

Aus dem Institut für Zahnärztliche Prothetik,
Alterszahnmedizin und Funktionslehre
der

Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Genauigkeit der Implantatinsertion mithilfe additiv gefertigter
Bohrschablonen aus Biopolymeren

Accuracy of implant placement using additively manufactured
surgical guides made of biopolymers

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Valentin Felix Ferdinand Hromadnik

Datum der Promotion: 25.11.2022

Vorwort

Teile diese Monographie wurden vorab bereits publiziert und vorgetragen.

Die Anteilserklärung mit detaillierter Aufschlüsselung ist dem Anhang zu entnehmen.

Publikation 1:

Pieralli S., Spies B. C., Hromadnik V., Beuer F., Wesemann C.,

How Accurate Is Oral Implant Installation Using Surgical Guides Printed from a Degradable and Steam-Sterilized Biopolymer?

J Clin Med, Juli 2020; 9(8):2322. DOI: 10.3390/jcm9082322

Poster 1: Poster Nr. 28. Congress EAO, 26.-28.09.19, Lissabon

Hromadnik V., Pieralli S., Beuer F., Wesemann C.,

Accuracy of a workflow using sleeveless 3D printed surgical guides made from a cost-effective and biodegradable material

Clinical oral implants research. November 2019 30(19): 519. DOI: 10.1111/clr.474_13509

Poster 2: Poster PEERS Jahrestreffen, 17.01.19, Frankfurt am Main

Hromadnik V., Pieralli S., Wesemann C., Spies B. C., Beuer F.

Genauigkeit eines Workflows zur Herstellung 3D gedruckter Bohrschablonen aus Biopolymeren: Eine preisliche effiziente und biologisch abbaubare Alternative?

Vortrag 1: zum 33. DGI-Kongress, 28.-30.11.19, Hamburg

Pieralli S., Benedikt B.C., Hromadnik V., Beuer F., Robert N., Wesemann C.

Genauigkeitsstudie einer 3D gedruckten, biodegradierbaren und hülsenlosen Bohrschablone aus Polylactiden

Mit Auszeichnung: Preis für die beste experimentelle Studie

Vortrag 2: Vortrag im Journal Club Charité, 2.07.19, Berlin

Hromadnik V.

Accuracy of a workflow using sleeveless 3D printed surgical guides made from a cost-effective and biodegradable material: an in vitro study

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	II
Abkürzungsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	VI
Tabellenverzeichnis	VIII
1 Zusammenfassung	1
2 Abstract	3
3 Einleitung	5
4 Fragestellung und Zielsetzung	17
5 Material und Methodik	18
5.1 Implantationsmodell	18
5.2 Herstellung der Bohrschablonen	19
5.2.1 DVT	19
5.2.2 Modellscan	19
5.2.3 Set-up	20
5.2.4 Design der Bohrschablone	20
5.2.5 Additive Fertigung	22
5.2.6 Nachbearbeitung	23
5.3 Implantation	24
5.4 Digitalisierung	26
5.5 Ausrichtung und Vermessung	27
5.6 Statistische Auswertung	30
6 Ergebnisse	31
6.1 Laterale Abweichung	31
6.1.1 Sagittale Abweichung (<i>x</i> -Achse).....	31
6.1.2 Transversale Abweichung (<i>y</i> -Achse)	33
6.2 Vertikale Abweichungen (<i>z</i>-Achse)	34
6.3 Anguläre Abweichung	36

7	Diskussion	39
7.1	<i>Diskussion der Methodik</i>.....	39
7.1.1	Modellauswahl	39
7.1.2	Datensammlung und Datenverarbeitung	42
7.1.3	Fertigung der Bohrschablonen	46
7.1.4	Implantation	49
7.1.5	Digitalisierung und Vermessung	51
7.2	<i>Diskussion der Ergebnisse</i>.....	54
7.2.1	Genauigkeit <i>in-vitro</i>	54
7.2.2	Genauigkeit <i>in-vivo</i>	57
7.2.3	Implantatregion / Abstützung	59
7.2.4	Biokompatibilität.....	60
7.2.5	Zeitersparnis	60
7.2.6	Kosten.....	61
7.2.7	Bohrhülsen.....	62
8	Schlussfolgerung	63
9	Literaturverzeichnis	64
10	Anhang	79
10.1	<i>Materialliste</i>	79
10.2	<i>Eidesstattliche Versicherung</i>.....	83
10.3	<i>Anteilerklärung</i>.....	85
10.4	<i>Lebenslauf</i>	89
10.5	<i>Publikationsliste</i>.....	90
10.6	<i>Danksagung</i>.....	92
10.7	<i>Bescheinigung Statistik</i>	93

Abkürzungsverzeichnis

ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol
ALARA	As Low As Reasonably Possible
CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CT	Computertomographie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Digital Light Processing
DMD	Digital Micromirror Device
DVT	Digitale Volumetomographie
FDA	Food and Drug Administration
FFF	Fused Filament Fabrication
FFF-H	Schablone FFF mit Hülse
FFF-OH	Schablone FFF ohne Hülse
FOV	Field Of View
GRAS	Generally Recognized As Safe
MANOVA	Multivariate Analysis of Variance
MPG	Medizinproduktegesetz
MTA	Medizinisch-technische/-r Assistent/-in
OPG	Orthopantomogramm
PEEK	Polyetheretherketon
PETG	Polyethylenterephthalat-Glycol
PLA	Polylactid
PolyJet	Polymer Jetting
SD	Standardabweichung
SLA	Stereolithographie
SLA-H	Schablone SLA mit Hülse
SLA-OH	Schablone SLA ohne Hülse
SMOP	Swissmeda Operations Planung
STL	Standard Tessellation Language
USP	United States Pharmacopeia

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: SLA Druckverfahren. 1) UV-Laser, 2) steuerbarer Spiegel, 3) Lichtstrahl, 4) flüssiges Harz, 5) Druckwanne, 6) Druckobjekt, 7) Plattform, 8) steuerbare z-Achse.	11
Abbildung 2: DLP Druckverfahren. 1) Lichtquelle, 2) Digital Micromirror Device (DMD), 3) Lichtstrahl, 4) flüssiges Kunstharz, 5) Druckwanne, 6) Druckobjekt, 7) Druckplattform, 8) steuerbare z-Achse.	12
Abbildung 3: PolyJet Druckverfahren. 1) flüssiges Harz, 2) Lichtquelle, 3) steuerbare x-y-Achse, 4) Druckobjekt, 5) Stützstruktur, 6) Druckbett, 7) steuerbare z-Achse.	13
Abbildung 4: FFF Druckverfahren. 1) Extruder, 2) Druckobjekt, 3) Stützstrukturen, 4) Druckbett, 5) steuerbare z-Achse, 6) Druckfilament, 7) steuerbare x-y-Achse.	14
Abbildung 5: Implantationsmodell a) im Okkludator, b) Unterkiefer mit Knochenblock, c) Knochenblock und Zahn 34 entfernt.	18
Abbildung 6: STL-Datensätze. a) Unterkiefer, b) äußeres Segment, c) inneres Segment.	18
Abbildung 7: Zusammenfassung des Arbeitsablaufs inklusive Bohrschablonendesign. Digitalisierung des Implantationsmodells durch Intraoralscanner und DVT. Anfertigen eines digitalen Set-ups. Design der Bohrschablone in der Designsoftware.	21
Abbildung 8: STL-Daten zur Implantatplanung a) Scan des Unterkiefers, b) digitales Set-up, c) verschraubte Scanbodies. d) STL-Datensatz der designten Bohrschablone.	21
Abbildung 9: Digitale Planung mit Implantatausrichtung und Design der Bohrschablone.	21
Abbildung 10: Arbeitsablauf der additiven Fertigung. Herstellung der Bohrschablonen durch SLA und FFF Drucker, Insertion der Bohrhülsen und Nachbearbeitung.	24
Abbildung 11: Arbeitsablauf der Implantation. Führung der Bohrer durch die Bohrschablonen mit und ohne Hülse und anschließendes Einschrauben der Implantate.	25
Abbildung 12: Implantation a) Implantatinsertion durch Bohrschablone, b) Abnahme der Schablone, c) Abschrauben der Implantatpfosten, d) Aufschrauben der Scanbodies. .	26
Abbildung 13: Arbeitsablauf der Digitalisierung. Verschrauben der Scanbodies auf den Implantaten. Scannen der Implantatposition und Export in die Auswertungssoftware. .	26

Abbildung 14: <i>Lineare Implantatabweichung in x-y-z-Achse und Winkelabweichung α.</i>	28
Abbildung 15: <i>Arbeitsablauf zur Auswertung der postoperativen Implantatposition. Herstellung von Soll- und Ist-Modellen, Überlagerung, Vermessung und Auswertung.</i>	29
Diagramm 1: <i>Sagittale Abweichung (x-Achse) am Implantatapex innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	32
Diagramm 2: <i>Sagittale Abweichung (x-Achse) an der Implantatschulter innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	32
Diagramm 3: <i>Boxplot zeigt die transversale Abweichung am Implantatapex innerhalb der vier Messgruppen in mm. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	33
Diagramm 4: <i>Transversale Abweichung an der Implantatschulter innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	34
Diagramm 5: <i>Vertikale Abweichung am Implantatapex innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	35
Diagramm 6: <i>Boxplot zeigt die vertikale Abweichung an der Implantatschulter innerhalb der vier Messgruppen in mm. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	35
Diagramm 7: <i>Boxplot zeigt die Achsabweichung der Implantate in $^{\circ}$ innerhalb der vier Messgruppen. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	36
Diagramm 8: <i>Zusammenfassung der Abweichungen in Boxplots mit Minimum, Maximum, Quartilsabstand, Median und Ausreißer der Implantatposition. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse; x: sagittale Abweichungen, y: transversale Abweichung, z: vertikale Abweichung.</i>	37

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: <i>Eigenschaften der Druckmaterialien. PLA: Polylactid, MPa: Megapascal. ..</i>	23
Tabelle 2: <i>Mittelwerte \pm Standardabweichungen der Versuchsreihen im Vergleich zur Planung an Implantatapex und Schulter in mm, Abweichungen der Implantatachse in $^{\circ}$. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.</i>	37
Tabelle 3: <i>Multivariate Analysis Of Variance (MANOVA); SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse; x: sagittale Abweichung, y: transversale Abweichung; z: vertikale Abweichung.</i>	38
Tabelle 4: <i>Zusammenfassung der Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD). Minimale (Min) und maximale Abweichung (Max) der Implantate an Apex und Schulter lateral und vertikal in mm. Achsabweichung der Implantate in $^{\circ}$.</i>	38
Tabelle 5: <i>Kostenübersicht der Druckverfahren. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication, OH: ohne Hülse, LT: long term, kg: Kilogramm, €: in Euro, ct: Cent.</i>	61

1 Zusammenfassung

Einleitung

Bohrschablonen ermöglichen eine geführte, prothetisch orientierte Insertion dentaler Implantate. Der Fertigungsprozess erfolgt meist additiv aus photopolymerisierbaren Kunststoffen. Metallische Hülsen ermöglichen die Führung des Bohrers und verhindern den Abrieb des Schablonenmaterials. Eine Alternative zum jetzigen Goldstandard könnten Bohrschablonen aus Polylactid (PLA) darstellen, aufgrund der Bioverträglichkeit des Materials könnte möglicherweise auf die Insertion metallischer Führungshülsen verzichtet werden. Ziel der Studie ist es, Bohrschablonen zur geführten Implantatinsertion der Fertigungsverfahren *Fused Filament Fabrication* (FFF) und Stereolithographie (SLA) hinsichtlich der Implantatposition zu vergleichen. Die Bohrschablonenmaterialien waren PLA im FFF Verfahren und ein photopolymerisierbares Harz im SLA Verfahren. Auch der potentielle Nutzen von Führungshülsen und der Einfluss der Implantatregion wurde untersucht.

Methodik

In einer Planungssoftware wurde eine virtuelle Bohrschablone mit (H) und ohne Führungshülsen (OH) zur Insertion zweier Implantate in ein Kunststoffmodell erstellt. Mithilfe der Datensätze wurden jeweils zehn Bohrschablonen für die vier Gruppen (SLA-H, SLA-OH, FFF-H, FFF-OH) im SLA und FFF Verfahren hergestellt und sterilisiert. In Regio 35 und 37 wurden 80 Titan-Implantate inseriert. Die Digitalisierung der Modelle erfolgte durch einen Desktopscanner. Sowohl laterale und vertikale Abweichungen am Apex und der Implantatschulter als auch Abweichungen der Implantatachse wurden mithilfe einer Messsoftware ausgewertet. Die statistische Auswertung erfolgte anhand der MANOVA mit Post-hoc Tukey's honest significant difference (HSD) Paarvergleichen.

Ergebnisse

Die Implantate zeigten maximale laterale Abweichungen von 0,97 mm am Apex und 0,55 mm auf Höhe der Implantatschulter, vertikale Abweichungen betragen am Apex maximal 0,56 mm und 0,24 mm an der Schulter. Es wurde eine maximale Achsabweichung von 3,02° gemessen. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied beim Vergleich der vier Gruppen in der vertikalen Dimension festgestellt werden ($p \leq 0,054$). Sagittale Abweichungen waren bei der FFF Versuchsgruppe höher ($p \leq 0,033$) als bei SLA, transversal wurde kein Unterschied festgestellt ($p \leq 0,054$). Das Einsetzen einer Bohrhülse hatte keine signifikante Auswirkung auf die vertikale Genauigkeit der Implantate, aber resultierte in höheren transversalen Abweichungen ($p = 0,001$).

Schlussfolgerung

Maximale laterale und vertikale Abweichungen aller inserierten Implantate lagen im Rahmen dieser *in-vitro* Studie unter 1 mm. Bohrschablonen aus PLA zeigten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Implantatgenauigkeit im Vergleich zum Goldstandard. Die Verwendung von metallischen Führungshülsen steigerte die Genauigkeit der inserierten Implantate *in-vitro* nicht. Die experimentell verwendeten bioverträglichen PLA Schablonen waren in der Herstellung preiswerter, zeitsparender, und potenziell biologisch abbaubar.

2 Abstract

Introduction

Digital implant planning enables precise prosthetically-driven implant positioning using surgical guides. Surgical guides are most likely to be additively manufactured from a photopolymerizable resin and use metal sleeves for drill guidance. The production is cost-intensive and the biocompatibility of resins is controversially discussed. Sleeveless surgical guides made out of polylactic acid (PLA) might represent an alternative to the current gold standard. PLA is more economic, made out of renewable resources and is thus more environmentally friendly. Due to the biocompatibility of the material, metal sleeves could possibly be dispensed with. The aim of this study is to compare surgical guides from "Fused Filament Fabrication" (FFF) using PLA and "Stereolithography" (SLA) using resin with regard to the implant accuracy. Furthermore, potential effects of additionally inserted guide sleeves and the impact of the implant region was assessed.

Methods

A planning software was used to design a surgical guide with (H) and without (OH) metal sleeves for the placement of two implants in a mandibular resin model in the region of the second premolar and molar. Each dataset was additively manufactured by SLA or FFF, yielding four groups (SLA-H, SLA-OH, FFF-H, FFF-OH). After sterilizing the surgical guides of each group (n=10) a series of 80 two-piece titanium implants were placed in the mandibular model. Scan bodies were screwed on the implants and digitized using a desktop scanner. Horizontal and vertical deviations were evaluated at the apex and shoulder level, as well as main axis aberration. Regarding the statistical analysis a one-way MANOVA with post-hoc Tukey-HSD was performed.

Results

Guided implant insertion resulted in a maximum lateral deviation of 0.97 mm at the apex and 0.55 mm at the shoulder. Vertical deviations with a maximum of 0.56 mm at the apex and 0.24 mm at the implant shoulder were measured. Maximum axial deviation did not exceed 3.02°. Between all groups, no statistically significant difference regarding the vertical position of the implant was found ($p \leq .054$). For sagittal deviations at the implant shoulder FFF-groups showed higher deviations ($p \leq .033$) to SLA-groups, though no differences in the transversal dimension was measured ($p \leq .054$). Insertion of a metal sleeve had no significant effect on sagittal, vertical or axial accuracy but resulted in increased transversal deviations ($p = .001$).

Conclusion

Within the limits of this *in-vitro* setup, all inserted implants obtained maximum deviations of less than 1 mm, both laterally and vertically, and might therefore be acknowledged suitable for clinical application. PLA showed no significant difference in terms of implant accuracy compared to the gold standard SLA. The insertion of metal sleeves did not improve the accuracy of the implant surgery *in-vitro*. The experimentally used biopolymer-based PLA guides were cheaper to produce, time-effective, and potentially biodegradable.

3 Einleitung

Durch dentale Implantate aus Titan oder Keramik lassen sich fehlende Zahnwurzeln ersetzen (1, 2). Bei der Implantation wird das vorgesehene Implantat in den Kieferknochen eingebracht, durch Osseointegration kommt es zum Verwachsen des Implantats mit dem umliegenden Knochengewebe und somit zu einem funktionellen Ersatz einer Zahnwurzel. Auf dieser künstlichen Zahnwurzel können Aufbauten (Abutments) aufgeschraubt oder zementiert werden, worauf anschließend herausnehmbarer oder festsitzender Zahnersatz befestigt werden kann. Implantatgetragener Zahnersatz stellt eine alternative Therapiemöglichkeit zur konventionellen Brücke oder Prothese bei der Versorgung des Lückengebisses oder des unbezahnten Kiefers dar. Von Vorteil ist, dass im Vergleich zu zahngetragenem Zahnersatz keine Pfeilerzähne beschliffen werden müssen und somit Zahnhartsubstanz geschont werden kann.

Therapieziele der Implantatversorgung sind Wiederherstellung von Ästhetik und Funktion des stomatognathen Systems. Abweichungen von der geplanten Implantatposition können zu sowohl funktionellen und ästhetischen Einschränkungen des Zahnersatzes als auch zu irreparablen Schädigungen anatomischer Strukturen, insbesondere des N. alveolaris inferior, führen (3). Voraussetzung für die erfolgreiche Implantation sind vor allem vorrausschauende präimplantäre Diagnostik und präzise Implantatinsertion (4).

Frei-Hand Implantation

Diagnostische Grundlage der Frei-Hand Implantation ist in der Regel ein Orthopantomogramm (OPG). Die angefertigte Röntgenaufnahme des Patienten dient bei der Frei-Hand Planung der Darstellung relevanter anatomische Strukturen, insbesondere von Ober- und Unterkieferknochen, Zähnen und Kieferhöhlen. Nachteilig ist die nicht maßstabgetreue zweidimensionale Bildgebung des OPGs, eine exakte dreidimensionale Darstellung des Knochenangebots, der Knochendichte und sensibler anatomischer Strukturen ist nicht gegeben (5, 6). Limitationen der Bildgebung können zu starken Abweichungen der Implantatposition führen, Einschätzung und Erfahrung des Behandlers bestimmen den Erfolg der Frei-Hand Implantationen zusätzlich (7).

Navigationssysteme

Navigationssysteme unterscheiden sich von der Frei-Hand Implantation durch den Einsatz von intraoperativen Übertragungshilfen. Diese sollen durch zuverlässige Umsetzung der präoperativen Planung Risiken minimieren und die Positionierung der Implantate und des späteren Zahnersatzes erleichtern. Zur korrekten Planung und Umsetzung haben sich verschiedene Verfahren etabliert. Unterschieden werden zweidimensional geplante Röntgenschablonen oder Orientierungsschablonen von dreidimensional geplanten statisch oder dynamisch geführten Systeme (8, 9).

Röntgenschablonen

Aus diagnostischen Gründen kann zu Beginn der Implantatplanung eine Röntgenschablone im Tiefziehverfahren hergestellt werden. In die Tiefziehschiene werden röntgenopake Referenzkörper eingearbeitet, welche zur Beurteilung der systembedingten Vergrößerung der zweidimensionalen Röntgenaufnahme (OPG) dienen sollen (10). Röntgenschablonen werden nicht für die Implantation verwendet, sondern dienen ausschließlich der Diagnostik, insbesondere der Einschätzung des vertikalen Knochenangebots.

Orientierungsschablonen

Orientierungs- oder Positionierungsschablonen werden nach prothetischen Vorgaben vom Zahntechniker erstellt, als Planungsgrundlage dienen meist zweidimensionale Röntgenbilder und Gipsmodelle der Patientensituation (11). Mithilfe von Schlitzen oder Hülsen in der Schablone kann die Implantationsregion auf dem Alveolarknochen markiert oder Pilotbohrungen durchgeführt werden. Die Position der Implantate zueinander und zur Restbezahnung kann somit besser abgeschätzt werden. Bei der Verwendung von Orientierungsschablonen liegt keine detaillierte dreidimensionale Information über das Knochenangebot am Implantationsort vor, weshalb der Behandler die Ausrichtung der Implantate klinisch „Frei-Hand“ an die Knochenmorphologie anpassen muss (10). Unsicherheiten können vor allem hinsichtlich der transversalen Breite des Alveolarknochens und der metrischen Genauigkeit des OPGs bestehen (12).

Geführte Implantation

Das Verfahren der geführten Implantation (engl.: *guided surgery*) wird in statische und dynamische Führung unterteilt (13). Die statisch geführten Implantation zeichnet sich durch die Verwendung von dreidimensional geplanten Bohrschablonen (Navigationsschablonen) aus, während bei der dynamisch geführten Implantation die Positionsbestimmung des Bohrers in Echtzeit mithilfe von Referenzmarkern auf einem Computerbildschirm erfolgt (14).

Statische Navigationsschablonen

Digitale Navigationsschablonen können sowohl für Pilotbohrungen als auch für „voll-geführte“ Implantation (engl.: *fully-guided*) genutzt werden. Ihre Herstellung kann rein digital oder auch teilweise konventionell zahntechnisch erfolgen (10, 15). Bei voll-geführter Implantation werden alle Bohrungen einschließlich der Implantatinsertion durch den Führungsanteil der Schablone durchgeführt. Voll-geführte Navigationsschablonen erhöhen durch ihre aufwändigere Herstellung zwar die Kosten im Vergleich zu Orientierungsschablonen oder der Frei-Hand Implantation, senken aber das Risiko des Eingriffs (16, 17).

Digitale Navigationsschablonen zur Implantatinsertion werden mithilfe von *Computer-Aided Design* (CAD) in einer Planungssoftware entworfen. Zuerst erfolgt der Import der digitalen Volumentomographie (DVT) im *Digital Imaging And Communications in Medicine* (DICOM) Format, anschließend wird der Oberflächenscan als *Standard Tessellation Language* (STL) Datei importiert und beide Formate überlagert. Der Oberflächenscan kann entweder direkt durch Intraoralscan oder indirekt durch ein digitalisiertes Gipsmodell mittels Desktopscanner erfolgen. Hochladen eines prothetischen Set-ups im Sinne eines „Backward-Plannings“ ist optional, prothetisch aber von Vorteil (18). Das Set-up wird virtuell am Computer oder konventionell im Dentallabor hergestellt und sollte die anatomischen Gegebenheiten des Patienten berücksichtigen (19). Anhand der gewünschten Implantatposition wird virtuell eine Bohrschablone erstellt, welche zur späteren Übertragung der geplanten Implantatposition *in-situ* dient.

Durch *Computer-Aided Manufacturing* (CAM) kann die digital designte Bohrschablone anschließend additiv oder subtraktiv gefertigt werden (20, 21). Die gefertigten Schablonen besitzen je nach Patientensituation einen zahn-, knochen- oder schleimhautgetragenen Anteil, welcher für die Positionierung der Schablone im Mund benötigt wird. Der Führungsanteil der Schablone dient als Positionierungshilfe für formkongruente Implantatbohrer während des Eingriffs. Die Implantatposition wird bei der Planung präoperativ festgelegt, intraoperativ erfolgt im Regelfall keine bis minimale Anpassungen der Implantatposition (13).

Dynamisch geführte Implantation

Bei dynamisch geführter Implantation oder Echtzeit-Navigation wird mithilfe intraoperativer Bewegungsverfolgung implantiert (22). Position von Patient und Bohrer werden in Echtzeit durch ein kamerabasiertes System aufgenommen und über eine Röntgenaufnahme projiziert (13). Die dynamische Implantation erlaubt dem Anwender Flexibilität bei der Implantation und verzichtet auf präoperative Laborarbeiten. Von Vorteil ist die mögliche intraoperative Korrektur der Implantatposition, der Erfolg des System ist aber von der Erfahrung des Anwenders und der klinischen Situation abhängig (13).

Obwohl die dynamisch geführte Implantation klinisch suffiziente Ergebnisse zeigt, bleibt die statische Implantation mittels Bohrschablone im Sinne des *backward-plannings* stärker verbreitet (23). Das könnte darin begründet liegen, dass dynamische Navigationssysteme sehr kosten- und technikintensiv sind. Hinzu kommt, dass sich der Anwendungsbereich dynamischer Systeme auf bezahnte Kiefer beschränkt (13). Die Auswahl des Systems sollte individuell getroffen werden und die Erfahrung des Implantologen berücksichtigen.

Die präzise digitale Planung nimmt bei der geführten Implantation einen hohen Stellenwert ein, da die Implantatposition hierdurch maßgeblich vorgegeben wird (24). Durch präzise Übertragung ergibt sich prothetisch ein Mehrwert, Zahnersatz kann zuverlässiger geplant werden, was in besserer Ästhetik und stimmiger, belastbarer Okklusion der Versorgung resultiert (22, 25). Digitale Verfahren sollen den Behandler bei der Planung und Implantation unterstützen und schaffen eine Ausgangssituation für vorhersagbare klinische Ergebnisse (26). Resultat sind geringere Komplikationsraten und

Zeitersparnis am Patienten (23). Der Erfolg geführter Implantation und der späteren prothetischen Versorgung ist von der korrekten Anwendung des Systems abhängig.

Die Studienlage ist uneinig, ob die Erfahrung des Behandlers für die Genauigkeit der geführten Implantation ausschlaggebend ist (27-29). Unabhängig von der Erfahrung des Behandlers liefert die geführte Implantation jedoch genauere Ergebnisse als die Frei-Hand Implantation (26). Van Assche et al. zeigten *in-vivo*, dass Abweichungen im Schulterbereich von $1,34 \pm 0,06$ mm auf $0,87 \pm 0,11$ mm, apikal von $1,69 \pm 0,08$ mm auf $1,15 \pm 0,12$ mm gesenkt werden konnten. Auch die Achsabweichung des Implantats konnte bei Verwendung einer Bohrschablone mittelwertig um $2,54^\circ$ reduziert werden (27). Vor allem unerfahrenen Ärzten bietet das geführte System einen Vorteil, da Abweichungen reduziert und ähnliche Genauigkeiten wie von erfahrenen Implantologen erzielt werden können (30). Darüber hinaus können Risiken der Frei-Hand Implantation bei der Verwendung von Bohrschablonen verringert werden (31).

DVT und Intraoralscan

Erst mit Einführung dreidimensionaler Bildgebung entstand die Möglichkeit digital basierter Implantation mittels Bohrschablone (32). Essentiell für die präoperative Diagnostik und das virtuelle Design der Bohrschablone ist die dreidimensionale Datenerfassung der Patientensituation durch Intraoral- oder Desktopscanner und digitale Volumetomographie (7). Der digitale Workflow kann bei der Implantatplanung von Vorteil sein, mithilfe von DVT und Intraoralscan sind Anatomie, virtuelle Implantatposition und prothetische Anforderungen im Voraus am Computer visualisierbar (22).

Die DVT stellt meist den ersten Schritt in der digitalen Implantatplanung dar, sie ist heutzutage für die geführte Implantation Goldstandard. Nach der S2k-Leitlinie sollte eine computergestützte dreidimensionale Implantatplanung mit Hilfe der DVT durchgeführt werden (33). Vorteil der DVT ist eine reduzierte Strahlenbelastung gegenüber der Computertomographie (CT) (34). Bei der DVT wird der Kopf des Patienten von der Röntgenröhre des Geräts umfahren. Dabei trifft ein kegelförmiges Strahlenbündel auf einen Flächendetektor, wodurch Schnittbilder erstellt werden. Die Schnittbilder werden anschließend am Computer zu einem dreidimensionalen Röntgenbild zusammengesetzt. Diese Aufnahme bildet die Planungsgrundlage für digitale Bohrschablonen.

Intraoralscanner stellen eine Alternative zur herkömmlichen Abformung und somit zum konventionellen Workflow dar (35). Effizienz und Genauigkeit des digitalen Workflows wurde anfänglich maßgeblich durch den Scanumfang beeinflusst (36), mittlerweile erfüllen auch Ganzkieferscans klinische Standards (37). Bei der Abformung von zwei annähernd parallelen Implantaten erzielen Intraoralscanner nach Roig et al. genauere Ergebnisse als konventionelle Abformungen (38). Abweichungen optischer Implantatabformungen lagen im Mittelwert bei $27 - 42 \mu\text{m}$, während konventionelle Abformungen Abweichungen von $113 - 227 \mu\text{m}$ aufwiesen (38). Müller et al. zeigten, dass Intraoralscanner Genauigkeiten von bis zu $7,9 \pm 5,6 \mu\text{m}$ abhängig von der Scanstrategie aufweisen (39). Der digitale Workflow reduziert die Anzahl der Arbeitsschritte, wodurch dieser mit $185,4 \pm 17,9 \text{ min}$ zeitersparender gegenüber dem konventionellen Workflow mit $223 \pm 26,2 \text{ min}$ ist (40). Patienten nehmen digitale Abformungen zusätzlich oft angenehmer wahr als konventionelle Abformungen mit Alginat (41). Als Limitation ist die technische Anfälligkeit digitaler Systeme zu nennen.

Additive Fertigung

Durch stetige Weiterentwicklung von CAD/CAM Prozessen wird die Digitalisierung der Zahnmedizin vorangetrieben (42). Die konventionelle Herstellung von Bohrschablonen ist arbeitsintensiv und benötigt einen Zahntechniker. Durch die Einführung des digitalen Workflows kann die aktive Arbeitszeit des Technikers reduziert und eine konstante Qualität gewährleistet werden (43, 44). Besonders das *Computer-Aided Manufacturing* findet immer mehr Verwendung in Zahnarztpraxen und zahntechnischen Laboren. Heutzutage können sowohl prothetische Hilfsmittel wie Modelle und Bohrschablonen, als auch herausnehmbarer und festsitzender Zahnersatz im CAD/CAM Verfahren hergestellt werden (41, 45-50). CAD/CAM basierte Bohrschablonen zur geführten Implantatinsertion werden heutzutage vorrangig additiv aus photopolymerisierbaren Kunststoffen gefertigt (51). Im Vergleich zu subtraktiven Verfahren kann dadurch der Materialverwurf um bis zu 40 % gesenkt werden (44). Aufgrund von Stützstrukturen lassen sich komplexe Objekte und Geometrien durch additive Fertigung herstellen. Etablierte Verfahren für die additive Fertigung von Bohrschablonen sind *Digital Light Processing* (DLP), *Polymer Jetting* (PolyJet) und *Stereolithographie* (SLA) (8, 52).

Beim SLA Druckvorgang (Abbildung 1) wird die Druckplattform in eine Wanne mit flüssigem Kunstharz abgesenkt. Über einen Spiegel in x- und y-Achse steuerbarer Ultraviolett-Laser härtet das flüssige Kunstharz selektiv durch Photopolymerisation aus. Nach Aushärtung der ersten Schicht fährt die Plattform in der z-Achse eine Schichthöhe nach oben und ein Wischer verteilt das Harz gleichmäßig in der Druckwanne. Durch erneutes Absenken der Plattform kann die nächste Schicht des flüssigen Kunstharzes belichtet werden. Die einzelnen Schichten verbinden sich miteinander und ein Druckkörper entsteht. Vorteil des SLA Druckverfahrens sind detailgetreue Oberflächen und für die Zahnmedizin zertifizierte Materialien. Hohe Genauigkeiten von 25–150 µm und geringe Schichtstärken von 15 bis 150 µm können erreicht werden (53). Nachteil des Systems ist, dass der Druckkörper beim Prozess Stützstrukturen benötigt, was einen erhöhten Materialverbrauch und längere Druckzeiten zur Folge hat (53). Beim SLA Verfahren können nur photopolymerisierbare Materialien gedruckt werden, was die Materialvielfalt einschränkt.

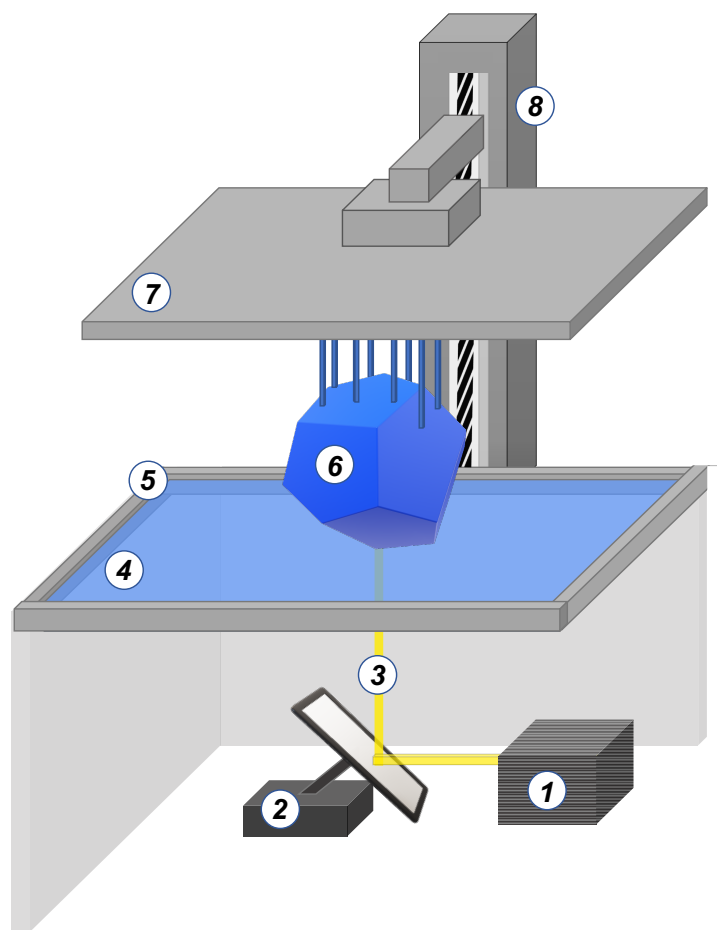


Abbildung 1: SLA Druckverfahren. 1) UV-Laser, 2) steuerbarer Spiegel, 3) Lichtstrahl, 4) flüssiges Harz, 5) Druckwanne, 6) Druckobjekt, 7) Plattform, 8) steuerbare z-Achse.

Ähnlich zum SLA Verfahren eignet sich DLP zum Druck von photopolymerisierbaren Kunstharzen (Abbildung 2). Auch hier wird das flüssige Harz selektiv bestrahlt und gehärtet, allerdings unterscheiden sich beide Verfahren in ihrer Lichtquelle. Anders als beim SLA Druck wird das Licht auf ein *Digital Micromirror Device* (DMD) aus mikroskopisch kleinen Spiegeln geworfen, in Pixel zerlegt, und selektiv an die auszuhärtenden Stellen gelenkt. Durch zeitgleiche Belichtung des Polymers jeder Schicht ist das DLP Verfahren schneller, Druckgenauigkeit, Schichtstärke und Anwendungsbereich ähneln jedoch dem SLA Verfahren (54, 55).

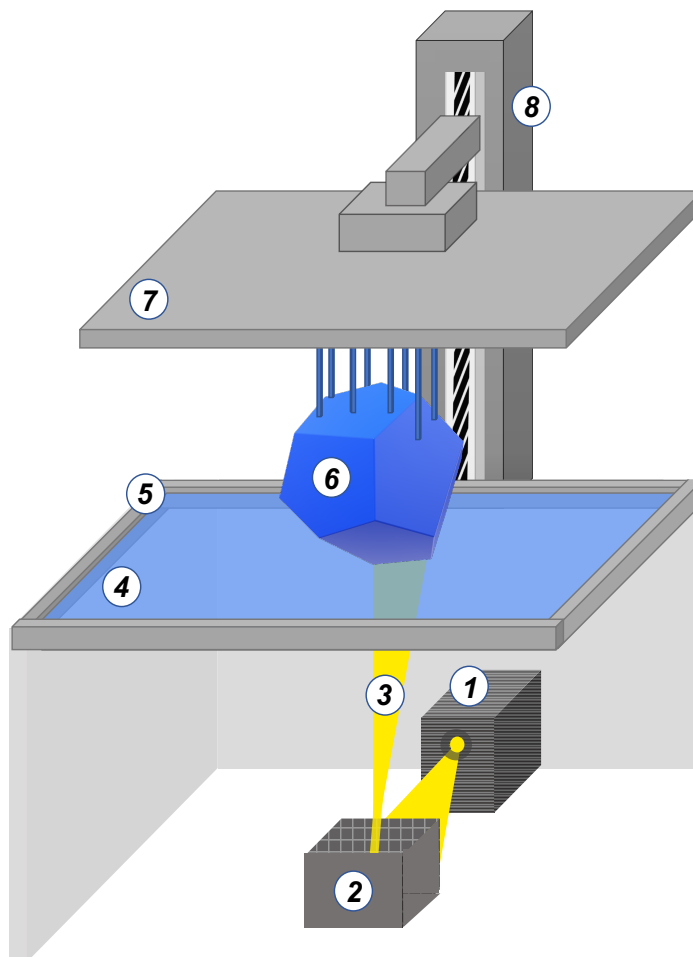


Abbildung 2: DLP Druckverfahren. 1) Lichtquelle, 2) Digital Micromirror Device (DMD), 3) Lichtstrahl, 4) flüssiges Kunstharz, 5) Druckwanne, 6) Druckobjekt, 7) Druckplattform, 8) steuerbare z-Achse.

Bei dem PolyJet Verfahren (Abbildung 3) wird lichthärtendes Kunstharz durch eine Düse auf eine Bauplattform aufgetragen. Das Material wird durch einen Laser schichtweise gehärtet. Nach jeder Schicht senken sich je nach Drucker Plattform oder Düse um eine Schichtdicke, sodass ein dreidimensionales Objekt entsteht. Vorteil ist die gleichzeitige Verwendung mehrerer Düsen, wodurch Materialien und Farben kombiniert werden können. Geringe Schichtstärken von 16–32 μm sind möglich, Druckgenauigkeiten von 42 μm können erreicht werden. Nachteilig sind hohe Investitionskosten und die Beschränkung auf photopolymerisierbare Materialien (54, 55).

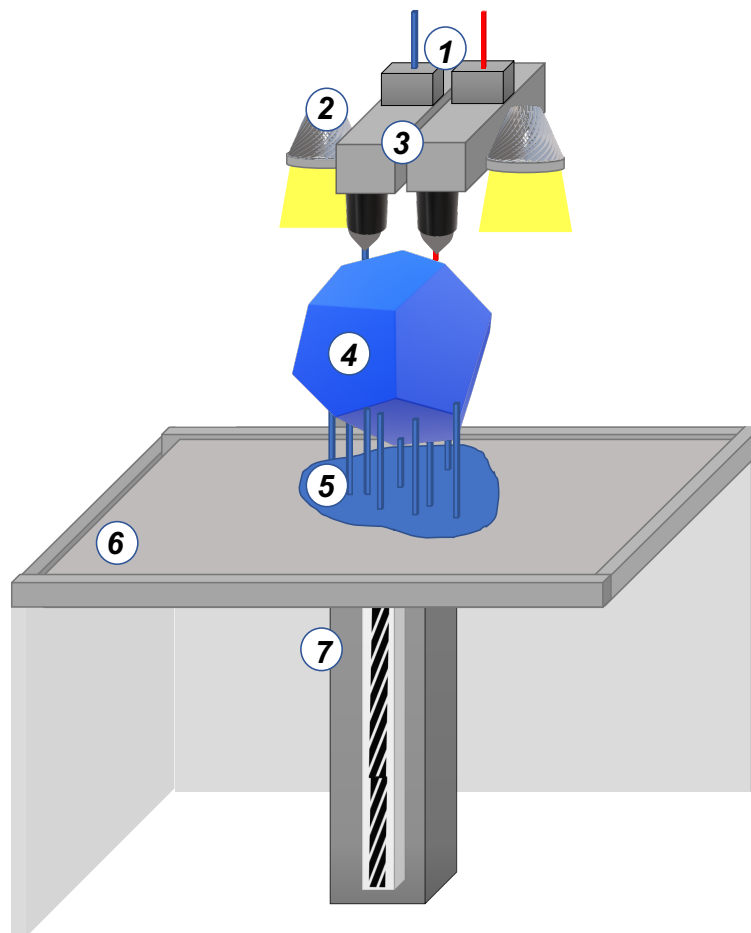


Abbildung 3: PolyJet Druckverfahren. 1) flüssiges Harz, 2) Lichtquelle, 3) steuerbare x-y-Achse, 4) Druckobjekt, 5) Stützstruktur, 6) Druckbett, 7) steuerbare z-Achse.

Beim FFF Druckprozess (Abbildung 4) entsteht das Objekt durch Addition thermoplastischer Druckschichten. Hierfür wird ein Filament aus Kunststoff erwärmt und anschließend als dünner Faden durch einen Extruder auf das Druckbett gepresst. Der Extruder trägt das Druckmaterial schichtweise auf, nach jeder Schicht fährt der

Druckerarm um eine Schichthöhe auf der z-Achse nach oben. Die Schichten verbinden sich miteinander und das Material erstarrt bei Abkühlung, wodurch das Druckobjekt entsteht. Obwohl FFF ein kostengünstiges und zuverlässiges additives Druckverfahren ist, wird es in der Zahnmedizin bisher nicht für Bohrschablonen am Patienten verwendet. Ursache sind verhältnismäßig geringe Auflösung und fehlende Materialzulassung (53). Genauigkeiten von 200–400 µm sind geringer als beim SLA Druck, obwohl Schichtstärken von 25–300 µm erreicht werden können (54, 55). Druckmaterialien sind thermoplastische Materialien, beispielsweise Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS), Polyethylenterephthalat-Glycol (PETG) oder Polylactid (PLA). Materialeigenschaften von PLA eignen sich aufgrund der Biodegradierbarkeit des Materials für medizinische Zwecke. Vorteil des FFF Drucks ist, dass mehrere Materialien im Druckvorgang miteinander kombinierbar sind, SLA und DLP Drucker ermöglichen dies nicht. Nachteilig können jedoch unebene Oberflächen und somit eine insgesamt schlechtere Auflösung des Druckkörpers sein, Oberflächenqualitäten variieren materialabhängig (53).

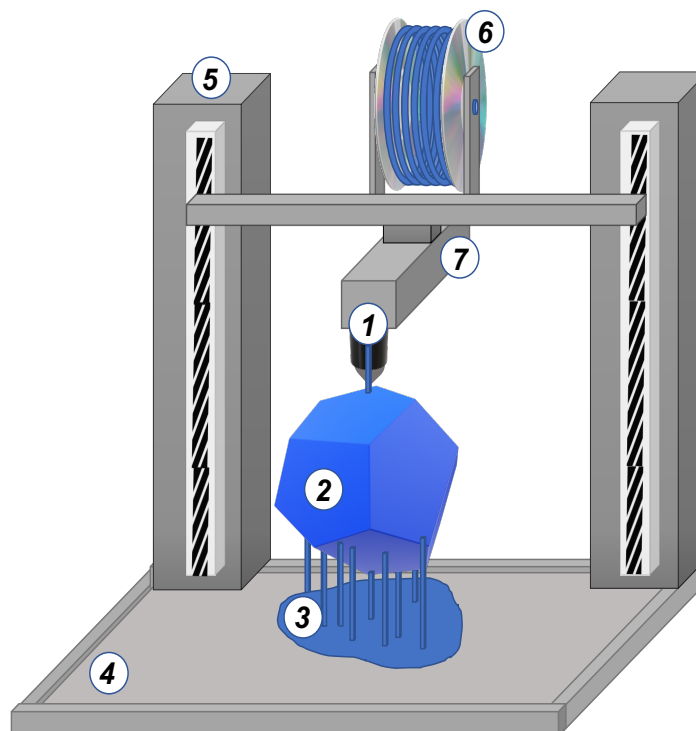


Abbildung 4: FFF Druckverfahren. 1) Extruder, 2) Druckobjekt, 3) Stützstrukturen, 4) Druckbett, 5) steuerbare z-Achse, 6) Druckfilament, 7) steuerbare x-y-Achse.

Führungshülsen

Zur Führung des Bohrers und um Abrieb biologisch unverträglicher Kunststoffe zu vermeiden, bedarf es metallischer Führungshilfen (51). Sie unterstützen den Anwender bei der Übertragung der virtuell geplanten Situation. Hülsen aus Metall können nach Fertigung der Bohrschablone in ihren Führungsanteil inseriert werden (56). Das Einbringen der Metallhülse führt zu Zusatzkosten, benötigt einen zusätzlichen Herstellungsschritt und birgt potenzielle Fehlerquellen (56, 57). Für eine präzise Übertragung der geplanten Situation müssen Paltzhalter (*Spacer* und *Offset*) zwischen den Komponenten so gering wie möglich gehalten werden. Werden diese aber zu gering gewählt oder erfolgt keine ausreichende Wasserkühlung, kann Hitze zwischen Hülse und Bohrer entstehen und nicht mehr abtransportiert werden. Um Hitzeentwicklung durch Reibung zu reduzieren, muss der Außendurchmesser des Bohrers im Vergleich zum Innendurchmesser der Hülse kleiner sein. Das führt unabdingbar zu Bewegungsfreiheit im Führungsteil der Bohrschablone. Cassetta et al. errechneten, dass diese Toleranzen zu Abweichungen der Implantatachse von $5,15^\circ$ führen können (58). Schneider et al. zeigten, dass laterale Abweichungen aber beispielsweise durch die Hülsenart minimiert werden können. Direkt in die Bohrschablone gedruckte Hülsen führten im Vergleich zu inserierten Metallhülsen zu einer Reduktion der lateralen Bewegung um 32–43 % (56). Führungshülsen besitzen als Kopplungselement zwischen Bohrschablone und Bohrer einen hohen Stellenwert und sollten so präzise wie möglich gefertigt werden, da Ungenauigkeit hier die Implantatposition maßgeblich beeinflussen könnten.

Die Untersuchung additiv gefertigter Bohrschablonen stellt ein aktuelles Thema in der Implantatforschung dar (59-61). Während Ergebnisse der Literaturrecherche die klinische Verwendung von SLA Bohrschablonen unterstützen, finden sich bisher keine Studien zu FFF gedruckten Bohrschablonen (62). Vorteil des Verfahrens wäre die Biodegradierbarkeit druckbarer Materialien wie PLA oder Lignin und die insgesamt kostengünstige Fertigung. In der Zahnmedizin wird das FFF Verfahren bisher nur für die Herstellung anatomischer Modelle genutzt (63-65), allgemeinmedizinisch findet das Verfahren aber in vielen Bereichen Anwendung (66, 67). Die Verwendung des FFF Drucks im Sinne additiv gefertigter Bohrschablonen könnte für die Zukunft ein interessantes Thema darstellen.

Obwohl die Literatur vielversprechende Langzeitergebnisse bezüglich der geführten Implantation zeigt, ist der Einfluss bestimmter Faktoren auf die Genauigkeit des gesamten Workflows noch nicht abschließend erforscht (68-71). Die Weiterentwicklung von DVT, Intraoralscan und additiver Fertigung könnte die Genauigkeit des Arbeitsablaufs weiter vorantreiben und Abweichungen bei der Implantation reduzieren. Weitere Daten sollten in klinischen Langzeitstudien erbracht werden.

4 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel der Studie ist es, die Genauigkeit der Implantatposition nach Insertion mit additiv gefertigten Bohrschablonen aus photopolymerisierten Kunststoffen im SLA Verfahren gegenüber Bohrschablonen aus Biopolymeren im FFF Verfahren zu vergleichen. Darüber hinaus soll ein potentieller Nutzen des Einsetzens von Bohrhülsen und der Einfluss der Region des Implantats untersucht werden.

Folgende Hypothesen sollen überprüft werden:

1. Die Herstellungsverfahren SLA und FFF haben keinen Einfluss auf die linearen und angulären Abweichungen der Implantatposition.
2. Die Verwendung von Bohrhülsen hat keinen Einfluss auf lineare und anguläre Abweichungen der Implantatposition.
3. Die Implantatregion hat keinen Einfluss auf lineare und anguläre Abweichungen der Implantatposition.

5 Material und Methodik

5.1 Implantationsmodell

Das gewählte Implantationsmodell (IMP1001-UL-SP-DM, Nissin; Kyoto, Japan) entsprach einer kliniknahen Patientensituation mit Frendlücke im Unterkiefer ab Regio 35 und beinhaltete ein Oberkiefermodell inklusive Okkludator (Abbildung 5). Ein in der Implantatregion austauschbarer Knochenblock (IMP1002-T-SP, Nissin) ermöglichte das Wiederverwenden des Modells innerhalb der Versuchsreihen. Der Knochenblock wurde mit einem Intraoralscanner (TRIOS 3, 3shape; Kopenhagen, Dänemark) gescannt und anschließend repliziert. Dazu wurde der Block mithilfe einer CAD Software (Fusion 360, Autodesk; San Rafael, USA) in Regio 35 bis 37 in ein inneres und äußeres Segment zerlegt (Abbildung 6). Der äußere Teilbereich wurde durch einen SLA Drucker (Form 2, Formlabs; Somerville, USA) gefertigt und anschließend im Modell verschraubt. Der innere austauschbare Teil des Blocks wurde 40-mal durch einen FFF Drucker (i3 MK3, Prusa; Prag, Tschechien) mit einer Dichte von 75 % und einen *Spacer* von 0,25 mm aus PLA gedruckt. Der Austausch des Knochenblocks erfolgte mit dem Bohrschablonenwechsel. In jeden Block wurden insgesamt zwei Implantate inseriert.



Abbildung 5: *Implantationsmodell a) im Okkludator, b) Unterkiefer mit Knochenblock, c) Knochenblock und Zahn 34 entfernt.*

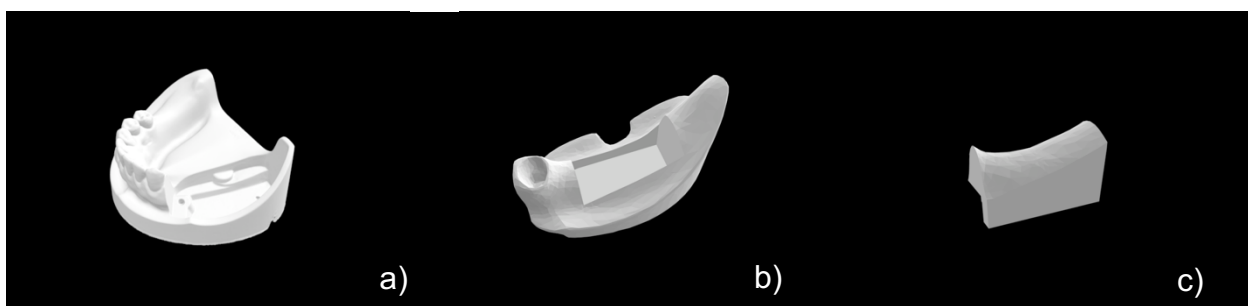


Abbildung 6: *STL-Datensätze. a) Unterkiefer, b) äußeres Segment, c) inneres Segment.*

5.2 Herstellung der Bohrschablonen

5.2.1 DVT

Zur Herstellung additiv gefertigter Bohrschablonen war eine dreidimensionale Röntgenaufnahme und ein Intraoralscan des Implantationsmodells erforderlich. Die Anfertigung der Röntgenaufnahme erfolgte mittels DVT (Veraviewepocs 3D R100, J.Morita Europe; Dietzenbach). Für die Aufnahme wurden alle metallischen Gegenstände des Modells entfernt. Danach wurde das Unterkiefermodell auf der Aufbissvorrichtung befestigt und die Okklusionsebene parallel zum Boden ausgerichtet. Die Mittellinieneinstellung erfolgte mithilfe eines Laserkreuzes zwischen den mittleren unteren Inzisivi. Für die DVT wurde das Format 8x8 cm mit einer Umlaufzeit von 9,4 s verwendet. Eine Röhrenspannung von 80 kV und eine Stromstärke von 1 mA wurden eingestellt. Die Auflösung der Aufnahme hatte eine Voxelgröße von 0,125 mm. Eine ausgebildete Medizinisch-technische Assistentin führte die Röntgenaufnahme durch. Die integrierte Software (i-Dixel, J.Morita Europe) generierte einen DICOM Datensatz. Eine Weiterverarbeitung der erfassten Daten war somit nicht softwaregebunden.

5.2.2 Modellscan

Mithilfe eines Intraoralscanners (TRIOS 3, 3shape) wurde eine digitale Abformung des Implantationsmodells genommen. Der Scan diente der Herstellung eines digitalen Modells im STL-Format. Zuerst wurde der Oberkiefer, dann der Unterkiefer und anschließend die Okklusion der Modelle im Okkludator durch den Intraoralscanner erfasst. Der Scanpfad erfolgte anhand der Herstellerangaben entlang der Zahnreihe. Begonnen wurde im 1. Quadranten auf den Okklusalfächen der Molaren entlang der Prämolaren bis zur Distalfläche des ersten Eckzahns. Um die Frontzahnregion zu erfassen, wurde der Scanner in Kippbewegungen nach vestibulär und oral geneigt. Anschließend erfolgte der Scan des 2. Quadranten wieder von okklusal. Um den Scanvorgang zu komplettieren wurde von dort aus erst vestibulär und danach palatinal gescannt. Fehlende Areale wurden danach ergänzt. Analog dazu wurde der 3. und 4. Quadrant gescannt. Die STL-Datensätze von Ober- und Unterkieferscan inklusive der Verschlüsselung der Okklusion wurden gespeichert und anschließend exportiert.

5.2.3 Set-up

Für ein prothetisch orientiertes Set-up wurden die zuvor exportierten Modellscans in die CAD-Software (Dental Designer, 3shape) hochgeladen. Mithilfe der Scandateien wurde ein digitales Set-up einer Brücke von 35 auf 37 durch einen Zahntechnikermeister erstellt. Beim Design der Bohrschablone diente das Set-up als Vorlage der späteren prothetischen Versorgung.

5.2.4 Design der Bohrschablone

Zum Design der Bohrschablone mit Bohrhülse (H) wurde ein spezielles Planungsprogramm (Swissmeda Online Planning, Swissmeda AG; Baar, Schweiz) verwendet. Grundlage der Bohrschablonenplanung waren die digitalen Datensätze von DVT, Intraoralscan und digitalem Set-up. Die Datensätze wurden in standardisiertem Format (DICOM, STL) in die Planungssoftware hochgeladen. Danach erfolgten die Modellausrichtung und Überlagerung von Scan, DVT und Set-up mithilfe einer Mehrpunktausrichtung. Zwei Implantate (CAMLOG® SCREW-LINE Promote plus, Camlog; Basel, Schweiz) wurden aufgrund der anatomischen Verhältnisse des Modells und der späteren prothetischen Versorgung in der Software ausgewählt und digital positioniert. Die ausgewählten Implantate waren 9 mm lang, der Durchmesser betrug 3,8 mm. Die fertige Implantatplanung wurde an einen Mitarbeiter der Firma Stentists (Swissmeda AG) weitergeleitet, welcher für das Design der Bohrschablone mit Hülse (H) zuständig war (Abbildung 8). Das fertige Design der Bohrschablone (H) wurde anschließend im STL-Format exportiert. Zusätzliche bereitgestellte Dateien waren Soll-Modell mit virtuellen Scanbodies, Soll-Modell mit Schablone und Scanbodies, die Scanbody Datei und die Implantatgeometrie als Zylinder.

Die Bohrschablonendatei mit Bohrhülse (H) wurde als Grunddatei für das Design der Bohrschablone ohne Metallhülse (OH) verwendet. Statt nachträglich eine Metallhülse in die Bohrschablone inserieren zu müssen, wurde durch boolesche Operatoren (Fusion 360, Autodesk) eine Hülse mit einer Lochgröße von 4,6 mm in die vorhandene Bohrschablonendatei designt. Somit entstand eine baugleiche Bohrschablonendatei mit integrierter Hülsengeometrie. Der Datensatz OH wurde im STL-Format exportiert

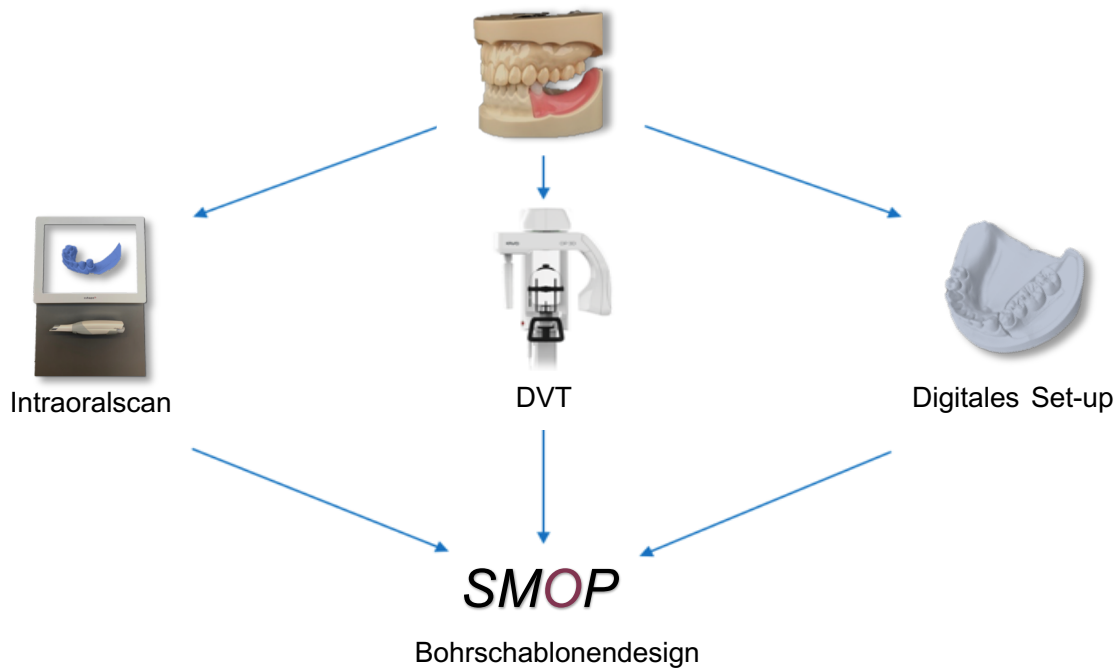


Abbildung 7: Zusammenfassung des Arbeitsablaufs inklusive Bohrschablonendesign. Digitalisierung des Implantationsmodells durch Intraoralscanner und DVT. Anfertigen eines digitalen Set-ups. Design der Bohrschablone in der Designsoftware.

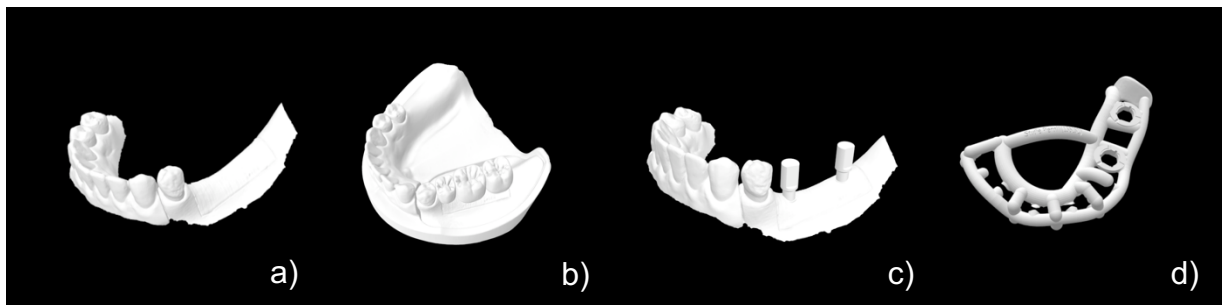


Abbildung 8: STL-Daten zur Implantatplanung a) Scan des Unterkiefers, b) digitales Set-up, c) verschraubte Scanbodies. d) STL-Datensatz der designten Bohrschablone.

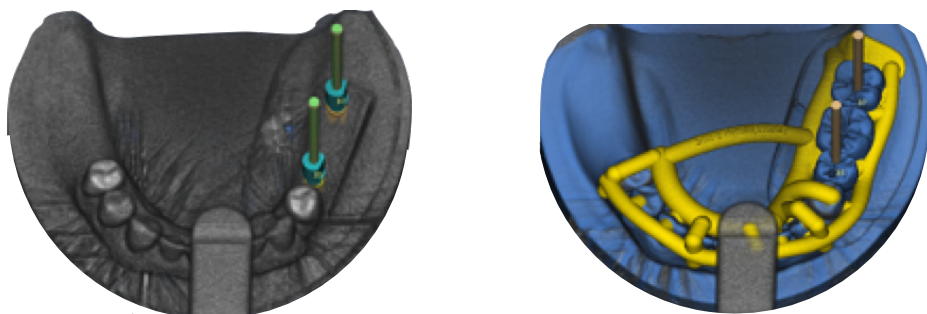


Abbildung 9: Digitale Planung mit Implantatausrichtung und Design der Bohrschablone.

5.2.5 Additive Fertigung

Die Materialeigenschaften der Druckmaterialien sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

SLA

Insgesamt wurden 20 Bohrschablonen mittels SLA Drucker (Form 2, Formlabs; Somerville, MA, USA) gefertigt, zehn Schablonen mit Metallhülse (H) und zehn ohne Metallhülse (OH). Hierfür wurde photopolymerisierbares Resin (Dental SG Resin, Formlabs) genutzt. Für das Material wurden die standardisierten Druckeinstellungen und eine Schichtstärke von 50 µm verwendet. Stützstrukturen wurden mit einem Durchmesser von 0,6 mm und einer Dichte von 100 % gedruckt. Als Materialträger diente der mitgelieferte Standard Resin Tank (Formlabs). Nach dem Hochladen der Dateien in die Druckersoftware (Preform, Formlabs) wurden die Bohrschablonen manuell positioniert. Es wurde darauf geachtet, dass keine Stützstrukturen auf der Bohrvorrichtung und der Unterseite der Schablone (Patientenseite) ansetzten. Nicht abgestützte Bereiche des Druckkörpers wurden von der Software erkannt und bei Bedarf manuell angepasst. Danach wurde der Druck gestartet. Ein Druckauftrag dauerte 45 – 60 Minuten.

FFF

Entsprechend der oben genannten Versuchsreihe wurden 20 Bohrschablonen mittels FFF Drucker (i3 MK3, Prusa; Prag, Tschechien) gefertigt. Von den 20 Schablonen wurden zehn Schablonen mit Metallhülse (H) und zehn ohne Metallhülse (OH) gedruckt. Das verwendete Filament war auf Basis von PLA (GreenTec Pro natural 1,75 mm, Extrudr; Lauterach, Österreich) und ist potenziell biodegradierbar (DIN EN ISO 14855). Die Bohrschablonendatei wurde in die Druckersoftware (Ultimaker Cura, Ultimaker; Utrecht, Niederlande) hochgeladen. Die Ausrichtung auf der Druckerplattform erfolgte analog zum SLA Verfahren. Einstellungen für den Druck der Bohrschablonen waren eine Schichthöhe von 0,06 mm und eine Temperatur des Extruders von 225 °C. Die Temperatur der Plattform betrug 60 °C. Die Druckgeschwindigkeit wurde auf 40–60 mm/s eingestellt. Der Druck dauerte 45 – 60 Minuten.

Tabelle 1: Eigenschaften der Druckmaterialien. PLA: Polylactid, MPa: Megapascal.

	Dental SG Resin	GreenTEC Pro natural
Material	Monomer auf der Grundlage von Acrylestern	PLA
weitere Bestandteile	> 60 % Ethoxyliertes Bisphenol A 15–25 % Methacrylat Oligomer	Copolyester Additive
Schmelztemp.	>200 °C	190–210 °C
E-Modul	2900 MPa	4300 MPa
Ökologie	schlecht biodegradierbar	biologisch abbaubar (EN 13432)
Warnhinweise (EG) Nr. 1272/2008 (CLP)	H317 - allergische Hautreaktionen H413 - für Wasserorganismen schädlich	-
Entsorgung	Nicht in Kanalisation, Oberflächen- und Grundwasser, Verbrennen möglich	Recycling, Hausmüll oder Verbrennen möglich

5.2.6 Nachbearbeitung

SLA-Bohrschablonen

Die Nachbearbeitung der Schablonen erfolgte nach Herstellerangaben. Zuerst wurde der Druck von der Plattform entfernt und auf Druckfehler begutachtet. Es folgt eine gründliche Vorspülung in einem 99-prozentigem Isopropanolbad. Anschließend wurden die Schablonen 5 min im FormWash (Formlabs) mit 99-prozentigem Isopropanol gespült und mit Druckluft getrocknet. Die 30-minütige Aushärtung erfolgte mittels FormCure (Formlabs) bei einer Wellenlänge von 405 nm und 60 °C für optimale mechanische Eigenschaften und Biokompatibilität der Schablonen. Nach dem Härtingsprozess wurden die Stützstrukturen entfernt und mit einem Schnellläufer und einer kreuzverzahnten Kunststofffräse (H251E, Komet Dental; Lemgo, Deutschland) vorhandene Überstände geglättet. Die Schablonen ohne bereits gedruckte Bohrhülsen wurden anschließend mit den von Camlog vorgesehenen Metallhülsen (Guide System Führungshülsen; J3734.3803) aus Titanlegierung versorgt. Bei den Schablonen ohne Hülse wurde der Lochdurchmesser auf Unregelmäßigkeiten geprüft. Vor der Sterilisation wurden die Schablonen erneut in Isopropanol gereinigt. Die Sterilisation erfolgte in einem Autoklav (Webeco, Serie EC; Selmsdorf) bei 121 °C für 15 min.

FFF-Bohrschablonen

Analog zu den SLA Schablonen erfolgte zuerst das Entfernen des Druckobjekts von der abnehmbaren Druckplattform. Die Nachbearbeitung erfolgte durch das Abtrennen von Stützstrukturen und groben Kanten mit einer kreuzverzahnten Kunststofffräse (H251E, Komet Dental). Anschließend wurden bei der Versuchsgruppe FFF-H die Führungshülsen eingesetzt. Die Sterilisation erfolgte 15 min im Autoklav (Serie EC, Webeco) bei 121 °C. Alle Schablonen wurden anschließend kontrolliert und den Versuchsgruppen zugeteilt (Abbildung 10).

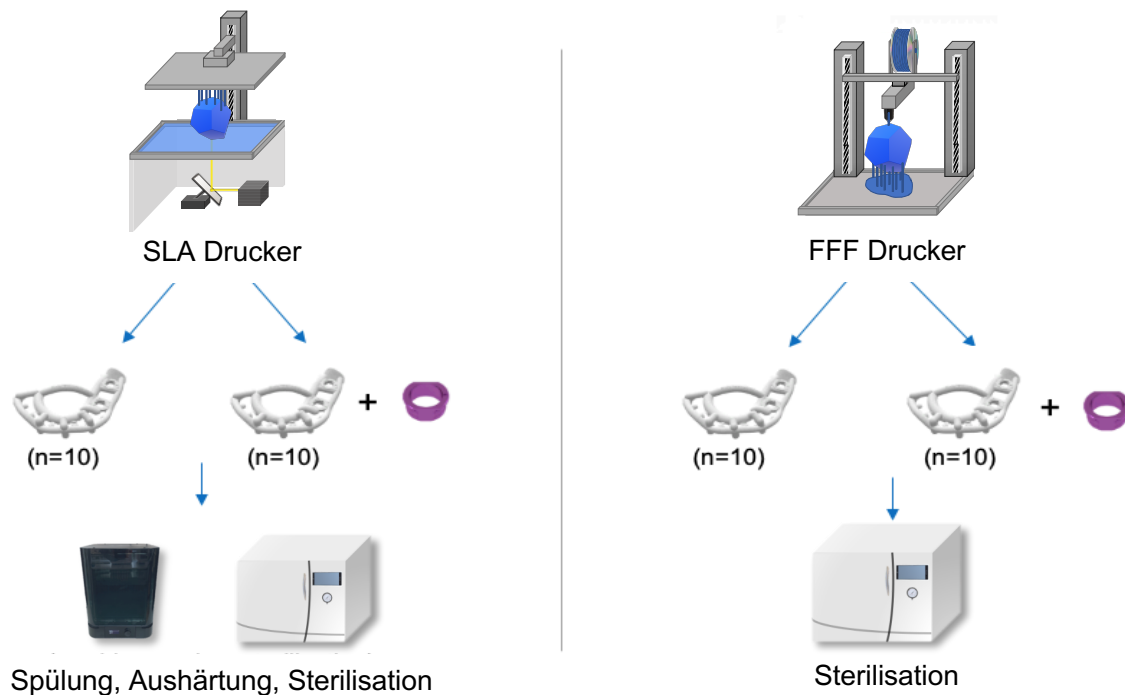


Abbildung 10: Arbeitsablauf der additiven Fertigung. Herstellung der Bohrerschablonen durch SLA und FFF Drucker, Insertion der Bohrhülsen und Nachbearbeitung.

5.3 Implantation

Erster Schritt war die Ausrichtung des Modells auf einem stabilen Tisch. Danach wurde die Modellposition angezeichnet und das Modell unter Verwendung von Laborsilikon (Gamma Sil Tec A 85, Mueller-Omicron; Lindlar, Deutschland) auf dem Tisch befestigt. Die Schablonen wurden auf die Zahnreihe gesetzt und der einwandfreie Sitz unter eindeutiger Repositionierbarkeit geprüft. Danach erfolgte die Implantation (Abbildung 11).

Die verwendeten Implantate (SCREW-LINE Promote plus, Camlog) waren Bestandteil eines vollgeführten Implantatsystems. Achtzig Implantate (K1053.3809, Camlog) aus Titan (Grade 4) mit einem Durchmesser von 3,8 mm und einer Länge von 9,0 mm mit fünf dazugehörigen Bohrern wurden verwendet; zwei Guide System Pilotbohrer (J5063.4309, Camlog), zwei Bohrer des Guide System Chirurgie Set (J5065.3809, Camlog) und ein Cortical-Bone Bohrer (J5068.3809, Camlog). Für jede der vier Versuchsreihen wurden neue Bohrer benutzt.

Ein Implantationsmotor (Osseoset 200, Nobel Biocare; Kloten, Schweiz) und ein grünes Winkelstück (T1 Line Typ C, Kavo GmbH; Biberach an der Riß) wurden für die Implantation verwendet. Die empfohlene Drehzahl für die Pilotbohrung war 800 U/min. Die Formbohrungen wurden mit der empfohlenen Drehzahl von 500 U/min durchgeführt. Der optionale Cortical-Bone Bohrer wurde verwendet, um durch zirkuläre Aufweitung des Implantatbetts eine drehmomentreduzierte Implantatinserterion zu ermöglichen. Das Bohrprotokoll richtete sich nach den vom Hersteller empfohlenen Werten. Zwischen den Schritten wurde der Zugang zum Bohrloch mehrmals unter Abnahme der Schablone gesäubert. Die Implantate wurden mit einem Drehmomentschlüssel aus rostfreiem Stahl (J5320.1030) und Eindrehinstrument (J5300.0011) mit max. 30 Ncm durch die Führungsvorrichtung eingeschraubt.

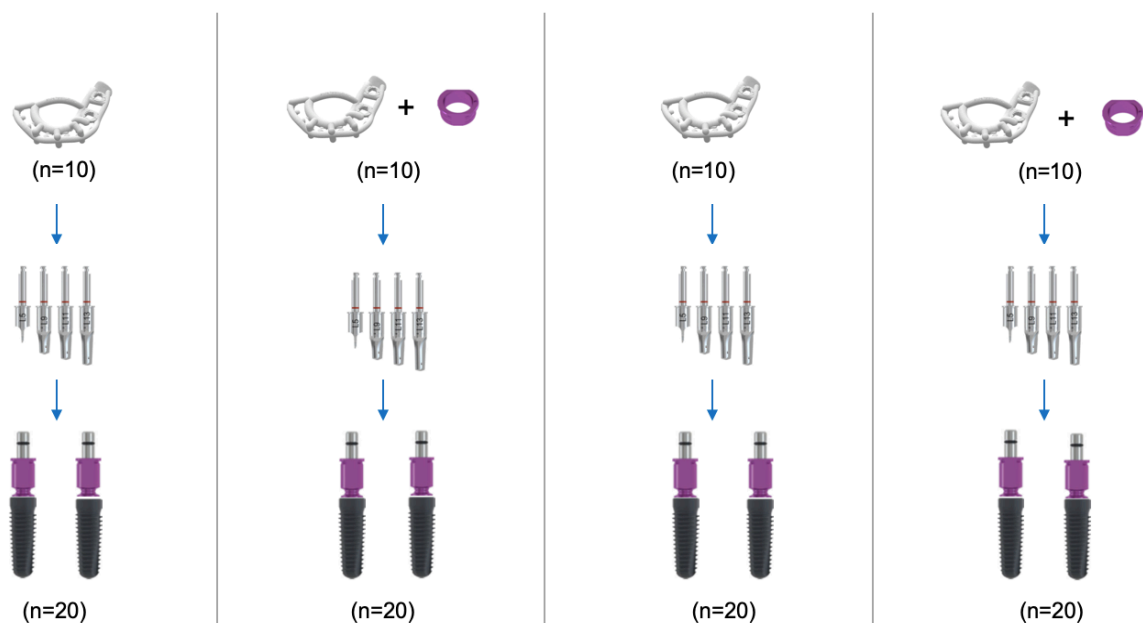


Abbildung 11: Arbeitsablauf der Implantation. Führung der Bohrer durch die Bohrschablonen mit und ohne Hülse und anschließendes Einschrauben der Implantate.

5.4 Digitalisierung

Nach erfolgreicher Implantation wurden die Einbringpfosten (K2026.3800, Camlog) aus Titanlegierung abgeschraubt und die dazugehörigen Scanbodies (K2610.3810, Camlog) aus PEEK konnten auf die Implantatanschulter aufgeschraubt werden (Abbildung 12). Es erfolgte ein optischer Scan der postoperativen Implantatsituation inklusive verschraubter Scanbodies mithilfe eines Desktopscanners (D2000, 3shape). Insgesamt wurden 40 Modelle mit 80 Implantaten gescannt. Die entstandenen STL-Datensätze wurden exportiert und in eine Auswertungssoftware (Geomagic Control X, 3D Systems; Rock Hill, NC, USA) hochgeladen (Abbildung 13). Zusätzlich wurde ein einzelnes Implantat mit verschraubtem Scanbody für die anschließende Vermessung gescannt.

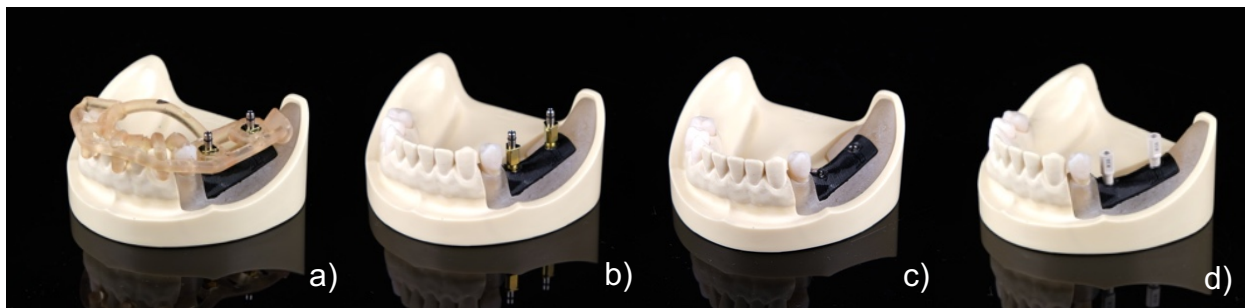


Abbildung 12: *Implantation a) Implantatinsertion durch Bohrschablone, b) Abnahme der Schablone, c) Abschrauben der Implantatpfosten, d) Aufschrauben der Scanbodies.*

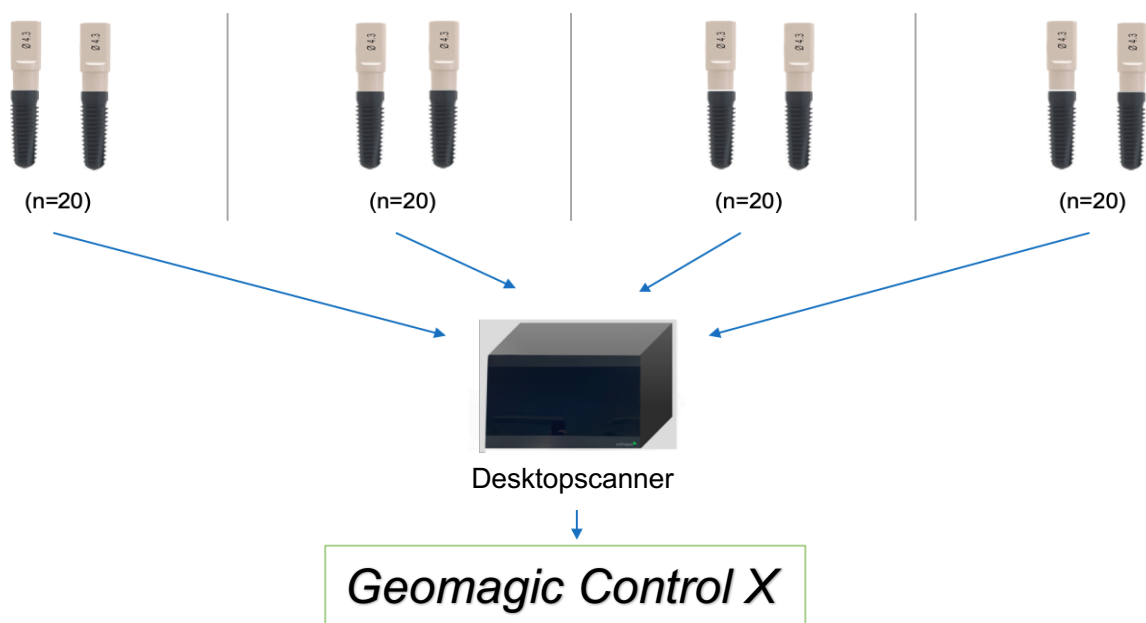


Abbildung 13: *Arbeitsablauf der Digitalisierung. Verschrauben der Scanbodies auf den Implantaten. Scannen der Implantatposition und Export in die Auswertungssoftware.*

5.5 Ausrichtung und Vermessung

Vor der Vermessung mussten die Datensätze von präoperativem Scan (n=1) und den postoperativen Scans (n=40) modifiziert werden, da die Implantatposition inklusive subgingivalem Implantatapex vom optischen Scan nicht erfasst werden konnte. Zuerst erfolgte das Beschneiden aller irrelevanten Flächen, die für die Überlagerung der Datensätze nicht benötigt wurden. Der vorher angefertigte Scan von Einzelimplantat und verschraubtem Scanbody wurde mit dem präoperativen Scan durch Grundausrichtung und anschließender Punktausrichtung überlagert. Dadurch entstand ein präoperatives Modell mit geplanter Implantatposition und Scanbody, das Soll-Modell. Anschließend erfolgte die Ausrichtung des Soll-Modells im dreidimensionalen Koordinatensystem. Die y-Achse wurde durch die parallelisierten Implantatachsen gelegt, die x-Achse auf eine virtuelle Verbindungslinie der beiden Implantate. Das koordinativ ausgerichtete Soll-Modell (n=1) wurde im STL-Format abgespeichert und anschließend als Referenz zur Vermessung in Geomagic Control X hochgeladen.

Auch die Scans der postoperativen Versuchsreihe mussten entsprechend modifiziert werden, um die Ist-Modelle zu erstellen. Analog zur Erstellung des Soll-Modells wurde der Scan von Einzelimplantat und Scanbody mit den postoperativen Scans (n=40) überlagert. Die dadurch entstandenen Ist-Modelle wurden nummeriert, abgespeichert und als STL-Datensätze in die Software importiert. Jedes Ist-Modell wurde durch Bestfit- und Punktausrichtung mit dem bereits importierten Soll-Modell überlagert. Daraus entstanden die Vermessungsmodelle mit Überlagerung der prä- und postoperativen Implantatposition in Regio 35 und 37.

Bevor Abweichungen der Implantatposition und der Implantatachse gemessen und ausgewertet werden konnten, mussten Hilfsgeometrien in Form von Kreisen und Geraden in die Implantatzylinder der Vermessungsmodelle konstruiert werden. Insgesamt acht Kreise wurden pro Modell eingefügt, vier für die präoperativ geplanten Implantate (Soll-Position) und vier für die postoperativ gescannten Implantate (Ist-Position). Die Kreise wurden orthogonal zur Implantatachse ausgerichtet und jeweils an Implantatapex und Implantatschulter aufgelagert. Der Kreismittelpunkt jedes Kreises wurde ermittelt und eingezeichnet. Durch die Kreismittelpunkte wurde anschließend eine Gerade gelegt.

Postoperative Abweichungen wurden durch zuvor eingezeichnete Kreismittelpunkte und Geraden in Geomagic Control X im Koordinatensystem erfasst (Abbildung 14). Mithilfe einer linearen 2-Punktmessung wurden lineare Abweichungen in x-, y-, und z-Achse aufgeschlüsselt und in Millimetern angegeben. Die Auswertung der linearen Abweichungen der Implantate Regio 35 und 37 erfolgte sowohl am Implantatapex als auch an der Implantatschulter. Neben Abstandsmessungen wurde mithilfe der eingezeichneten Geraden die Abweichungen der Implantatachse α (Angulation in $^\circ$) gemessen. Alle Messwerte wurden in eine Auswertungssoftware (Excel, Microsoft; Redmond, WA, USA) übertragen und tabellarisch zusammengestellt.

Die Daten der insgesamt 80 vermessenen Implantatpositionen bildeten die Basis zur Analyse der erzielten Implantatgenauigkeit. Laterale Abweichungen der Implantatposition wurde mithilfe des Satzes des Pythagoras aus sagittaler (x-Achse) und transversaler (y-Achse) Abweichung ermittelt. Das Messkollektiv setzte sich aus den vier verschiedenen Gruppen (SLA-H, SLA-OH, FFF-H, FFF-OH) zusammen. Innerhalb dieser Gruppen wurde auch die Implantatregion berücksichtigt (PM, M). Eine Übersicht des Arbeitsablaufes von der Herstellung der Modelle bis zur Auswertung ist Abbildung 15 zu entnehmen.

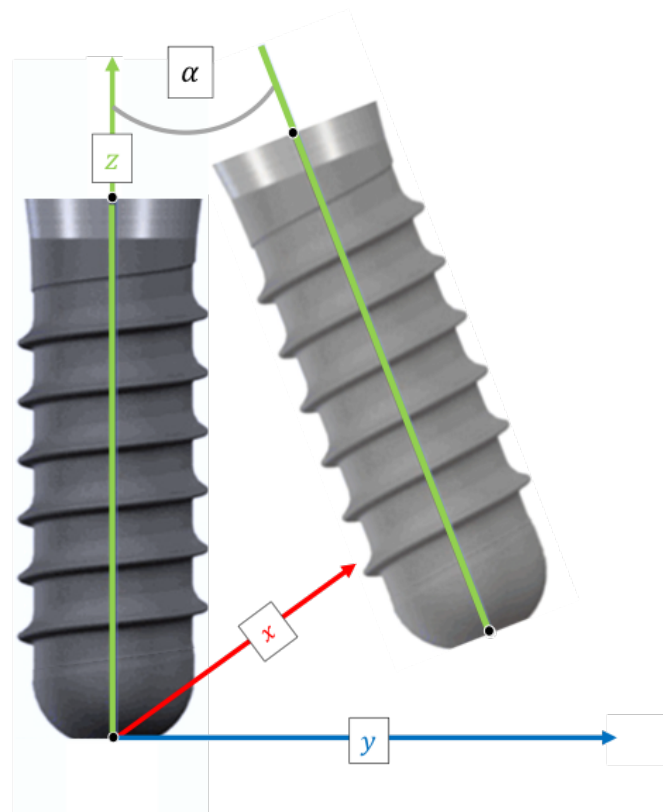


Abbildung 14: Lineare Implantatabweichung in x-y-z-Achse und Winkelabweichung α .

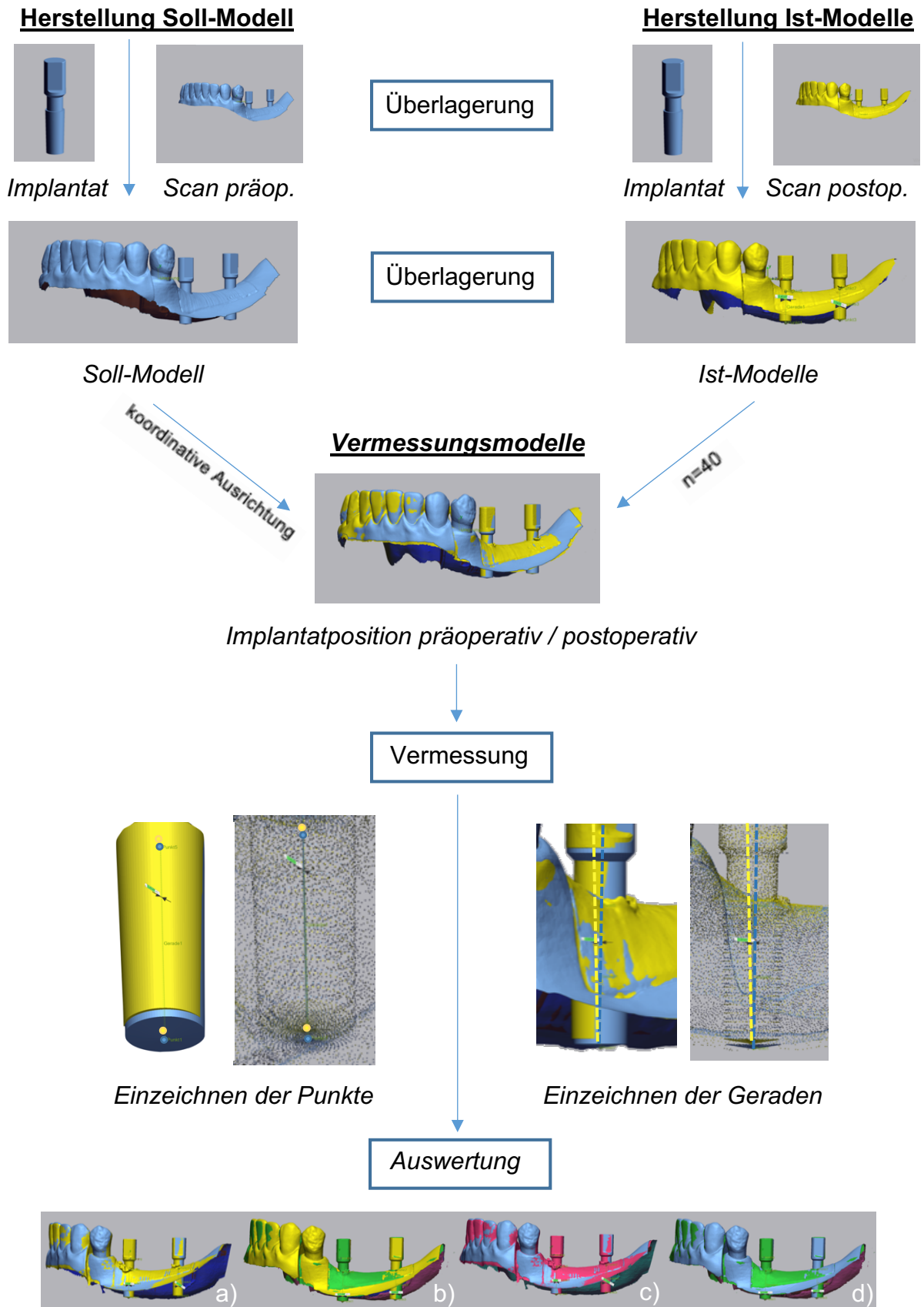


Abbildung 15: Arbeitsablauf zur Auswertung der postoperativen Implantatposition. Herstellung von Soll- und Ist-Modellen, Überlagerung, Vermessung und Auswertung.

5.6 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurden die Daten auf Normalverteilung (Kolmogorow- Smirnow-Test) und Varianzhomogenität (Levene-Test) geprüft. Anschließend wurde die MANOVA mit Post-hoc-Tukey-Tests für die unabhängigen Variablen additive Fertigungstechnologie (SLA, FFF) und Verwendung der Hülse (H, OH) an beiden Implantatpositionen (35, 37) berechnet. Die statistische Analyse wurde mit einem statistischen Softwareprogramm (IBM SPSS Statistics v22.0, IBM Corporation; Endicott, NY, USA) berechnet. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ eingestellt.

6 Ergebnisse

6.1 Laterale Abweichung

Die deskriptive Statistik ist den Tabellen 2, 3 und 4 zu entnehmen.

Die laterale Abweichung von geplanter zu tatsächlicher Implantatposition wurde an insgesamt 80 Implantaten geprüft. Sie setzt sich aus sagittaler und transversaler Abweichung zusammen. Mittlere laterale Abweichung am Apex betrug $0,35 \text{ mm} \pm 0,21 \text{ mm}$, an der Schulter $0,23 \text{ mm} \pm 0,13 \text{ mm}$. Der Minimalwert lag bei $0,01 \text{ mm}$ am Apex, an der Schulter betrug die minimale laterale Abweichung $0,02 \text{ mm}$. Der Maximalwert lag bei $0,97 \text{ mm}$ am Apex und $0,55 \text{ mm}$ an der Schulter.

Es ließen sich signifikante Unterschiede in der lateralen Position zwischen den Gruppen finden. FFF-H zeigte signifikant schlechtere Ergebnisse als die Vergleichsgruppen. Alle anderen Gruppen zeigten untereinander keine signifikanten Unterschiede (SLA-H = SLA-OH = FFF-OH).

6.1.1 Sagittale Abweichung (*x*-Achse)

Die mittlere sagittale Abweichung betrug am Apex $0,31 \pm 0,23 \text{ mm}$, an der Schulter $0,17 \pm 0,12 \text{ mm}$. Der Minimalwert der sagittalen Abweichung lag bei $0,01 \text{ mm}$ am Apex und bei $0,00 \text{ mm}$ an der Schulter. Der Maximalwert betrug $0,97 \text{ mm}$ am Apex und $0,55 \text{ mm}$ an der Schulter. Diagramm 1 zeigt die sagittale Implantatabweichung am Implantatapex, Diagramm 2 zeigt Abweichungen an der Implantatschulter mit Minimum, Maximum, Quartilsabstand, Median und Ausreißer der Implantatposition.

Keine signifikanten Abweichungen zwischen den Gruppen traten am Implantatapex auf ($p = 0,05$), an der Implantatschulter wurden jedoch signifikante sagittale Unterschiede in Regio 37 gefunden ($p = 0,001$). Beide SLA Gruppen zeigten im Vergleich zu FFF geringere Diskrepanzen ($p \leq 0,033$). Die Verwendung einer Metallhülse hatte keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatinsertion, weder bei SLA ($p = 0,992$) noch bei FFF ($p = 0,482$).

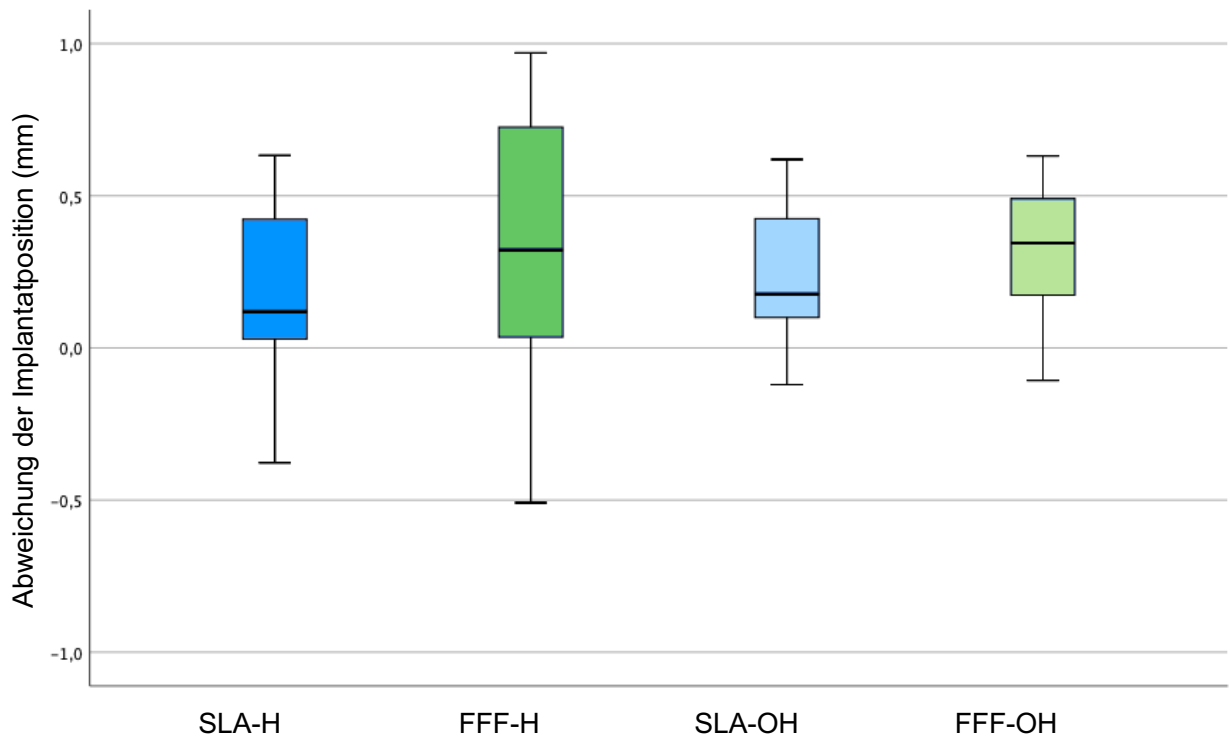


Diagramm 1: Sagittale Abweichung (x-Achse) am Implantatapex innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

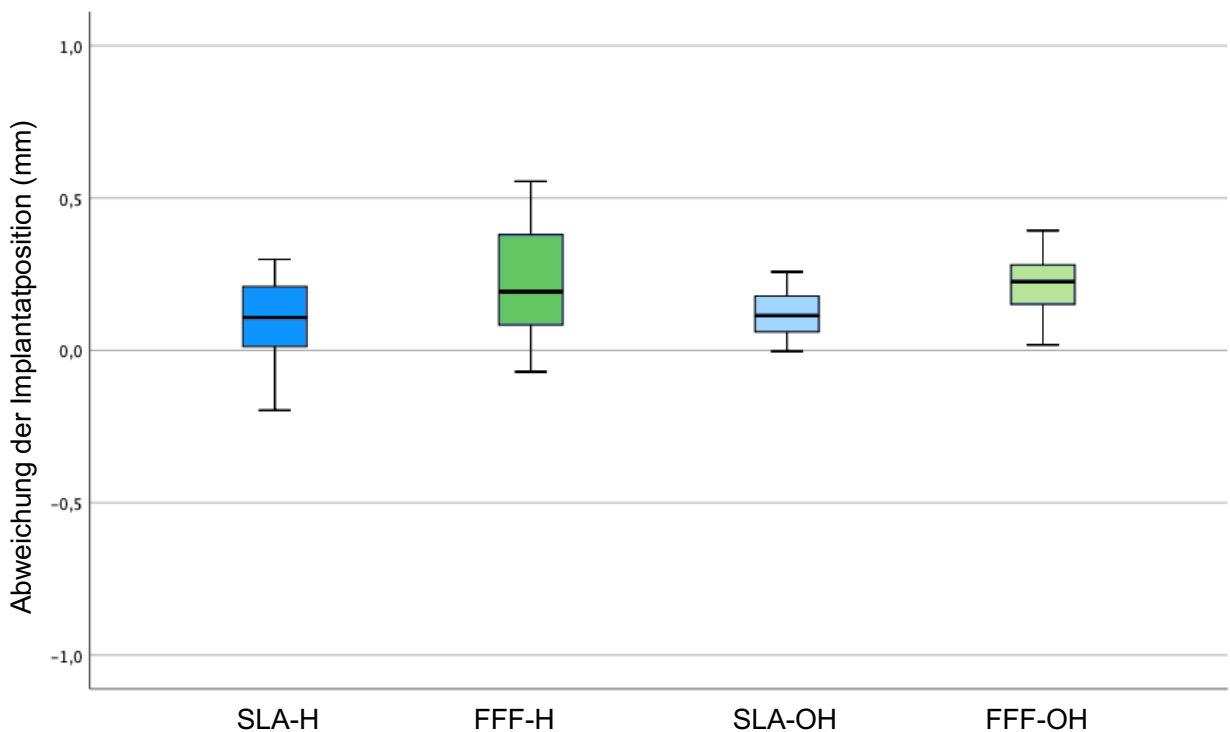


Diagramm 2: Sagittale Abweichung (x-Achse) an der Implantatschulter innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

6.1.2 Transversale Abweichung (y-Achse)

Die mittlere transversale Abweichung betrug sowohl am Apex als auch an der Schulter $0,15 \pm 0,13$ mm. Der Minimalwert der transversalen Abweichung lag bei 0,01 mm am Apex, an der Schulter bei 0,00 mm. Der Maximalwert betrug 0,50 mm am Apex und 0,49 mm an der Schulter. Diagramm 3 zeigt die transversale Implantatabweichung am Implantatapex. Diagramm 4 zeigt Abweichungen an der Implantatschulter mit Minimum, Maximum, Quartilsabstand, Median und Ausreißer der Implantatposition.

Apikal zeigten beide Drucktechnologien vergleichbare Ergebnisse. Bohrschablonen ohne Hülse zeigten geringere Abweichungen in Regio 35 für SLA ($p = 0,001$). Abweichungen für FFF ($p = 0,201$) waren nicht signifikant unterschiedlich. Nachweisbare Unterschiede zwischen den Drucktechnologien wurden an der Implantatschulter festgestellt, auch hier erhöhte die hülsenlose Führung die Genauigkeit sowohl für SLA ($p = 0,001$) als auch für FFF ($p = 0,001$) in Regio 35.

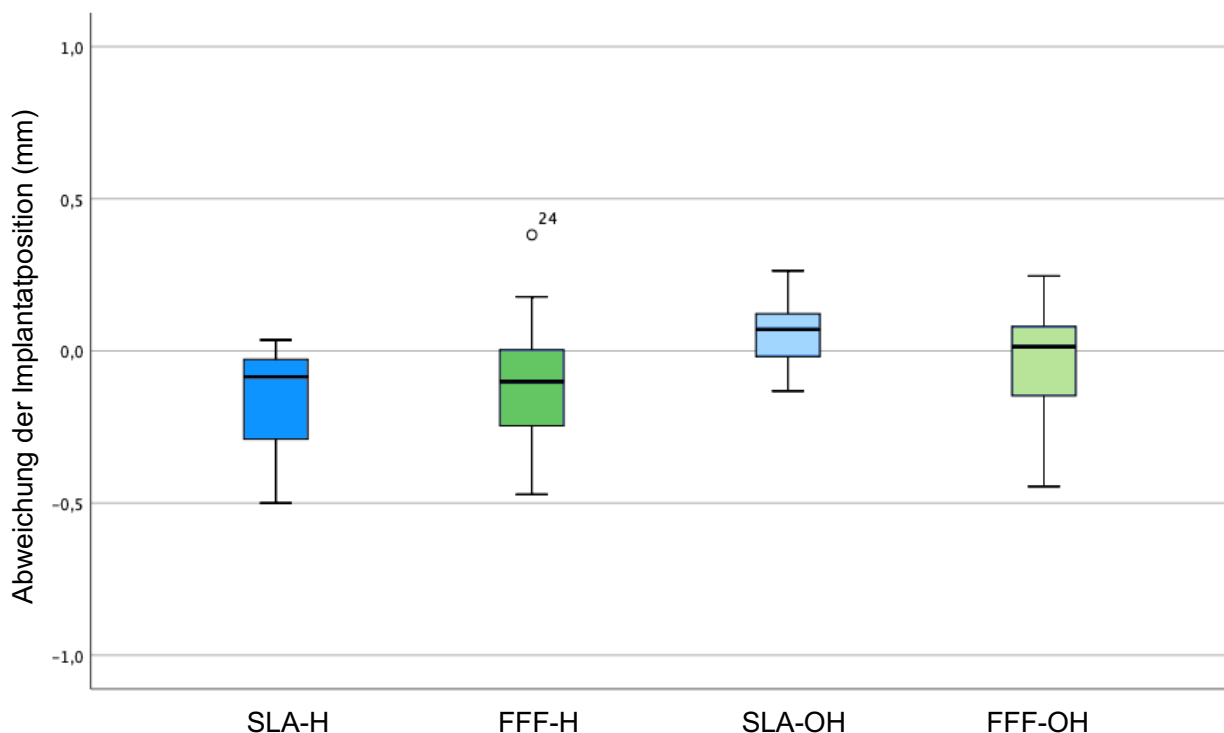


Diagramm 3: Boxplot zeigt die transversale Abweichung am Implantatapex innerhalb der vier Messgruppen in mm. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

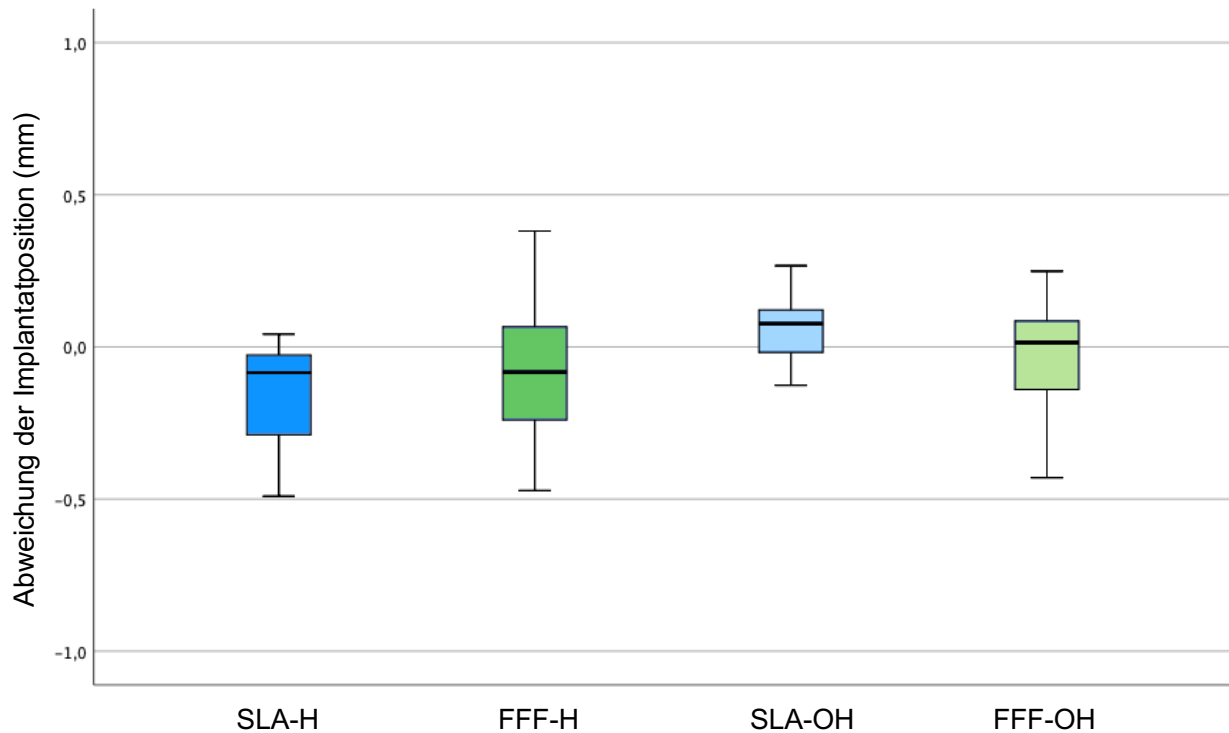


Diagramm 4: *Transversale Abweichung an der Implantatschulter innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.*

6.2 Vertikale Abweichungen (z-Achse)

Die mittlere vertikale Abweichung betrug am Apex $0,17 \pm 0,14$ mm, an der Schulter $0,09 \pm 0,07$ mm. Der Minimalwert der vertikalen Abweichung lag bei 0,00 mm, sowohl am Apex als auch an der Schulter. Der Maximalwert lag bei 0,56 mm am Apex und 0,24 mm an der Schulter. Diagramm 5 zeigt die vertikale Implantatabweichung am Implantatapex, Diagramm 6 zeigt Abweichungen an der Implantatschulter mit Minimum, Maximum, Quartilsabstand, Median und Ausreißer der Implantatposition.

Die MANOVA zeigte weder apikale Unterschiede ($p \geq 0,054$) noch Unterschiede an der Implantatschulter ($p \geq 0,352$) zwischen den Gruppen in beiden Implantatregionen. Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede in der vertikalen Position zwischen allen Gruppen finden. Die Fertigungsmethode, der Einsatz von Führungshülsen und die Implantatposition beeinflussten die vertikale Genauigkeit nicht signifikant.

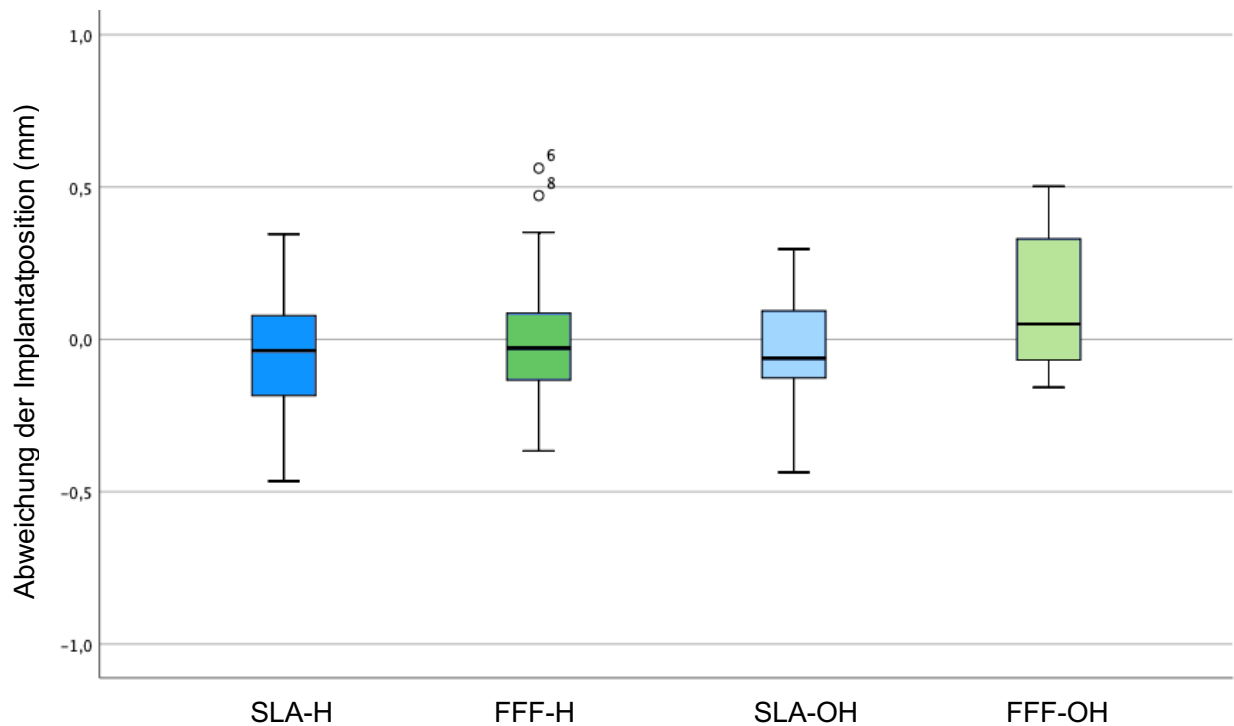


Diagramm 5: Vertikale Abweichung am Implantatapex innerhalb der vier Messgruppen in mm als Boxplot dargestellt. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

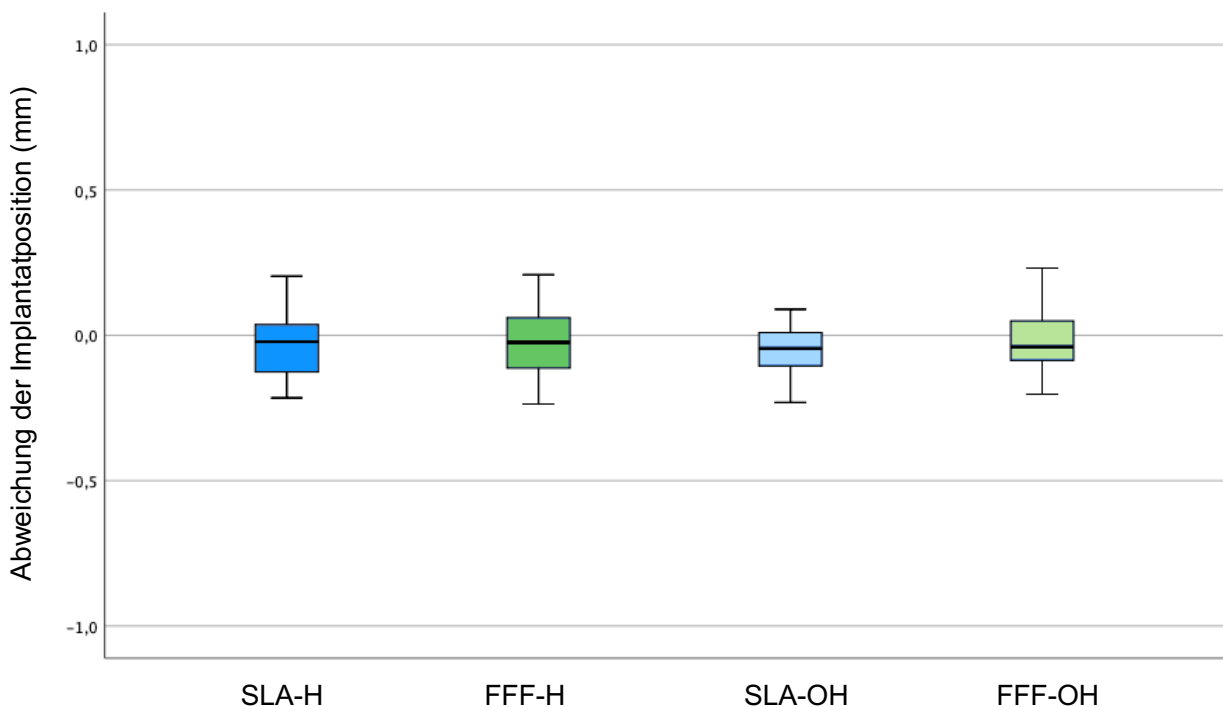


Diagramm 6: Boxplot zeigt die vertikale Abweichung an der Implantatschulter innerhalb der vier Messgruppen in mm. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

6.3 Anguläre Abweichung

Der Mittelwert der Achsabweichung lag bei $1,45 \pm 0,76^\circ$. Der Minimalwert der angulären Abweichung lag bei $0,1^\circ$, der Maximalwert bei $3,02^\circ$. Diagramm 7 zeigt die Achsabweichung der Implantate mit Minimum, Maximum, Quartilsabstand, Median und Ausreißer der Implantatposition.

In Regio 35 ($p = 0,409$) wurden keine signifikanten angulären Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden, wobei die mittleren Abweichungen zwischen $1,3 \pm 0,9^\circ$ (SLA-H) und $1,9 \pm 0,8^\circ$ (FFF-H) lagen. Ebenso wurden vergleichbare Ergebnisse zwischen den Gruppen im Bereich 37 gemessen. Nur die Gruppe mit den kleinsten mittleren Abweichungen von $0,8 \pm 0,5^\circ$ (SLA-OH) unterschied sich signifikant von den größten Abweichungen von $1,7 \pm 0,9^\circ$ (FFF-H) ($p = 0,020$).

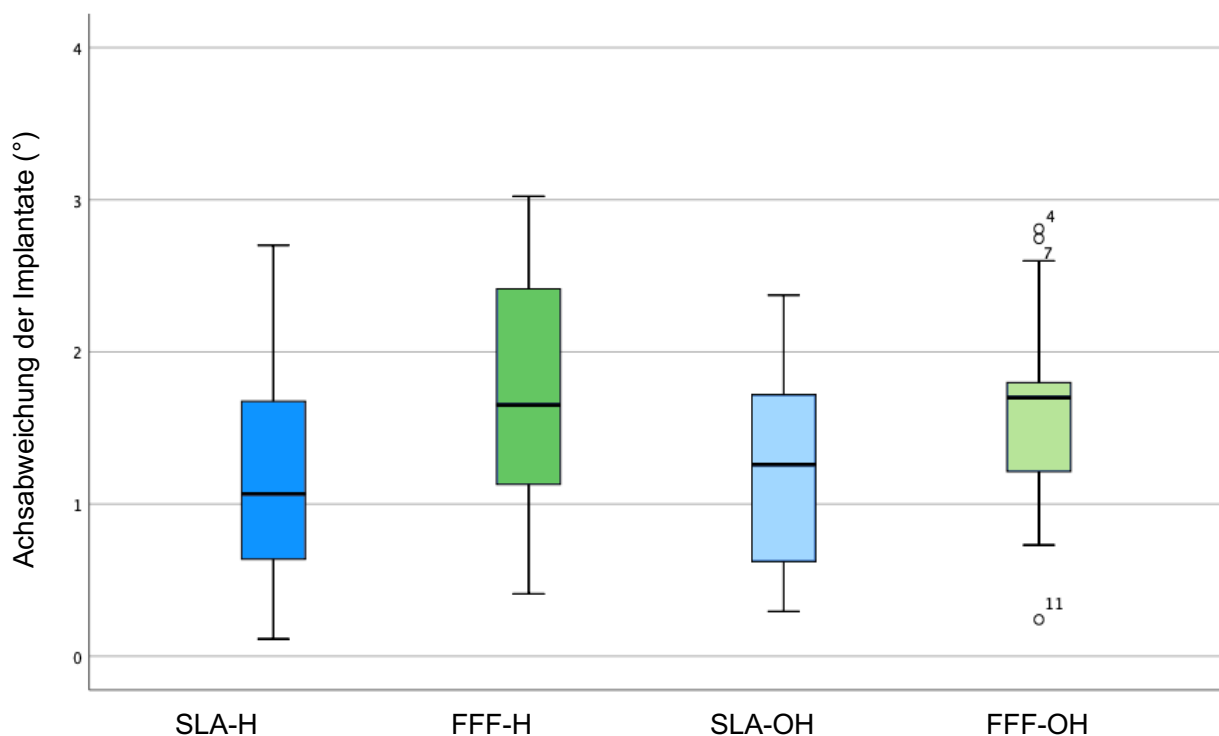


Diagramm 7: Boxplot zeigt die Achsabweichung der Implantate in $^\circ$ innerhalb der vier Messgruppen. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

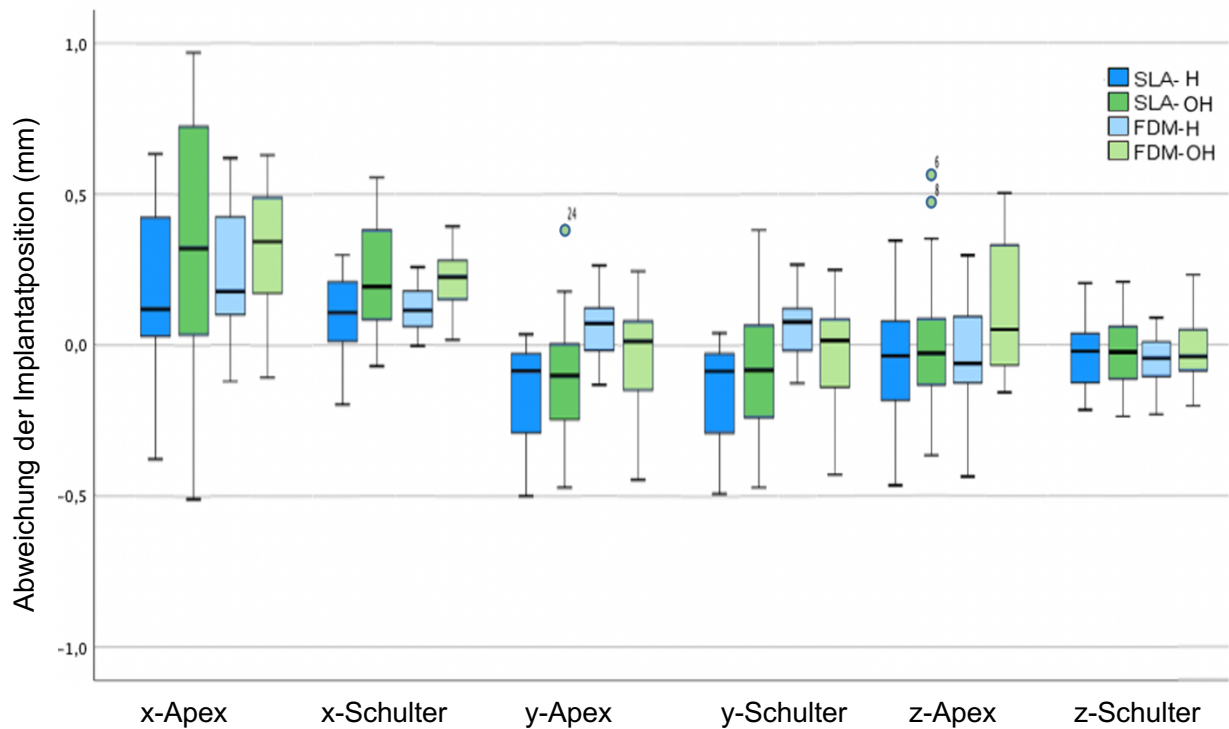


Diagramm 8: Zusammenfassung der Abweichungen in Boxplots mit Minimum, Maximum, Quartilsabstand, Median und Ausreißer der Implantatposition. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse; x: sagittale Abweichungen, y: transversale Abweichung, z: vertikale Abweichung.

Tabelle 2: Mittelwerte \pm Standardabweichungen der Versuchsreihen im Vergleich zur Planung an Implantatapex und Schulter in mm, Abweichungen der Implantatachse in $^\circ$. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse.

Position	Drucker	Führung	Apex (mm)		Schulter (mm)		Achse ($^\circ$)
			lateral	vertikal	lateral	vertikal	
35	SLA	H	0,4 \pm 0,2	0,1 \pm 0,1	0,3 \pm 0,2	0,1 \pm 0,8	1,3 \pm 0,9
		OH	0,3 \pm 0,2	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	1,6 \pm 0,5
	FFF	H	0,4 \pm 0,2	0,2 \pm 0,2	0,3 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	1,9 \pm 0,8
		OH	0,4 \pm 0,2	0,3 \pm 0,2	0,2 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	1,9 \pm 0,8
37	SLA	H	0,3 \pm 0,2	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	1,2 \pm 0,6
		OH	0,2 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	0,1 \pm 0,1	0,8 \pm 0,5
	FFF	H	0,6 \pm 0,3	0,1 \pm 0,1	0,3 \pm 0,1	0,1 \pm 0,04	1,7 \pm 0,9
		OH	0,3 \pm 0,2	0,2 \pm 0,1	0,2 \pm 0,1	0,1 \pm 0,04	1,3 \pm 0,4

Tabelle 3: *Multivariate Analysis Of Variance (MANOVA); SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication; H: Hülse, OH: ohne Hülse; x: sagittale Abweichung, y: transversale Abweichung; z: vertikale Abweichung.*

		MANOVA Signifikanz	Position	Mehrfachvergleich		Tukey-Test Signifikanz
				Gruppe (A)	Gruppe (B)	
Apex	x	0,05				
	y	0,001	35	SLA-OH	SLA-H	0,001
					FFF-H	0,001
					FFF-OH	0,045
z	0,054					
Schulter	x	0,001	37	SLA-H	FFF-H	0,001
					FFF-OH	0,017
				SLA-OH	FFF-H	0,001
	y	0,001	35	SLA-H	SLA-H	0,001
					FFF-H	0,001
				37	SLA-H	FFF-OH
z	0,352					
Achse		0,033	37	SLA-OH	FFF-H	0,02

Tabelle 4: *Zusammenfassung der Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD). Minimale (Min) und maximale Abweichung (Max) der Implantate an Apex und Schulter lateral und vertikal in mm. Achsabweichung der Implantate in °.*

		MW ± SD	Min	Max
Apex (mm)	Lateral	0,35 ± 0,21	0,01	0,97
	Vertikal	0,17 ± 0,14	0	0,56
Schulter (mm)	Lateral	0,23 ± 0,13	0,02	0,56
	Vertikal	0,09 ± 0,07	0	0,24
Achse (°)		1,45 ± 0,76	0,1	3,02

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Methodik

Zusammenfassung der Methodik

Ziel dieser *in-vitro* Untersuchung war der Genauigkeitsvergleich der Implantatinsertion zwischen den additiven CAM Methoden FFF und SLA. Außerdem sollte der Einfluss der Bohrhülse und der Implantatregion auf die Implantatgenauigkeit ermittelt werden. Mithilfe einer DVT und eines Intraoralscans wurden in einer Planungssoftware zwei Implantate in Regio 35 und 37 für die geführte Implantation mittels Bohrschablone nach klinischen Standards geplant. Der Datensatz der Bohrschablone wurde in die Druckersoftware zweier Drucker (FFF/SLA) geladen und insgesamt 40 dreidimensionale Bohrschablonen hergestellt. In eine Hälfte der Schablonen wurden Metallhülsen inseriert, in die anderen Hälfte wurden die Hülsen digital bereits in die Schablone integriert. Anschließend erfolgte die geführte Implantation von 80 Implantaten in einen austauschbaren Kunststoffblock des Implantationsmodells. Die Implantate wurden mit Scanbodies versorgt und mittels Desktopscanner digitalisiert. Die Abweichungen an Apex, Schulter und in der Angulation konnten mithilfe einer Messsoftware durch Überlagerung bestimmt werden.

Die Genauigkeit von Schablonen und die resultierende Implantatposition ist ein multifaktoriell bedingtes Geschehen. Faktoren, die die Implantation beeinflussen können, lassen sich kategorisieren. Dazu zählen die Patientensituation, die Datensammlung und Datenverarbeitung, fertigungsbedingte Abweichungen und chirurgische Faktoren.

7.1.1 Modellauswahl

Aufgrund des *in-vitro* Implantationsmodells konnte eine klinische Situation nur nachgestellt, nicht vollständig reproduziert werden. Zielsetzung bei der Modellwahl dieser Studie war eine kliniknahe Patientensituation mit Frendlücke und bezahntem Gegenkiefer. Individuelle Patienten-anatomie, reduziertes Knochenangebot, Region und Art der Lücke können zu anderen Ergebnissen führen.

Ein präoperativer Intraoralscan des Implantationsmodells diente zur Herstellung des Soll-Modells, welches als Grundlage zur Genauigkeitsmessung der Implantatposition genutzt wurde. Da die Patientensituation für alle Bohrschablonen dieselbe war, konnte der Einfluss patientenabhängiger Faktoren und Ungenauigkeiten präoperativer Modellscans reduziert werden. Durch die Implantatplanung anhand nur eines Modells waren Abweichungsmessungen zwischen den Versuchsgruppen besser reproduzierbar. Mehrere Patientensituationen miteinander zu vergleichen hätte die Versuchsanordnung, das Untersuchungsgebiet und die Ergebnisziele verändert. Ob andere Patientensituationen wie beispielsweise Einzelzahnücken oder unbezahnte Kiefer zu den gleichen Ergebnissen geführt hätten, konnte aufgrund des Versuchsaufbaus aber nicht ausreichend geklärt werden.

Limitation des Modells im Vergleich zu *in-vivo* Studien war das Fehlen von Restaurationen und Zahnfehlstellungen, welche den Sitz der Bohrschablone negativ beeinflussen könnten. Des Weiteren unterschieden sich die Materialeigenschaften der Zähne des Modells von Schmelz und Dentin natürlicher Zähne. In der Studie von Bocklet et al. war die Scangenaugkeit von den Materialeigenschaften des Scanobjekts abhängig. Zahnschmelz zeigte signifikant geringere Genauigkeiten als Amalgam und Kunststoff, Dentin zeigte in der Versuchsreihe die höchste Genauigkeit (72). Nach Li et al. sind größere Scanabweichungen durch die Transluzenz des Schmelzes begründbar (73). Aufgrund der Individualität des natürlichen Gebisses ist es schwer zu beurteilen, ob die Modellwahl die Scangenaugkeit der Versuchsreihe beeinflusst hat. Zahnstellungen und Restaurationen und damit verbundene Risiken und Abweichungen bei der Implantatplanung sollten *in-vivo* immer individuell evaluiert werden.

Der Versuchsaufbau und die Modellwahl anderer Studien variieren stark. *In-vitro* werden oft Patientenmodelle konventionell abgeformt und daraus Gipsmodelle hergestellt (74). Eine andere Möglichkeit ist es, Patientenmodelle zu digitalisieren und additiv zu fertigen (75). Anstatt Patientenmodelle zu verwenden können auch standardisierte Implantationsmodelle aus Kunststoff gekauft werden (30). Während Zhang et al. Implantationsmodelle mithilfe dreidimensionaler Drucker replizierten (76), kann die Replikation auch konventionell erfolgen (57). Scherer et al. wählten Schweinekadaver aufgrund ihrer Ähnlichkeit zu menschlichem Gewebe als Implantationsmodell (26). Neben Laborversuchen werden auch *in-vivo* Studien durchgeführt (77).

Vorteil des Implantationsmodells dieser Studie war ein austauschbarer Knochenblock. Nach der Implantation musste somit nicht das gesamte Modell, sondern nur der Knochenblock ausgetauscht werden. Nachteil beim Austausch des gesamten Knochenblocks wäre, dass fertigungsbedingt auch Zahn 34 ausgetauscht werden müsste. Da die designte Bohrschablone zahngetragen gestaltet war, hätte ein ständiger Austausch des Zahns 34 die Passgenauigkeit der Schablone auf der Zahnreihe beeinflusst. Um die Fehleranfälligkeit zu reduzieren wurde ein innerer Teilbereich des Knochenblocks ausgeschnitten und mittels FFF Drucker repliziert. Der innere Teilbereich bildete den neuen austauschbaren Block, während Zahn 34 fest im äußeren Teil des Knochenblocks mit dem Modell verschraubt blieb. Beim Austausch des Knochenblocks wurde daher nur ein nicht-tragender Anteil ausgetauscht, wodurch die Bohrschablonen reproduzierbarer auf die Zahnreihe aufgesetzt werden konnten. Der Austausch war aufgrund des Fertigungsverfahrens kostenreduzierend und trug gleichzeitig zur Reproduzierbarkeit der Versuchsreihen bei.

Besondere Eigenschaften wie Dichte und Härte des Kunststoffblocks unterschieden sich deutlich von echtem Kieferknochen. Deswegen wurde der Block zweischichtig gedruckt; eine kompakte 1,5 mm dicke äußere Schicht mit 100 % Dichte (Kortikalis) und eine innere Schicht mit 75 % Dichte (Spongiosa). Die Dichte des inneren Segments wurde vorher experimentell von fünf erfahrenen Ärzten bestimmt. Kriterien zur Auswahl zwischen drei verschiedenen Dichten (50 %, 75 % und 100 %) waren der Widerstand beim Bohren im Vergleich zum Echknochen im Molarenbereich des Unterkiefers und das empfohlene Drehmoment zur Implantatinsertion (<30 Ncm). Knochenblöcke aus Kunststoff mit 75 % Dichte des inneren Segments entsprachen den oben genannten Kriterien am besten und wurden deswegen ausgewählt.

Niedrige Schmelztemperaturen der PLA Knochenblocks waren nachteilig für die Implantation, durch Friktion zwischen Bohrer und Kunststoffblock kam es zu erhöhter Hitzeentwicklung. Der Abtransport der angefallenen Kunststoffspäne war durch ihr Verschmelzen erschwert, eine Instrumentenfraktur hätte die Folge sein können. Eine weitere Limitation der Studie war eine fehlende Weichgewebsauflage des austauschbaren Knochenblocks. Der Kunststoffblock der Studie simulierte eine knöcherne Auflage der Bohrschablone, was *in-vivo* nur durch das vorherige Aufklappen der Schleimhaut erreichbar wäre.

Durch den Einsatz minimal-invasiver Implantationstechniken kann in manchen Fällen indikationsbedingt auf das Aufklappen der Schleimhaut verzichtet werden. Die Vermutung, dass es aufgrund der Resilienz der Schleimhaut *in-vivo* zu einem Abkippen der Schablone und somit zu größeren Abweichungen kommen könnte, zeigten sich in den Studien von Behneke et al. sowie Ersoy et al. nicht (78, 79).

7.1.2 Datensammlung und Datenverarbeitung

Aufgrund von Ungenauigkeiten in der Datensammlung und Datenverarbeitung kann es bei der Bohrschablonenplanung zu kumulativen Abweichungen kommen. Abweichungen sind maßgeblich von DVT, Intraoralscanner und Designsoftware abhängig.

DVT

Die DVT des Implantationsmodells wurde anhand der S2k-Empfehlung angefertigt (33). Da konventionelle Röntgenaufnahmen komplexe dreidimensionale Strukturen auf ein zweidimensionales Bild reduzieren, kann es zu Verzerrungen und daraus folgenden Größenänderungen des Bildes kommen (80). Im Vergleich zu konventionellen Aufnahmen lassen sich laterales Knochenangebot und wichtige anatomische Strukturen durch Anfertigung einer DVT besser beurteilen (81, 82).

Bei Röntgenaufnahmen gilt das ALARA-Prinzip (*As Low As Reasonably Achievable*). Aufnahmen sollten mit kleinstmöglicher Strahlenbelastung des Patienten angefertigt werden, ohne dabei die nötige Auflösung zu verlieren. Während in der Literatur für die CT Aufnahme Werte der effektiven Strahlendosis von 429–1410 μSv zu finden sind, liegen DVT Aufnahmen mit 20–161 μSv deutlich darunter (34, 83-85). Die Strahlendosis von strahlungsärmeren DVTs liegt laut Hirsch et al. zwischen 20 und 43,3 μSv (83). Eine Studie von Blendl et al. veranschaulicht, dass heutige DVTs eine höhere dreidimensionale Genauigkeit als CTs besitzen (86). Aufgrund reduzierter Strahlenbelastung und gleichzeitig höherer Bildqualität ist die DVT für die Zahnmedizin gegenüber der CT von Vorteil. Zusätzlich wird bei der DVT kein Radiologe benötigt, Investitions- und Instandhaltungskosten sind somit im Vergleich geringer.

Um den klinischen Workflow einzuhalten wurden Aufnahmewerte der DVT analog zum Patienten eingestellt, obwohl in dieser Studie die Röntgenaufnahme an einem *in-vitro* Modell und nicht am Patienten durchgeführt wurde. Die medizinische Strahlendosis sollte sowohl für Patienten als auch medizinisches Personal so gering wie möglich gehalten werden. Sie ist von den technischen Eigenschaften des Geräts, vor allem vom *Field Of View* (FOV) abhängig. Die verwendete DVT hielt das bestrahlte Volumen durch einstellbares Sichtfeld möglichst klein, was die Strahlendosis reduzierte. Maßnahmen der Dosisverringerng sollten die Bildqualität möglichst nicht beeinträchtigen.

Obwohl die Bildqualität dreidimensionaler Röntgenaufnahmen sehr hoch ist, konnten Interkuspitation und okklusale Morphologie der Zähne in der angefertigten DVT nicht ausreichend scharf dargestellt werden (87). Klinisch können sowohl vorhandener Zahnersatz als auch andere metallische Gegenstände Artefakte hervorrufen und die Bildqualität verschlechtern. Eine mögliche Limitation des Kunststoffmodells dieser Studie war das Fehlen metallischer Restaurationen oder Brackets. Auch das Modellmaterial unterschied sich vom Aufbau natürlicher Zähne aus Schmelz und Dentin. Kunststoff erzielt radiologisch eine bessere Bildqualität und weniger Artefakte als metallische Restaurationen, Titan und Guttapercha (88). Dadurch könnte es zu Abweichungen und Fehlinterpretationen bei der Überlagerung des Röntgenbilds gekommen sein. Um die Okklusalfächen und die Schlussbisslage ausreichend präzise darzustellen, muss im digitalen Workflow neben der DVT zusätzlich ein Oberflächenscan des Patienten oder des Patientenmodells erfolgen (89).

Intraoralscanner

Obwohl Desktopscanner eine höhere Auflösung im Vergleich zu Intraoralscannern haben, wurde ein Intraoralscanner zur Abformung des Implantationsmodells verwendet (36). Grund dafür war die Einhaltung des klinischen Workflows mit klinisch erzielbarer Genauigkeit. Intraoralscanner werden immer präziser und erfüllen heutzutage den klinischen Standard (90). Nach Mennito et al. sind Intraoralscans vergleichbar präzise wie digitalisierte konventionelle Abformung (91). Intraoralscans mit dem TRIOS 3 sind reproduzierbar und zuverlässig, im Mittel liegen Abweichungen unter 10 µm (90). Abweichung von $6,9 \pm 0,9$ µm können sogar Genauigkeiten konventioneller Abformungen mit Polyether (38, 92) übertreffen.

Ganzkieferscans des TRIOS 3 zeigen mit $58,8 \pm 27,4 \mu\text{m}$ eine geringere Präzision als Scans im Einzelzahnbereich mit $7,1 \pm 1,4 \mu\text{m}$ (92, 93). Keul et al. zeigten jedoch, dass digitale und konventionelle Abformungen des gesamten Zahnbogens vergleichbare Werte erzielen können (37). Bei Ganzkieferscans liefert der TRIOS 3 im Vergleich zur CEREC Omnicam (DentsplySirona; York, PA, USA) bessere Ergebnisse (93). Zur Abformung von zwei Implantaten innerhalb eines Quadranten sind nach Roig et al. optische Abformungen konventionellen Abformungen überlegen (38).

Das Implantationsmodell wurde mit einem Intraoralscanner extraoral gescannt, was vom klinischen Workflow abwich. Intraoral ergeben sich durch Mundhöhle, Speichel und Zunge *in-vivo* schwierigere Voraussetzungen. Keul et al. konnten aber zeigen, dass keine Genauigkeitsunterschiede zwischen extra- und intraoral gescannten Situationen entstehen (37). Nach Resende et al. beeinflusst die Erfahrung des Anwenders Scandauer, Präzision und Richtigkeit des Scans (93). Während erfahrene Anwender eine Präzision von $0,05 \pm 0,04 \mu\text{m}$ und eine Richtigkeit von $0,06 \pm 0,01 \mu\text{m}$ beim Scan eines Zahnbogens mit dem TRIOS 3 erzielten, lag bei weniger erfahrenen Anwendern die Präzision mit $0,11 \pm 0,06 \mu\text{m}$ und die Richtigkeit mit $0,07 \pm 0,005 \mu\text{m}$ darunter. Auch die Scandauer konnte durch erfahrene Anwender reduziert werden (93). Im Rahmen dieser Studie erfolgte vor dem finalen Scan eine Einweisung durch einen erfahrenen Anwender und das Anfertigen von 20 Übungsscans. Da der Scanpfad die Genauigkeit beeinflusst, erfolgten alle Scans unter Einhaltung des optimalen Scanpfads (94). Der Scan wurde im STL-Datenformat ohne Datenverlust exportiert und in eine Designsoftware geladen.

Designsoftware

Das verwendete Swissmeda Online Planning (SMOP) ist eine präzise Designsoftware für die Fertigung von Bohrschablonen zur Implantatversorgung (95). Vergleichbar mit anderen Programmen zur Implantatplanung kann in SMOP ein dreidimensionaler Datensatz des Röntgenbilds mit gescannten Oberflächengeometrien überlagert werden (95). Nach Schnutenhaus et al. können bei manueller Überlagerung in der Software mittlere Abweichungen von 0,2 mm entstehen (96). Um Abweichungen zu reduzieren ist eine ausreichende Zahnanzahl mit möglichst wenig restaurationsbedingten Artefakten notwendig. So kann auf eine Röntgenschablone als Referenz verzichtet werden (97).

Kernen et al. verglichen Genauigkeiten von gedruckten Schablonen des Herstellers SMOP mit laborgefertigten Schablonen. Durch den Einsatz von SMOP Bohrschablonen konnten sowohl apikale als auch koronale Abweichungen um die Hälfte reduziert werden (98). Da die Planung der Implantate und der Bohrschablone einen hohen Stellenwert im digitalen Workflow besitzt, wurde die Implantatausrichtung in dieser Studie durch einen erfahrenen Implantologen und das Bohrschablonendesign durch einen Mitarbeiter von SMOP durchgeführt. Beim Design der Bohrschablone wurde darauf geachtet, eine zahngetragene Schablone mit distaler Abstützung auf dem Knochenblock zu designen. Zahngetragene Schablonen besitzen nach Ozan et al. eine höhere Genauigkeit bei Implantationen gegenüber weichgewebs- und knochengetragenen Schablonen (99). Genauigkeiten rein knochengetragener Schablonen zeigen nach Tahmaseb und Raico Gaillardo et al. die größten Abweichungen bei der Implantation (17, 100). D'Haese und Arisan et al. kommen zusammenfassend zu dem Schluss, dass eine gut repositionierbare harte Unterlage der Bohrschablone für die Implantation von Vorteil ist (31, 101). Turbush et al. bestätigen diese Ergebnisse (102). Eine Limitation der Studie war, dass die Schablone zwar stabil am Modell positioniert werden konnte, eine harte Unterlage aufgrund der distal aufliegenden Schleimhaut ohne Aufklappen des Weichgewebes *in-vivo* aber nicht realisierbar wäre.

Hülsen

Studien haben gezeigt, dass steigende Toleranzen im Führungsanteil der Schablone zu höheren lateralen Abweichungen der Instrumentenspitze führen (56). Laut Cassetta et al. ist die Führungslänge der Bohrhülse für die Genauigkeit der Implantation von großer Bedeutung (57). Je länger das Instrument und je kürzer die Führungshülse, desto größer sind Abweichungen der Implantatposition (56). Erhöht man die Länge der Führungshülse von 5 mm auf 8 mm, sinkt die apikale Abweichung der Implantate von 1,1 mm auf 0,6 mm. Abweichungen der Angulation konnten so von 3,5° auf 2° verringert werden. Auch die Reduktion des Hüsendurchmessers verringert laut Schneider et al. Toleranzen im Führungsanteil und vermindert laterale Abweichungen der Instrumentenspitze (56). Geringer Abstand zwischen Modell und Hülse, geringe Implantatlänge und hohe Präzision der Hülse steigern somit die Genauigkeit bei der Implantation. Die genannten Faktoren konnten in der Studie nicht optimiert werden, da das Implantatsystem herstellerbedingt nicht modifiziert werden konnte.

Ein signifikanter Faktor für genaue Ergebnisse ist die Summe aller Bauteiltoleranzen der Bohrschablone (103). Mathematisch können Bauteiltoleranzen bis zu $5,15^\circ$ anguläre Abweichung bei der Implantation verursachen (58). Werden Abweichungen von Bauteilen der Bohrschablone durch geringeres Spiel zwischen Hüsendurchmesser und Führungsteil gesenkt, kann es zu einer reduzierten maximalen Achsabweichung kommen (58). Casetta et al. zeigten so bei ihrem Versuchsaufbau mit reduziertem Hüsendurchmesser eine statistisch signifikante Reduktion der Achsabweichung von $4,3^\circ \pm 2,45^\circ$ auf $1,8^\circ \pm 0,89^\circ$ (58). Verringert man mechanische Ungenauigkeiten der Bohrschablone, kann somit die Gesamtabweichung des Implantationsprozesses reduziert werden (58, 104).

Bohrschablonen des verwendeten Camlog Guide System beinhalten metallische Bohrhülsen im Führungsanteil der Schablone. Schneider et al. fanden heraus, dass Abweichungen um 30 % reduziert werden können, wenn die Hülsen direkt in die Bohrschablone gedruckt werden, statt nach dem Druck metallische Hülsen zu inserieren (56). Vorteil des Camlog Guided Systems war der nicht schneidende Schaft der Bohrer, wodurch Abrieb innerhalb der Hülse minimiert werden konnte. Obwohl das Dental SG Resin für die Implantatinsertion zertifiziert war, sollte möglicher Abrieb des Hülsenmaterials *in-vivo* nicht in das präparierte Implantatbett gelangen. Kurzmann et al. fanden heraus, dass Materialabscheidungen von Bohrer oder Hülse die Zellaktivität in der Implantatregion beeinflussen (105). Weitere Studien zu dem Einfluss von Bohrschablonenmaterialien auf menschliche Zellen sollten für ein genaueres Verständnis erbracht werden.

7.1.3 Fertigung der Bohrschablonen

Die fertigungsbedingten Abweichungen bei Herstellung der Bohrschablonen waren maßgeblich von der Drucktechnologie und den Eigenschaften der Druckmaterialien abhängig. Neben dem Schablonenmaterial war aber auch das Hülsenmaterial im Hinblick auf die Gesamtabweichung der Schablone entscheidend. Sowohl die Ausrichtung des Drucks als auch die Einflüsse der Nachbearbeitung auf die Schablone wurden berücksichtigt.

Druckertechnologie

Anschaffungskosten und Technologie verschiedener Drucker variieren stark. FFF Drucker sind kosteneffektiv, benötigen wenig Platz und verarbeiten günstiges Druckmaterial (106). SLA Drucker liefern sehr gute Druckqualität, Anschaffungs- und Materialkosten sind jedoch höher als bei FFF Druckern (106). Vorteil der SLA Drucker ist eine hohe Druckgenauigkeit, da die Schichthöhe des Druckobjekts meist sehr gering eingestellt werden kann (76). Aber nicht nur die Drucker und das Material beeinflussen die Genauigkeit des Druckobjekts, sondern auch die Ausrichtung des Drucks auf der Plattform. Bei falscher Ausrichtung kann es zu Abweichungen von 10 % entlang der z-Achse kommen, was zu erheblichen Abweichungen der Implantatposition führen kann (107). Es wurde darauf geachtet, Stützstrukturen nicht auf die schleimhautgerichtete Seite der Schablone zu positionieren. Falsch platzierte Stützstrukturen und unzureichende Passgenauigkeit der Schablone begünstigen Positionierungsfehler und führen zu erhöhten Abweichungen bei der Implantation (108).

SLA Druckmaterial

Für Implantate oder medizinische Materialien mit Blutkontakt werden Zulassungen im Sinne des Medizinproduktegesetzes (MPG) oder einer ISO-Norm gefordert. Das für den SLA Druck verwendete Dental Resin SG ist biokompatibel, für zahnmedizinische Benutzung zertifiziert und wird als Material für Bohrschablonen empfohlen. Es ist ein photopolymerisierbarer Kunststoff der MPG Klasse I. In mehreren Studien konnte die erfolgreiche Verwendung zur Fertigung von Bohrschablonen nachgewiesen werden (21, 101, 109). Kurzmann et al. fanden heraus, dass die Nachbearbeitung und Sterilisation von Dental SG Resin die Überlebensfähigkeit von Zellen der Mundhöhle beeinflussen (105). Die richtige Verarbeitung des Materials steigert die Überlebensfähigkeit und Aktivität von Zellen, die in Kontakt mit dem Material kommen im Vergleich zu unbehandeltem Material. Deswegen wurden die Materialvorschriften bei der Verarbeitung präzise eingehalten.

Nachteil des Materials ist die im Vergleich schlechte Biodegradierbarkeit der Hauptbestandteile Bisphenol A und Phosphinoxid. Phosphinoxid ist ein Photoinitiator, der bei einer Wellenlänge von 405 nm in Startradikale zerfällt. Die Zersetzung des

Bisphenol A geschieht durch Herauslösen von Additiven und Polymerbestandteilen durch chemische Reaktionen und Hydrolyse (110). Aufgrund der Toxizität einzelner Bestandteile sollte das Material nicht ins Grundwasser gelangen und die Entsorgung fachmännisch durchgeführt werden.

FFF Druckmaterial

PLA ist ein biodegradierbares Polymer, welches von der amerikanischen *Food and Drug Administration* (FDA) als sicher (*Generally Recognized As Safe* - GRAS) eingestuft wird. PLA ist für medizinische Zwecke wie regenerative Medizin, Gewebetechnik, Wundheilung, Stents, Orthopädie und in Fixierungsgeräten einsetzbar (111), eine Zertifizierung als Bohrschablonenmaterial gibt es bisher nicht. Für die Zahnmedizin ergäben sich aufgrund der Biodegradierbarkeit des Materials (EN13432) neue Möglichkeiten. Die Abbaugeschwindigkeit von PLA ist unter anderem von Temperatur, pH-Wert und Feuchtigkeitsgehalt abhängig. Es wird zunächst durch Hydrolyse, danach durch Biodegradation abgebaut (110). Laut Datenblatt des Herstellers sind bisher keine negativen ökologischen Auswirkungen des Materials bekannt. Nachteilig ist, dass PLA *in-vivo* zu Milchsäure abgebaut werden kann, was negative Auswirkungen auf die zelluläre Vitalität von Gewebe haben kann (112, 113). Bodnarova et al. konnten hingegen *in-vivo* zeigen, dass die Verwendung von PLA im additiven Verfahren sowohl die Anlagerung als auch die Proliferation von Osteoprogenitorzellen ermöglicht (114). Eine PLA Beschichtung könnte sich sogar positiv auf das Zellwachstum von Knochentransplantatmaterialien auswirken (115). Zahlreiche Studien befürworten die medizinische Verwendung von PLA (116-122), weitere Untersuchungen zur biologischen Verträglichkeit in der Mundhöhle sollten aber durchgeführt werden.

Nachbearbeitung

Um optimale Materialeigenschaften zu erzielen, wurde die Nachbearbeitung der Bohrschablonen aus PLA und Resin exakt nach Herstellerangaben durchgeführt. Nach Huettig et al. ist die Abrasionsfestigkeit additiv gefertigter Kunststoffe mit konventionellen Kunststoffen vergleichbar (123). Hoher Druck und hohe Temperaturen bei der Herstellung verbessern die Materialeigenschaften, Ursache für höhere Dichte, Härte und Biegefestigkeit der Materialien könnten längere Polymerketten sein (124).

Limitation der Studie waren die für das Druckobjekt benötigten Stützstrukturen auf der patientenabgewandten Oberfläche der Bohrschablone. Sie mussten nachträglich mit einem geeigneten Werkzeug entfernt werden. Bei der Nachbearbeitung konnten aufgrund spröder Materialeigenschaften Anteile der Schablone frakturieren, was sich nachteilig auf die Passgenauigkeit ausgewirkt hätte. Jede Schablone wurde deswegen vor der Implantation auf Frakturen kontrolliert.

Reinigung und Sterilisation der Bohrschablonen sind essentiell, um eventuelle Kontaminationen bei der Implantation zu vermeiden. Bei der Sterilisation entstehende Hitze könnte jedoch zu einer Dimensionsänderung der Bohrschablonen führen. Zada et al. fanden heraus, dass Sterilisation die Materialeigenschaften biodegradierbarer Polymere negativ beeinflusst (125). Dazu gehören geringere Flexibilität und Widerstandsfähigkeit des Materials (126). Farrar et al. führen die schlechteren Materialeigenschaften auf reduzierte Molekularmassen des Materials nach der Sterilisation zurück (127). Hingegen fanden Török et al. heraus, dass Dampfsterilisation bei 121°C keine negativen Auswirkungen auf die Materialeigenschaften PolyJet gedruckter Bohrschablonen hat. Zur Sterilisation der verwendeten Materialien wurde sich für einen 15-minütigen Zyklus bei 121°C im Autoklav statt 3 min Sterilisationszeit bei 138 °C entschieden. Vorteil des Dental SG Resin im Vergleich zum PLA war, dass nach Sterilisation ein Farbumschwung des Materials zur Kontrolle eintrat. Der Behandler konnte die erfolgreiche Sterilisation der Schablone visuell kontrollieren.

Nach Herstellerangaben kann es bei Verwendung von Dental SG Resin zu allergischen Hautreaktionen kommen. Für die *in-vivo* Verträglichkeit des Materials ist unter anderem der Restmonomergehalt entscheidend. Restmonomerbestandteile können zu Irritation und Entzündung (128-132) oder zu schlechteren Materialeigenschaften führen (133). Das Waschen der Druckobjekte in einem Isopropanolbad reduziert die Freisetzung von Restmonomer und führt somit zu verbesserter Biokompatibilität (128, 134). Die Biokompatibilität von Resin ist auch durch zusätzliche UV-Nachhärtung steigerbar (128).

7.1.4 Implantation

Abweichungen der Implantatposition können verfahrens- oder behandlerabhängiger Natur sein (31). Um verfahrensabhängige Abweichungen zu minimieren wurde sich

während der Implantation an alle Herstellervorgaben gehalten. Empfohlene Drehzahl und Eindrehgeschwindigkeit durften bei der Implantation nicht überschritten werden, um Überhitzung des Bohrers und des Gewebes zu vermeiden. Knochengewebe kann bei zu hoher Hitzeentwicklung geschädigt werden (135), schon Temperaturen von 47 °C können laut Eriksson und Albrektsson für eine Schädigung ausreichen (136). Schädigungen können zu einem Verlust der Primärstabilität führen, Implantate könnten sich bei Belastung lockern. Besonders Bohrschablonen ohne ausreichende Wasserkühlung könnten nach Orgev et al. zu einem Hitzestau führen, durch interne Wasserkühlung der Bohrschablone sei dies aber vermeidbar (137). Um bei dem Versuchsaufbau Überhitzung entgegenzuwirken, wurde auf eine ausreichende Wasserkühlung des Implantatbetts mit 0,9 % NaCl geachtet.

Erfahrung des Implantologen

In der Literatur wird kontrovers diskutiert, ob die Erfahrung des Anwenders die Genauigkeit geführter Systeme positiv beeinflusst. Während viele Studien keinen statistisch signifikanten Einfluss der Erfahrung des Implantologen auf die Implantatgenauigkeit feststellen konnten (30, 138-141), zeigten Rungcharassaeng et al., dass vertikale Abweichungen bei unerfahrenen Behandlern im Vergleich fast doppelt so hoch waren (142). Mehrere Studien fanden heraus, dass mit steigender Erfahrung des Implantologen keine „Lernkurve“ eintritt, Abweichungen der Implantatposition konnten durch Übung nicht signifikant gesenkt werden (28, 29, 143). D´Haese et al. interpretierten das Ausbleiben einer Lernkurve als ein Indiz dafür, dass Genauigkeiten mehr von der Bohrschablone, als vom Behandler abhängen (31). Die Erfahrung des Behandlers beeinflusst nach Cassetta et al. zwar nicht die Implantatgenauigkeit, aber reduziert das Auftreten von Komplikationen während des Eingriffs (140), auch für die Implantatplanung sei Erfahrung von Vorteil (144). Unabhängig von der Erfahrung des Anwenders können Implantatgenauigkeiten durch geführte Systeme signifikant verbessert werden (30). Erfahrene Implantologen können somit einen hohen Standard aufrechterhalten, während unerfahrene Implantologen bessere Genauigkeiten als durch Frei-Hand Implantationen erzielen können (139). Bohrschablonen sollen den Chirurgen bei der Implantation unterstützen, keineswegs sollte sich alleinig auf die Richtigkeit von Bohrschablonen verlassen werden. Die Gefahr einer Abweichung aufgrund eines Übertragungsfehlers muss immer berücksichtigt werden (31).

Limitation der Studie war die extraorale Implantation am Kunststoffmodell. Neben Speichel und Zunge kann eine eingeschränkte Mundöffnung des Patienten eine Kontraindikation zur Implantation mit Bohrschablonen sein, da intraoral ausreichend Platz zum Inserieren des Bohrers in die Schablone gegeben sein muss (145). Diese und andere mögliche intraoperative Komplikationen konnten durch die *in-vitro* Studie nicht dargestellt werden.

7.1.5 Digitalisierung und Vermessung

Abweichungen der Implantatposition werden in der Literatur häufig durch Überlagerung von Bilddateien gemessen (146-149). Eine Methode ist die Überlagerung von prä- und postoperativen Röntgendaten (146). Während zusätzliche Röntgenbilder die Strahlenexposition des Patienten erhöhen, kann durch Überlagerung postoperativer Scans die Strahlenbelastung maßgeblich reduziert werden (150). Deswegen wurde in dieser Studie die postoperative Implantatposition gescannt und anschließend mit der virtuell geplanten Soll-Position verglichen. Komiyama et al. fanden heraus, dass die Vermessung von Implantatabweichungen durch Überlagerung dreidimensionaler Scandaten eine klinisch zulässige Methode ist (151). Skjerven et al. bestätigten, dass die Vermessung durch Intraoralscan und DVT vergleichbare Ergebnisse zu der Auswertung mit Röntgendaten liefert (152). Die Vermessung der Implantatposition mittels Intraoralscanner war somit anerkannt, präzise und ermöglichte eine bestrahlungsfreie, dreidimensionale Auswertung (150, 153).

Der vollständig digitale Workflow sieht die Abformung der Scanbodies mittels Intraoralscanner vor. Zur Auswertung der postoperativen Implantatgenauigkeit wurde in dieser Studie jedoch ein Desktopscanner verwendet. Desktopscanner könnten aufgrund ihrer höheren Digitalisierungsgenauigkeit präzisere Ergebnisse liefern als Intraoralscanner (36). Die Digitalisierungsgenauigkeit des Desktopscanners D2000 (3shape; Kopenhagen, Dänemark) entspricht laut Herstellerangabe 5 μm (ISO12836), während der TRIOS 3 eine Genauigkeit von $6,9 \pm 0,9 \mu\text{m}$ erzielt (154). Nicht nur die Scanner selbst, sondern auch Eigenschaften wie Scanbodygeometrie und Scanstrategie beeinflussten die Scangenauigkeit (155). Bezüglich der Scanstrategie wird in Ein- und Mehr-Schritt-Scans unterschieden. Nach Motel et al. erweisen sich Ein-Schritt-Scans für die Genauigkeit des Scans als vorteilhaft (155). Arakida et al. konnten in ihrer Studie

zeigen, dass auch die Lichtverhältnisse der Scanumgebung die Genauigkeit des Scans beeinflussen können, optimale Scanbedingungen lagen bei 500 Lux und 3900 Kelvin (gelb) vor (156).

Limitation der Vermessung

Durch Vermessung der Datensätze konnte die Gesamtabweichung der Implantation errechnet werden. Als Gesamtabweichung bezeichnet man die Abweichungen von präoperativ geplanter Implantatposition zur postoperativ umgesetzter Implantatposition inklusive aller Auswertungsfehler (139). Ungenauigkeiten der Datensätze beeinflussten die Genauigkeit der Auswertung und somit auch die Gesamtabweichung. In der vorliegenden Studie hatten Ungenauigkeiten des präoperativen Scans zwar Einfluss auf die Genauigkeit der Bohrschablone, aber keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Auswertung. Grund dafür war, dass der präoperative Scan als Grundlage sowohl zur Bohrschablonenplanung als auch zur Auswertung aller postoperativer Scans diente. Ungenauigkeiten der postoperativen Scans könnten hingegen zu Überlagerungsfehlern geführt haben.

Neben Ungenauigkeiten der Scans können auch Überlagerungsfehler zu Abweichungen der Auswertung geführt haben. Lassen sich Scandateien nicht automatisiert überlagern, muss die Überlagerung manuell durchgeführt werden (77, 157). Eine manuelle Ausrichtung ist von der Platzierung der Orientierungspunkte abhängig, Genauigkeiten können hier stark variieren (158, 159). Im Mittel betragen nach Schnutenhaus et al. Abweichungen bei der Überlagerung zweier Oberflächenscans $133 \pm 44,8 \mu\text{m}$ (25). Abweichungen der Überlagerung werden nach O'Toole et al. vor allem von dem Überlagerungsverfahren beeinflusst. Lineare Abweichungen betragen bei Punktausrichtungen $139 \pm 42 \mu\text{m}$, während bei Best-Fit Ausrichtungen Abweichungen von $130 \pm 26 \mu\text{m}$ festgestellt wurden (159). Winkelabweichungen konnten durch Best-Fit Ausrichtung im Vergleich zur Punktausrichtung von $2,52 \pm 1,18^\circ$ auf $0,56 \pm 0,38^\circ$ reduziert werden (159). Limitation dieser Studie war, dass prä- und postoperative Datensätze der Implantatposition mithilfe von Punkt- und Best-Fit-Ausrichtung überlagert wurden. Scanungenauigkeiten und Überlagerungsfehler waren unabdingbar und führten zu kumulativen Abweichungen bei der Vermessung.

Vergleichbarkeit anderer Studien

Die für diese Studie durch Fallzahlplanung ermittelte Implantatanzahl entspricht den Fallzahlen anderer Studien (21, 160). Nachteilig ist die oft unzureichende Vergleichbarkeit mit anderen Studien, da die Methodik zur Genauigkeitsmessung variiert und oft nicht in Korrelation zum klinischen Workflow steht.

Erste Unterschiede zeigen sich bei der Auswahl des Patientenguts, *in-vitro* Studien an Kunststoffmodellen zeigen verbesserte Reproduzierbarkeit und Genauigkeit gegenüber *in-vivo* Studien (69). Grund für höhere mittlere Abweichungen könnten individuelle klinische Gegebenheiten wie Zahnstellungen oder Restaurationen im Vergleich zu standardisierten *in-vitro* Versuchsaufbauten sein. Untersuchungen reichten von Einzelzahnlücken über teilbezahnte Kiefer bis hin zu zahnlosen Kiefern (25). Neben Unterschieden des Patientenguts unterscheidet sich die Literatur auch in den verwendeten Bohrschablonensystemen. Während in dieser Studie SMOP zur Bohrschablonenplanung verwendet wurde, werden in der Literatur zahlreiche andere Systeme zur Planung und Überführung der Bohrschablone genutzt (101, 109). Darüber hinaus unterscheiden sich die Studien auch in der Fertigungsmethode der Bohrschablonen (gefräst, gedruckt, laborgefertigt) und in ihrem Hülsensystem.

Die Schablonenabstützung (zahn- und, oder schleimhautgetragene Schablonen), das chirurgische Vorgehen (offen, geschlossen) und die Art der Führung (Frei-Hand, teil-geführt, voll-geführt) werden in der Literatur kontrovers diskutiert. Eine unzureichende Vergleichbarkeit zwischen Studien ergibt sich besonders aufgrund der Varianz an Datensammlung und Datenverarbeitung. Daten werden auf unterschiedliche Weise erfasst (DVT, CT, Oberflächendigitalisierung) und unterschiedlich ausgewertet (Oberflächenvergleich STL oder DICOM, Abstandsmessung). Während viele Studien eine physische Implantation am Modell oder Patienten vorziehen (104, 139, 161), wird in der Literatur auch durch Abweichungen einzelner Bohrschablonenkomponenten auf Abweichungen der Implantatposition geschlossen (162). Ein weiterer Unterschied ist die uneinheitliche Achsangabe bei der Auswertung. Manchmal werden Abweichungen in allen drei Dimensionen, manchmal kombiniert zweidimensional angegeben. Eine inkonsistente Auswertung führt zu einem erschwerten Vergleich der Ergebnisse anderer Studien.

Bei der Methodik der vorliegenden Studie wurde darauf geachtet, den klinischen Workflow und den prothetischen Arbeitsablauf bestmöglich einzuhalten. Es wurden keine zusätzlichen studienbedingten Arbeitsschritte benötigt. Die Fehleranfälligkeit wurde so gering wie möglich gehalten. Der Versuchsaufbau entsprach dem Wissensstand der aktuellen Literatur und kann als Grundbaustein für weitere *in-vivo* Studien verwendet werden.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Bei der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse zeigt sich, dass Bohrschablonen aus PLA und Dental SG Resin sowohl mit als auch ohne Hülsen eine präzise Übertragung der geplanten Implantatposition ermöglichen. Trotz der Unterschiede in Materialeigenschaften und Herstellungsprozess der untersuchten Bohrschablonenmaterialien zeigten die in dieser Studie gemessenen Abweichungen, dass sich die Bohrschablonen nicht signifikant in ihrer Genauigkeit unterscheiden. Vergleichbare Genauigkeit von FFF und SLA Bohrschablonen deuten darauf hin, dass Faktoren wie Biokompatibilität, Kosten, Zeitersparnis, die Verwendung von Führungshülsen und die Implantatregion bei der Auswahl des Systems eine entscheidende Rolle für Behandler und Patienten spielen können.

7.2.1 Genauigkeit *in-vitro*

Gemessene Implantatabweichungen am Apex lagen bei allen inserierten Implantaten innerhalb des vom Hersteller empfohlenen Sicherheitsabstands von 1,5 mm zum N. alveolaris inferior und zum Nachbarzahn bzw. 3 mm zu angrenzenden Implantaten. Die Genauigkeit des gesamten Workflows mit maximalen lateralen Abweichungen unter 1 mm ist *in-vitro* als sicher zu betrachten, die Mittelwerte aller Abweichungen liegen in einem klinisch akzeptablen Bereich. Der an den klinischen Workflow angelehnte Versuchsaufbau deutet darauf hin, dass eine Übertragung der Ergebnisse *in-vivo* möglich wäre, weitere Studien sollten aber erbracht werden.

Laterale Genauigkeit *in-vitro*

Während in dieser Studie mittlere laterale Abweichungen von $0,35 \text{ mm} \pm 0,21 \text{ mm}$ am Apex und $0,23 \text{ mm} \pm 0,13 \text{ mm}$ an der Schulter gemessen wurden, zeigte die Studie von Vermeulen et al. mit $1,27 \text{ mm}$ am Apex und $0,42 \text{ mm}$ an der Schulter (geführte Implantation) und $1,28 \text{ mm}$ bzw. $0,52 \text{ mm}$ (Frei-Hand Implantation) höhere Abweichungen (163). Dreiseidler et al. zeigten 2012 mit $0,34 \pm 0,14 \text{ mm}$ apikal und $0,27 \pm 0,09 \text{ mm}$ krestal ähnliche Genauigkeiten wie in dieser Studie (164). Zwei Jahre später untersuchten Dreiseidler et al. erneut Abweichungen von Implantaten, maßen aber mit $0,8 \pm 0,16 \text{ mm}$ apikal und $0,67 \pm 0,22 \text{ mm}$ krestal leicht höhere Abweichungen (165). Cushen et al. zeigten im darauffolgenden Jahr in ihrer Studie erfahrungsabhängige Genauigkeiten von $0,34 \pm 0,15 \text{ mm}$ am Apex und $0,63 \pm 0,28 \text{ mm}$ an der Schulter, unerfahrene Anwender konnten nur Genauigkeiten von $0,42 \pm 0,19 \text{ mm}$ bzw. $0,77 \pm 0,33 \text{ mm}$ erzielen (160). Turbush et al. geben in ihrer Studie laterale und vertikale Abweichungen kombiniert an, Abweichungen am Apex betragen insgesamt $1,44 \pm 0,67 \text{ mm}$ bzw. $1,18 \pm 0,42 \text{ mm}$ an der Schulter (102). Während Horwitz et al. mittlere laterale Abweichungen *in-vitro* von $0,56 \pm 0,28 \text{ mm}$ am Apex bzw. $0,35 \pm 0,2 \text{ mm}$ an der Schulter zeigten (166), ermittelten Widmann et al. höhere Genauigkeiten von $0,32 \pm 0,17 \text{ mm}$ am Apex bzw. $0,21 \pm 0,1 \text{ mm}$ an der Schulter (167).

Vertikale Genauigkeit *in-vitro*

In der vorliegenden Untersuchung wurden mittlere vertikale Abweichungen von $0,17 \text{ mm} \pm 0,14 \text{ mm}$ am Apex und $0,09 \pm 0,07 \text{ mm}$ an der Schulter gemessen. Mittlere vertikale Abweichungen betragen nach Vermeulen et al. am Apex $0,54 \text{ mm}$ und an der Schulter $0,54 \text{ mm}$ bei der geführten Implantation. Abweichungen durch Frei-Hand Implantation lagen mit $0,73 \text{ mm}$ bzw. $0,78 \text{ mm}$ darüber (163). Ähnliche Genauigkeiten gaben Horwitz et al. an, apikale Abweichungen betragen $0,41 \pm 0,29 \text{ mm}$, an der Schulter konnten Abweichungen von $0,41 \pm 0,29 \text{ mm}$ gemessen werden (166). Apikale Abweichungen betragen in dem Versuchsaufbau von Dreiseidler et al. $0,25 \pm 0,2 \text{ mm}$ (164). 2012 ermittelten Dreiseidler et al. erneut ähnlich präzise mittlere vertikale Abweichungen, diese betragen $0,27 \pm 0,07 \text{ mm}$ (165). Vertikale Abweichungen gaben Cushen et al. abhängig von der Erfahrung des Behandlers an. Unerfahrene Behandler erzielten mit $0,62 \pm 0,13 \text{ mm}$ (Apex) und $0,15 \pm 0,11 \text{ mm}$ (Schulter) vergleichbare

vertikale Genauigkeiten zu erfahrenen Anwendern mit $0,59 \pm 0,12$ mm (Apex) und $0,16 \pm 0,11$ mm (160). Vertikale Abweichungen gaben Widmann et al. mit $0,07 \pm 0,07$ mm an, maximale vertikale Abweichungen betragen in ihrer Studie lediglich 0,32 mm (167). Die Studienlage weist darauf hin, dass vertikale Abweichungen im Mittel unter 1 mm liegen, und somit etwas geringer ausfallen als laterale Abweichungen. Dies kann unter anderem darin begründet liegen, dass Bohrschablonen aufgrund ihrer großen Auflagefläche auf der Zahnreihe bzw. dem Kiefer einen präzisen vertikalen Stopp ermöglichen.

Anguläre Genauigkeit *in-vitro*

Während in dieser Studie mittlere anguläre Abweichungen von $1,5 \pm 0,8^\circ$ gemessen werden konnten, zeigten Hoffmann et al. unter Verwendung von Bohrschablonen anguläre Abweichungen von $4,2 \pm 1,8^\circ$. Zusätzlich wurden auch Frei-Hand Genauigkeiten gemessen, diese lagen mit $11,2 \pm 5,6^\circ$ deutlich über den Werten der geführten Implantation (4). Ebenso differenzierten Vermeulen et al. zwischen navigierten und Frei-Hand erzielten Implantatgenauigkeiten. Während Frei-Hand platzierte Implantate mittlere anguläre Abweichungen von $7,1^\circ$ bei Einzelzahnücken und $8,1^\circ$ bei teilbezahnten Kiefern aufwiesen, konnten Abweichungen durch geführte Implantation auf $1,7^\circ$ bzw. $2,7^\circ$ gesenkt werden (163). Turbush et al. zeigten in einer Studie mit 150 Implantaten mittlere anguläre Abweichungen von $2,2 \pm 1,2^\circ$ (102). Horwitz und Soares et al. bestätigen diese Ergebnisse (166, 168). Cushen et al. verglichen in ihrer Studie Genauigkeiten hinsichtlich der Erfahrung der Implantologen, anguläre Abweichungen unerfahrener Implantologen lagen mit $4 \pm 1,6^\circ$ über den Werten der Vergleichsgruppe mit $2,6 \pm 1,3^\circ$ (160). Dreiseidler et al. konnten geringe anguläre Abweichungen in ihrem Versuchsaufbau 2009 feststellen, Abweichungen lagen hier bei $1,1 \pm 0,5^\circ$ (164). 2012 maßen Dreiseidler et al. allerdings höhere mittlere anguläre Abweichungen von $1,9 \pm 0,5^\circ$ (165). Präzisere Ergebnisse erzielten Widmann et al., die mittlere anguläre Abweichung betrug in ihrem Versuchsaufbau nur $0,9 \pm 0,6^\circ$ (167), die maximale anguläre Abweichungen von $2,5^\circ$ unterschritt die in diesem Versuchsaufbau gemessene maximale Achsabweichung um $0,5^\circ$.

Die aufgeführten Erkenntnisse aus der Literatur unterstützen die in dieser Studie erzielten Ergebnisse. Die eigens ermittelten Werte zeigen ähnliche, tendenziell sogar geringere Abweichungen. Differenzen in der Genauigkeit lassen sich unter anderem durch Unterschiede in den Versuchsaufbauten und der Versuchsauswertung erklären. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass durch geführte Implantation mittels additiv gefertigter Bohrschablonen *in-vitro* hohe Genauigkeiten erreicht werden können. Zwar kann durch die aufgeführten Studien ein Überblick über erzielbare Implantatgenauigkeiten der geführten Implantation *in-vitro* gegeben werden, jedoch wird die klinische Aussagekraft der Ergebnisse vor allem durch *in-vivo* Studien belegt.

7.2.2 Genauigkeit *in-vivo*

In-vivo Studien zeigen im Mittel vergleichbare, tendenziell aber höhere Abweichungen als *in-vitro* Studien. Bover-Ramos et al. bestätigen diese Annahme (69). Laterale, vertikale und anguläre Abweichungen lagen durchschnittlich über den Werten dieser Studie:

Laterale Genauigkeit *in-vivo*

Behneke et al. erfassten laterale Abweichungen von $0,49 \pm 0,29$ mm am Apex und $0,32 \pm 0,23$ mm an der Schulter (169). Gemessene mittlere Abweichungen von Moon et al. lagen etwas darüber (170). Mit Abweichungen von $1,41 \pm 0,9$ mm apikal und $1,11 \pm 0,7$ mm crestal lagen laterale mittlere Abweichungen von Ozan et al. über einem Millimeter (99), gleiches gilt für Werte von Zhao et al. (171). Maximalwerte lagen mit 2,86 mm am Apex und 2,16 mm an der Schulter aber unter drei Millimetern. In einer aktuelleren Studie aus 2018 von Schnutenhaus et al. wurden 56 Patientenfälle mit insgesamt 122 Implantaten untersucht. Weder Restbezahnung noch die Implantatregion (Ober-/Unterkiefer) zeigten statistisch relevante Unterschiede bezüglich der Implantatgenauigkeit mit gemessenen lateralen Abweichungen von $1,8 \pm 0,9$ mm am Apex und $1,2 \pm 0,7$ mm an der Schulter (25). Aus der systematischen Übersichtsarbeit und Metaanalyse randomisierter kontrollierter Studien aus dem Jahr 2020 von Tattan et al. liegen laterale apikale Abweichungen durch geführte Implantation zwischen $0,90 \pm 0,43$ mm bis $2,53 \pm 1,11$ mm. Koronale Abweichungen liegen in den acht inkludierten Studien mit 383 Teilnehmern und 878 Implantaten zwischen $0,53 \pm 0,33$ mm und $2,34 \pm 1,01$ mm. Der Mittelwert aller lateralen Abweichungen lag apikal mit $1,13 \pm 0,31$ mm über den koronalen Abweichungen von $0,65 \pm 0,14$ mm (172).

Vertikale Genauigkeit *in-vivo*

Lee et al. zeigten vertikale Genauigkeiten von $0,93 \pm 0,38$ mm am Apex, Abweichungen waren somit signifikant höher als laterale Abweichungen (173). Moon et al. erzielten vertikale Abweichungen von $0,64 \pm 0,57$ mm apikal und $0,63 \pm 0,51$ mm koronal (170), während Behneke et al. an 132 Implantaten geringere vertikale Abweichungen von $0,00 \pm 0,41$ mm am Apex und $0,02 \pm 0,4$ mm an der Schulter feststellen konnten (169). Geng et al. unterschieden zwischen schleimhaut- und zahngetragenen Schablonen, wobei zahngetragene Schablonen mit $0,32 \pm 0,32$ mm etwas geringere Abweichungen als schleimhautgetragene Schablonen mit $0,51 \pm 0,48$ mm zeigten (174). Mittlere vertikale Abweichungen von $0,8 \pm 0,7$ mm konnten durch Schnutenhaus et al. in ihrem Versuchsaufbau bestimmt werden (25).

Anguläre Genauigkeit *in-vivo*

Behneke et al. ermittelten anguläre Abweichungen von $2,1 \pm 1,3^\circ$ (169), Lee et al. konnten diese Werte mit $2,0 \pm 0,9^\circ$ (mesiodistal) und $2,4 \pm 1,1^\circ$ (bukkolingual) bestätigen (173). Auch Geng et al. zeigten in ihrer Studie mittlere anguläre Abweichungen unter 3° , zahngetragene Schablonen erzielten mit $1,7 \pm 1,7^\circ$ signifikant bessere Ergebnisse als schleimhautgetragene Schablonen mit $2,7 \pm 2,6^\circ$ (174). Während in der Studie von Casetta et al. unerfahrene Anwender Genauigkeiten von $3,0 \pm 2,7^\circ$ erzielten, konnten erfahrene Anwender Abweichungen mit $3,2 \pm 1,6^\circ$ nicht senken (139). Anguläre Abweichungen von Moon et al. betragen $3,8 \pm 1,5^\circ$ (170), während Zhao et al. mittlere anguläre Abweichungen mit $4,7^\circ$ angeben. Achsabweichungen liegen bei Zhao et al. zwischen $0,4^\circ$ und $10,3^\circ$ (171). Auch Ozan et al. und Nickenig et al. erfassten in ihrer Versuchsreihe mittlere anguläre Abweichungen über 4° (99, 175). In der Versuchsreihe von Schnutenhaus et al. aus 2018 betragen mittlere anguläre Abweichungen $4,8 \pm 3,1^\circ$, anguläre Abweichungen konnten durch einen natürlichen Nachbarzahn signifikant verbessert werden (25). Tattan et al. geben in einer aktuellen systematischen Übersichtsarbeit und Metaanalyse mittlere anguläre Abweichungen von 878 voll-geführten Implantaten mit $4,4 \pm 0,4^\circ$ an. Abweichungen liegen insgesamt zwischen $2,2 \pm 1,1^\circ$ und $6 \pm 0,9^\circ$ (172).

7.2.3 Implantatregion / Abstützung

Ein direkter Vergleich mit anderen Studien ist nur dann sinnvoll, wenn sich Region und Art der Abstützung ähneln. In dieser Studie konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Implantatregion gemessen werden. Auch Zhao et al. untersuchten den Einfluss der Implantatregion auf die Genauigkeit der Implantatposition. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass posteriore Implantatregionen *in-vivo* größere Abweichungen als anteriore Regionen zeigten, jedoch waren Unterschiede nicht statistisch relevant (171). Ähnliche Ergebnisse zeigten Vasak et al. (176). Begründet könnten posterior höhere Abweichungen durch eine eingeschränkte Mundöffnung des Patienten sein, der Bohrer würde durch Kontakt mit dem Gegenkiefer in eine falsche Position forciert werden. Auch könnten posteriore Abweichungen durch Limitationen der digitalen Bildgebung bedingt sein (177).

In der Literatur wird besonders die Schablonenabstützung kontrovers diskutiert (31, 99, 100, 171). Während Schneider et al. in ihrem systematischen Review von 2009 zu dem Schluss kamen, dass Implantatgenauigkeiten grundsätzlich nicht von der Art der Abstützung abhängig sind (108), fanden Turbush et al. in ihrer Studie an unterschiedlichen Unterkiefermodellen heraus, dass sich rein schleimhautgetragene Schablonen im Vergleich zu zahn- und knochengetragenen Schablonen negativ auf laterale und vertikale Genauigkeiten der Implantatposition auswirken (102). Tahmaseb van Assche et al. und Geng et al. bestätigen diese Annahme (17, 174, 178). Bei zahngetragenen Schablonen zeigen nach Pozzi et al. Einzelzahnlücken die geringsten Abweichungen (179). Sowohl Anzahl als auch Lokalisation der verbleibenden Zähne spielen nach El Kholy et al. für die Implantatgenauigkeit eine Rolle, Bohrschablonen auf vier Restzähne zeigten jedoch vergleichbare Ergebnisse zu voll-abgestützten Bohrschablonen (180). Ergebnisse der Studie von Behneke et al. zeigten keine Unterschiede hinsichtlich der posterioren Art der Abstützung. Bohrschablonen verkürzter Zahnreihen (unilaterales Freie) erzielten vergleichbare Genauigkeiten zu mesial und distal abgestützten Bohrschablonen (78). Schnutenhaus et al. kamen zu ähnlichen Ergebnissen (25).

7.2.4 Biokompatibilität

Für diese Studie wurden zwei biokompatible und druckbare Materialien zur Bohrschablonenherstellung verglichen, bereits zugelassenes und erprobtes Kunstharz mit einem PLA-Blend ohne Zulassung. PLA ist potenziell biodegradierbar, reines PLA wandelt sich im Autoklav jedoch bei 121 °C in Glasphase um, was zu möglichem Dimensionsverlust der Schablone führen kann. Aus diesem Grund wurde hier ein neuartiges Filament mit Lignin Zusatz zur Herstellung von Medizinprodukten untersucht. Lignin ist ein vernetztes Phenolpolymer, das in den Zellwänden von Pflanzen vorkommt und bis 165 °C (DIN EN ISO 306) thermisch stabil ist (181). Die erhöhte Thermostabilität macht das Material geeignet für den zahnmedizinischen Gebrauch und ermöglicht eine Sterilisation über 121 °C. Obwohl Bohrschablonen aus PLA noch nicht für Implantationen zugelassen sind, ist die Genauigkeit der Schablonen zu SLA gedruckten Schablonen vergleichbar. Weitere Forschungen sollten sich daher mit der Zytotoxizität des Biofilaments für die Zulassung zur medizinischen Verwendung und dem möglichen biologischen Abbau von Ligninresten im periimplantären Bereich befassen.

7.2.5 Zeitersparnis

Die additive Fertigung und Bearbeitung der Bohrschablone sind ein zusätzlicher Schritt des Workflows verglichen zur dynamischen oder Frei-Hand Implantation. Von Vorteil ist, dass Arbeitszeit nicht am Patienten, sondern im Labor benötigt wird (passive Arbeitszeit). Für den Patienten resultiert im Regelfall keine längere Behandlungszeit. Möglichkeiten des digitalen Workflows, wie intraorales Scannen oder Sofortimplantation, können im Optimalfall Sitzungen einsparen und aktive Behandlungszeit am Patienten verringern. Vergleicht man die in dieser Studie angewandten Fertigungsmethoden miteinander, benötigt das FFF Druckerfahren insgesamt weniger Schritte, was in Summe in einer kürzeren Arbeitszeit resultiert. Die Fertigungszeit im Drucker ist beim SLA und FFF Verfahren vergleichbar, aber abhängig von der Anzahl der einzeln gedruckten Schablonen. Eine FFF gedruckte Bohrschablone konnte in ca. 65 min hergestellt werden (60 min Druckzeit + 5 min Nachbearbeitung). 50 min Druckzeit und zusätzlich 35 min Nachbearbeitung (5 min Waschen + 30 min Lichthärten) waren erforderlich, um eine SLA gedruckte Bohrschablone herzustellen. Beide Verfahren benötigen zusätzlich eine manuelle Entfernung der Stützstrukturen (5–10 min) und Sterilisationszeit im Autoklav.

7.2.6 Kosten

Die Herstellung von Bohrschablonen erfordert Zeit und zusätzliche Schritte im prothetischen Workflow. Arbeitszeit, Material- und Gerätekosten für DVT, Intraoralscanner und Drucker führen zu Zusatzkosten im Vergleich zu Frei-Hand Implantationen. Aufgrund deutlich geringerer Anschaffungs- und Materialkosten erwies sich die Fertigung von FFF gedruckten Schablonen als kostengünstig und zeitsparend gegenüber dem SLA Verfahren. Mithilfe des FFF Druckverfahrens können Materialkosten von 0,5–1 € pro Bohrschablone (ohne Metallhülse) erzielt werden, verglichen mit 10–20 €, wenn die Schablonen im SLA Verfahren gedruckt werden. Nicht zuletzt hängt der höhere Preis von SLA Schablonen mit hohen Anschaffungskosten von Drucker, Material, Tank und Nachbearbeitungsset zusammen.

In dieser Studie konnten die FFF gefertigten Bohrschablonen die Produktionskosten um über 50 % senken, selbst wenn Metallhülsen verwendet wurden. Die Herstellung von FFF Bohrschablonen ohne Führungshülsen (FFF-OH) war mit 0,5–1 € pro Einheit am kostengünstigsten und SLA Bohrschablonen mit Führungshülse (SLA-H) mit 40–50 € pro Einheit am teuersten. Kosten für zwei Hülsen entsprechen etwa 33€. Die Ergebnisse dieser Studie lassen darauf schließen, dass FFF unter Verwendung von biokompatiblen Filamenten eine kostengünstigere und gleichzeitig präzise Alternative zum etablierten SLA Druck ist.

Tabelle 5: *Kostenübersicht der Druckverfahren. SLA: Stereolithographie, FFF: Fused Filament Fabrication, OH: ohne Hülse, LT: long term, kg: Kilogramm, €: in Euro, ct: Cent.*

	SLA	FFF
Drucker	3200–3800 €	700–1300 €
Kunsthartzank LT	100 €	-
Nachbearbeitungsset	800 €	-
Material / kg	200–310 €	10–50 €
Kosten pro Schablone (OH)	20 €	10 ct–1 €

7.2.7 Bohrhülsen

Die Studienlage zum Nutzen von Metallhülsen für die geführte Implantatinsertion ist unzureichend. Zwar werden in der Literatur unterschiedliche Hülsenarten (geklebte Hülsen, Doppelhülsen, Guide-spoons, Handstückhülsen) verglichen, eine Studie zur direkten Vergleichbarkeit von hülsenfreien Schablonen gab es bisher nicht. In dieser Untersuchung zeigte sich, dass die Verwendung von Metallhülsen bei beiden Druckverfahren nicht zu einer genaueren Implantatposition im Vergleich zu Bohrschablonen ohne Metallhülsen führte. Die Vermeidung von Metallhülsen reduzierte die Kosten, Produktionszeit und das Fehlerpotential. Kontakt zwischen dem Führungsschaft der Metallhülse und dem Bohrer kann sowohl zu Überhitzung und als auch zu Abrieb führen, beides ist für die Implantationsstelle möglicherweise schädlich (25, 103). Metallpartikel im umgebenden Gewebe des Implantats werden als potenzieller Co-faktor für Periimplantitis diskutiert (181). Bei hülsenfreien Bohrschablonen aus Kunststoff könnte der Abrieb jedoch erhöht sein. Welches Material aus biochemischer Sicht für das umgebende Gewebe am verträglichsten ist, sollte in weiteren Langzeitstudien erforscht werden.

8 Schlussfolgerung

Unter Berücksichtigung der Limitationen dieser *in-vitro* Studie lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

- Die Implantatinsertion mit FFF und SLA gedruckten Bohrschablonen führte zu einer vergleichbaren Genauigkeit bei der Übertragung der geplanten Implantatposition.
- Die maximale lineare Abweichung lag unter 1 mm, die maximale anguläre Abweichung betrug 3,02°.
- Beide untersuchten Implantatregionen (35, 37) zeigten vergleichbare Abweichungen.
- Die Verwendung von Metallhülsen als Führungshilfe verbesserte die endgültige Genauigkeit der Implantatposition nicht.

9 Literaturverzeichnis

1. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(3):430-5.
2. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies-A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(5):365-95.
3. Oliveira-Santos C, Capelozza AL, Dezzoti MS, Fischer CM, Poleti ML, Rubira-Bullen IR. Visibility of the mandibular canal on CBCT cross-sectional images. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(3):240-3.
4. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S. Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(5):609-14.
5. Wyatt CC, Pharoah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):442-52.
6. Miles DA, Van Dis ML. Implant radiology. *Dent Clin North Am*. 1993;37(4):645-68.
7. Chen S, Ou Q, Lin X, Wang Y. Comparison Between a Computer-Aided Surgical Template and the Free-Hand Method: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Implant Dent*. 2019;28(6):578-89.
8. Vercruyssen M, Fortin T, Widmann G, Jacobs R, Quirynen M. Different techniques of static/dynamic guided implant surgery: modalities and indications. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):214-27.
9. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):7-21.
10. Neugebauer J, Kistler F, Ritter L, Dreiseidler T, Zöller J. Implantatschablonen: Eine Begriffsbestimmung in Anlehnung an die GOZ 2012. *Bayrisches Zahnärzteblatt BZB*. 2012;September 2012:90.
11. Ganz SD. Three-dimensional imaging and guided surgery for dental implants. *Dent Clin North Am*. 2015;59(2):265-90.
12. Garlapati K, Babu DBG, Chaitanya N, Guduru H, Rembers A, Soni P. Evaluation of Preference and Purpose of Utilisation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) Compared to Orthopantomogram (OPG) by Dental Practitioners - A Cross-Sectional Study. *Pol J Radiol*. 2017;82:248-51.
13. Block MS, Emery RW. Static or Dynamic Navigation for Implant Placement-Choosing the Method of Guidance. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(2):269-77.

14. Mediavilla Guzman A, Riad Deglow E, Zubizarreta-Macho A, Agustin-Panadero R, Hernandez Montero S. Accuracy of Computer-Aided Dynamic Navigation Compared to Computer-Aided Static Navigation for Dental Implant Placement: An In Vitro Study. *J Clin Med*. 2019;8(12):2123.
15. Davda K, Osnes C, Dillon S, Wu J, Hyde P, Keeling A. An Investigation into the Trueness and Precision of Copy Denture Templates Produced by Rapid Prototyping and Conventional Means. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017;25(4):186-92.
16. Younes F, Eghbali A, De Bruyckere T, Cleymaet R, Cosyn J. A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(2):131-8.
17. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:25-42.
18. O'Connor Esteban M, Riad Deglow E, Zubizarreta-Macho A, Hernandez Montero S. Influence of the Digital Mock-Up and Experience on the Ability to Determine the Prosthetically Correct Dental Implant Position during Digital Planning: An In Vitro Study. *J Clin Med*. 2019;9(1):48.
19. Pieralli S, Gintaute A, Beuer F, Spies BC. Digital and Orthodontically Driven Implant Planning: A Multidisciplinary Case History Report. *Int J Prosthodont*. 2019;32(32):214-6.
20. Klein M, Abrams M. Computer-guided surgery utilizing a computer-milled surgical template. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2001;13(2):165-9; quiz 70.
21. Abboud M, Wahl G, Calvo-Guirado JL, Orentlicher G. Application and success of two stereolithographic surgical guide systems for implant placement with immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):634-43.
22. D'Haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):121-33.
23. Al Yafi F, Camenisch B, Al-Sabbagh M. Is Digital Guided Implant Surgery Accurate and Reliable? *Dent Clin North Am*. 2019;63(3):381-97.
24. Viegas VN, Dutra V, Pagnoncelli RM, de Oliveira MG. Transference of virtual planning and planning over biomedical prototypes for dental implant placement using guided surgery. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(3):290-5.
25. Schnutenhaus S, Edelmann C, Rudolph H, Dreyhaupt J, Luthardt RG. 3D accuracy of implant positions in template-guided implant placement as a function of the remaining teeth and the surgical procedure: a retrospective study. *Clin Oral Investig*. 2018;22(6):2363-72.
26. Scherer U, Stoetzer M, Ruecker M, Gellrich NC, von See C. Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. *Clin Oral Investig*. 2015;19(6):1339-46.

27. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:112-23.
28. Valente F, Schioli G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(2):234-42.
29. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Calasso S. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical template. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3):655-63.
30. Jorba-Garcia A, Figueiredo R, Gonzalez-Barnadas A, Camps-Font O, Valmaseda-Castellon E. Accuracy and the role of experience in dynamic computer guided dental implant surgery: An in-vitro study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2019;24(1):e76-e83.
31. D'Haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(3):321-35.
32. Schubert O, Schweiger J, Stimmelmayer M, Nold E, Guth JF. Digital implant planning and guided implant surgery - workflow and reliability. *Br Dent J.* 2019;226(2):101-8.
33. (DGI) DGfI. Indikationen zur implantologischen 3D-Röntgendiagnostik und navigationsgestützten Implantologie AWMF Online12/2011 [AWMF-Registernummer: 083-11]. Available from: <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-011.html>.
34. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009;38(6):367-78.
35. Hammerle CH, Cordaro L, van Assche N, Benic GI, Bornstein M, Gamper F, Gotfredsen K, Harris D. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26 Suppl 11:97-101.
36. Wesemann C, Muallah J, Mah J, Bumann A. Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence Int.* 2017;48(1):41-50.
37. Keul C, Guth JF. Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clin Oral Investig.* 2020;24(2):735-45.
38. Roig E, Garza LC, Alvarez-Maldonado N, Maia P, Costa S, Roig M, Espona J. In vitro comparison of the accuracy of four intraoral scanners and three conventional impression methods for two neighboring implants. *PLoS One.* 2020;15(2):e0228266.

39. Muller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016;47(4):343-9.
40. Joda T, Bragger U. Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(5):1047-53.
41. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjo C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2018;4(1):81-9.
42. Lee JH, Yun JH, Han JS, Yeo IL, Yoon HI. Repeatability of Intraoral Scanners for Complete Arch Scan of Partially Edentulous Dentitions: An In Vitro Study. *J Clin Med.* 2019;8(8):1187.
43. Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Makitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J R Soc Interface.* 2013;10(84):20130203.
44. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26(2):156-63.
45. Flugge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(8):1340-6.
46. Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S, Yoshinari M, Yamashita S. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *J Prosthodont Res.* 2019;63(1):85-9.
47. Zandinejad A, Methani MM, Schneiderman ED, Revilla-Leon M, Bds DM. Fracture Resistance of Additively Manufactured Zirconia Crowns when Cemented to Implant Supported Zirconia Abutments: An in vitro Study. *J Prosthodont.* 2019;28(8):893-7.
48. Chang HS, Peng YT, Hung WL, Hsu ML. Evaluation of marginal adaptation of Co-Cr-Mo metal crowns fabricated by traditional method and computer-aided technologies. *J Dent Sci.* 2019;14(3):288-94.
49. Revilla-Leon M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent.* 2020.
50. Jin SJ, Jeong ID, Kim JH, Kim WC. Accuracy (trueness and precision) of dental models fabricated using additive manufacturing methods. *Int J Comput Dent.* 2018;21(2):107-13.
51. Revilla-Leon M, Sadeghpour M, Ozcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology.* 2019:331-8.

52. Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehabil.* 2008;35(6):454-74.
53. Revilla-Leon M, Ozcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* 2019;28(2):146-58.
54. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019;9(3):179-85.
55. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40.
56. Schneider D, Schober F, Grohmann P, Hammerle CH, Jung RE. In-vitro evaluation of the tolerance of surgical instruments in templates for computer-assisted guided implantology produced by 3-D printing. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(3):320-5.
57. 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(1):101-7.
58. Cassetta M, Di Mambro A, Di Giorgio G, Stefanelli LV, Barbato E. The Influence of the Tolerance between Mechanical Components on the Accuracy of Implants Inserted with a Stereolithographic Surgical Guide: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(3):580-8.
59. Gjelvold B, Mahmood DJH, Wennerberg A. Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):498-503.
60. Abduo J, Lau D. Effect of Manufacturing Technique on the Accuracy of Surgical Guides for Static Computer-Aided Implant Surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(5):931-8.
61. Johansson C, Dibes J, Rodriguez LEL, Papia E. Accuracy of 3D printed polymers intended for models and surgical guides printed with two different 3D printers. *Dent Mater J.* 2020:39.
62. Pieralli S, Spies BC, Hromadnik V, Nicic R, Beuer F, Wesemann C. How Accurate Is Oral Implant Installation Using Surgical Guides Printed from a Degradable and Steam-Sterilized Biopolymer? *J Clin Med.* 2020;9(8).
63. Msallem B, Sharma N, Cao S, Halbeisen FS, Zeilhofer HF, Thieringer FM. Evaluation of the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Anatomical Mandibular Models Using FFF, SLA, SLS, MJ, and BJ Printing Technology. *J Clin Med.* 2020;9(3).
64. Boursier JF, Fournet A, Bassanino J, Manassero M, Bedu AS, Leperlier D. Reproducibility, Accuracy and Effect of Autoclave Sterilization on a Thermoplastic Three-Dimensional Model Printed by a Desktop Fused Deposition Modelling Three-Dimensional Printer. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2018;31(6):422-30.

65. Brouwers L, Teutelink A, van Tilborg F, de Jongh MAC, Lansink KWW, Bemelman M. Validation study of 3D-printed anatomical models using 2 PLA printers for preoperative planning in trauma surgery, a human cadaver study. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2019;45(6):1013-20.
66. Burkhardt F, Schirmeister CG, Wesemann C, Nutini M, Pieralli S, Licht EH, Metzger M, Wenz F. Pandemic-Driven Development of a Medical-Grade, Economic and Decentralized Applicable Polyolefin Filament for Additive Fused Filament Fabrication. *Molecules.* 2020;25(24):5929.
67. Harynska A, Gubanska I, Kucinska-Lipka J, Janik H. Fabrication and Characterization of Flexible Medical-Grade TPU Filament for Fused Deposition Modeling 3DP Technology. *Polymers (Basel).* 2018;10(12).
68. Collaboration A, Aad G, Abbott B, Abdallah J, Abdelalim AA, Abdesselam A, Abdinov O, Abi B. Measurement of the top quark mass with the template method in the [Formula: see text] channel using ATLAS data. *Eur Phys J C Part Fields.* 2012;72(6):2046.
69. Bover-Ramos F, Vina-Almunia J, Cervera-Ballester J, Penarrocha-Diago M, Garcia-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(1):101-15.
70. Chappuis V, Rahman L, Buser R, Janner SFM, Belser UC, Buser D. Effectiveness of Contour Augmentation with Guided Bone Regeneration: 10-Year Results. *J Dent Res.* 2018;97(3):266-74.
71. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
72. Bocklet C, Renne W, Mennito A, Bacro T, Latham J, Evans Z, Ludlow M, Kelly A. Effect of scan substrates on accuracy of 7 intraoral digital impression systems using human maxilla model. *Orthod Craniofac Res.* 2019;22 Suppl 1:168-74.
73. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: A laboratory study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):93-101.
74. Matta RE, Bergauer B, Adler W, Wichmann M, Nickenig HJ. The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *J Craniomaxillofac Surg.* 2017;45(6):804-8.
75. Hanisch M, Kroeger E, Dekiff M, Timme M, Kleinheinz J, Dirksen D. 3D-printed Surgical Training Model Based on Real Patient Situations for Dental Education. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(8).
76. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop.* 2019;80(4):194-204.

77. Tang T, Huang Z, Liao L, Gu X, Zhang J, Zhang X. Factors that Influence Direction Deviation in Freehand Implant Placement. *J Prosthodont*. 2019;28(5):511-8.
78. Behneke A, Burwinkel M, Behneke N. Factors influencing transfer accuracy of cone beam CT-derived template-based implant placement. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(4):416-23.
79. Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol*. 2008;79(8):1339-45.
80. Bergersen EO. Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements. *Angle Orthod*. 1980;50(3):230-44.
81. BouSerhal C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;4(3):156-72.
82. Vazquez L, Saulacic N, Belser U, Bernard JP. Efficacy of panoramic radiographs in the preoperative planning of posterior mandibular implants: a prospective clinical study of 1527 consecutively treated patients. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(1):81-5.
83. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37(5):268-73.
84. Kottou S, Zapros A, Stefanopoulou N, Krompas N, Tsapaki V. Cone Beam Ct in Dental Implant Planning: How Close Are Patient Dosimetry Results with Data from Phantom Studies Found in Literature? *Radiat Prot Dosimetry*. 2019:321-6.
85. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106(1):106-14.
86. Blendl C, Fiebich M, Voigt JM, Selbach M, Uphoff C. [Investigation on the 3 D geometric accuracy and on the image quality (MTF, SNR and NPS) of volume tomography units (CT, CBCT and DVT)]. *Rofo*. 2012;184(1):24-31.
87. Santler G, Karcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1998;26(1):11-6.
88. Nejaim Y, Farias Gomes A, Queiroz PM, da Silva Siqueira A, Munoz PAR, Fachine GJM, Haiter-Neto F. Artifact expression of polylactic acid/hydroxyapatite/graphene oxide nanocomposite in CBCT: a promising dental material. *Clin Oral Investig*. 2019:1695-700.
89. Noh H, Nabha W, Cho JH, Hwang HS. Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(4):585-91.

90. Yang X, Sun YF, Tian L, Si WJ, Feng HL, Liu YH. [Precision of digital impressions with TRIOS under simulated intraoral impression taking conditions]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2015;47(1):85-9.
91. Mennito AS, Evans ZP, Nash J, Bocklet C, Lauer Kelly A, Bacro T, Cayouette M, Ludlow M. Evaluation of the trueness and precision of complete arch digital impressions on a human maxilla using seven different intraoral digital impression systems and a laboratory scanner. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(4):369-77.
92. Ryakhovskiy AN, Kostyukova VV. Comparative analysis of 3D data accuracy of single tooth and full dental arch captured by different intraoral and laboratory digital impression systems. *Stomatologiya (Mosk)*. 2016;95(4):65-70.
93. Resende CCD, Barbosa TAQ, Moura GF, Tavares LDN, Rizzante FAP, George FM, Neves FDD, Mendonca G. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *J Prosthet Dent*. 2020.
94. Oh KC, Park JM, Moon HS. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *J Prosthodont*. 2020:518-23.
95. Kurt BR. [Template guided surgery with the open-access software "smop"]. *Swiss Dent J*. 2014;124(3):305-23.
96. Schnutenhaus S, Groller S, Luthardt RG, Rudolph H. Accuracy of the match between cone beam computed tomography and model scan data in template-guided implant planning: A prospective controlled clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(4):541-9.
97. Flugge T, Derksen W, Te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans - A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(9):1113-8.
98. Kernen F, Benic GI, Payer M, Schar A, Muller-Gerbl M, Filippi A, Kuhl S. Accuracy of Three-Dimensional Printed Templates for Guided Implant Placement Based on Matching a Surface Scan with CBCT. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(4):762-8.
99. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(2):394-401.
100. Raico Gallardo YN, da Silva-Olivio IRT, Mukai E, Morimoto S, Sesma N, Cordaro L. Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(5):602-12.
101. Arisan V, Karabuda ZC, Ozdemir T. Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. *J Periodontol*. 2010;81(1):43-51.

102. Turbush SK, Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012;108(3):181-8.
103. Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Stefanelli LV, Cavallini C. The intrinsic error of a stereolithographic surgical template in implant guided surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(2):264-75.
104. Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Stefanelli LV, Barbato E. Is it possible to improve the accuracy of implants inserted with a stereolithographic surgical guide by reducing the tolerance between mechanical components? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(7):887-90.
105. Kurzmann C, Janjic K, Shokoohi-Tabrizi H, Edelmayer M, Pensch M, Moritz A, Agis H. Evaluation of Resins for Stereolithographic 3D-Printed Surgical Guides: The Response of L929 Cells and Human Gingival Fibroblasts. *Biomed Res Int.* 2017;2017:4057612.
106. Fiorenza L, Yong R, Ranjitkar S, Hughes T, Quayle M, McMenamin PG, Kaidonis J, Townsend GC. Technical note: The use of 3D printing in dental anthropology collections. *Am J Phys Anthropol.* 2018;167(2):400-6.
107. Unkovskiy A, Bui PH, Schille 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(12):e324-e33.
108. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:73-86.
109. Bencharit S, Staffen A, Yeung M, Whitley D, 3rd, Laskin DM, Deeb GR. In Vivo Tooth-Supported Implant Surgical Guides Fabricated With Desktop Stereolithographic Printers: Fully Guided Surgery Is More Accurate Than Partially Guided Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76(7):1431-9.
110. Zeuss D, Erren T. Marine Kontamination mit Kunststoffen: Mögliche Krebsrisiken beim Menschen über Endokrine oder Epigenetische Disruption? *Deutsche Zentralbibliothek für Medizin: Medizinische Fakultät zu Köln;* 2013 2013. 131 p.
111. Farah S, Anderson DG, Langer R. Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications - A comprehensive review. *Adv Drug Deliv Rev.* 2016;107:367-92.
112. Thomson RC, Yaszemski MJ, Powers JM, Mikos AG. Fabrication of biodegradable polymer scaffolds to engineer trabecular bone. *J Biomater Sci Polym Ed.* 1995;7(1):23-38.
113. Evans GR, Brandt K, Widmer MS, Lu L, Meszlenyi RK, Gupta PK, Mikos AG, Hodges J. In vivo evaluation of poly(L-lactic acid) porous conduits for peripheral nerve regeneration. *Biomaterials.* 1999;20(12):1109-15.

114. Bodnarova S, Gromosova S, Hudak R, Rosocha J, Zivcak J, Plsikova J, Vojtko M, Toth T. 3D printed Polylactid Acid based porous scaffold for bone tissue engineering: an in vitro study. *Acta Bioeng Biomech*. 2019;21(4):101-10.
115. Asti A, Visai L, Dorati R, Conti B, Saino E, Sbarra S, Gastaldi G, Benazzo F. Improved cell growth by Bio-Oss/PLA scaffolds for use as a bone substitute. *Technol Health Care*. 2008;16(6):401-13.
116. Serra T, Mateos-Timoneda MA, Planell JA, Navarro M. 3D printed PLA-based scaffolds: a versatile tool in regenerative medicine. *Organogenesis*. 2013;9(4):239-44.
117. Ahuja R, Kumari N, Srivastava A, Bhati P, Vashisth P, Yadav PK, Jacob T, Narang R. Biocompatibility analysis of PLA based candidate materials for cardiovascular stents in a rat subcutaneous implant model. *Acta Histochem*. 2020;122(7):151615.
118. Almeida CR, Serra T, Oliveira MI, Planell JA, Barbosa MA, Navarro M. Impact of 3-D printed PLA- and chitosan-based scaffolds on human monocyte/macrophage responses: unraveling the effect of 3-D structures on inflammation. *Acta Biomater*. 2014;10(2):613-22.
119. Araque-Monros MC, Gamboa-Martinez TC, Santos LG, Bernabe SG, Pradas MM, Estelles JM. New concept for a regenerative and resorbable prosthesis for tendon and ligament: physicochemical and biological characterization of PLA-braided biomaterial. *J Biomed Mater Res A*. 2013;101(11):3228-37.
120. Araque-Monros MC, Garcia-Cruz DM, Escobar-Ivirico JL, Gil-Santos L, Monleon-Pradas M, Mas-Estelles J. Regenerative and Resorbable PLA/HA Hybrid Construct for Tendon/Ligament Tissue Engineering. *Ann Biomed Eng*. 2020;48(2):757-67.
121. Avsar Aydin E, Torun AR. 3D printed PLA/copper bowtie antenna for biomedical imaging applications. *Phys Eng Sci Med*. 2020:1183-93.
122. Bi H, Feng T, Li B, Han Y. In Vitro and In Vivo Comparison Study of Electrospun PLA and PLA/PVA/SA Fiber Membranes for Wound Healing. *Polymers (Basel)*. 2020;12(4):839.
123. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:175-9.
124. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012;28(5):529-34.
125. Haim Zada M, Kumar A, Elmalak O, Mechrez G, Domb AJ. Effect of Ethylene Oxide and Gamma (gamma-) Sterilization on the Properties of a PLCL Polymer Material in Balloon Implants. *ACS Omega*. 2019;4(25):21319-26.
126. Baldini T, Caperton K, Hawkins M, McCarty E. Effect of a novel sterilization method on biomechanical properties of soft tissue allografts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016;24(12):3971-5.

127. Farrar DF, Gillson RK. Hydrolytic degradation of polyglyconate B: the relationship between degradation time, strength and molecular weight. *Biomaterials*. 2002;23(18):3905-12.
128. Alifui-Segbaya F, Bowman J, White AR, Varma S, Lieschke GJ, George R. Toxicological assessment of additively manufactured methacrylates for medical devices in dentistry. *Acta Biomater*. 2018;78:64-77.
129. Mir GN, Lawrence WH, Autian J. Toxicological and pharmacological actions of methacrylate monomers. 3. Effects on respiratory and cardiovascular functions of anesthetized dogs. *J Pharm Sci*. 1974;63(3):376-81.
130. Mir GN, Lawrence WH, Autian J. Toxicological and pharmacological actions of methacrylate monomers. II. Effects on isolated guinea pig ileum. *J Pharm Sci*. 1973;62(8):1258-61.
131. Mir GN, Lawrence WH, Autian J. Toxicological and pharmacological actions of methacrylate monomers. I. Effects on isolated, perfused rabbit heart. *J Pharm Sci*. 1973;62(5):778-82.
132. Andrews LS, Clary JJ. Review of the toxicity of multifunctional acrylates. *J Toxicol Environ Health*. 1986;19(2):149-64.
133. Leao RS, de Moraes SLD, Aquino K, Isolan CP, Casado B, Montes M. Effect of Pressure, Post-Pressing Time, and Polymerization Cycle on the Degree of Conversion of Thermoactivated Acrylic Resin. *Int J Dent*. 2018;2018:5743840.
134. Macdonald NP, Zhu F, Hall CJ, Reboud J, Crosier PS, Patton EE, Wlodkowic D, Cooper JM. Assessment of biocompatibility of 3D printed photopolymers using zebrafish embryo toxicity assays. *Lab Chip*. 2016;16(2):291-7.
135. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1972;9:1-80.
136. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):101-7.
137. Orgev A, Gonzaga L, Martin W, Morton D, Lin WS. Addition of an irrigation channel to a surgical template to facilitate cooling during implant osteotomy. *J Prosthet Dent*. 2020:online ahead of print.
138. Van de Wiele G, Teughels W, Vercruyssen M, Coucke W, Temmerman A, Quirynen M. The accuracy of guided surgery via mucosa-supported stereolithographic surgical templates in the hands of surgeons with little experience. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(12):1489-94.
139. Cassetta M, Bellardini M. How much does experience in guided implant surgery play a role in accuracy? A randomized controlled pilot study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017;46(7):922-30.

140. Cassetta M, Stefanelli LV, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S. Depth deviation and occurrence of early surgical complications or unexpected events using a single stereolithographic surgi-guide. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(12):1377-87.
141. Pellegrino G, Bellini P, Cavallini PF, Ferri A, Zacchino A, Taraschi V, Marchetti C, Consolo U. Dynamic Navigation in Dental Implantology: The Influence of Surgical Experience on Implant Placement Accuracy and Operating Time. An in Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(6):2153.
142. Rungcharassaeng K, Caruso JM, Kan JY, Schutyser F, Boumans T. Accuracy of computer-guided surgery: A comparison of operator experience. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):407-13.
143. Cassetta M, Giansanti M, Di Mambro A, Calasso S, Barbato E. Accuracy of two stereolithographic surgical templates: a retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(3):448-59.
144. Fortes JH, de Oliveira-Santos C, Matsumoto W, da Motta RJG, Tirapelli C. Influence of 2D vs 3D imaging and professional experience on dental implant treatment planning. *Clin Oral Investig.* 2019;23(2):929-36.
145. Mangano FG, Hauschild U, Admakin O. Full in-Office Guided Surgery with Open Selective Tooth-Supported Templates: A Prospective Clinical Study on 20 Patients. *Int J Environ Res Public Health.* 2018;15(11).
146. Koerich L, Weissheimer A, Koerich LE, Luz D, Deeb JG. A Technique of Cone-Beam Computerized Tomography Superimposition in Implant Dentistry. *J Oral Implantol.* 2018;44(5):365-9.
147. Park JI, Yoon TH. A three-dimensional image-superimposition CAD/CAM technique to record the position and angulation of the implant abutment screw access channel. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):57-60.
148. Cristache CM, Gurbanescu S. Accuracy Evaluation of a Stereolithographic Surgical Template for Dental Implant Insertion Using 3D Superimposition Protocol. *Int J Dent.* 2017;2017:4292081.
149. Mai HN, Choi SY, Lee ST, Lee DH. Optimizing accuracy in computer-guided implant surgery with a superimposition-anchor microscrew system: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;120(5):789 e1- e5.
150. Stoetzer M, Wagner ME, Wenzel D, Lindhorst D, Gellrich NC, von See C. Nonradiological method for 3-dimensional implant position assessment using an intraoral scan: new method for postoperative implant control. *Implant Dent.* 2014;23(5):612-6.
151. Komiyama A, Pettersson A, Hultin M, Nasstrom K, Klinge B. Virtually planned and template-guided implant surgery: an experimental model matching approach. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(3):308-13.
152. Skjerven H, Olsen-Bergem H, Ronold HJ, Riis UH, Ellingsen JE. Comparison of postoperative intraoral scan versus cone beam computerised tomography to measure

accuracy of guided implant placement-A prospective clinical study. Clin Oral Implants Res. 2019;30(6):531-41.

153. von See C, Wagner ME, Schumann P, Lindhorst D, Gellrich NC, Stoetzer M. Non-radiological method for three-dimensional implant position evaluation using an intraoral scan method. Clin Oral Implants Res. 2014;25(9):1091-3.

154. Evaluation of the Accuracy of Six Intraoral Scanning Devices: An in-vitro Investigation. [Internet]. Council of scientific affairs. 2015. Available from: <https://teamziereis.de/api/datei/201705121114ybx.pdf>.

155. Motel C, Kirchner E, Adler W, Wichmann M, Matta RE. Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. J Prosthodont. 2019:309-14.

156. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. J Prosthodont Res. 2018;62(3):324-9.

157. Son K, Huang MY, Lee KB. A method to evaluate the accuracy of dental implant placement without postoperative radiography after computer-guided implant surgery: A dental technique. J Prosthet Dent. 2019:661-6.

158. Hwang JJ, Kim KD, Park H, Park CS, Jeong HG. Factors influencing superimposition error of 3D cephalometric landmarks by plane orientation method using 4 reference points: 4 point superimposition error regression model. PLoS One. 2014;9(11):e110665.

159. O'Toole S, Osnes C, Bartlett D, Keeling A. Investigation into the accuracy and measurement methods of sequential 3D dental scan alignment. Dent Mater. 2019;35(3):495-500.

160. Cushen SE, Turkyilmaz I. Impact of operator experience on the accuracy of implant placement with stereolithographic surgical templates: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2013;109(4):248-54.

161. Derksen W, Wismeijer D, Flugge T, Hassan B, Tahmaseb A. The accuracy of computer-guided implant surgery with tooth-supported, digitally designed drill guides based on CBCT and intraoral scanning. A prospective cohort study. Clin Oral Implants Res. 2019;30(10):1005-15.

162. Akman P. In-vitro-Untersuchungen zur dreidimensionalen Genauigkeit der Implantatplanung mit verschiedenen MExPERT-IPM-Systemen. Charite Berlin 2019. p. 87.

163. Vermeulen J. The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(3):617-24.

164. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, Zoller JE. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. Clin Oral Implants Res. 2009;20(11):1191-9.

165. Dreiseidler T, Tandon D, Ritter L, Neugebauer J, Mischkowski RA, Scheer M, Zoller JE. Accuracy of a newly developed open-source system for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):128-37.
166. Horwitz J, Zuabi O, Machtei EE. Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(10):1156-62.
167. Widmann G, Berggren JP, Fischer B, Pichler-Dennhardt AR, Schullian P, Bale R, Puelacher W. Accuracy of Image-Fusion Stereolithographic Guides: Mapping CT Data with Three-Dimensional Optical Surface Scanning. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 2:e736-44.
168. Soares MM, Harari ND, Cardoso ES, Manso MC, Conz MB, Vidigal GM, Jr. An in vitro model to evaluate the accuracy of guided surgery systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(4):824-31.
169. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, Behneke N. Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(2):137-43.
170. Moon SY, Lee KR, Kim SG, Son MK. Clinical problems of computer-guided implant surgery. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*. 2016;38(1):15.
171. Zhao XZ, Xu WH, Tang ZH, Wu MJ, Zhu J, Chen S. Accuracy of computer-guided implant surgery by a CAD/CAM and laser scanning technique. *Chin J Dent Res*. 2014;17(1):31-6.
172. Tattan M, Chambrone L, Gonzalez-Martin O, Avila-Ortiz G. Static computer-aided, partially guided, and free-handed implant placement: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Clin Oral Implants Res*. 2020;31(10):889-916.
173. Lee DH, An SY, Hong MH, Jeon KB, Lee KB. Accuracy of a direct drill-guiding system with minimal tolerance of surgical instruments used for implant surgery: a prospective clinical study. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(3):207-13.
174. Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y. Accuracy of different types of computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(6):8442-9.
175. Nickenig HJ, Eitner S. An alternative method to match planned and achieved positions of implants, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical guide templates--a method reducing patient radiation exposure (part I). *J Craniomaxillofac Surg*. 2010;38(6):436-40.
176. Vasak C, Watzak G, Gahleitner A, Strbac G, Schemper M, Zechner W. Computed tomography-based evaluation of template (NobelGuide)-guided implant positions: a prospective radiological study. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(10):1157-63.

177. Sforza NM, Franchini F, Lamma A, Botticelli S, Ghigi G. Accuracy of computerized tomography for the evaluation of mandibular sites prior to implant placement. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(6):589-95.
178. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol.* 2007;34(9):816-21.
179. Pozzi A, Polizzi G, Moy PK. Guided surgery with tooth-supported templates for single missing teeth: A critical review. *Eur J Oral Implantol.* 2016;9 Suppl 1:S135-53.
180. El Kholy K, Lazarin R, Janner SFM, Faerber K, Buser R, Buser D. Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(11):1067-75.
181. Van der Cruyssen F, de Faria Vasconcelos K, Verhelst PJ, Shujaat S, Delsupehe AM, Hauben E, Orhan K, Politis C. Metal debris after dental implant placement: A proof-of-concept study in fresh frozen cadavers using MRI and histological analysis. *Int J Oral Implantol (Berl).* 2019;12(3):349-56.

10 Anhang

10.1 Materialliste

1. CAMLOG® SCREW-LINE Promote plus Länge: 9 mm, Durchmesser 3,8 mm
Camlog; Basel, Schweiz
2. Cortical-Bone Bohrer J5068.3809
Camlog; Basel, Schweiz
3. D2000
3shape; Kopenhagen, Dänemark
4. Dental Designer,
3shape; Kopenhagen, Dänemark
5. Dental SG Resin,
Formlabs; Somerville, USA
6. Drehmomentschlüssel J5320.1030
Camlog; Basel, Schweiz
7. Einbringpfostens K2026.3800
Camlog; Basel, Schweiz
8. Eindrehinstrument J5300.0011
Camlog; Basel, Schweiz
9. Excel Version 16.43
Microsoft; Redmond, USA
10. Finish Kit
Formlabs; Somerville, USA

11. Form 2
Formlabs; Somerville, USA
12. FormCure
Formlabs; Somerville, USA
13. FormWash
Formlabs; Somerville, USA
14. Fusion 360
Autodesk; San Rafael, USA
15. Gamma Sil Tec A 85
Mueller-Omicron; Lindlar, Deutschland
16. Geomagic Control X
3D Systems; Rock Hill, USA
17. GreenTec Pro natural 1,75mm
Extrudr; Lauterach, Österreich
18. Guide System Chirurgie Set J5065.3809
Camlog; Basel, Schweiz
19. Guide System Pilotbohrer J5063.4309
Camlog; Basel, Schweiz
20. H251E
Komet Dental; Lemgo, Deutschland
21. i-Dixel
J.Morita Europe GmbH; Deutschland, Dietzenbach

22. i3 MK3
Prusa; Prag, Tschechien
23. IBM SPSS Statistics, v22.0
IBM Corp; Endicott, USA
24. Implantationsmodell IMP1001-UL-SP-DM
Nissin; Kyoto, Japan
25. Knochenblock IMP1002-T-SP
Camlog; Basel, Schweiz
26. Metallhülsen J3734.3803
Camlog; Basel, Schweiz
27. Osseoset 200
Nobel Biocare; Kloten, Schweiz
28. Preform
Formlabs; Somerville, USA
29. Scanbody K2610.3810
Camlog; Basel, Schweiz
30. Serie EC
Webeco, Selmsdorf, Germany
31. Standard Resin Tank
Formlabs; Somerville, USA
32. Swissmeda Online Planning
Swissmeda AG; Baar, Schweiz

33. T1 Line Typ C

Kavo GmbH; Biberach an der Riß, Deutschland

34. TRIOS 3

3shape; Kopenhagen, Dänemark

35. Ultimaker Cura

Ultimaker; Utrecht, Niederlande

36. Veraviewepocs 3D R100

J.Morita Europe GmbH; Deutschland, Dietzenbach

10.2 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Valentin Felix Ferdinand Hromadnik, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Genauigkeit der Implantatinsertion mithilfe additiv gefertigter Bohrschablonen aus Biopolymeren“

“Accuracy of implant placement using additively manufactured surgical guides made of biopolymers”

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

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

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

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

Datum

Unterschrift

10.3 Anteilserklärung

Valentin Hromadnik hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Publikation 1:

Pieralli S., Spies B. C., Hromadnik V., Beuer F., Wesemann C.,
How Accurate Is Oral Implant Installation Using Surgical Guides Printed from a Degradable and Steam-Sterilized Biopolymer?

J Clin Med, Juli 2020; 9(8):2322. DOI: 10.3390/jcm9082322

Beitrag im Einzelnen:

- Weiterführende Literaturrecherche
Quelle: 12,14,15,23,29,32-38,41,43 stammen aus meiner Literaturrecherche
- Konzeption des Studiendesigns in Zusammenarbeit
- Konzeption des Mastermodells:
Die Modellauswahl geschah durch mich und der austauschbare Knochenblock wurde durch mich konzipiert
- Experimentelle Durchführung
Alle experimentellen Schritte wurden von mir durchgeführt
- Datenerhebung, Auswertung, Interpretation
Durch mich wurden alle experimentellen Daten dieser Publikation erhoben
Aus meiner statistischen Auswertung ist Table 1, Figure 2a, 2b, 3, 4 entstanden
- Verfassen und Korrektur des Manuskripts
Beim Verfassen des Manuskripts wurde sich an einer Vorfassung meiner Monographie orientiert
Korrektur des Manuskripts in Zusammenarbeit

Valentin Hromadnik hatte folgenden Anteil an den folgenden Postern:

Poster 1: Poster Nr. 28. Congress EAO, 26.-28.09.19, Lissabon

Hromadnik V., Pieralli S., Beuer F., Wesemann C.,

Accuracy of a workflow using sleeveless 3D printed surgical guides made from a cost-effective and biodegradable material

Clinical oral implants research. November 2019 30(19): 519. DOI: 10.1111/clr.474_13509

Beitrag im Einzelnen:

- Weiterführende Literaturrecherche
Alle Quellen stammen aus meiner Literaturrecherche
- Konzeption des Studiendesigns in Zusammenarbeit
- Konzeption des Mastermodells:
Die Modellauswahl geschah durch mich und der austauschbare Knochenblock wurde durch mich konzipiert
- Experimentelle Durchführung
Alle experimentellen Schritte wurden von mir durchgeführt
- Datenerhebung, Auswertung, Interpretation
Durch mich wurden alle experimentellen Daten dieser Publikation erhoben
Aus meiner statistischen Auswertung ist Table 1, Figure 1a, 1b, 1c entstanden
- Verfassen des Posters
Das Poster wurde durch mich verfasst und in Zusammenarbeit korrigiert

Poster 2: Poster PEERS Jahrestreffen, 17.01.19, Frankfurt am Main

Hromadnik V., Pieralli S., Wesemann C., Spies B. C., Beuer F.

Genauigkeit eines Workflows zur Herstellung 3D gedruckter Bohrschablonen aus Biopolymeren: Eine preisliche effiziente und biologisch abbaubare Alternative?

Beitrag im Einzelnen:

- Weiterführende Literaturrecherche
Alle Quellen stammen aus meiner Literaturrecherche
- Konzeption des Studiendesigns in Zusammenarbeit
- Konzeption des Mastermodells:
Die Modellauswahl geschah durch mich und der austauschbare Knochenblock wurde durch mich konzipiert
- Experimentelle Durchführung
Alle experimentellen Schritte wurden von mir durchgeführt
- Datenerhebung, Auswertung, Interpretation
Durch mich wurden alle experimentellen Daten dieser Publikation erhoben
Aus meiner statistischen Auswertung ist Tabelle 1, Abbildung 1, 2, 3 entstanden
- Verfassen des Posters
Das Poster wurde durch mich verfasst und in Zusammenarbeit korrigiert

Valentin Hromadnik hatte folgenden Anteil an den folgenden Vorträgen:

Mit Auszeichnung: Preis für die beste experimentelle Studie

Vortrag 1: zum 33. DGI-Kongress, 28-30.11.19, Hamburg

Pieralli S., Benedikt B.C., Hromadnik V., Beuer F., Robert N., Wesemann C.

Genauigkeitsstudie einer 3D gedruckten, biodegradierbaren und hülsenlosen Bohrschablone aus Polylactiden

Beitrag im Einzelnen:

- Weiterführende Literaturrecherche
- Konzeption des Studiendesigns in Zusammenarbeit
- Konzeption des Mastermodells
- Experimentelle Durchführung
Alle experimentellen Schritte wurden von mir durchgeführt
- Datenerhebung, Auswertung, Interpretation
Durch mich wurden alle experimentellen Daten dieser Publikation erhoben
- Verfassen des Vortrags in Zusammenarbeit mit Dr. Pieralli

Vortrag 2: Journal Club Charité, 2.07.19, Berlin

Hromadnik V.

Accuracy of a workflow using sleeveless 3D printed surgical guides made from a cost-effective and biodegradable material: an in vitro study

Beitrag im Einzelnen:

- Der Vortrag wurde durch mich konzipiert, verfasst und gehalten

Unterschrift, Datum und Stempel des/der erstbetreuenden Hochschullehrers/in

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

10.4 Lebenslauf

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

10.5 Publikationsliste

Publikation 1:

Pieralli S., Spies B. C., Hromadnik V., Beuer F., Wesemann C.,

How Accurate Is Oral Implant Installation Using Surgical Guides Printed from a Degradable and Steam-Sterilized Biopolymer?

J Clin Med, Juli 2020; 9(8):2322. DOI:10.3390/jcm9082322

Poster 1: Poster 28. Congress EAO, 26.-28.09.19, Lissabon

Hromadnik V., Pieralli S., Beuer F., Wesemann C.,

Accuracy of a workflow using sleeveless 3D printed surgical guides made from a cost-effective and biodegradable material

Clinical oral implants research. November 2019 30(19): 519. DOI: 10.1111/clr.474_13509

Poster 2: 28th Annual meeting of the EAO

Pieralli S., Benedikt B.C., Hromadnik V., Beuer F., Robert N., Wesemann C.

How accurate is digitization of one-piece zirconia oral implants without scan bodies?

Clinical oral implants research. September 2019;30(19):366 DOI:10.1111/clr.324_13509

Poster 3: PEERS Jahrestreffen, 17.01.19, Frankfurt am Main

Hromadnik V., Pieralli S., Wesemann C., Spies B. C., Beuer F.

Genauigkeit eines Workflows zur Herstellung 3D gedruckter Bohrschablonen aus Biopolymeren: Eine preisliche effiziente und biologisch abbaubare Alternative?

Auszeichnung:

Preis für die beste experimentelle Studie

Vortrag 1: zum 33. DGI-Kongress, 28-30.11.19, Hamburg

Pieralli S., Benedikt B.C., Hromadnik V., Beuer F., Robert N., Wesemann C.

Genauigkeitsstudie einer 3D gedruckten, biodegradierbaren und hülsenlosen Bohrschablone aus Polylactiden

Vortrag 2: Journal Club Charité, 2.07.19, Berlin

Hromadnik V.

Accuracy of a workflow using sleeveless 3D printed surgical guides made from a cost-effective and biodegradable material: an in vitro study

Unterschrift, Datum und Stempel des/der erstbetreuenden Hochschullehrers/in

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

10.6 Danksagung

Nach fast drei Jahren intensiver Arbeit im Labor und am Schreibtisch liegt nun meine fertiggestellte Dissertation vor. Ohne die Unterstützung besonderer Personen hätte die Arbeit in dieser Form nicht realisiert werden können:

Herrn Prof. Dr. Florian Beuer MME danke ich für die Annahme meines Dissertationsthemas sowie die hochqualifizierte fachliche Betreuung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Christian Wesemann, für die frühe Anregung und enorme Unterstützung bei der Umsetzung der gesamten Arbeit. Vielen Dank für deine Ratschläge und deine Geduld.

Zu besonderem Dank bin ich Herrn Prof. Dr. Benedikt Spies verpflichtet, der meine Dissertation tatkräftig unterstützt hat. Ebenso möchte ich Dr. Stefano Pieralli danken, der diese Dissertation durch seine Bemühungen geprägt hat.

Des Weiteren danke ich Robert Nicic für seine große Hilfsbereitschaft bei der Planung und Durchführung.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Dania Schaefer. Dein Rat und deine außerordentliche Unterstützung waren für mich von großem Wert.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie für jegliche Hilfe und euren stetigen Rückhalt.

10.7 Bescheinigung Statistik



CharitéCentrum für Human- und Gesundheitswissenschaften

Charité | Campus Charité Mitte | 10117 Berlin

Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE)

Direktor: Prof. Dr. Geraldine Rauch

Postanschrift:
Charitéplatz 1 | 10117 Berlin
Besucheranschrift:
Reinhardtstr. 58 | 10117 Berlin

Tel. +49 (0)30 450 562171
geraldine.rauch@charite.de
<https://biometrie.charite.de/>



Name, Vorname: Hromadnik, Valentin
Emailadresse: Valentin.Hromadnik@charite.de
Matrikelnummer: 222507
PromotionsbetreuerIn: Prof. Beuer
Promotionsinstitution/ Klinik: Zahnklinik

Bescheinigung

Hiermit bescheinige ich, dass Herr/ Frau *Vorname Name* innerhalb der Service Unit Biometrie des Instituts für Biometrie und klinische Epidemiologie (iBikE) bei mir eine statistische Beratung zu einem Promotionsvorhaben wahrgenommen hat. Folgende Beratungstermine wurden wahrgenommen:

- Termin 1: 12.02.2019


Folgende wesentliche Ratschläge hinsichtlich einer sinnvollen Auswertung und Interpretation der Daten wurden während der Beratung erteilt:

- *Poweranalyse für die Studienplanung*
- ANOVA
- Konfidenzintervall
- Nicht-Unterlegenheitsschranke

Diese Bescheinigung garantiert nicht die richtige Umsetzung der in der Beratung gemachten Vorschläge, die korrekte Durchführung der empfohlenen statistischen Verfahren und die richtige Darstellung und Interpretation der Ergebnisse. Die Verantwortung hierfür obliegt allein dem Promovierenden. Das Institut für Biometrie und klinische Epidemiologie übernimmt hierfür keine Haftung.

Datum: 12.02.2019

Name des Beraters/ der Beraterin: Dr. Konrad Neumann


Unterschrift Beraterin, Institutsstempel
UNIVERSITÄTSMEDIZIN BERLIN
Institut für Biometrie
und Klinische Epidemiologie
Institutsdirektorin
Prof. Dr. Geraldine Rauch
Campus Benjamin Franklin
Hindenburgdamm 30 | D-12203 Berlin