layer with the SolFlex 350. If both DLP printers were to be set to the same layer thickness and light intensity level, closer results could be anticipated. Consequently, the second hypothesis had to be partially rejected.

Taken together, implant placement using surgical guides that were 3D printed through additive manufacturing showed poorer accuracy than those printed through subtractive manufacturing. Yet, implant placement with 3D-printed surgical guides achieved acceptable displacement at crest and apex as well as vertical displacement in free-end situations. Differences in the material properties, specifically in terms of ultrastructural quality and lower elastic modulus, of additively manufactured surgical guides as opposed to subtractively manufactured ones might be substantially responsible for the poorer accuracy of implant placement using 3D-printed surgical guides. Considering the reduced tooth support

for surgical guides and the long lever design when used for implant placement in free-end situations, these inferior material properties might further amplify this problem⁸. Accordingly, considering the present results, the third null hypothesis also had to be rejected.

Despite their superior accuracy, the use of subtractively manufactured surgical guides has several inherent drawbacks. Most importantly, subtractive manufacturing is more time consuming compared with the printing of resin utilizing the DLP method. In the present experimental setting, the manufacturing time for 3D printing was 22 min, compared with 225 min for the subtractive method (data not shown). Moreover, for high-resolution templates, usually a 4- to 5-axis milling machine is required to reach a sufficient level of accuracy and effectiveness¹⁸. Also, the radius of the milling bur has an impact on the shape of the surgical guide since, due to geometric reasons, only a radius greater than that of the burs can be milled. Lastly, there are studies that show that the milling of resins leads to dimensional errors reaching almost 2% due to the mechanical deformation by the milling bur during manufacturing^{19,20}.

Finally, even higher deviations might result under real clinical conditions than those that were shown in the present *in vitro* study, which could further complicate implant placement. Commonly, specifically in posterior intraoral regions, the surgical site can present with limited accessibility and be motile due to patient movements.

Conclusions

Within the limitations of the present study, surgical guides manufactured with DLP or SLA printing devices allowed implant placement in an experimental free-end situation with acceptable accuracy. The DLP method was superior in terms of accuracy compared with the SLA method. The dimensional accuracy of DLP-printed surgical guides seems to benefit from higher light intensity and lower layer thickness. Surgical guides manufactured subtractively performed slightly better compared with the 3D-printing methods.

Disclaimer

The authors received no financial support and declare no potential conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article. All authors have given their final approval and have agreed to be accountable for all aspects of the present work.

References

1. D'haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontology 2000* 2017;73:121–133.
2. Emir F, Ayvildiz S. Accuracy evaluation of complete-arch models manufactured by three different 3D printing technologies: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res* 2021;65:365–370.
3. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-dimensionally printed full-arch dental models: a systematic review. *J Clin Med* 2020;9:3357. doi:10.3390/jcm9103357.
4. Park JM, Jeon J, Koak JY, Kim SK, Heo SJ. Dimensional accuracy and surface characteristics of 3D-printed dental casts. *J Prosthet Dent* 2021;126:427–437.
5. Wesemann C, Spies BC, Schaefer D, Adali U, Beuer F, Pieralli S. Accuracy and its impact on fit of injection molded, milled and additively manufactured occlusal splints. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021;114:104179. doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104179.
6. Unkovskiy A, Schmidt F, Beuer F, Li P, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P. Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: an *in vitro* accuracy analysis. *J Clin Med* 2021;10:1070. doi:10.3390/jcm10051070.
7. Keßler A, Dosch M, Reymus M, Folwaczny M. Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. *J Prosthet Dent* 2022;128:196–204.
8. Kessler A, Le V, Folwaczny M. Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the *in vitro* accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. *Clin Oral Implants Res* 2021;32:1097–1104.
9. El Kholy K, Janner SFM, Schimmel M, Buser D. The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static computer-assisted implant surgery. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019;21:101–107.
10. Bover-Ramos F, Vifia-Almunia J, Cervera-Ballester J, Peñarrocha-Díago M, García-Mira B. Accuracy of implant placement with computer-guided surgery: A systematic review and meta-analysis comparing cadaver, clinical, and *in vitro* studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33:101–115.
11. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derkxen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(suppl):25–42.
12. Gjelvold B, Mahmood DJH, Wennerberg A. Accuracy of surgical guides from two different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *J Prosthet Dent* 2019;121:498–503.
13. 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;153:144–153.
14. Hull CW. Method for production of three-dimensional objects by stereolithography. Google Patents, 1990.
15. Unkovskiy A, Bui PH, Schillo C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater* 2018;34:e324–e333.
16. Manapat JZ, Mangadlao JD, Tiu BD, Tritchler GC, Advincula RC. High-strength stereolithographic 3D printed nanocomposites: graphene oxide metastability. *ACS Appl Mater Interfaces* 2017;9:10085–10093.

SCIENCE

17. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop* 2019;80:194–204.
18. Beuer F, Schweiger J, Edehoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204:505–511.
19. Bohez E, Ariyajunya B, Sinlapeecheewa C, Shein T, Lap D, Belforte G. Systematic geometric rigid body error identification of 5-axis milling machines. *Computer-Aided Design* 2007;39:229–244.
20. Lei WT, Hsu YY. Accuracy test of five-axis CNC machine tool with 3D probe-ball. Part I: design and modeling. *Int J Machine Tools Manuf* 2002;42:1153–1162.

Einfluss der DLP- und SLA-Druckertechnologie auf die Genauigkeit von Bohrschablonen für die Implantologie in Freiensituationen

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss unterschiedlicher Drucktechnologien auf die Genauigkeit von Implantatbohrsablonen für eine Freiensituation zu evaluieren. Verglichen wurden verschiedene 3-D-Drucker (ein SLA- und zwei DLP-Drucker) und eine Fräsmaschine als Kontrollgruppe.

Material und Methode: Die Bohrsablonen wurden mit drei verschiedenen 3-D-Druckern hergestellt, einem SLA (Form 2, Formlabs) und zwei DLP-Druckern (D20II, Rapidshape; Solflex 350, W2P Engineering). Als Kontrolle dienten chirurgische Schablonen, die im subtraktiven Verfahren hergestellt wurden (MCX5, Dentsply-Sirona). Insgesamt wurden 48 Schablonen hergestellt und auf ihre Genauigkeit geprüft. Die Bohrsablonen wurden für die Insertion von Implantaten in Regio 37 verwendet. Die postoperative Implantatposition wurde anschließend gescannt und zum metrischen Vergleich mit der präoperativ geplanten Implantatposition digital überlagert.

Ergebnisse: Es wurden signifikante Unterschiede in den Implantatpositionen zwischen den SLA- und den DLP-gedruckten Schienen festgestellt. Dabei zeigte sich, dass die SLA-Schablonen im Vergleich zu den DLP-Schablonen eine signifikant geringere Genauigkeit bei den Parametern mittlere kreisale Abweichung ($p = 0,032$) und der Winkelabweichung ($p = 0,049$) aufwies. Die DLP-gedruckten Schienen zeigten vergleichbare Werte wie die gefräste Kontrollgruppe. Die Ergebnisse lagen in einem akzeptablen klinischen Bereich.

Schlussfolgerung: Die DLP-Technologie scheint der konventionellen SLA-Technologie in Bezug auf die Genauigkeit von 3-D-gedruckten Bohrsablonen bei der Insertion von Implantaten in Freiensituationen überlegen zu sein.

Indizes: geführte Chirurgie, Genauigkeit, 3-D-Druck, Fräsen, Dentalmaterialien, Freiensituation, orale Implantologie



Vinzenz Le

Vinzenz Le, DDS
Department of Prosthetic Dentistry, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

Andreas Keßler, Dr med dent
Department of Conservative Dentistry and Periodontology, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

Matthias Folwaczny, Prof Dr med Dr med dent
Department of Conservative Dentistry and Periodontology, University Hospital, LMU Munich, Munich, Germany

Address Dr Vinzenz Le, Ludwig-Maximilians-University of Munich, Department of Prosthetic Dentistry, Goethestraße 70, 80336 Munich, Germany; Tel: +49 89 4400 59503, Fax: +49 89 4400 59502; Email: vinzenz.le@dent.med.uni-muenchen.de

3. Diskussion

In diesem Abschnitt werden die beiden vorgestellten Untersuchungen diskutiert.

3.1 Einfluss der Geometrie, des Materials und die Position des zu setzenden Implantates auf die Genauigkeit von Bohrschablonen in Freundsituationen

Die Auswahl des Materials und der Herstellungsmethode sowie das individuelle Design für chirurgische Schablonen basieren heute noch immer weitgehend auf Zufallskriterien. Dies erscheint unter Berücksichtigung der Beobachtung problematisch, wonach diese Faktoren einen starken Einfluss auf die Konformität zwischen der virtuell geplanten Implantatposition und der tatsächlichen Implantatposition haben. In fast allen früheren in-vitro und in-vivo Studien zu dieser Fragestellung wurde die Implantation innerhalb einer Einzelzahnlücke betrachtet, die eine stabile Zahnhilfe für die Bohrschablone auf beiden Seiten des Implantatlagers bietet (Gjelvold, Mahmood, & Wennerberg, 2019; Kessler et al., 2022; Sommacal, Savic, Filippi, Kuhl, & Thieringer, 2018). In Bezug auf die Genauigkeit stellt jedoch die Implantation in einer Freundsituation mit zwei fehlenden Zähnen unter Verwendung zahngestützter Bohrschablonen, wie sie in der aktuellen Studie simuliert wurde, aufgrund des langen Hebels und der Distanz zur Schleimhaut eine der ungünstigsten Situationen dar.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen einen signifikanten Einfluss aller untersuchten Variablen: die Position des zu setzenden Implantats, der Hülsenabstand, die Ausdehnung der Abstützung der Bohrschablone an den Restzähnen sowie das Material und die Herstellungsmethode (Fräsen bzw. Drucken). Darüber hinaus hatten alle getesteten Parameter bei 3D-gedruckten Bohrschablonen einen deutlich höheren Einfluss als bei gefrästen Bohrschablonen. Bei Letzteren wurde die Genauigkeit der Implantatposition nur durch den Abstand zwischen der Hülse und dem Alveolarknochen beeinflusst. Bei einem geringeren Abstand (2 mm) zwischen der Hülse und dem Alveolarkamm war die Gesamtgenauigkeit der endgültigen Implantatposition besser als bei einem größeren Abstand (6 mm). Diese Beobachtung wurde auch bei den 3D-gedruckten Materialien gemacht. Sie steht im Einklang mit dem seit langem etablierten Konstruktionsprinzip,

wonach eine Vergrößerung der Bohrlänge zu stärkeren lateralen Bewegungen und Vibrationen führt, was letztlich die Genauigkeit der Implantatbettbereitung beeinträchtigt (El Kholy, Janner, Schimmel, & Buser, 2019).

Die speziellen physikalischen Eigenschaften der subtraktiv hergestellten Bohrschablonen scheinen für die hohe Genauigkeit der endgültigen Implantatposition verantwortlich zu sein. Aufgrund der industriellen Verarbeitung der Kunststoffrohlinge, wie sie für gefräste Bohrschablonen verwendet werden, weist das Material eine große Homogenität und einen hohen Polymerisationsgrad auf, die sich in einem hohen E-Modul widerspiegeln. Die größere Steifigkeit der gefrästen Bohrschablonen verringert die Verformung unter mechanischer Belastung, wie sie bei der Aufbereitung des Implantatlagers entsteht. Diese Annahme wird auch durch die Beobachtung bestätigt, dass keines der Implantate, die mit inCoris-Schablonen eingesetzt wurden, eine lineare vertikale Abweichung von mehr als 1 mm aufwies. Die subtraktive Fertigung von Bohrschablonen weist jedoch Nachteile im Vergleich zu additiv gefertigten Schablonen auf. Diese zeigen sich beispielsweise im höheren Aufwand für die Herstellung, Materialverlust und der technischen Limitationen, die unmittelbar mit der subtraktiven Fertigung zusammenhängen (z.B. Fräserradiuskorrektur) (Bao & Tansel, 2000; Oliaei & Karpat, 2016; Patzelt, Bishti, Stampf, & Att, 2014; Schmitz, Ziegert, Canning, & Zapata, 2008). Letzteres führt in vielen Fällen zu Passungsgenauigkeiten, insbesondere zwischen schmalen Teilen der Bohrschablone und den Stützzähnen (Lebon, Tapie, Duret, & Attal, 2016; Strub, Rekow, & Witkowski, 2006).

Für dreidimensional gedruckte Bohrschablonen werden in der Regel Materialien basierend auf Methacrylaten verwendet, die nicht nur während des Drucks, sondern auch im Anschluss durch entsprechendes Postprocessing polymerisiert werden (Kessler, Hickel, & Reymus, 2020). Vor allem die Polymerisation während des ersten Druckvorgangs begünstigt eine Anisotropie, die zu deutlich schlechteren physikalischen Materialeigenschaften im Vergleich zu gefrästen Schablonen führt (N. Alharbi, Osman, & Wismeijer, 2016; Nawal Alharbi, van de Veen, Wismeijer, & Osman, 2019; Unkovskiy et al., 2018). Das daraus resultierende geringere E-Modul der gedruckten Materialien könnte eine stärkere Verformung der Bohrschablone unter mechanischer Belastung zur Folge haben, was letztlich die Genauigkeit der Implantatinsertion negativ beeinflusst.

Betrachtet man das Design einer Bohrschablone, so kann ein reduzierter Hülsenabstand zusammen mit einer breiteren Zahnunterstützung die Genauigkeit der endgültigen Implantatposition deutlich erhöhen.

Aus klinischer Sicht ist die vertikale Abweichung des Zahnimplantats besonders wichtig, um Schäden an kritischen anatomischen Strukturen wie am Nervus alveolaris inferior zu vermeiden. Die Gruppe um Bover-Ramos et al. empfehlen daher bei der Implantation einen Mindestabstand von 1 mm zwischen der apikalen Spalte des Implantats und dem Mandibularkanal (Bover-Ramos et al., 2018). Mit Hinblick auf diesen Aspekt wurden in den vorliegenden Untersuchungen erhebliche Unterschiede zwischen den gedruckten Kunststoffen festgestellt. Abgesehen von den Implantaten, die mit gefrästen Schablonen gesetzt wurden, betrug die lineare vertikale Abweichung der Implantatspitze im Fall von 3D-gedruckten Bohrschablonen nur dann weniger als 1 mm, wenn das Kunststoffmaterial Nextdent SG für die Herstellung verwendet wurde, welches ein hohes E-Modul ($> 3.000 \text{ MPa}$) ermöglicht. Im Gegensatz dazu wiesen mehrere Implantate, die im Bereich der zweiten Molaren mit Bohrschablonen gesetzt und mit 3Delta Guide oder Freeprint Splint hergestellt wurden, eine lineare vertikale Abweichung am Apex von $> 1 \text{ mm}$ auf. Dies konnte unabhängig von der Größe der Schablone und dem Abstand zwischen Hülse und Alveolarknochen festgestellt werden, was am ehesten auf die deutlich höhere Elastizität der beiden Materialien zurückzuführen ist.

Im Gegensatz zu den Ergebnissen für Freiendsituationen weisen Bohrschablonen mit niedrigem E-Modul (3Delta Guide, Freeprint Splint) in Einzelzahnlücken nur eine geringe lineare vertikale Abweichung am Apex auf, während bei Materialien mit hohem E-Modul (Nextdent SG, InCoris PMMA) eine starke koronale Abweichung festgestellt wurde (Kessler et al., 2021). Über die spezifischen Gründe für die Unterschiede zwischen der Implantation in Einzelzahnlücken und einer Freiendsituation kann nur spekuliert werden. Wahrscheinlich kann die schlechtere Fähigkeit von Materialien mit geringer Elastizität, die Schrumpfung des Kunststoffs zu kompensieren, die Passung zwischen der Bohrschablone und den Stützzähnen beeinträchtigen.

Wenn 3D-gedruckte Bohrschablonen für die Implantatinsertion in einer Freiendsituation verwendet werden, könnte die Verformung speziell in den distalen Bereichen durch die zusätzliche Anlage einer retromolaren Knochen- oder Mukosaabstützung reduziert werden. Allerdings scheint

die Knochen- und Mukosaabstützung im Vergleich zur Zahnenstützung instabiler zu sein (Monaco et al., 2020; Raico Gallardo et al., 2017). Während die Qualität der Schleimhautunterstützung durch die Beschaffenheit des Weichgewebes beeinflusst wird, ist die Schaffung einer angemessenen Knochenunterstützung technisch anspruchsvoll, insbesondere im Hinblick auf die präoperative virtuelle Visualisierung der Knochenoberfläche.

Die Implantatinsertion unter klinischen Bedingungen ist komplex und wird von vielen Faktoren beeinflusst. Daher spiegeln die Ergebnisse von in-vitro Studien die realen intraoralen Bedingungen nur eingeschränkt wider. Ein Labortest kann vorerst nur Anhaltspunkte geben, wie sich die getesteten Materialien klinisch verhalten werden, obgleich sie eine vergleichende Bewertung und Einstufung verschiedener Materialien unter standardisierten Versuchsbedingungen ermöglichen. Die Ergebnisse dieser Studie bedürfen daher sicher einer klinischen Überprüfung. Eine Einschränkung des vorliegenden Studienmodells für eine Freiendsituation besteht beispielsweise darin, dass die abstützenden Zähne keine Mobilität aufweisen, wie sie unter physiologischen Bedingungen anzutreffen sind.

3.2 Einfluss der SLA- und DLP-Druckertechnologie auf die Genauigkeit von Bohrschablonen in Freiendsituationen

Die SLA- und DLP-Druckertechnologien haben sich in der Implantologie bereits seit vielen Jahren für die Herstellung von chirurgischen Bohrschablonen durchgesetzt. Dennoch gibt es weiterhin offene Fragen bezüglich des Einflusses der beiden Druckmethoden auf die Genauigkeit von Implantatbohrsablonen. Soweit bekannt, gibt es bisher noch keine Studie, die den Einfluss der SLA- und DLP-Technologie auf die Genauigkeit chirurgischer Implantatbohrsablonen für Freiendsituationen unter Verwendung des gleichen Materials untersucht hat.

Alle Standardwerte in dieser Studie waren mit anderen Studien vergleichbar und liegen innerhalb eines akzeptablen klinischen Bereichs (Bover-Ramos, Vina-Almunia, Cervera-Ballester, Penarrocha-Diago, & Garcia-Mira, 2018; Tahmaseb, Wismeijer, Coucke, & Derkx, 2014). Die vorliegende Studie erbrachte signifikante Unterschiede zwischen dem Form 2 (SLA) und dem

Rapidshape D20 II (DLP) Drucker, obgleich beide mit demselben Kunststoff (Nextdent Dental SG) betrieben wurden. Die Bohrschablonen des Druckers Rapidshape D20 II zeigten im Vergleich zu Form 2 in allen Aspekten eine höhere Genauigkeit. Da die Nachbearbeitungsprotokolle der Bohrschablonen für beide Drucker identisch waren, liegt der einzige Unterschied in der Herstellung der Bohrschablonen mit zwei technischen Druckmethoden, dem SLA- oder DLP-Verfahren. Mehrere frühere Studien zu diesem Thema berichteten über einen ähnlichen Zusammenhang zwischen der Passgenauigkeit verschiedener zahnmedizinischer Fertigungsobjekte und der verwendeten Drucktechnologie. Sie kamen zu dem Schluss, dass das DLP-Verfahren dem SLA-Verfahren überlegen ist (Gjelvold et al., 2019; Kessler et al., 2022; Kim et al., 2018).

Für die schlechteren Resultate, die mit dem SLA-Gerät erzielt wurden, könnte die Funktionsweise des Form 2 Druckers eine wesentliche Rolle spielen. Hierbei wird ein einzelner Laserstrahl für die Polymerisation des Kunststoffs verwendet, der kontinuierlich von zwei mechanischen Galvanometerspiegeln auf einen statischen zentralen Spiegel umgelenkt wird, der wiederum den Strahl auf die Bauplattform wirft (Hull, 1984). Aufgrund dieses technischen Aufbaus tritt der Laserstrahl an verschiedenen Stellen der Plattform in unterschiedlichen Winkeln in den Kunststoff ein, was die Effizienz der Polymerisation beeinträchtigen könnte. Im Gegensatz dazu wird bei der DLP-Methode das Licht für jede Z-Schicht zeitgleich unter einem konstanten Winkel in das Harz eingestrahlt, was letztlich eine homogenere Polymerisation im gesamten Werkstück ermöglicht. Um diesem Umstand entgegenzuwirken, verwenden modernere SLA-Druckgeräte neuerdings eine zusätzliche Lichtverarbeitungseinheit (LPU), die sich entlang der x-Achse bewegt, während ein Galvanometerspiegel gleichzeitig das Licht entlang der y-Achse lenkt. Diese neue Technologie ermöglicht die konstant senkrechte Übertragung des zur Aushärtung des Harzes verwendeten Laserstrahls, was zu sehr homogenen Polymerisationswinkeln in jedem Teil der Bauplattform führt. Unkovskiy et al. berichteten, dass bei SLA-Geräten eine klare Abhängigkeit zwischen dem Polymerisationsgrad und der spezifischen Position auf der Bauplattform sowie der endgültigen Genauigkeit des gedruckten Objekts besteht. Aus diesen Beobachtungen wurde geschlossen, dass die Maßabweichungen bei Objekten, die in den Randbereichen der Plattform gedruckt werden, zunehmen. Unterschiedliche Laufzeiten des Laserstrahls zu den verschiedenen Bereichen der Bauplattform führen zu inhomogenen Belichtungszeiten und verstärken dieses Problem zusätzlich (Unkovskiy et al., 2018).

Weitere Gründe für die höhere Genauigkeit des DLP-Druckers könnten die spezifischen Lichtquellen sein, die für die beiden Drucktechnologien verwendet werden. Die Lichtquelle des Rapidshape D20 II Druckers emittiert mit einer Wellenlänge von 385 nm, während die Form 2 Laserdiode bei 405 nm arbeitet. Das hier verwendete Material Nextdent Dental SG beinhaltet das Photoinitiatormolekül *Trimethylbenzoyl-Diphenylphosphinoxid* (TPO), welches ein Absorptionsmaximum bei 385 nm aufweist. Die vom DLP-Gerät Rapidshape D20 II verwendete Lichtquelle entspricht somit genau der Wellenlänge für TPO von 385 nm. Daher sollte beim DLP-Drucker ein höherer Konversionsgrad des gedruckten Harzes erreicht werden (Manapat, Mangadlo, Tiu, Tritchler, & Advincula, 2017). Folglich kann sich die unterschiedliche primäre Polymerisation im Drucker auf die Maßgenauigkeit der Bohrschablone auswirken.

Die REM-Analyse der in dieser Studie additiv hergestellten Prüfkörper gibt weitere Hinweise darauf, dass deutliche Unterschiede in der Beschaffenheit zwischen SLA- und dem DLP-gedruckten Kunststoffen bestehen. Das DLP-gedruckte Material weist eine homogene und definierte Oberflächenstruktur auf. Die Oberfläche der SLA-gedruckten Objekte weist dagegen eine geringere strukturelle Integrität auf und zeigt sich teilweise porös, was die Dimensionsqualität des Fertigungsobjektes beeinträchtigen könnte und letztlich zu einer schlechteren Passung zwischen den Stützzähnen und der Bohrschablone führt.

Werden die beiden hier getesteten DLP-basierten Druckgeräte miteinander verglichen, lassen sich hochsignifikante Unterschiede in Bezug auf die Genauigkeit der Implantatpositionierung feststellen. Bohrschablonen, die mit Rapidshape D20 II hergestellt wurden, hatten eine wesentlich stärkere Abweichung der Implantate als Bohrschablonen, die mit Solflex 350 hergestellt wurden. Verschiedene Gründe könnten zu diesen Ergebnissen beigetragen haben, von denen die Unterschiede in der Schichtdicke in der Z-Achse und der Lichtintensität besondere Aufmerksamkeit erfordern, da beide einen erheblichen Einfluss auf die Materialeigenschaften haben könnten. So hat die Studie von Zhang et al. (2019) gezeigt, dass die Genauigkeit von gedruckten Objekten mit dem DLP-Verfahren negativ mit der Schichthöhe korreliert (Zhang, Li, Chu, & Shen, 2019). Die Schichthöhen in unserer Studie variierten aufgrund der unterschiedlichen Herstellerspezifikationen und betrugen 100 µm für Rapidshape und 25 µm für Solflex 350. Geringere Schichtdicken scheinen die Maßgenauigkeit zu verbessern. In Übereinstimmung mit den schlechteren Ergebnissen mit Schablonen, die mit dem Rapidshape D20 II Drucker angefertigt wurden zeigten die

Messungen der Lichtintensität auch eine signifikant höhere Lichtintensität pro Schicht beim Solflex 350. Würden beide DLP-Drucker auf die gleiche Schichthöhe und Lichtintensität eingestellt, wären ähnlich gute Ergebnisse zu erwarten.

Insgesamt zeigte die Implantatinsertion mit additiv gefertigten Bohrschablonen eine schlechtere Genauigkeit im Vergleich zu subtraktiv gefertigten Schablonen. Dennoch war die Genauigkeit der Implantation mit 3D-gedruckten Bohrschablonen in Bezug auf den Versatz am Alveolarkamm, am Apex und dem vertikalen Versatz in Freiendsituationen innerhalb der allgemein anerkannten Grenzwerte. Unterschiede in den Materialeigenschaften, insbesondere in Bezug auf die Gefügequalität und das geringere Elastizitätsmodul, zwischen additiv und subtraktiv hergestellten Bohrschablonen könnten wesentliche Gründe für die schlechtere Genauigkeit der 3D-gedruckten Bohrschablonen sein. Angesichts der reduzierten einseitigen Zahnunterstützung der Bohrschablonen und des langen Hebelarms bei der Implantation in Freiendsituationen könnten diese unterlegenen Materialeigenschaften einen negativ verstärkenden Einfluss auf die Konformität der Implantate haben (Kessler, Le, & Folwaczny, 2021).

Trotz der größeren Genauigkeit hat die Verwendung von subtraktiv hergestellten Bohrschablonen mehrere Nachteile. Vor allem ist das Fräsen zeitaufwändiger als das Drucken von Kunststoff mittels DLP-Technologie. In der vorliegenden Versuchsanordnung betrug die Herstellungszeit für den 3D-Druck 22 Minuten im Vergleich zu 225 Minuten für die subtraktive Methode. Außerdem ist für hochauflösende Schablonen in der Regel eine 4- bis 5-achsige Fräsmaschine erforderlich, um ein ausreichendes Maß an Genauigkeit und Effektivität zu erreichen (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008). Auch der Radius des Fräzers wirkt sich auf die Form der Bohrschablone aus, da aus geometrischen Gründen nur ein Radius gefräst werden kann, der größer als der des Fräskörpers ist. Schließlich gibt es Studien, wonach das Fräsen von Kunststoffen aufgrund der mechanischen Verformung durch den Fräser während der Herstellung zu Maßungsgenauigkeiten von fast 2% führt (Bohez et al., 2007; Lei & Hsu, 2002).

4. Zusammenfassung

Anhand der vorliegenden Untersuchung zur geometrischen Konformität der Position von enossalen Implantaten in Freiendsituationen nach navigierter Insertion mit Hilfe von 3D-gedruckten Führungsschablonen kann festgestellt werden, dass die zu implantierende Zahnregion, der Hülsenabstand, die Länge der Zahnabstützung, das E-Modul des Kunststoffs und das Herstellungsverfahren einen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der postoperative Implantatposition haben.

Die Implantatposition wies größere Ungenauigkeiten auf, je weiter distal in der Freiendlücke implantiert werden sollte. Niedrige Hülsenhöhen zeigten generell höhere Genauigkeiten auf, während die Extension der Zahnabstützung einen positiven Einfluss auf die Konformität der Implantatpositionen hatte. Um eine flexible Deformation der Schablone gerade in den distalen Regionen der Implantatbohrschaablone zu vermeiden, kann im Rahmen dieser Arbeit die Empfehlung gegeben werden, zusätzlich eine Mukosaabstützung einzuarbeiten. Auch wiesen Kunststoffe mit höherem E-Modul bessere Ergebnisse auf als elastischere Materialien. Der Vergleich zwischen SLA- und DLP-Druckern zeigte, dass DLP-Drucker sowohl in Bezug auf die Materialgüte als auch auf die Genauigkeit der virtuell geplanten Implantatposition in den klinischen Situs bessere Ergebnisse erzielen als SLA-Drucker.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind unter der Einschränkung zu betrachten, da sie unter idealen *in vitro* Bedingungen erarbeitet wurden. *In-vivo* haben weitere Parameter Einfluss auf die Qualität der Übertragung, wie zum Beispiel die Mobilität der Zähne, Bewegungen des Patienten und ein eingeschränktes Sicht- und Arbeitsfeld durch geringe Kieferöffnung, anatomische Nachbarstrukturen und Blut.

Unter den Prämissen dieser *in-vitro* Studie können folgende Schlussfolgerungen für die Herstellung von Implantatschablonen für eine Freiendsituation mit Hilfe des additiven 3D-Druckverfahrens gezogen werden: Die Schablone sollte möglichst weit über die Restbezahlung extendiert und ein niedriger Hülsenabstand gewählt werden, das Kunststoffmaterial sollte ein hohes E-Modul aufweisen. In weit distal gelegenen Implantatpositionen ist es sinnvoll, insbesondere bei Ma-

terialien mit niedrigerem E-Modul, bei der Planung der Schablone einen größeren Mindestabstand zu anatomisch kritischen Strukturen einzuhalten. Eine zusätzliche Mukosaabstützung könnte die Qualität der Positionsübertragung weiter verbessern. Für die Herstellung mittels additiver Technik ist ein DLP-Drucker vorzuziehen, wobei gefräste Bohrschablonen nach wie vor eine zuverlässigere Implantatpositionierung ermöglichen.

5. Abstract (English):

The present study on the geometric conformity between the digitally planned and the real post-operative position of enossal implants in free-end situations after navigated insertion using 3D-printed templates shows that the implant region, sleeve height, length of the tooth support, elastic modulus of the resin and the manufacturing process have significant influence on the accuracy of the postoperative implant position.

The implant position showed greater inaccuracies the further distally the implant was placed. Low sleeve heights generally showed higher accuracies, while extension of the tooth support had a positive influence on the conformity of implant positions. In order to avoid flexible deformation of the template, especially in the distal regions of the implant drill guide, an additional mucosa support is recommended. Resins with a higher modulus of elasticity also showed better results than more flexible materials. The comparison between SLA and DLP printers showed that DLP printers are superior to SLA printers both in terms of material quality and in the agreement of the implant position with the planning.

The results of this work should be considered with the caveat that they were found under ideal in-vitro conditions. In vivo, many further parameters might influence the quality of conformity, such as tooth mobility, patient movements, restricted access and view on the implant situs due to insufficient mouth opening, anatomical neighboring structures and blood.

Under the premises of this in vitro study, the following conclusions can be made for the fabrication of an implant drill guide with optimum transformation of the digitally planned into an intraoral free-end situation using additive manufacturing: the guide should be extended over the entire residual dentition, a low sleeve height is generally preferable and the material should have a high elastic modulus. In far distal implant positions, a larger minimum distance to anatomically critical structures should be considered in the vertical plane, especially for materials with a lower elastic modulus. Furthermore, additional mucosa support may be advisable. For fabrication using additive manufacturing, a DLP printer is preferable, although milled surgical guides still allow the best results.

6. Literaturverzeichnis

- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*, 115(6), 760-767. doi:10.1016/j.jprosdent.2015.12.002
- Alharbi, N., van de Veen, A. J., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2019). Build angle and its influence on the flexure strength of stereolithography printed hybrid resin material. An in vitro study and a fractographic analysis. *Materials technology*, 34(1), 12-17. doi:10.1080/10667857.2018.1467071
- Bao, W., & Tansel, I. (2000). Modeling micro-end-milling operations. Part III: influence of tool wear. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 40(15), 2193-2211. doi:10.1016/S0890-6955(00)00056-0
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204(9), 505-511. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350
- Bohez, E. L. J., Ariyajunya, B., Sinlapeecheewa, C., Shein, T. M. M., Lap, D. T., & Belforte, G. (2007). Systematic geometric rigid body error identification of 5-axis milling machines. *Computer-Aided Design*, 39(4), 229-244. doi:10.1016/j.cad.2006.11.006
- Bover-Ramos, F., Vina-Almunia, J., Cervera-Ballester, J., Penarrocha-Diago, M., & Garcia-Mira, B. (2018). Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(1), 101-115. doi:10.11607/jomi.5556
- D'Haese, J., Ackhurst, J., Wismeijer, D., De Bruyn, H., & Tahmaseb, A. (2017). Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontal 2000*, 73(1), 121-133. doi:10.1111/prd.12175
- Deeb, G. R., Allen, R. K., Hall, V. P., Whitley, D., 3rd, Laskin, D. M., & Bencharit, S. (2017). How Accurate Are Implant Surgical Guides Produced With Desktop Stereolithographic 3-Dimensional Printers? *J Oral Maxillofac Surg*, 75(12), 2559 e2551-2559 e2558. doi:10.1016/j.joms.2017.08.001
- EI Kholy, K., Janner, S. F. M., Schimmel, M., & Buser, D. (2019). The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*, 21(1), 101-107. doi:10.1111/cid.12705
- Gjelvold, B., Mahmood, D. J. H., & Wennerberg, A. (2019). Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *J Prosthet Dent*, 121(3), 498-503. doi:10.1016/j.jprosdent.2018.08.009

- Hull, C. W. (1984). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. *United States Patent, Appl., No. 638905, Filed.*
- Kessler, A., Dosch, M., Reymus, M., & Folwaczny, M. (2022). Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. *J Prosthet Dent*, 128(2), 196-204. doi:10.1016/j.prosdent.2020.08.038
- Kessler, A., Hickel, R., & Reymus, M. (2020). 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent*, 45(1), 30-40. doi:10.2341/18-229-L
- Kessler, A., Le, V., & Folwaczny, M. (2021). Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation. *Clin Oral Implants Res*, 32(9), 1097-1104. doi:10.1111/cir.13804
- 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 Dentofacial Orthop*, 153(1), 144-153. doi:10.1016/j.ajodo.2017.05.025
- Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., & Attal, J. P. (2016). Understanding dental CAD/CAM for restorations--dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: labside milling machines. *Int J Comput Dent*, 19(2), 115-134. doi:10.3290/j.ijcd.a34566
- Lei, W. T., & Hsu, Y. Y. (2002). Accuracy test of five-axis CNC machine tool with 3D probe-ball. Part I: design and modeling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 42(10), 1153-1162. doi:10.1016/s0890-6955(02)00047-0
- Manapat, J. Z., Mangadlao, J. D., Tiu, B. D., Tritchler, G. C., & Advincula, R. C. (2017). High-Strength Stereolithographic 3D Printed Nanocomposites: Graphene Oxide Metastability. *ACS Appl Mater Interfaces*, 9(11), 10085-10093. doi:10.1021/acsami.6b16174
- Monaco, C., Arena, A., Corsaletti, L., Santomauro, V., Venezia, P., Cavalcanti, R., . . . Zucchelli, G. (2020). 2D/3D accuracies of implant position after guided surgery using different surgical protocols: A retrospective study. *J Prosthodont Res*, 64(4), 424-430. doi:10.1016/j.jpor.2019.11.007
- Oliaei, S. N. B., & Karpat, Y. (2016). Influence of tool wear on machining forces and tool deflections during micro milling. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 84(9), 1963-1980. doi:10.1007/s00170-016-8491-6
- Patzelt, S. B., Bishti, S., Stampf, S., & Att, W. (2014). Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc*, 145(11), 1133-1140. doi:10.14219/jada.2014.87
- Probst, F. A., Schweiger, J., Stumbaum, M. J., Karampinos, D., Burian, E., & Probst, M. (2020). Magnetic resonance imaging based computer-guided dental implant surgery-A clinical pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 22(5), 612-621. doi:10.1111/cid.12939

- Raico Gallardo, Y. N., da Silva-Olivio, I. R. T., Mukai, E., Morimoto, S., Sesma, N., & Cordaro, L. (2017). Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 28(5), 602-612. doi:10.1111/clr.12841
- Schmitz, T. L., Ziegert, J. C., Canning, J. S., & Zapata, R. (2008). Case study: A comparison of error sources in high-speed milling. *Precision Engineering*, 32(2), 126-133. doi:10.1016/j.precisioneng.2007.04.001
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Guth, J. F. (2021). 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med*, 10(9), 1-20. doi:10.3390/jcm10092010
- Sommacal, B., Savic, M., Filippi, A., Kuhl, S., & Thieringer, F. M. (2018). Evaluation of Two 3D Printers for Guided Implant Surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(4), 743-746. doi:10.11607/jomi.6074
- Standardization, I. O. f. (2015). *Additive Manufacturing: General Principles. Part. 2: Overview of Process Categories and Feedstock*: ISO.
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9), 1289-1296. doi:10.14219/jada.archive.2006.0389
- Tahmaseb, A., Wismeijer, D., Coucke, W., & Derkxen, W. (2014). Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl, 25-42. doi:10.11607/jomi.2014suppl.g1.2
- Unkovskiy, A., Bui, P. H., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater*, 34(12), e324-e333. doi:10.1016/j.dental.2018.09.011
- Zhang, Z. C., Li, P. L., Chu, F. T., & Shen, G. (2019). Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop*, 80(4), 194-204. doi:10.1007/s00056-019-00180-y

Danksagung

Am Ende dieser Arbeit möchte ich mich von ganzem Herzen bei allen bedanken, die mich während der Zeit meiner Dissertation unterstützt, gefördert und motiviert haben. Im Besonderen bedanke ich mich bei folgenden Personen:

- Herr Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Matthias Folwaczny für die Ermöglichung dieser Arbeit, den fachkundigen Rat und seine exzellente Betreuung.
- Frau Prof. Dr. Dipl. Ing. Nicoleta Ilie und Herr Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth für die freundliche Unterstützung bei meinem Promotionsvorhaben und der stets offenen Tür.
- Ganz besonders danken möchte ich Herr PD Dr. med. dent. Andreas Kessler für seine herausragende Unterstützung in allen Teilen der Dissertation und den Publikationen, sowie seine kompetenten und geduldigen Ratschläge. Den motivierenden, konstruktiven und guten zwischenmenschlichen Umgang werde ich nie vergessen.
- Herr ZA Maximilian Dosch für die fachliche Unterstützung und die Einführung in die Theematik.
- Zu guter Letzt geht mein größter Dank an meine wundervollen Eltern, Geschwister und deren Lebenspartner. Ihr habt mich mein gesamtes Leben lang unterstützt und motiviert. Vielen Dank für Euren unglaublichen Rückhalt.