Aus der

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Mann, Nils Kristian

2026

Dekanin:	Professorin Dr. S. Y. Brucker
1. Berichterstatter:	Professor Dr. Dr. M Krimmel
2. Berichterstatter:	Professor Dr. F Hüttig
Tag der Disputation:	20.10.2026

Widmung

Meinen Eltern Dr. Stephanie Schröder-Mann und Dr. Bernd Mann
Meinem Bruder Jan Erik Mann
Meinen Großeltern Elli und Dieter Schröder

Ich danke euch allen für eure grenzenlose Liebe, die immerwährende Unterstützung und die nie endende Motivation. Ohne euch wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis 7

Tabellenverzeichnis 8

Abkürzungsverzeichnis 9

Gender Disclaimer 10

1. Einleitung 11
   1.1. Implantologie allgemein 11
   1.2. Digitale Implantologie 15
   1.3. Statische Übertragungsmethoden 17
   1.4. Technische Grundlagen des optischen Scannens 18
   1.5. Technische Grundlagen der Digitalen Volumentomographie 19
   1.6. Technische Grundlagen der dreidimensionalen Fertigung 21
   1.7. Anforderungen an die studentische Lehre 25
   1.8. Zielsetzungen der Studie 27

2. Material und Methoden 28
   2.1. Population 28
   2.2. Übersicht Ablauf 30
   2.3. Digitalisierung der Modelle 31
   2.4. Radiographische Erfassung der Modelle 32
   2.5. Design der Bohrschablonen und Planung der Implantatpositionen 33
   2.6. DLP-Druck 37
   2.7. FFF-Druck 40
   2.8. Durchführung der Implantation und implantologisches Zubehör 43
   2.9. Erhebungsbögen 46
   2.10. Auswertung der Daten 47
   2.11. Zielkriterien der Studie 50
   2.12. Statistische Analyse 51

3. Ergebnisse 53
3.1. Demographische Daten 53
3.2. Auswertung der Evaluationsbögen 55
3.3. Genauigkeit des Implantatsitzes der verwendeten Druckverfahren 57
3.4. Hypothesentests 60
3.4.1. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Druckverfahren 60
3.4.2. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Geschlecht 62
3.4.3. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Händigkeit 63
3.4.4. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von einer vorangegangenen Ausbildung 64
3.4.5. Abhängigkeit der Implantationsdauer vom verwendeten Druckverfahren 65
3.4.6. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Seite der Implantation 66
4. Diskussion 68
4.1. Vergleich der beiden Druckverfahren 68
4.2. Passung der Schablonen 70
4.3. Vergleich der Kosten für die studentische Lehre 71
4.4. Ausrichtung der Schablonen auf dem Druckbett 72
4.5. Seite der Implantation 74
4.6. Geschlechterspezifische Genauigkeit 75
4.7. Benötigte Zeit bei der Implantation 76
4.8. Evaluation der Fragebögen 78
4.9. Limitationen der Studie 79
4.10. Ausblick 80

5. Zusammenfassung 81
6. Literaturverzeichnis 83
7. Erklärung zum Eigenanteil 90
8. Veröffentlichungen 91
9. Danksagungen 92
10. Anhänge 93
10.1. Anhang 1 - Aufklärungsbogen 93
10.2. Anhang 2 - Einwilligungserklärung 94
10.3. Anhang 3 - Evaluationsbogen 95
10.4. Anhang 4 - Erfassungsbogen 97
10.5. Anhang 5 - Zuordnungstabelle 98
10.6. Anhang 6 - Genehmigung Ethikantrag 99

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Aufbau eines Implantates 14
Abbildung 2 Funktionsweise DLP-Druck 22
Abbildung 3 Funktionsweise FFF-Druck 24
Abbildung 4 Ablauf der Studie 31
Abbildung 5 optischer Scan der Unterkiefer Modelle 32
Abbildung 6 Ausrichtung der Modelle im DVT 33
Abbildung 7 Dreipunktausrichtung der STL-Dateien 34
Abbildung 8 erfolgreiche Ausrichtung der STL-Datei 34
Abbildung 9 Virtuelle Platzierung der Implantate 35
Abbildung 10 Designparameter DLP-Schablonen 36
Abbildung 11 Beschriftung der Schablonen 37
Abbildung 12 Slicing der DLP-Schablonen. 38
Abbildung 13 Ausblocken von Bereichen ohne Stützstrukturen 41
Abbildung 14 Stützstrukturen für FFF Druck 42
Abbildung 15 Schablonen im Phantomkopf 43
Abbildung 16 Chirurgisches Protokoll 44
Abbildung 17 Insertion Implantat regio 46 45
Abbildung 18 Aufbau der Arbeitsplätze 46
Abbildung 19 Überlagerung von prä- und postoperativem DVT 48
Abbildung 20 Positionierung des Bibliothekimplantates postoperativ 49
Abbildung 21 Versatzmöglichkeiten eines Implantates 50
Abbildung 22 Interesse vor und nach den Seminaren 56
Abbildung 23 Mittelwerte Schablonenmaterialien 60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Druckparameter Photopolymerisation 39
Tabelle 2 Parameter Extrusionsdruck 40
Tabelle 3 Demographische Daten 54
Tabelle 4 Auswertung der Evaluationsbögen vor dem Kurs 55
Tabelle 5 Deskriptive Auswertung der Genauigkeit des Implantatsitzes in Abhängigkeit vom verwendeten Druckverfahren 58
Tabelle 6 Signifikanz Analyse Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Druckverfahren 61
Tabelle 7 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Geschlecht 62
Tabelle 8 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Händigkeit 63
Tabelle 9 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von einer vorausgegangenen Ausbildung 64
Tabelle 10 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Seite der Implantation 66

Abkürzungsverzeichnis

ALADA	As low as diagnostically acceptable
ALARA	As low as reasonably achievable
BL	Bone Level
CAD	Computer-aided-Design
CAM	Computer-aided-Manufacturing
CT	Computertomographie
°C	Grad Celsius
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT	Digitale-Volumentomographie
FFF	Fused Filament Fabrication
kV	Kilo-Volt
LCD	Liquid Crystal Display
mA	Milli-Ampere
Min	Minuten
mm	Millimeter
OK	Oberkiefer
OPT	Orthopantomogramm
s	Sekunde
SD	Standard Deviation
STL	Standard Tessellation Language
TL	Tissue Level
UK	Unterkiefer
U/min	Umdrehungen pro Minute
VPP	Vat-Photopolymerisation
W	Watt
ZFA	Zahnmedizinische Fachangestellte

Gender Disclaimer

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit, sowie um das textliche Verständnis der folgenden Arbeit zu gewährleisten, wird auf gendergerechte Sprache verzichtet. Folgende Arbeit ist in männlicher Form verfasst, spricht jedoch ausdrücklich alle Geschlechterformen ohne wertenden Unterschied an.

1. Einleitung

1.1. Implantologie allgemein

Die dentale Implantologie hat sich in den vergangenen Jahrzenten als etablierte Therapievariante bei partiell oder vollständig zahnlosen Kiefern bewährt. Dies zeigt unter anderem die seit Ende der Neunziger stetig steigende Anzahl an inserierten Implantaten in Deutschland, von circa 380.000 auf über eine Million bis zum Jahre 2011 (Schwarz and Terheyden, 2011). Heutzutage bewegen sich die Zahlen der inserierten Implantate in Deutschland auf einem stetig wachsenden Niveau bei ca. 1,3 Millionen inserierten dentalen Implantaten Anfang der 2020er Jahre. Da bisher kein zentrales nationales Implantatregister vorliegt, handelt es sich hierbei um Schätzungen verschiedener Fachgesellschaften, wie zum Beispiel der Deutschen Gesellschaft für Implantologie (DGI).

Seit den frühen neunzehnhundert neunziger Jahren gab es Versuche, zu Verlust gegangene Zähne mit enossal platzierten Unterstützungsstrukturen aus Metall zu ersetzen. Die Brüder Strock platzierten eine solche metallene Struktur, welche den heutigen Implantaten ähnlich war, Ende der 1930er in eine vorhandene Alveole nach Verlust des Zahnes (Strock, 1939). Das Implantat besaß die Form einer Schraube und bestand aus dem Material Vitallium, es ähnelte der heutigen Kobalt-Chrom-Molybdän Legierung (Pal, 2015). Es folgten die unterschiedlichsten Formen von Implantaten, von zylindrisch über konisch bis hin zu wurzelförmig. Allen gemeinsam war das Streben nach einer möglichst guten Integration in den Knochen (Osseointegration). Eben jene Osseointegration wurde ab dem Jahre 1952 von dem Schweden Dr. Per-Ingvar Brånemark erforscht. Er untersuchte Vaskularisierung von Knochen und dessen Reaktion auf thermische, mechanische und rheologische Einflüsse. Ebenso experimentierte er mit dem Werkstoff Titan und stellte fest, dass eine Integration von schraubengeformten Titankörpern in den Knochen stattfand. Die Titanproben ließen sich nach erfolgter Einheilung und Integration von Knochen in die Titanoberfläche nicht mehr vom Knochen separieren. Diese bis dato nicht bekannte Verbindung zwischen einem metallenen Werkstoff und vitalem Knochen definierte er als Osseointegration (Brånemark, 1983). Seine

Beobachtungen und die Entdeckung von Titan als sehr widerstandsfähigem, höchst biokompatiblem Material in Verbindung mit hervorragenden Eigenschaften zur Osseointegration gelten als Meilenstein und Beginn der modernen Implantologie.

Über die Jahre hinweg entdeckte man, dass sowohl Form als auch die Oberflächenbeschaffenheit entscheidend für eine suffiziente Osseointegration sind. So zeigte sich in einer Studie von Dhulipalla et al., dass sich zum Apex hin verjüngende Implantate mit hoher Oberflächenrauigkeit die höchste Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen erzielten im Vergleich zu zylindrischen Implantaten mit weniger rauer Oberfläche. Somit ist eine möglichst große strukturelle Kontaktfläche zwischen Implantatoberfläche und Knochen eine Voraussetzung für eine erfolgreiche Osseointegration. Diese wird durch eine aufgeraute Implantatoberfläche unterstützt (Dhulipalla et al., 2024, De Cremer et al., 2017). Ein weiterer Faktor, welcher die Osseointegration positiv beeinflusst ist die chemische Eigenschaft der Implantatoberfläche. Erste in vitro Daten zeigten, dass hydrophile Oberflächen einen positiven Einfluss auf die Integration von Implantaten in den Knochen haben können. Eine hydrophilere Oberfläche kann zu einer besseren Anlagerung von knochenbildenden Zellen (Osteoblasten) führen. Hierzu fehlen allerdings, soweit bekannt, zum jetzigen Zeitpunkt ausreichende klinische Daten und Erfahrungswerte (Albrektsson and Wennerberg, 2019, Matsuura et al., 2024).

Die Behandlung mit Implantaten ermöglicht heutzutage vielfältigste Möglichkeiten zahnlose Areale zu versorgen und bietet sowohl dem Behandler als auch den Patienten eine Vielzahl an Therapieoptionen. Hierbei können sowohl Einzelzahnlücken als auch Freiendsituationen bis hin zu zahnlosen Kiefern versorgt werden. Die inserierten Implantate sind auch nach bis zu 10 Jahren als sehr zuverlässig einzustufen, bei korrekter Pflege und regelmäßigen Kontrolluntersuchungen. Van Velzen et al. konnten nach 10 Jahren noch circa 99,7 % (van Velzen et al., 2015) und Park et al. 97,9 % (Park et al., 2015) feste und funktionsfähige Implantate beobachten, so dass von einer sehr hohen Überlebensrate der Implantate gesprochen werden kann. Im Falle eines Erreichens des Kontrollintervalls von 20 Jahren, ergeben sich immer noch

Überlebensraten von 80% (Kupka et al., 2024) bis hin zu 93 % (Roccuzzo et al., 2022).

Insbesondere in Zeiten des demographischen Wandels und medizinischen Fortschritts stellen immer älter werdender Patienten die Implantologie vor wachsende Probleme im Hinblick auf die allgemeinmedizinische Anamnese. Vor diesem Hintergrund gewinnen altersassoziierte Faktoren wie Polypharmazie und altersbedingte Einschränkungen manueller Fähigkeiten auch in der zahnärztlichen Versorgung zunehmend an Relevanz.

Ein wichtiger Faktor für die Überlebensrate von Implantaten stellt die Fähigkeit zur fachgerechten Reinigung um und an dem Implantat und dessen Versorgung dar. Mit steigendem Alter lassen diese manuellen Fähigkeiten nach, wenn auch individuell in unterschiedlichem Ausmaß. Die manuellen Fähigkeiten sollten bei der Beratung und Entscheidung für die Versorgung mit Implantaten laut der S2k-Richtlinie zu Implantologie im fortgeschrittenen Alter eine wichtige Rolle spielen (Abou-Ayash et al., 2024). Neben den eigenen manuellen Fähigkeiten muss dem Patienten durch die richtige Platzierung des Implantates, sowie Gestaltung des Zahnersatzes, die Möglichkeit gegeben sein, diesen suffizient reinigen zu können. Die hygienefähige Gestaltung von implantatgetragenem Zahnersatz gilt es während des gesamten Behandlungsprozesses zu beachten (Jepsen et al., 2015).

Damit auch weiterhin hohe Erfolgsraten und eine breite Akzeptanz der implantologischen Versorgung gewährleistet werden kann, ist eine sorgfältige präoperative Planung unabdingbar. Hierbei gilt es nicht nur, ossäre Verhältnisse mittels zwei- oder dreidimensionaler Röntgendiagnostik zu evaluieren (Hussaini et al., 2024), sondern auch Weichgewebsverhältnisse gründlich zu analysieren, sowie anamnestisch die manuellen Fähigkeiten und den allgemeinen Gesundheitszustand zu erfassen. Ein suffizient inseriertes Implantat, unabhängig von der verwendeten operativen Technik, kann bei falscher Beratung und bestehenden Risikofaktoren seitens der Patienten im Misserfolg bis hin zum vollständigen Verlust des Implantates und dem darauf verankerten Zahnersatz enden.

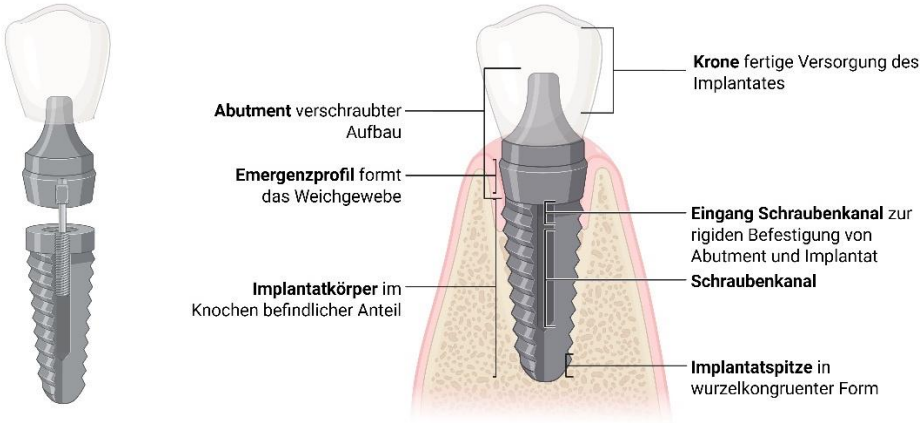


Abbildung 1 Aufbau eines Implantates

Schematische Abbildung eines Implantates und seiner Bestandteile, eigene Abbildung, erstellt mit biorender©, modifiziert nach (De Cremer et al., 2017),

In der Regel bestehen die gängigen Implantatsysteme aus mindestens drei Teilen. Hierbei handelt es sich um den im Kochen befindlichen Anteil (Endostruktur), der fest mit dem Implantat verschraubte Aufbau (Mesostruktur) und einen darüber zementierten oder adhäsiv verfügten Zahnersatz (Exostruktur oder Suprakonstruktion, Abbildung 1).

Die inserierten Implantate können nach erfolgreicher Einheilphase durch verschiedene Aufbauten (Suprakonstruktionen) versorgt werden. Hierzu zählen Versorgungen wie zum Beispiel Kronen (Abbildung 1), Brücken, genauso wie zahlreiche herausnehmbaren oder kombiniert festsitzend-herausnehmbare Varianten. Dabei kann es sich um Zahnersatz, welcher auf Stegen, Primärkronen oder konfektionierten Halteelementen (Druckknöpfen, Locatoren oder konfektionierten Aufbauten) gelagert ist, handeln. Ebenso können Implantate helfen, die Restzähne der Patienten zu entlasten und bestehenden herausnehmbaren Zahnersatz nach Verlust von Pfeilerzähnen zu erweitern oder zu stabilisieren. Mittels eines oder mehrerer Implantate kann so bereits vorhandener Zahnersatz aufgewertet werden oder man bezieht diese gezielt in der Versorgungsplanung mit ein. Daraus ergeben sich nachweislich signifikante Vorteile. So wurde zum Beispiel die Versorgungsform einfacher Totalprothesen mit der Implantat-getragener Totalprothesen verglichen. Anhand eines

Testbogens erhielt man das Ergebnis, dass die Testgruppe mit der Abstützung auf Implantaten einen signifikanten Anstieg der OHIP-Werte (Oral Health Impact Profile) verzeichnete (Allen et al., 2001).
Generell kann davon ausgegangen werden, dass implantatgetragener Zahnersatz zu einer höheren Akzeptanz im Vergleich zu schleimhautgetragenem Zahnersatz bei Patienten führt (Awad et al., 2003). Grundsätzlich stellt die Versorgung mit Implantaten eine sehr hochwertige, allerdings auch kostenintensive Behandlung dar. Hierbei gilt es, neben einem ausreichenden Knochenangebot, auch auf die Mundhygiene, Compliance des Patienten, sowie dessen Zuverlässigkeit bei notwendigen Nachsorgeterminen zu achten. Ein weiterer Faktor für den langfristigen Erfolg, stellt die möglichst genaue Planung und Insertion der Implantate dar.

1.2. Digitale Implantologie

Mit der Einführung digitaler Planungsverfahren, insbesondere der dreidimensionalen Bildgebung mittels digitaler Volumentomographie (DVT) und entsprechender computergestützter Software, hat sich die Implantatplanung in den letzten Jahren deutlich weiterentwickelt. Diese Technologien ermöglichen eine präzise virtuelle Planung der Implantatposition unter Berücksichtigung chirurgischer und prothetischer Anforderungen.
Allgemein kann in der digitalen Implantologie zwischen statischen und dynamischen Insertionsverfahren unterschieden werden. Die statische Übertragung erfolgt mittels Bohrschablonen, welche anhand einer vorherigen dreidimensionalen Planung, erstellt werden. Dafür werden eine DVT-Aufnahme, sowie eine Planungssoftware benötigt. Bei der dynamischen Variante wird ebenfalls ein DVT für eine dreidimensionale Planung benötigt, hinzu kommen Markerstrukturen anhand welcher das chirurgische Handstück intraoperativ kalibriert wird. Dadurch kann der Operateur direktes visuelles Feedback innerhalb der OP über die bereits erreichte Position erhalten. So kann unter ständiger Kontrolle bis zur finalen Position implantiert werden (Panchal et al., 2019, Pinter et al., 2022).

Die folgende Arbeit setzt sich mit der statischen Übertragungsmethode mittels Bohrschablone auseinander, weitere Übertragungsmethoden werden aus diesem Grund im Folgenden nicht weiter erläutert.

Eine zentrale Herausforderung besteht in der möglichst präzisen Übertragung der digital geplanten Implantatposition in die klinische Situation. Vor diesem Hintergrund gewinnen chirurgische Hilfsmittel, insbesondere digital geplante und additiv gefertigte Bohrschablonen, zunehmend an Relevanz. Dabei wird die Implantations-Genauigkeit als Gesamtheit der Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlich realisierter Position definiert (Van Assche et al., 2012). Je höher die Übertragungsgenauigkeit, desto weniger umfangreiche prothetische Nacharbeiten oder Komplikationen sind zu erwarten.
Bei der erfolgreichen Platzierung von Implantaten gilt es unterschiedliche, evidenzbasierte Empfehlungen zu beachten. Laut verschiedener Quellen wird empfohlen einen Sicherheitsabstand von mindestens 1,5 mm zwischen Implantatschulter und benachbarten Zähnen einzuhalten. Ebenso sollten bei unmittelbar benachbarten Implantaten die Abstände zwischen den Implantatschultern einen Mindestabstand von 3 mm nicht unterschreiten (Gastaldo et al., 2004, Krennmair et al., 2003, Tarnow et al., 2000). Diese Empfehlungen dienen dazu, einen vertikalen und horizontalen Knochenabbau zu vermeiden und gleichzeitig unästhetische Weichgewebsrezessionen zu vermeiden. Gerade Rezessionen im Bereich des Zahnfleisches interdental oder interimplantär, der Weichgewebs-Papille, können in Folge zu schwer entfernbaren Impaktationen von Speisen führen. Diese fördern bei Nichtentfernung die Entstehung von entzündlichen Prozessen, welche ihrerseits Rezessionen oder den Implantatverlust begünstigen. Es lässt sich also folgern, dass die Chancen auf langfristigen Erfolg von implantologisch getragenem Zahnersatz durch die Einhaltung der oben genannten Empfehlungen erhöht wird.

1.3. Statische Übertragungsmethoden

Um den Patienten ein optimales und vorhersagbares Ergebnis, sowohl medizinisch als auch technisch, zu ermöglichen, stehen Behandlern mehrere Möglichkeiten zur Verfügung, von der Freihandimplantation über eine Schablone, welche die Führung der initialen Bohrung gewährleistet (teilgeführt), bis hin zur vollständig geführten Implantation (Block et al., 2017). Unter Kostengesichtspunkten ist die Freihandimplantation – abgesehen von OP-Instrumentarium und Personalkosten – aufgrund des geringen präoperativen Aufwands tendenziell als wirtschaftlich günstigstes Verfahren zu bewerten. Teilgeführte und vollständig geführte Implantationen sind aufgrund zusätzlicher Investitionen in Geräte wie 3D-Drucker und Planungssoftware deutlich kostenintensiver.

Eine vollständig geführte Implantation ist seit der Einführung des volldigitalen Workflows zur Erstellung von Implantationshilfen (Bohrschablonen) und von modernen Technologien heutzutage kontrollierter möglich. Dazu gehört die Entwicklung von optischen Scannern zur digitalen Erfassung der intraoralen Situation, die digitale dreidimensionale Planung auf verschiedenen Datengrundlagen und die Fertigung von Hilfsapparaturen innerhalb einer Praxis oder einem gewerblichen Labor in sogenannten Desktop Geräten.

Es hat sich gezeigt, dass eine dreidimensionale Planung unabhängig vom Wissenstand und von der Erfahrung des Operateurs zu einer Verbesserung hinsichtlich der erzielten Genauigkeit beim Inserieren von Implantaten gegenüber der Freihand-Implantation führt (Nickenig et al., 2010, Scherer et al., 2015, Vermeulen, 2017, Younes et al., 2018). Aus diesem Grund gilt es, diesen vielversprechenden Ansatz, trotz seiner möglichen kostenintensiven Implementierung, weiter evidenzbasiert zu untersuchen. Insbesondere die Anschaffung entsprechender Bildgebungs- und Planungssoftware sowie deren Lizenzen und die additive Herstellung der Schablonen mittels 3D-Druckern steigern die Kosten. Ebenso entstehen zusätzliche Arbeits- und Materialkosten, welche die die Behandlungskosten erhöhen können. Nichtsdestotrotz werden durch die gesteigerte Genauigkeit bessere klinische Ergebnisse erzielt.

Für die schablonengestützte Übertragungsmethoden ist eine radiologische Aufnahme unverzichtbar. Geeignet dazu sind dreidimensionale röntgenologische Aufnahmen wie zum Beispiel das DVT. So können das Knochenangebot in Breite und Höhe sowie der Verlauf anatomischer Strukturen (N. alveolaris inferior, Wurzeln von Nachbarzähnen) genau beurteilt werden (Jacobs et al., 2018). Welche der oben beschriebenen Übertragungsmethode die genaueste ist, hängt maßgeblich von der Erfahrung des Operateurs, der Einhaltung von Herstellerangaben bei der Herstellung der Schablonen, Wartung der Gerätschaften und Wissensstand des Personals ab. Ebenso zeigen sich signifikante Genauigkeitsunterschiede abhängig von den gewählten Herstellungsverfahren der Schablonen (Matta et al., 2017).
Ein weiterer limitierender Faktor für den Einsatz von Bohrschablonen kann patientenspezifischer Natur sein. So kann beispielsweise die Verwendung von Bohrschablonen bei Patienten mit limitierter Mundöffnung deutlich erschwert bis unmöglich sein (Block et al., 2017). Hier gilt es deshalb, auf eine ausführliche und gründliche Anamnese, Untersuchung und Beratung zu achten.

1.4. Technische Grundlagen des optischen Scannens

Die Digitalisierung von intraoralen und extraoralen Daten nimmt sowohl in der Zahnmedizin als auch in der Zahntechnik eine essenzielle Rolle für den digitalen Workflow ein. Während in der Zahnmedizin intraorale Scanner zur Erfassung intraoraler Strukturen verwendet werden (Mangano et al., 2017) , spricht man im zahntechnischen Kontext bei der optischen Erfassung von physischen Objekten von Desktopscannern oder extraoralen Scannern, mit denen Gipsmodelle oder Abdrücke digitalisiert werden. Sie stehen in der Regel am Anfang der digitalen Prozesskette, dem „Computer-aided-Design“ (CAD). Dafür stehen verschiedenste Scanner mit unterschiedlichen Scantechniken zur Verfügung. Objekte wie Zahnstümpfe, Gipsmodelle oder Bissregistrate können mittels Streifenlichttechnologie oder Mehrkamerasystemen erfasst werden. Beide Verfahren zählen zu den optischen Scanmethoden. Eine weitere, noch präzisere Technik stellen Scanner mit Lasertechnologie dar (Beuer et al., 2008).

Bei der optischen Datenerfassung arbeiten die Geräte mit Sensoren, welche die Reflektionen des entsandten Lichtes auf der Modell- oder Objektoberfläche messen. Im Vergleich zu Intraoralscannern verfügen Desktopscanner von Beginn an über einen vollständigen Überblick über die zu scannenden Objekte. Dadurch können Fehler bei der Aneinanderreihung, dem sogenannten „Stitching“, einzelner Bilddatensätze reduziert werden. Nagy et al. zeigten, dass mit Desktopscannern digitalisierte Gipsmodelle im Vergleich zu Intraoralscans in allen drei Raumachsen (X-, Y-, Z-Achse) geringere mittlere Abweichungen aufwiesen (Nagy et al., 2020).
Im Anschluss werden die gesammelten Daten in Form einer Punktwolke unabhängig von der Technologie in einem weiteren Schritt in ein dreidimensionales Gitter (Mesh) überführt. Diesem Digitalisierungsprozess schließt sich das „Computer-aided-Manufacturing“ (De Cremer et al., 2017) an, welches zur fertigen Restauration (z.B. Kronen, Brücken) oder Apparatur (z.B. Schienen, Bohrschablonen, Abformlöffel, Bissregistraten) führt (van Noort, 2012). Hierbei kann zwischen zwei Verfahren unterschieden werden – der additiven und subtraktiven Fertigung.

1.5. Technische Grundlagen der Digitalen Volumentomographie

Unabdingbar für eine digitale Planung ist die DVT-Aufnahme, anhand welcher eine exakte Platzierung des Implantats im röntgenologischen Datensatz erfolgen kann.
Mit der erstmaligen Beschreibung einer dreidimensionalen Aufnahmetechnik für die Analyse und Darstellung von dento-maxillo-fazialen Strukturen im Jahre 1998 begann die Einführung von Gerätschaften der digitalen Volumentomographie. Zu dieser Zeit galten computertomographische Aufnahmen als Goldstandard der Diagnostik, wurden allerdings zunehmend kritisch gesehen, sowohl in Bezug auf die Strahlenbelastung, als auch im Hinblick auf die Kosteneffizienz (Mozzo et al., 1998). Bereits bei der Einführung der DVT lag die gemessene Strahlenbelastung bei rund einem Sechstel im Vergleich zur klassischen Spiral-CT-Technik (Mozzo et al., 1998). Diese Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten entspricht dem im Strahlenschutz etablierten ALARA-Prinzip („as low as reasonably

achievable“), welches eine Minimierung der Strahlenexposition bei gleichzeitig ausreichender diagnostischer Bildqualität anstrebt. Damit die Bildqualität der Aufnahmen nicht zu sehr unter dem Strahlenschutz leidet, oder gar diagnostische Aufnahmen aufgrund von zu schlechter Bildqualität wiederholt werden müssen, gilt es heutzutage eher nach dem Grundsatz „as low as diagnostically acceptable“ (ALADA-Prinzip) zu arbeiten. Beide Prinzipien stellen den Strahlenschutz und die indikationsbasierte röntgenologische Untersuchung der Patienten in den Vordergrund und sollten nicht nur in der präoperativen Diagnostik, sondern auch in der röntgenologischen Nachsorge und Beurteilung von Implantationen beachtet werden (Chopra et al., 2016).

Die DVT-Aufnahmen basieren auf dem Prinzip der dreidimensionalen computertomographischen Aufnahmetechnik. Hierbei werden die Kiefer bzw. die Zähne aus mehreren Ebenen in zweidimensionalen Aufnahmen mit einem Fächerstrahl röntgenologisch durchleuchtet. Im Anschluss werden sämtliche Aufnahmen in ein dreidimensionales Bild zurückgerechnet. Die unterschiedlichen Absorptionen verschiedener Gewebetypen werden durch Detektoren gemessen und mittels mathematischer Algorithmen aus den verschiedenen zweidimensionalen Aufnahmen in ein dreidimensionales Bild überführt. Die Bildpunkte in der daraus resultierenden dreidimensionalen Aufnahme nennt man Voxel. Diese Voxel können je nach Absorptionswert heller (hyperdenser) oder dunkler (hypodenser) sein. Eine geringere Voxelgröße führt zu einer höheren Auflösung der Bilddaten. Im Anschluss werden die erfassten Daten im „Digital Imaging and Communications in Medicine“ (DICOM) Format exportiert (Venkatesh and Elluru, 2017).

Durch die Erzeugung von dreidimensionalen Bildern zeigt sich das DVT gegenüber zweidimensionalen Aufnahmetechniken, wie dem Orthopantomogramm (OPT, Chopra et al., 2016) überlegen. Es kann im Vergleich zur klassischen zweidimensionalen Aufnahmetechnik, wie z.B. dem OPT, Knochenbreiten und wichtige anatomische Strukturen, wie zum Beispiel den Verlauf von Nerven, dreidimensional darstellen. Die DVT wird in vielen Bereichen der Zahnmedizin, wie zum Beispiel der Implantologie, Zahnerhaltung, Kieferorthopädie oder Kieferchirurgie zur Lagebestimmung von Zähnen und

umgebenden anatomischen Strukturen genutzt (Alshomrani, 2024). Aus diesem Grund zählt die DVT zu einem geeigneten Verfahren in der Implantologie, gerade bei der dreidimensionalen Planung von Patientenfällen und dem Transfer via Bohrschablonen (Jacobs et al., 2018), und wurde deshalb für diese Studie als Aufnahmetechnik ausgewählt. Des Weiteren hat sich gezeigt, dass eine dreidimensionale Planung via DVT zu weniger intraoperativen Komplikationen oder Abbrüchen während der Operation führen kann. In einer Studie von Hussaini et al. (Hussaini et al., 2024) konnte bei allen Patienten, welche im Voraus eine dreidimensionale Diagnostik erfuhren, schlussendlich auch erfolgreich implantiert werden. Erfolgte eine rein zweidimensionale präoperative Diagnostik, kam es zu einer intraoperativen Abbruchrate von 7%.

1.6. Technische Grundlagen der dreidimensionalen Fertigung

Für die digitale Fertigung kann in additive und subtraktive Verfahren unterschieden werden.

Bei der subtraktiven Fertigung, dem Fräsen, wird ein Objekt aus einem bestehenden Rohling mittels vollautomatisierter Fräsmaschine (CNC-Fräsmaschine) herausgearbeitet. Prozessbedingt verbleiben ungenutzte Materialbereiche. Da in dieser Studie additive Fertigungsverfahren verwendet wurden, wird die subtraktive Fertigung im Folgenden nicht weiter beschrieben.

Additive Fertigung, genannt 3D-Druck, beschreibt verschiedene Verfahren mit unterschiedlichen technologischen Umsetzungen. Im Allgemeinen werden Objekte im 3D-Druck schichtweise aufgebaut, ohne bestehenden Rohling. Das Digital-Light-Processing Verfahren (DLP) wird dem Vat-Photopolymerisationsverfahren (VPP) zugeordnet, welches durch Lichtpolymerisation einen photosensitiven Kunststoff aushärtet (Spintzyk et al., 2022). VPP bietet durch ein breites Spektrum an technischen Möglichkeiten weiterer Fertigungsverfahren, wie zum Beispiel das Stereolithografie- (SLA) und Liquid Crystal Display (LCD) Verfahren. Dabei unterscheiden sich jeweils die Belichtungsmethoden. Ein DLP-Drucker verwendet eine flächenhafte Gesamtbelichtung der jeweiligen Druckschicht mittels eines Projektors. Bei LCD-Druckern kommt ebenfalls eine flächenbasierte Belichtung zum Einsatz, jedoch

mittels Monitors und nicht wie beim DLP-Druck mittels Projektors. Beim Stereolithografie-Verfahren hingegen wird ein Spiegelsystem in der Druckeinheit eingesetzt, um einen Laserstrahl präzise zu lenken und dadurch einzelne Punkte einer Schicht sequenziell und zielgerichtet zu belichten (Quan et al., 2020). SLA-, LCD- und DLP-Drucker besitzen hierbei einen lichtdurchlässigen Wannenboden (Abbildung 2).

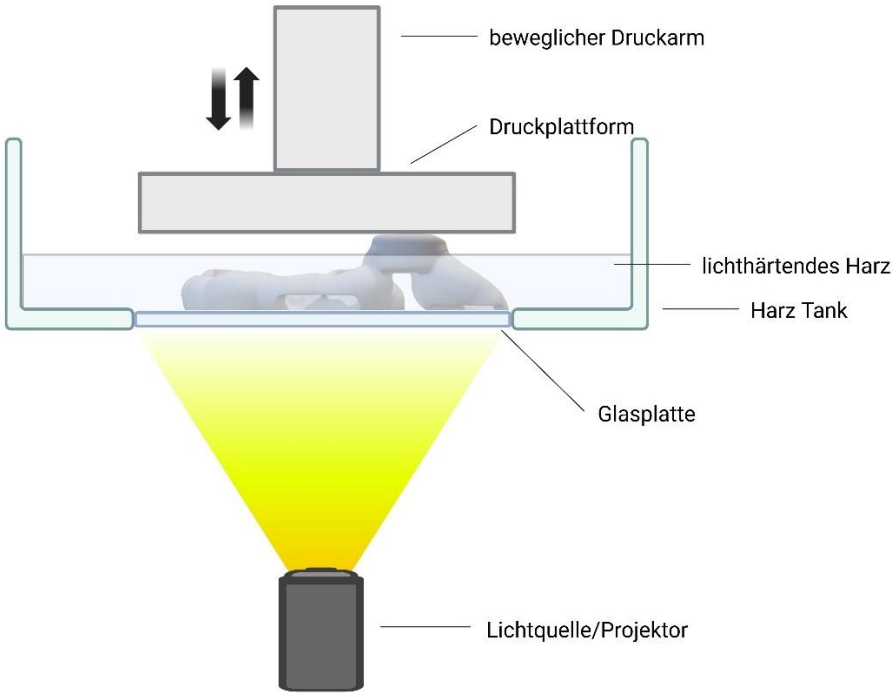


Abbildung 2 Funktionsweise DLP-Druck

Schematische Darstellung eines DLP-Druckers und seiner Bestandteile, eigene Abbildung, erstellt mit biorender©

Bei den polymerbasierten Druckverfahren ist eine aufwendige Nacharbeitung (postprocessing) der Bauteile notwendig. Hierbei werden die Bauteile im Anschluss an den Druck mehrmals gereinigt, von Stützstrukturen befreit und letzten Endes nachgehärtet. Die abschließende Polymerisation dient dazu die Endhärte zu erreichen und somit die gewünschten physikalischen, chemischen und biologischen Eigenschaften zu erreichen. Allerdings sollten alle einzelnen

Schritte der Nachbearbeitung so genau und kontrolliert wie möglich ablaufen. Eine nicht korrekt durchgeführte Nachpolymerisation, unsaubere Reinigung oder Nichteinhalten von Waschzeiten, kann zu unerwünschten Dimensionsänderungen führen (Hassanpour et al., 2024). Bei beiden Verfahren erfolgt ein schichtweiser Aufbau der Druckobjekte, ermöglicht durch ein ständiges Heben und Senken der Druckplattform in vertikaler Richtung (z-Achse) in die Materialwanne. So entsteht ein Objekt in additiver Fertigung, es wird aufgebaut. Anders als bei subtraktiven Verfahren ergeben sich so einige Vorteile, vor allem in Bezug auf Kostenersparnis und Effizienz. Ebenso zeigen sich Vorteile bei ökologischen Aspekten durch geringeren Materialverlust und geringerer Abfallproduktion durch nicht genutztes Material (Kessler et al., 2020).

Zur additiven Fertigung mittels fadenförmiger Materialien (Filamente), genannt Materialextrusionsverfahren, gehört das Fused-Filament-Fabrication-Verfahren (FFF). Hierbei werden thermoplastische Kunststoffe (Polymere) durch Schmelzen in einem Extruder und schichtweisem Aufbringen durch eine Druckdüse auf das Druckbett aufgebracht (van Noort, 2012). Allen FFF-Druckern ist gemeinsam, dass entweder der Arm des Druckers, das Materialbett oder beides in x-, y- und z-Richtung beweglich sind (Abbildung 3). Somit erhält man im FFF-Druckverfahren eine weitere Achse im Vergleich zum DLP-Verfahren. Je nach Hersteller des Druckers kann der verwendete Drucker beheizte Bauplattformen oder gänzlich beheizte Bauräume besitzen. Die gewählte Temperatur für den Extruder ist abhängig von dem verwendeten Material (Filament) und kann bei handelsüblichen Desktopdruckern bis zu 250 °C erreichen. Neueste Drucker verfügen über Filamentwechsler, sodass ein Drucken verschiedener Materialien in einem Druck möglich ist. Das abschließende Erkalten des Materials führt zu seiner Endhärte, eine Nachbearbeitung (postprocessing) entfällt in der Regel, vor allem bei flacher Platzierung auf dem Druckbett ohne Überhänge. Sollten Stützstrukturen für einen erfolgreichen Druck notwendig werden, so müssen diese am Ende manuell entfernt werden. Eine Wischdesinfektion der im FFF-Verfahren gedruckten Applikationen ist möglich (Mann et al., 2021).

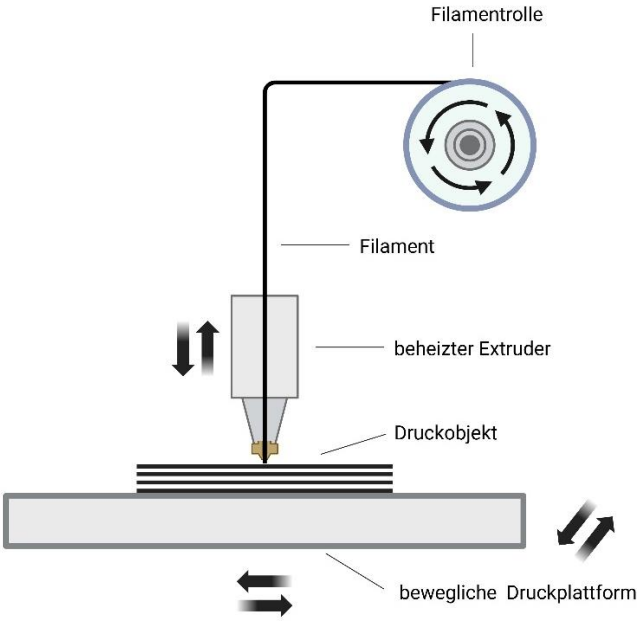


Abbildung 3 Funktionsweise FFF-Druck

Schematische Abbildung eines FFF-Druckers und seiner Bestandteile, eigene Abbildung, erstellt mit biorender©, modifiziert nach (Przekop et al., 2023)

Bisher zeigte sich, dass DLP-Drucker in ihrer Genauigkeit bessere Ergebnisse erzielten als FFF-Druckern, weshalb im Bereich der implantologischen Anwendung (z.B. Bohr- und Knochenschnittschablonen, individuelle Rekonstruktionsformen für den Knochenaufbau) bei den kostengünstigeren FFF-Druckern immer noch Bedarf an Weiterentwicklung und Optimierung vorhanden zu sein scheint (Reymus et al., 2020, Sommacal et al., 2018, Kessler et al., 2020). Ebenso ist der FFF-Druck momentan durch geringere Detailauflösung, begrenzte Oberflächenqualität und den „Stufeneffekt“ (Layering Artefakte) dem DLP-Druck unterlegen (Kharmanda, 2023, Lüchtenborg, 2021).
Insgesamt bleibt festzuhalten, dass prozessunabhängig, der 3D-Druck in der Implantologie und der Zahnmedizin im Allgemeinen zu patientenindividuelleren Behandlungsoptionen führt.

1.7. Anforderungen an die studentische Lehre

Studierende sollten bereits früh über die Grundlagen der Implantologie unterrichtet werden. Eine immer älter werdende Gesellschaft stellt die Zahnmedizin vor die Herausforderung, gehäuft zahnlose Patienten sicher und zufriedenstellend zu versorgen. Vor allem die Bereiche der implantologischen Behandlungsplanung, der Materialkunde, einfacher chirurgischer Methoden und prothetischer Weiterversorgung der inserierten Implantate sollten frühzeitig in die Lehre und Ausbildung integriert werden (Lang and De Bruyn, 2009).

Patienten implantologisch zu versorgen, wird im Vergleich zu herausnehmbarem oder kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz immer populärer, weshalb sich ein deutlich gestiegenes Interesse von studentischer Seite in Bezug auf theoretische Grundlagen, Assistenz bei chirurgischen Maßnahmen, sowie die Versorgung von einfachen Fällen und Nachsorge zeigt. Methoden zum Knochenaufbau scheinen von studentischer Seite eine untergeordnete Rolle zu spielen (Schweyen et al., 2020). Ebenso zeigte sich, dass eine bereits im vorklinischen Studienabschnitt beginnende implantologische Ausbildung sinnvoll ist (Chaturvedi et al., 2021).

Kurse oder Seminare zum Thema Implantologie, welche praktische Inhalte vermitteln, ermöglichen es Studierenden bessere Ergebnisse in theoretischen Tests zu erzielen. Shetty et al. zeigten, dass Studierende in einem Multiple-Choice-Test zum Thema vollständig geführte Implantationen signifikant bessere Ergebnisse erzielten, wenn sie zuvor an einem praxisorientierten Kurs in Kombination mit einer Vorlesung und einem Demonstrationsvideo teilgenommen hatten. Im Vergleich dazu erzielte eine zweite Gruppe, die ausschließlich die Vorlesung besuchte, schlechtere Testergebnisse. Eine dritte Gruppe, die die Vorlesung mit dem Demonstrationsvideo kombinierte, lag in den Testergebnissen zwischen den beiden zuvor genannten Gruppen (Shetty et al., 2023). Ebenso fördern praktische Kurse im Bereich der Implantologie zusätzlich zur theoretischen Ausbildung die Zufriedenheit und Kompetenz unter den teilnehmenden Studierenden im Vergleich zur rein theoretischen Ausbildung (Prasad and Bansal, 2017). Diese Art von Kursen und Seminaren sollten, wenn

möglich, Einzug in die universitäre Lehre erhalten. Ein direktes Feedback über erzielte Ergebnisse, zum Beispiel durch radiographische Auswertung der von den Probanden inserierten Implantate, stellt einen weiteren Schritt in Richtung qualitätsorientierter Lehre dar. Die Lehre kann durch gezielt organisierte Formate, wie Implantationsseminare, zu einem Trainingseffekt bei den Studierenden beitragen, welcher sonst oftmals erst nach dem Studium durch postgraduale Veranstaltungen, gefördert wird. Mehrmalige Trainingseffekte können im Anschluss an das Studium zu einer erhöhten Sicherheit für Patienten im Behandlungsalltag führen (Kim and Stagnell, 2018).

Zum jetzigen Zeitpunkt sind Hands-On-Kurse, vor allem in der studentischen Ausbildung, zu implantologischen Themen in Zusammenarbeit mit industriellen Partnern aus Kostengründen kaum zu vermeiden. Die zumeist kostenintensive Anschaffung der Drucker und deren Materialien zu Lehrzwecken limitiert deren Einsatz zusätzlich (Martelli et al., 2016). Diese Hürde würde mit günstigeren Verfahren sinken und den technischen Fortschritt sowohl in der klinischen Verwendung als auch in der Lehre weiter fördern.

1.8. Zielsetzungen der Studie

Das Ziel der Studie war es die Genauigkeit zweier dreidimensionaler Herstellungsverfahren für Bohrschablonen in der vollständig geführten Implantologie an einem Unterkiefermodell innerhalb einer Kohorte von Studierenden zu vergleichen.
Als erste Hypothese (H1) wurde angenommen, dass das Herstellungsverfahren (DLP vs. FFF) keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation bei Übertragung der digital geplanten Position in die Modellsituation hat.

Weitere Hypothesen (H2 – H7) lauteten wie folgt:

- H2: Das Geschlecht Probanden hat keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation
- H3: Die Händigkeit der Probanden hat keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation
- H4: Eine dem Studium vorausgegangene Ausbildung hat keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation
- H5: Die für die Implantation benötigte Zeit ist für beide Schablonen gleich
- H6: Die Seite des Unterkiefers, in welchem das Implantat liegt, hat keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation
- H7: Das Interesse an Implantologie wurde vor dem Kurs anders bewertet als nach dem Kurs

2. Material und Methoden

Diese Studie wurde nach Begutachtung und positivem Votum der Ethikkommission der Universität Tübingen durchgeführt (Referenz-Nummer: 123/2022BO2). Bei der hier durchgeführten Studie handelte es sich um eine prospektive, pseudonymisierte in-vitro Studie.

2.1. Population

Die Teilnehmer der Studie befanden sich zum Zeitpunkt der Studie alle im klinischen Abschnitt ihres Studiums der Zahnmedizin an der Universität Tübingen. Vor Beginn der Implantations-Seminare wurden alle Teilnehmer über die Freiwilligkeit der Teilnahme, sowie die Nichteinflussnahme der Studie auf andere Leistungen im Rahmen des Studiums aufgeklärt (Anhang 1 - Aufklärungsbogen). Hierfür wurde von allen Teilnehmern ein schriftliches Einverständnis eingeholt (Anhang 2 - Einwilligungserklärung).
Eine Gesamtzahl von 50 Probanden wurde vor Studienbeginn auf Grundlage von vorausgegangenen Studien als suffizient angesehen (Schulz et al., 2018, Schulz et al., 2019, Ketabi et al., 2021). Insgesamt nahmen am ersten Seminar 25 Probanden teil, beim zweiten Seminar 23 Probanden. Somit nahmen insgesamt 48 Probanden teil, die angestrebte Anzahl von 50 wurde durch eine kurzfristige Absage und einen Krankheitsfall am Seminartag des zweiten Seminars nicht gänzlich erreicht.

Folgende Einschlusskriterien wurden angewendet:

- Probandenalter ≥ 18 Jahre
- Studierende der Eberhard Karls Universität Tübingen im klinischen Abschnitt Zahnmedizin (6.-10. Fachsemester)
- schriftliche Einwilligung zur freiwilligen Studienteilnahme

Folgende Ausschlusskriterien wurden angewendet:

- Probandenalter ≤ 18 Jahre
- keine schriftliche Einwilligung zur Studienteilnahme

- Studierende der Zahnmedizin, die nicht an der Eberhard Karls Universität Tübingen immatrikuliert oder nicht im klinischen Abschnitt des Studiums sind.

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte durch die Bekanntgabe der Studie in den Lehrveranstaltungen der Fachbereiche Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Zahnärztlicher Prothetik in der Lehre, sowie durch persönliche Ansprache der Studierenden.

Datenschutz:

Von den Probanden wurden die im Erfassungsbogen aufgeführten Daten erfasst. Eine Rückführung der Daten zum Probanden war über eine Zuordnungstabelle (Anhang 5 - Zuordnungstabelle) möglich. Sollte eine individuelle Rückkopplung gewünscht worden sein, wurde dies mit dem Probanden besprochen. Die Zuordnungstabelle wurde getrennt von den Erfassungsbögen auf einem Passwort-geschützten Rechner der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie und der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik aufbewahrt. Zugang zu dieser Liste erhielten nur die an der Studie beteiligten Personen zum Zweck der individuellen Rückkopplung für die Probanden, um ihnen eine Einschätzung ihrer erreichten Genauigkeit zu ermöglichen.

Die Auswertung der Evaluationsbögen (Anhang 3 - Evaluationsbogen) erfolgte anonym. Bei den Evaluierungsbögen war eine Rückverfolgungsmöglichkeit explizit nicht vorgesehen und auch nicht gewünscht.

Alle an der Untersuchung beteiligten Personen unterlagen der ärztlichen Schweigepflicht.

2.2. Übersicht Ablauf

Für die hier durchgeführte, prospektive, pseudonymisierte Studie wurden insgesamt 100 Bohrschablonen mit jeweils 2 Implantatpositionen in den Regionen der ersten Molaren, 36 und 46 (FDI-Schema), digital geplant und mittels 3D-Druck gefertigt (Abbildung 4). Die Fertigung erfolgte vor der Rekrutierung der Probanden. Geplant waren je zwei Implantationsseminare. Es wurden je 25 Schablonen pro Seminar geplant. Dabei wurde bei den ersten 25 Schablonen zu Beginn zufällig festgelegt, welches Schablonenmaterial in welchem Quadranten genutzt wird. Die Verteilung wurde für das zweite Seminar gegensätzlich geplant. Somit wurden in Vorbereitung auf zwei Seminare, insgesamt 50 Schablonen mit einem Labordrucker (RapidShape D30II, Rapid Shape GmbH, Heimsheim, Deutschland) gedruckt, die anderen 50 Bohrschablonen mittels eines Chairside-Druckers (Prusa MK3 & MK3S, Prusa Research a.s., Prag, Tschechische Republik). Zu Beginn der beiden Seminare gab es eine Einführung in die verwendeten Geräte und die Planungssoftware durch die Firma Straumann (Straumann GmbH, Freiburg, Deutschland). Danach wurden die Teilnehmer in 2 Gruppen aufgeteilt, von welchen jeweils eine zuerst eine beispielhafte Planung mit der Planungssoftware coDiagnostiX™ (Version 10.2, Dental Wings, Chemnitz, Deutschland) durchführte und die andere mit der Implantation begann. Im Anschluss daran wurden die Gruppen getauscht. Die von den Studierenden vorgenommene Planung diente lediglich der Übung und wurde direkt im Anschluss verworfen. Für die Implantation galt es anhand des Erfassungsbogens (Anhang 4 - Erfassungsbogen) den Sitz der Schablone zu beurteilen, sowie die benötigte Zeit für die Implantation zu erfassen. Für Fragen während des Ablaufes standen der Doktorand Nils Kristian Mann sowie Oberarzt Dr. Matthias C. Schulz und Zahnarzt Pablo Kaucher-Fernandez (geb. Krämer-Fernandez) zur Verfügung. Vor Beginn der Seminare wurde die erste Seite des Evaluationsbogens ausgefüllt, nach erfolgter Implantation schloss sich das Ausfüllen der zweiten Seite des Evaluationsbogens an (Anhang 3 - Evaluationsbogen).

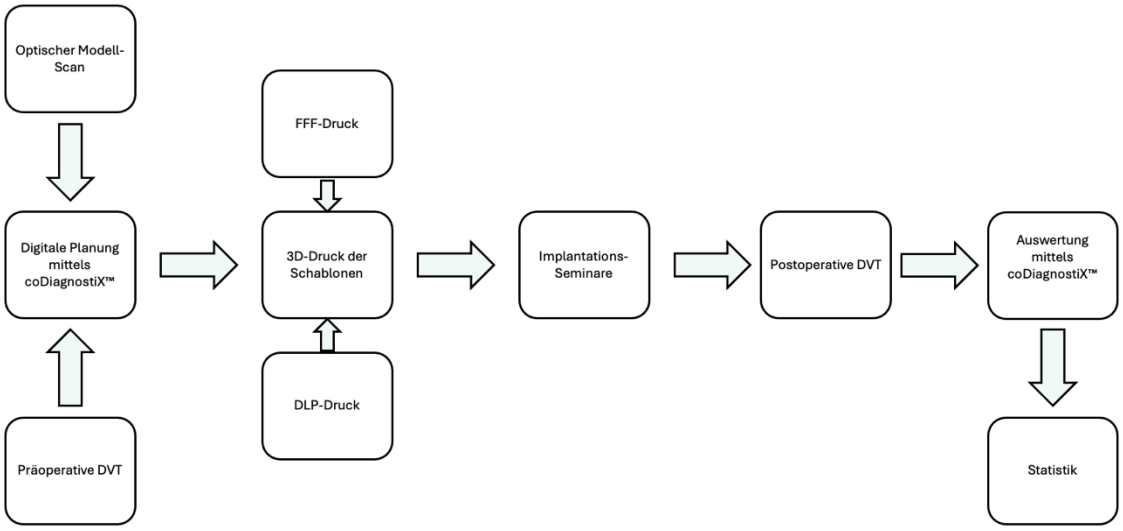


Abbildung 4 Ablauf der Studie

Aufbau- und Ablaufskizze der Studie, modifiziert nach (Schulz et al., 2025).

2.3. Digitalisierung der Modelle

Für die Studie wurden 50 standardisierte Unterkiefermodelle aus Kunststoff mit Gingivamasken im Bereich der Molaren 36 und 46 verwendet (Implantec Dentallabor, Amstetten, Deutschland). Die Modelle wurden durch die Firma Straumann (Straumann GmbH) zur Verfügung gestellt. Alle Modelle waren hierbei gleich aufgebaut. Die 50 Modelle wurden fortlaufend nummeriert und digitalisiert. Die Digitalisierung der Modelle wurde mit Hilfe eines optischen Labor-Scanners (Abbildung 5) durchgeführt (Ceramill Map 600, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland). Die Datensätze wurden im „Standard Tessellation Language“ Format (STL) exportiert und in die Planungssoftware (coDiagnostiX™, Dental Wings) importiert.



Abbildung 5 optischer Scan der Unterkiefer Modelle

Optischer Scan mit dem Ceramill map 600 (Amann Girrbach GmbH). Links: Außenansicht des Scanners, Rechts: Blick auf eines der Implantationsmodelle

2.4. Radiographische Erfassung der Modelle

Die radiologischen Aufnahmen der bereits optisch digitalisierten Unterkiefermodelle wurden mittels eines digitalen, dreidimensionalen Röntgengeräts (DVT, Veraviewepocs 3D, J. Morita Corporation, Osaka, Japan) erstellt. Die Modelle wurden mittelwertig anhand des Inzisalpunktes (Berührungspunkt der unteren beiden Inzisiven) und den beiden unteren Molaren ausgerichtet (Abbildung 6). Die Aufnahmen erfolgten einmal vor der digitalen Planung und einmal nach der durchgeführten Implantation, um einen Vergleich zwischen digital geplanter und tatsächlich implantierter Position vornehmen zu können. Die Aufnahme-Parameter wurden wie folgt gewählt: Röhrenspannung: 90 kV; Strom: 5 mA; Belichtungszeit: 9,4 s; Fenster: 100 × 100 × 50 mm; Voxel-Größe: 0.125 × 0.125 × 0.125 mm. Die Datensätze wurden im DICOM-Format exportiert und in die Planungssoftware importiert.

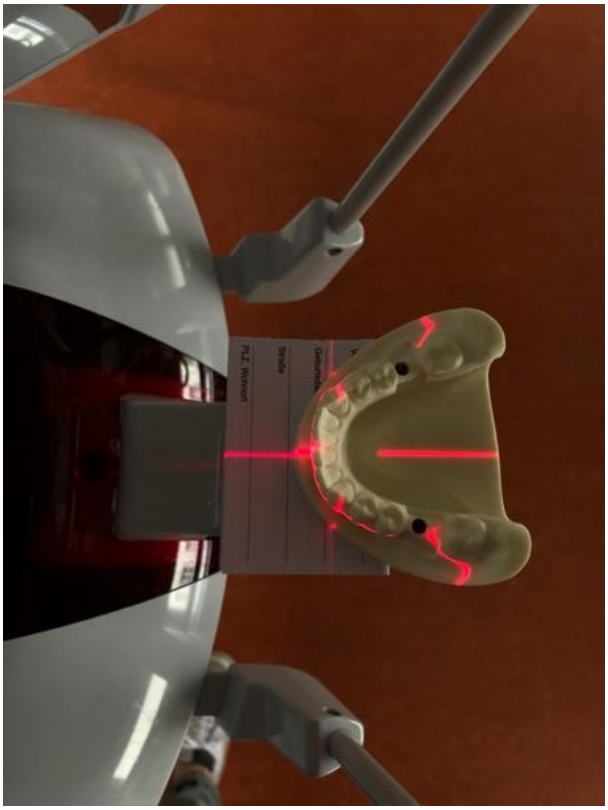


Abbildung 6 Ausrichtung der Modelle im DVT

Aufsicht auf das zu erfassende Kunststoffmodell, Ausrichtung nach Laserschnittebenen

2.5. Design der Bohrschablonen und Planung der Implantatpositionen

Das Design der Bohrschablonen, sowie die Positionierung der Implantate erfolgte im Anschluss an die optische Digitalisierung und röntgenologischer Erfassung der Modelle in der Planungssoftware coDiagnostiX™ (Dental Wings).

Im ersten Schritt wurden die STL-Dateien der Modelle via semiautomatischer Dreipunktausrichtung in den jeweiligen DVT-Datensatz eingefügt, um ein Design der Bohrschablonen in der Software coDiagnostiX™ (Dental Wings) zu ermöglichen. Es wurden auf der STL-Datei eines jeden Kiefers und der dazugehörigen DVT-Aufnahme kongruente Punkte markiert (Abbildung 7). Hierbei wurden der Inzisalpunkt, sowie die distalen Molaren auf beiden Seiten verwendet. Führte die semiautomatische Ausrichtung zu einer fehlerhaften oder stark abweichenden Ausrichtung, so wurde diese durch bessere Auswahl der Referenzpunkte erneut durchgeführt oder final durch manuelle Ausrichtung korrigiert. Bei erfolgreicher Ausrichtung wurde fortgefahren (Abbildung 8).

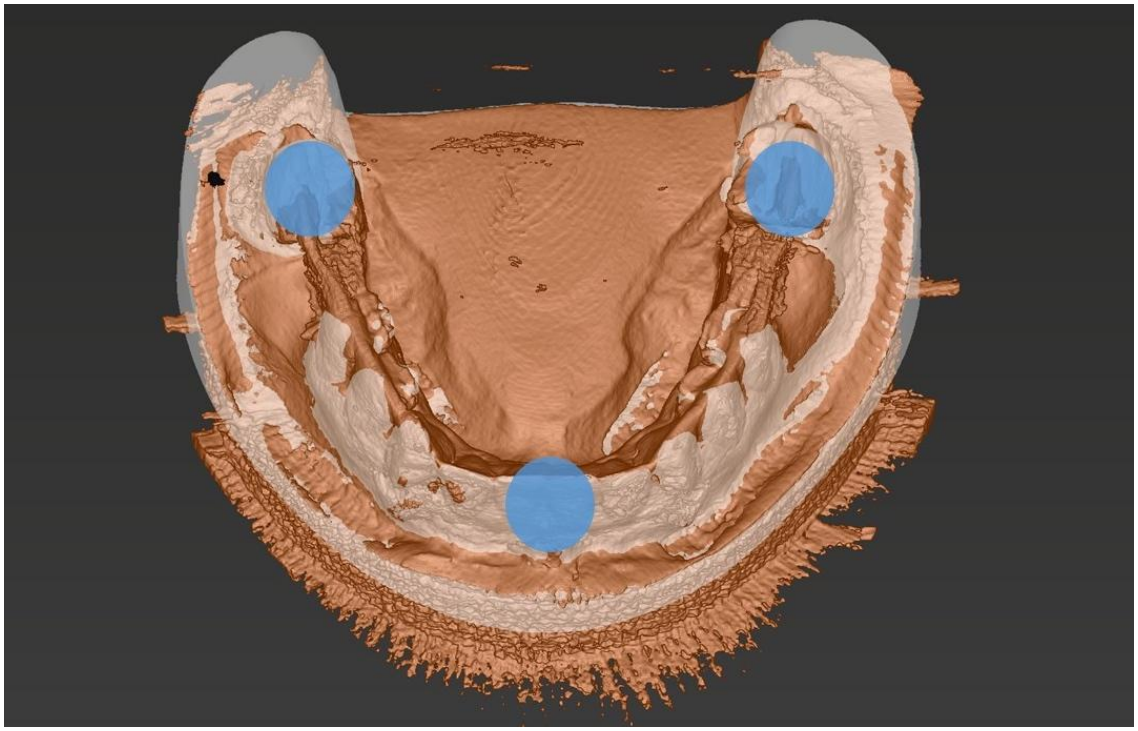


Abbildung 7 Dreipunktausrichtung der STL-Dateien

Segmentiertes UK-Modell aus der DVT-Aufnahme in bronzefarben, STL-Datei des UK in transparent, Referenzpunkte der Ausrichtung in blau

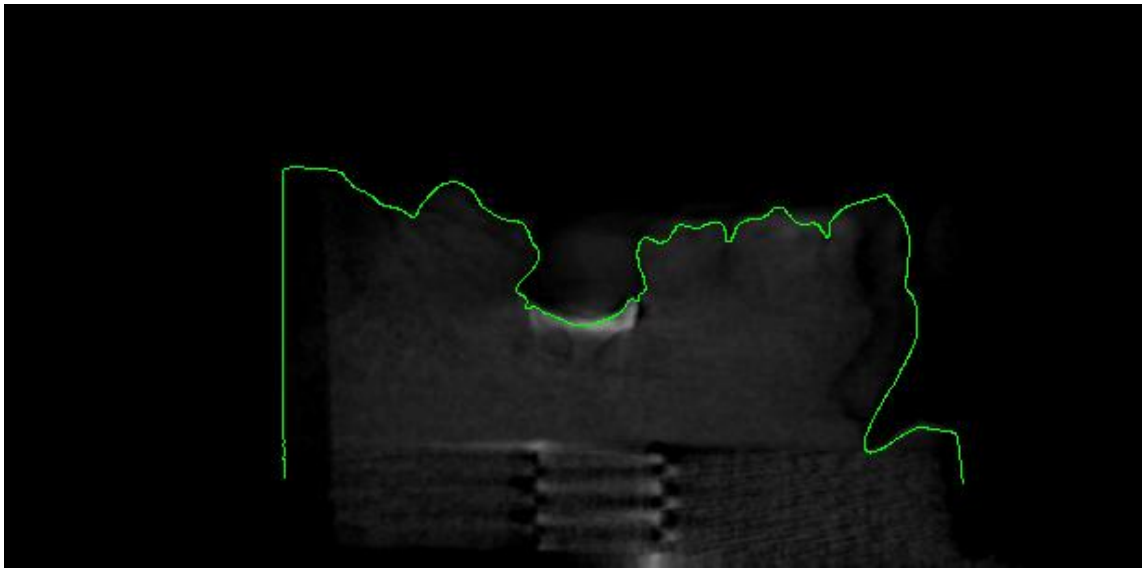


Abbildung 8 erfolgreiche Ausrichtung der STL-Datei

Umrisse der STL-Datei in grün, segmentiertes UK-Modell in Graustufen, die STL-Datei zeigt sich deckungsgleich mit den CT-Daten

Nach erfolgter Ausrichtung schloss sich die Planung der Implantatposition anhand der vom Hersteller vorgegebenen Positionierungsrichtlinien (Abbildung 9) an. Zuerst erfolgte die Auswahl des verwendeten Implantatsystems und des Implantatdurchmessers. Bei der Positionierung der Implantate wurde auf eine ausreichende Knochendicke in oro-vestibuläre Richtung (mind. 1 mm) und einen ausreichenden Abstand zu den Nachbarzähnen ausgehend von der Implantatschulter von mindestens 1,5 mm nach mesial und distal geachtet. Dies machte eine subcrestale (unterhalb des Knochens) Platzierung notwendig. Die Bohrhülsen wurden in allen Schablonen in der Position „H4“ (4 mm oberhalb der Implantatschulter) positioniert.

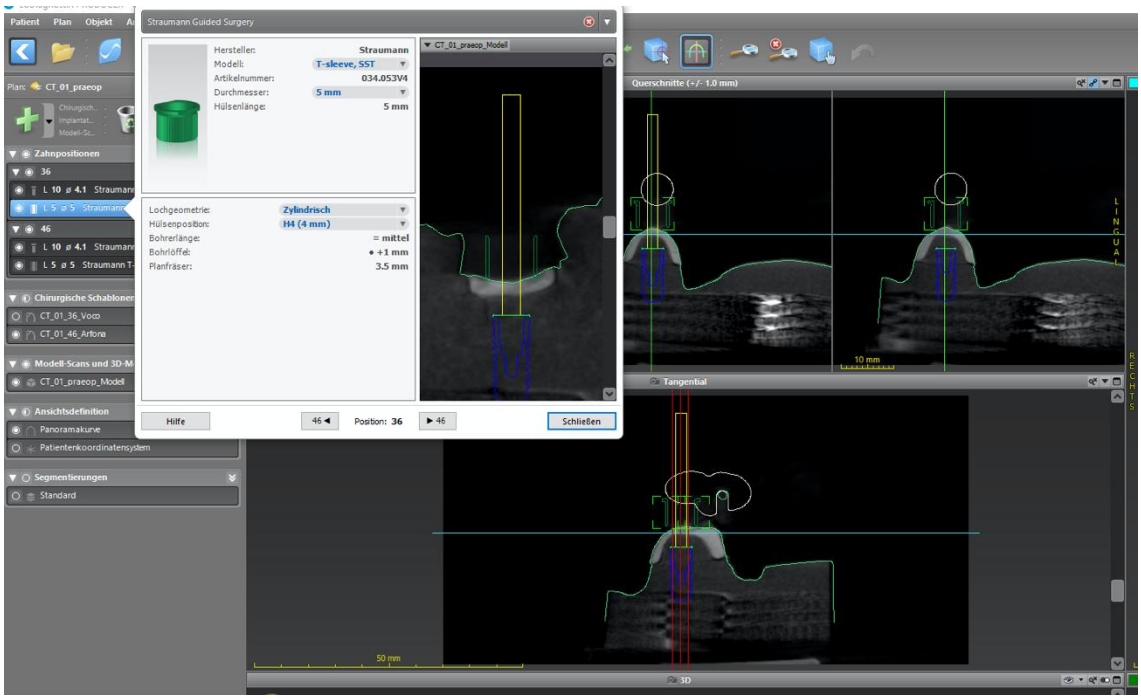


Abbildung 9 Virtuelle Platzierung der Implantate

Ausschnitt aus der Implantatplanung in coDiagnostiX™, Screenshot während der Konstruktion; blaue Umrandung = Implantat, grüne Umrandung = Modellscan, rot-vertikal = Implantatgrenzen, gelb-vertikal = Schraubenkanal

Danach schloss sich die Konstruktion der Schablone an. Die Schablonengrenzen wurden durch Markierung der in die Schablone integrierten Zähne definiert und orientierten sich am Zahnäquator. Hierzu wurde die Mindeststärke der Schablonen auf 3 mm festgelegt (Abbildung 10). Ein Schablonen-Offset von 0,1

mm wurde für das DLP-Druckverfahren verwendet, für das FFF-Druckverfahren ein Schablonen-Offset von 0,2 mm. Die zu inserierenden Bohrhülsen (T-Hülse, D = 5 mm, Straumann GmbH) wurden mit einem Offset von 0 mm für die DLP-Schablonen und einem Offset von 0,1 mm für die FFF-Schablonen geplant.

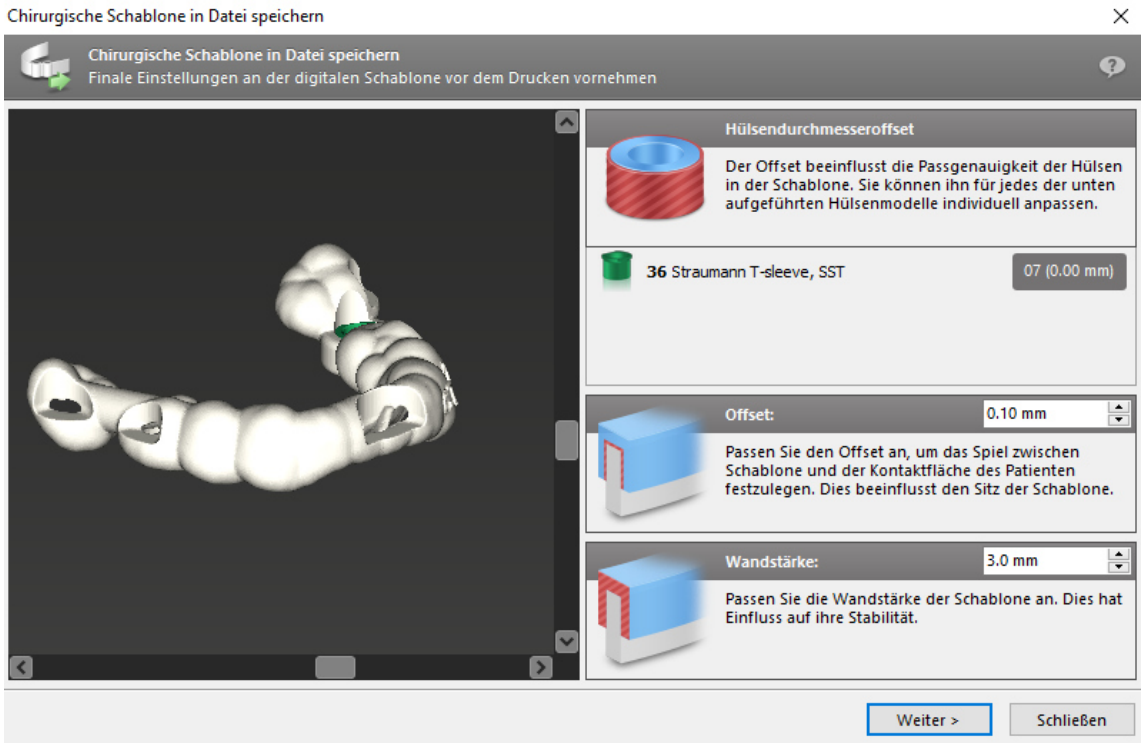


Abbildung 10 Designparameter DLP-Schablonen

Ausschnitt aus der Schienenkonstruktion in coDiagnostiX™, Screenshot während der Konstruktion; Einstellen von Hülsenoffset, Schablonenoffset und Wandstärke einer DLP-Schablone

Die Schablonen erhielten auf beiden Seiten in den Bereichen der Unterkiefer-Frontzähne, den Prämolaren und dem letzten Molaren ein Positionierungsfenster, welches eine Überprüfung des Sitzes der Schablonen auf den Modellen gewährleistete. Im Anschluss an das Design erfolgte die Beschriftung nach einem eigens gewählten Schema (CT_1-50, Abbildung 11).

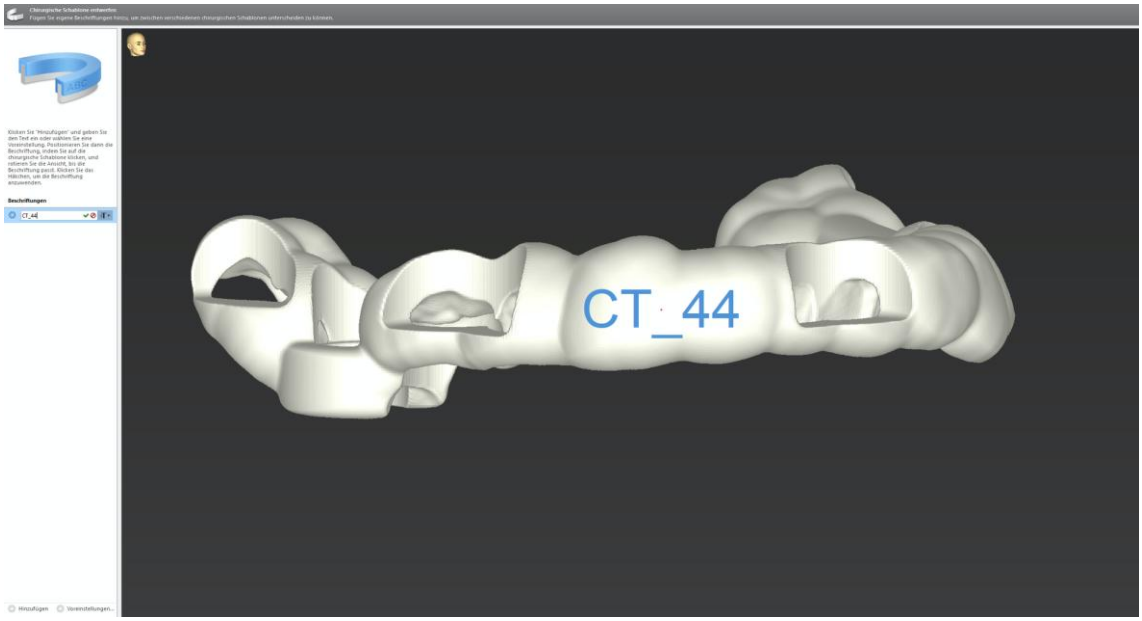


Abbildung 11 Beschriftung der Schablonen

Ausschnitt aus der Schienenkonstruktion in coDiagnostiX™, Screenshot während der Konstruktion; Hinzufügen der Beschriftung vor dem finalen Export der Schablone

Zum Abschluss des Designprozesses wurden die Schablonen im STL-Format exportiert. Somit konnten die Schablonen im Anschluss in den Slicing-Programmen der jeweiligen Drucker für die weitere Produktion aufbereitet werden.

2.6. DLP-Druck

Die Ausrichtung der Schablonen erfolgte in der Drucker-Software Netfabb (Autodesk GmbH, München, Deutschland). Der anschließende Druck der Schablonen erfolgte mit dem Material V-Print SG der Firma VOCO (VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland). Durch die schichtweise Belichtung der Bauteile im DLP-Verfahren war es möglich, mehrere Objekte auf einmal zu drucken, bei gleichbleibender Druckzeit (Abbildung 12). Alle DLP-Schablonen wurden um 2 mm von der Bauplattform angehoben, bevor die Stützstrukturen erstellt wurden. Dies diente der Reduktion von Abzugskräften, vor allem während der ersten Materialschichten.

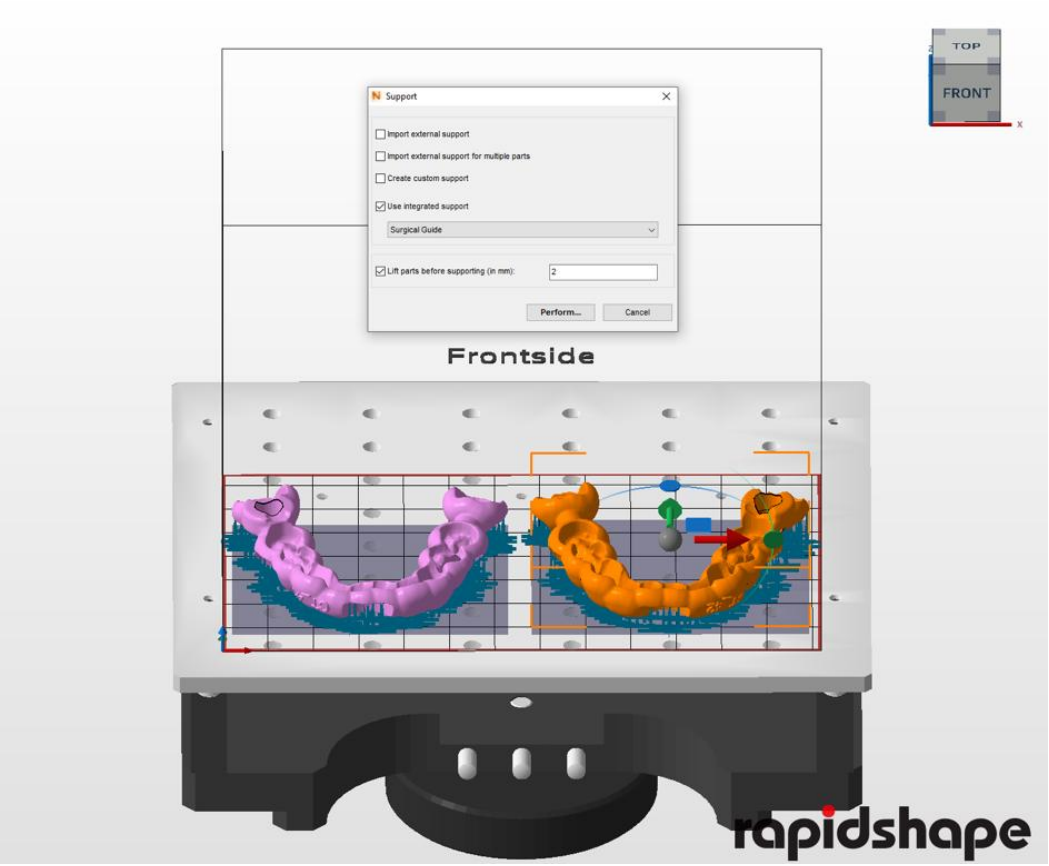


Abbildung 12 Slicing der DLP-Schablonen.

Aufnahme aus dem Slicing-Programm mit Ausrichtung, Platzierung und Parametern der automatischen Stützstrukturen-Erstellung zweier Schablonen für den DLP-Druck

Die gewählten Parameter zur Durchführung des Druckes sind in Tabelle 1 aufgeführt, basierend auf den Standardeinstellungen der Slicing-Software Netfabb (Autodesk GmbH) und den Herstellerangaben für das Material. Bei dem verwendeten Drucker handelte es sich um den Rapidshape D30II (Rapidshape GmbH).

Tabelle 1 Druckparameter Photopolymerisation

Verwendeter Drucker: Rapidshape D30II, Parameter basierend auf Herstellerangaben und Voreinstellungen der Drucksoftware

Belichtung	100 %
Belichtung-Intensität	20,0 W
Support Breite	0,15 mm
Schichthöhe	0,1 mm
Offset	0 mm
Schrumpfung	0 %
Kompensation in Z-Achse	0 mm

Für die Nachbearbeitung der Schablonen wurde die vom Hersteller erstellte Gebrauchsanweisung beachtet. Nach erfolgreichem Druck wurden die Schablonen auf der Druckplattform belassen und die empfohlene Abtropfzeit von ca. 10 min bei geschlossenem Drucker abgewartet. Als Reinigungsmittel wurde Isopropanol (Reinheitsgrad > 98%) verwendet. Die Vorreinigung der Bohrschablonen erfolgte für 3 min in einer separaten Wanne, in einem ungeheizten Ultraschallbad. Für die Hauptreinigung wurde eine weitere separate Wanne für 2 min unter denselben Bedingungen verwendet. Eine abschließende Trocknung der Druckobjekte erfolgte manuell mit einer Druckluftpistole. Das Entfernen der Stützstrukturen erfolgte manuell unter Zuhilfenahme eines Seitenschneiders. Die Nachbelichtung wurde mit dem Blitzgerät Otoflash G171 (NK-Optik, Baierbrunn, Deutschland) bei 2 x 2.000 Blitzen unter Schutzgasatmosphäre (Stickstoff) mit einer zweiminütigen Pause zwischen den beiden Zyklen durchgeführt. Auf eine weitere Nachbearbeitung im Sinne von Verschleifen der Stützstrukturreste oder Politur der Schablonen wurde aufgrund der Durchführung der Implantation an einem Phantompatienten verzichtet.

2.7. FFF-Druck

Analog zum DLP-Druck erfolgte die Ausrichtung und Berechnung der Schablonen in einer Slicing-Software (PrusaSlicer®, Prusa Research a.s.) Der Druck der Schablonen erfolgte im Anschluss mit dem Material Arfona® Clear Base Support (Arfona, New Jersey, USA). Der Filament Durchmesser betrug 1,75 mm. Bei den verwendeten Druckern handelte es sich um den MK3 und MK3S der Firma Prusa (Prusa Research a.s.) Die verwendeten Druckparameter für den Filamentdruck orientierten sich an den Herstellerangaben (Tabelle 2).

Tabelle 2 Parameter Extrusionsdruck

Druckparameter der verwendeten FFF-Drucker (Prusa MK3 und MK3S).

Düsendurchmesser	0,4 mm	Geschwindigkeit Infill	40 mm/s
Erste Schichthöhe	0,2 mm	Geschwindigkeit Supportstrukturen	40 mm/s
Schichthöhe	0,1 mm	Anzahl Raftschichten	1
Extrudertemperatur	235 °C	Brimbreite	3 mm
Betttemperatur	70 °C	Ventilator	100 %
Retraktionslänge	3 mm	Multiplikator Extrusion	1
Füllung	100 %		

Damit die Applikation von Stützstrukturen innerhalb der Kontrollfenster und vor allem im Bereich der Bohrhülse vermieden werden konnte, wurden diese im Slicing-Prozess ausgespart (Abbildung 13). Nur so konnte vermieden werden, dass in diesen kritischen Bereichen keine umfangreichen Nachbearbeitungen erforderlich waren.

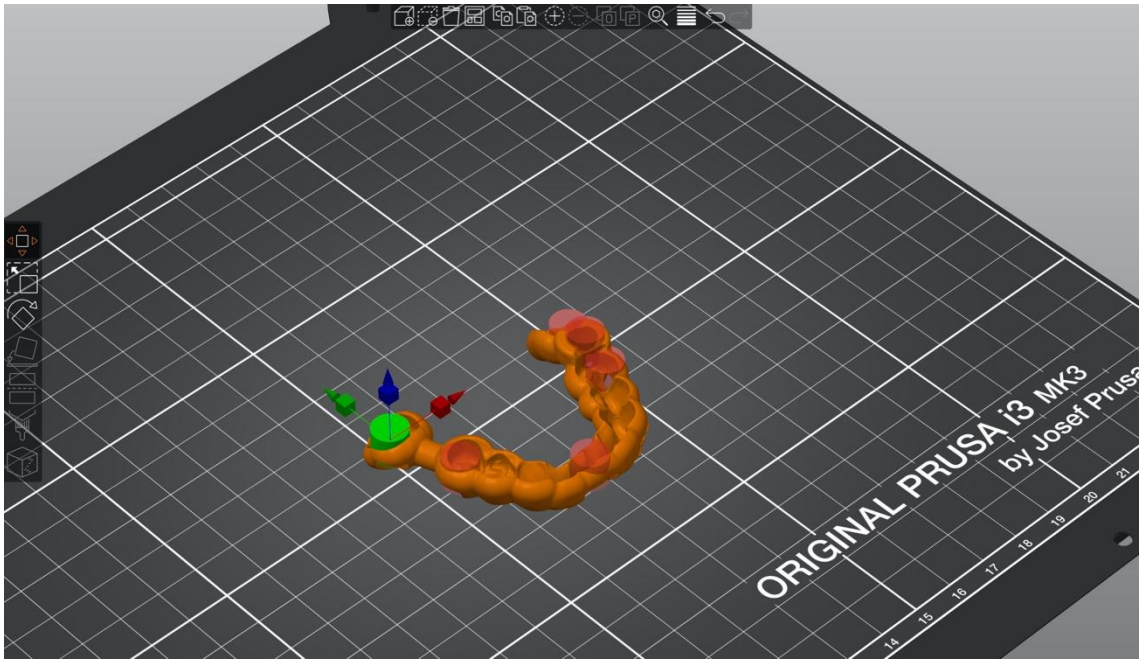


Abbildung 13 Ausblocken von Bereichen ohne Stützstrukturen

Positionierung und Ausblocken des Hülsenschaftes und der Kontrollfenster mittels Zylindergeometrien zur Vermeidung von Stützstrukturen.

Für eine bessere Durchführung und Erfolgsquote der Drucke im FFF-Verfahren, wurden den Schablonen zusätzlich eine Haftschicht (Raft) sowie eine Schürze (Brim) angefügt (Abbildung 14). Bei einem Raft handelt es sich um eine dem Druckobjekt von unten zusätzlich angefügter Schicht, um Verwindungen durch Abkühlen des Materials zu vermeiden oder Höhenunterschiede innerhalb des Objektes zu egalisieren. Eine gemeinsame, einheitliche Auflagefläche wird hergestellt. Das sogenannte Brim ist eine Schürze, welche um das Objekt angelegt wird. Hierbei wird die Haftung des Drucks durch eine größere Auflagefläche verbessert. Sowohl das Raft als auch das Brim sind manuell entfernbar. Zusätzlich wurde ein haftvermittelnder, speziell für den filamentbasierten 3D-Druck zugelassener Kleber auf der beheizten Bauplattform verwendet (magigoo, Thought3D Ltd, Qormi, Malta).

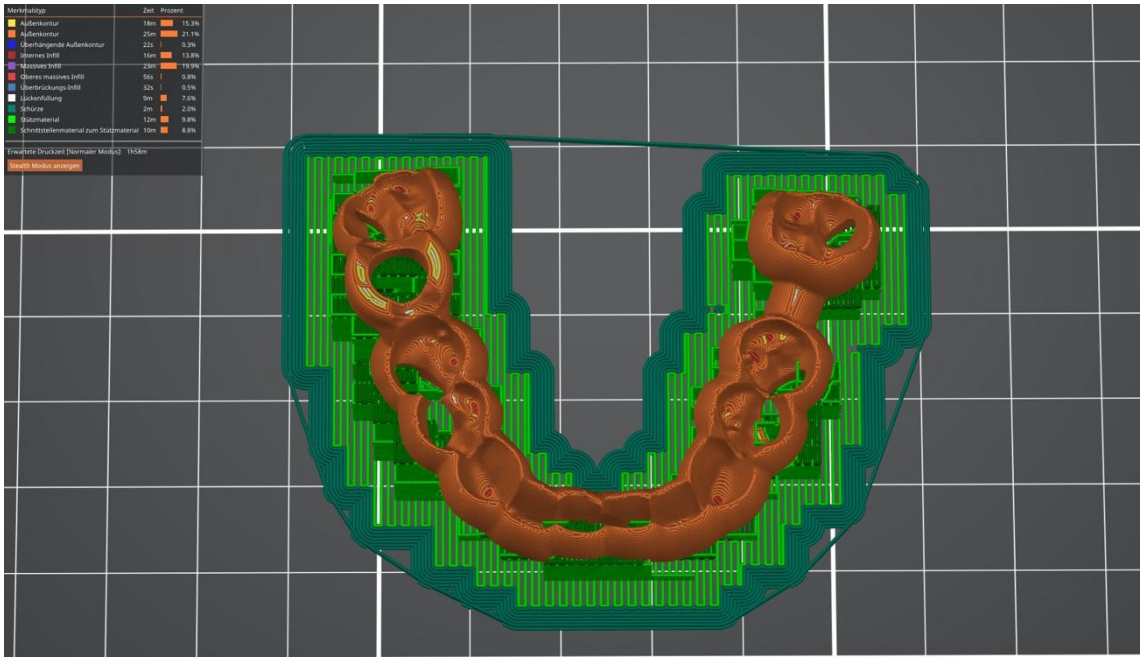


Abbildung 14 Stützstrukturen für FFF Druck

Aufsicht auf eine der Bohrschablonen (orange) nach dem Slicing. Erkennbar sind das Brim am äußeren Rand des Druckobjektes und das Raft (dunkelgrün), welches dem Objekt in der untersten Schicht angefügt wurde. Die automatisch generierten Stützen (hellgrün) sind ebenfalls angezeigt.

Die Nachbearbeitung der im Extrusionsverfahren (FFF-Druck) hergestellten Bohrschablonen beschränkte sich auf die manuelle Entfernung der Stütz- und Haltestrukturen mittels Skalpell und Seitenschneider. Das Entfernen beziehungsweise Verschleifen von Resten der Stützstrukturen oder eine Politur der Schablonen wurde analog zu den im DLP-Druck hergestellten Schablonen nicht durchgeführt, da die Oberflächenbeschaffenheit für die Verwendung am Phantompatienten als akzeptabel angesehen wurde.

Die Bohrhülsen wurden für beide Druckverfahren nach der Fertigstellung manuell inseriert, ohne Verwendung von Adhäsiven oder Kunststoffen, um eine hohe Passgenauigkeit der Hülsen innerhalb der dafür vorgesehenen Aussparung zu erreichen.

2.8. Durchführung der Implantation und implantologisches Zubehör

Zu Beginn der Implantation wurden die Unterkiefermodelle durch die Probanden in einem Phantomkopf platziert (Phantomkopf PK2, Frasaco GmbH, Tettnang, Deutschland) (Abbildung 15). Nach Montage der Modelle wurde jeder Phantomkopf mit einer Gesichtsmaske (Gesichtsmaske P-6 GMN, Frasaco GmbH) ausgestattet, um eine möglichst patientennahe Situation zu simulieren. Ein Oberkiefermodell stand nicht zur Verfügung. Vor dem Einsetzen der Schablonen wurde die Gingiva mittels vorgegebener Schnittführung (Kieferkammschnitt, Skalpell #10) entfernt, sodass das Einsetzen der Schablonen analog zum klinischen Vorgehen erfolgen konnte. Aus Praktikabilität wurden alle Einzelteile der Gingivamasken im Bereich der Lücken nach der Schnittführung entfernt.

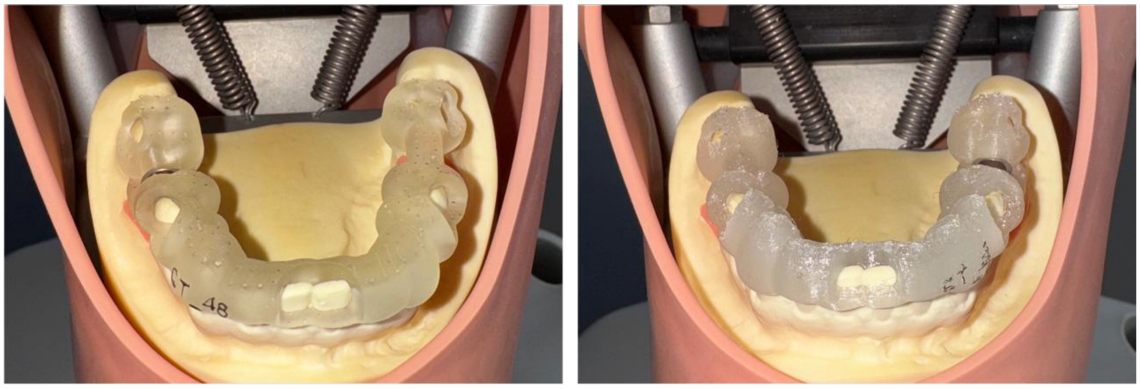
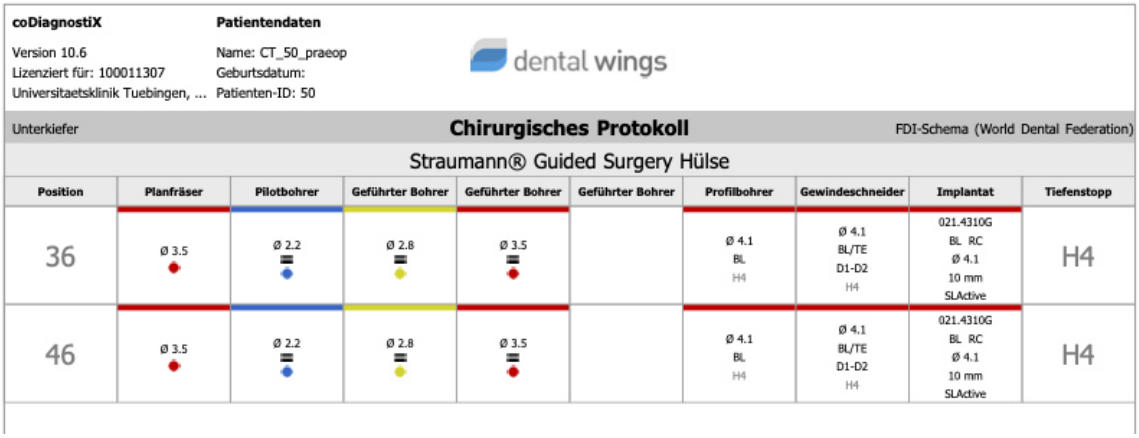


Abbildung 15 Schablonen im Phantomkopf

Linkes Bild: Schablone CT48, hergestellt im DLP-Verfahren montiert im Phantomkopf
Rechtes Bild: Schablone CT48, hergestellt im FFF-Verfahren montiert im Phantomkopf

Damit eine standardisierte, auf das Implantatsystem und Tiefenstopp abgestimmte Insertion der Implantate stattfinden konnte, wurde ein chirurgisches Protokoll (Abbildung 16) für jeden Fall exportiert und ausgedruckt.



coDiagnostiX
Version 10.6
Lizenziert für: 100011307
Universitaetsklinik Tuebingen, ...

Patientendaten
Name: CT_50_praeop
Geburtsdatum:
Patienten-ID: 50

dental wings

Unterkiefer — **Chirurgisches Protokoll** — FDI-Schema (World Dental Federation)

Straumann® Guided Surgery Hülse

Position	Planfräser	Pilotbohrer	Geführter Bohrer	Geführter Bohrer	Geführter Bohrer	Profilbohrer	Gewindeschneider	Implantat	Tiefenstopp
36	Ø 3.5	Ø 2.2	Ø 2.8	Ø 3.5		Ø 4.1 BL H4	Ø 4,1 BL/TE D1-D2 H4	021.4310G BL RC Ø 4.1 10 mm SLActive	H4
46	Ø 3.5	Ø 2.2	Ø 2.8	Ø 3.5		Ø 4.1 BL H4	Ø 4,1 BL/TE D1-D2 H4	021.4310G BL RC Ø 4.1 10 mm SLActive	H4

Abbildung 16 Chirurgisches Protokoll

Reihenfolge und Durchmesser der zur korrekten Insertion verwendeten Bohrer, © Dental Wings

Die Protokolle sind farblich analog zu den Bohrern in der chirurgischen Kassette codiert. Hierbei sind für die jeweilige Region der Implantation die passenden Bohrer in aufsteigendem Durchmesser von links nach rechts sortiert. An vorletzter Stelle ist ein zu inserierendes Implantat mit Artikelnummer und Durchmesser, sowie der verwendete Tiefenstopp abzulesen. Die farbliche Codierung soll einen vereinfachten Ablauf im OP garantieren sowie Verwechslungen von Bohrern vorbeugen. Die Protokolle wurden durch die coDiagnostiX™-Software (Dental Wings) automatisch im Anschluss an die Fallplanung generiert und abgespeichert.

Für jedes Modell wurden anhand der Protokolle je zwei Demo-Implantate (Bone Level RC, 4,1 × 10 mm, Straumann GmbH) (Abbildung 17) inseriert. Das Aufsetzen der Schablone löste den Start der Zeitnahme durch den jeweiligen Studienteilnehmer aus. Nach erfolgter Implantation und Lösen der Einbringhilfe wurde die Zeit von den Studienteilnehmern gestoppt und notiert.

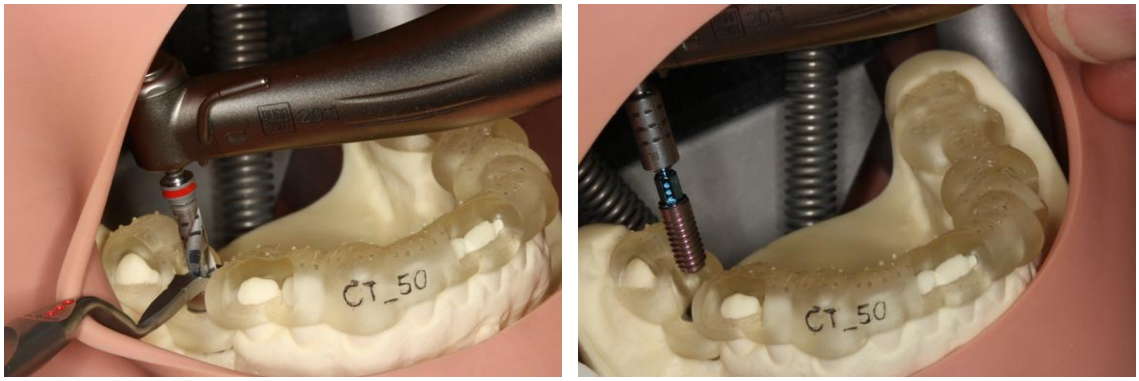


Abbildung 17 Insertion Implantat regio 46

Linkes Bild: geführter Bohrer ø 3,5 mm mit Führungslöffel, rechtes Bild: Implantat regio 46 kurz vor dem Einbringen

Bei den Motoren handelte es sich um den Straumann® Surgical Motor Pro (Straumann GmbH) bei den verwendeten Chirurgie-Kassetten um das Straumann Chirurgie Tray Guided Surgery für BL/TL Implantate (Straumann GmbH). Sowohl die Implantat-Motoren als auch Chirurgie-Kassetten wurden von der Firma Straumann GmbH zur Verfügung gestellt.

Die Präparation des Implantatbetts erfolgte durch eine initiale Pilotbohrung, gefolgt von einer schrittweisen Erweiterung des Bohrkanals. Beide Arbeitsschritte wurden mit einer Drehzahl von 800 Umdrehungen pro Minute (U/min) durchgeführt, um eine kontrollierte und präzise Aufbereitung des Implantatlagers zu gewährleisten. Dabei diente die Pilotbohrung der Festlegung der korrekten Position und Achsrichtung, während die anschließende Erweiterung des Bohrkavität der Anpassung des Durchmessers an die geplante Implantatgeometrie diente.

Das crestale Ausformen des Implantatbetts erfolgte unter Verwendung eines Profilbohrers bei einer Drehzahl von 300 U/min. Dieser Arbeitsschritt diente der präzisen Formgebung des Implantatbereichs sowie der Anpassung der Geometrie des Implantatbetts an das Design des Implantats.

Abschließend erfolgte das Vorschneiden des Gewindes im Implantatbett mittels eines Gewindeschneiders bei einer Drehzahl von 15 U/min. Dieser Arbeitsschritt diente der Ausformung des implantatspezifischen Gewindeprofils im Knochen.

Das vollständig geführte Einbringen des Implantats erfolgte unter Verwendung eines auf das Implantat aufgesteckten Adapters bei einer Drehzahl von 15 U/min. Die Insertion wurde unter direkter Sichtkontrolle durchgeführt, wobei eine Markierung auf dem Adapter zur visuellen Tiefenkontrolle diente.
Die Arbeitsplätze der Teilnehmer waren mit den Materialien, die für die Insertion der Implantate benötigt wurden, ausgerüstet (Abbildung 18).

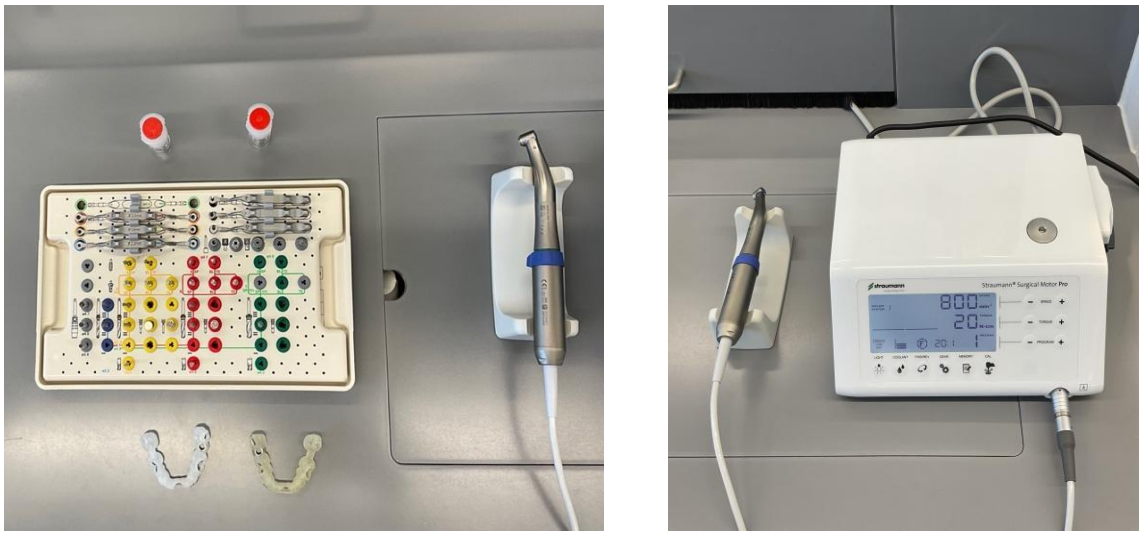


Abbildung 18 Aufbau der Arbeitsplätze

Linkes Bild: Implantate (Oben), Chirurgie-Kassette (Mitte), Bohrschablonen (Unten), Winkelstück (Rechts). Rechtes Bild: Chirurgie-Motor mit Handstück

2.9. Erhebungsbögen

Um das Interesse und den Wissenstand der Studenten zu erheben, wurde ein Evaluationsbogen (Anhang 3 - Evaluationsbogen) erstellt. Die erste Seites des Evaluationsbogens wurde vor Beginn des jeweiligen Seminars ausgefüllt, die zweite Seite nach Abschluss des Seminars. Das Ausfüllen erfolgte durch Ankreuzen von einzelnen ja/nein Fragen, sowie Fragen, welche per Likert-Skala beantwortet werden mussten. Diese Skala bot fünf verschiedene Antwortmöglichkeiten von „trifft vollständig zu“ bis „trifft gar nicht zu“, visualisiert durch Kästchen. Somit war eine Umwandlung von subjektiven Einschätzungen in quantifizierbare Daten möglich.
Im Evaluationsbogen wurden das Datum des Seminars, das Geschlecht, sowie Fachsemester und Alter der Probanden abgefragt. Zudem wurden eine

vorhandene zahntechnische oder zahnmedizinische Vorausbildung sowie der bisherige Kontakt mit oraler Implantologie abgefragt.
Die Fragen, welche via Likert-Skala beantwortet wurden, beinhalteten: Vorkenntnisse, Interesse am chirurgischen Teil, Interesse an Implantat-Prothetik, Interesse sich einen eigenen Zahn durch ein Implantat ersetzen zu lassen und ob Vorkenntnisse in der dreidimensionalen Planung vorhanden waren.
Es schlossen sich abschließende Fragen über die Erwartungen an den Kurs, Interessensförderung sowie die erneute Abfrage der bereits genannten Interessensfelder an. Abschließend erfolgte eine Erhebung über den Stand der momentanen Ausbildung in der Implantologie und die gewünschten Thematiken für die weitere Ausbildung im Bereich der Implantologie innerhalb des Zahnmedizinstudiums.

2.10. Auswertung der Daten

Für die anschließende Erhebung der Genauigkeitsparameter wurden die präoperativen DVT mit den postoperativen DVT überlagert.
Die Überlagerung wurde mittels einer Dreipunkt-Ausrichtung semiautomatisch (manuelle Auswahl der Überlagerungspunkte mit anschließender automatischer Überlagerung durch die Software) durchgeführt und orientierte sich an vorausgegangenen vergleichbaren Studien (Schulz et al., 2019, Ebeling et al., 2023). Hierbei sind im postoperativen Bildausschnitt deutliche Metallartefakte durch die eingebrachten Implantate in den Regionen der ersten Molaren auf beiden Seiten sichtbar (Abbildung 19).

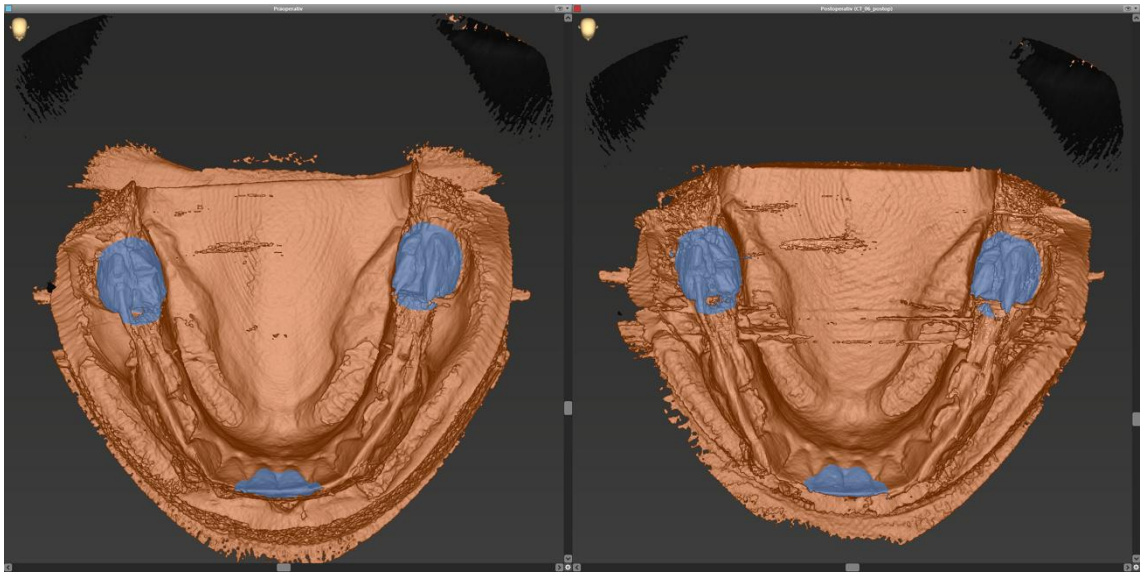


Abbildung 19 Überlagerung von prä- und postoperativem DVT

Überlagerung der prä- (links) und postoperativen (rechts) DVT's in coDiagnostiX™ (Dental Wings). Matching der DVT's mittels Dreipunktausrichtung im Bereich der Molaren und dem Inzisalpunkt eines UK-Modelles (blaue Bereiche).

Es folgte für jeden Fall die Verwendung der Behandlungsauswertungstools in der coDiagnostiX™-Software (Dental Wings).

Für jede einzelne Implantatposition wurde das hinterlegte Bibliotheks-Implantat im postoperativen Datensatz positioniert (Abbildung 20). Diese Ausrichtung erfolgte für jedes Modell und jede Implantatposition dreimal. Dies hatte den Hintergrund, die Fehlerrate der manuellen optischen Ausrichtung und damit möglicherweise entstandene Ungenauigkeiten zu minimieren.

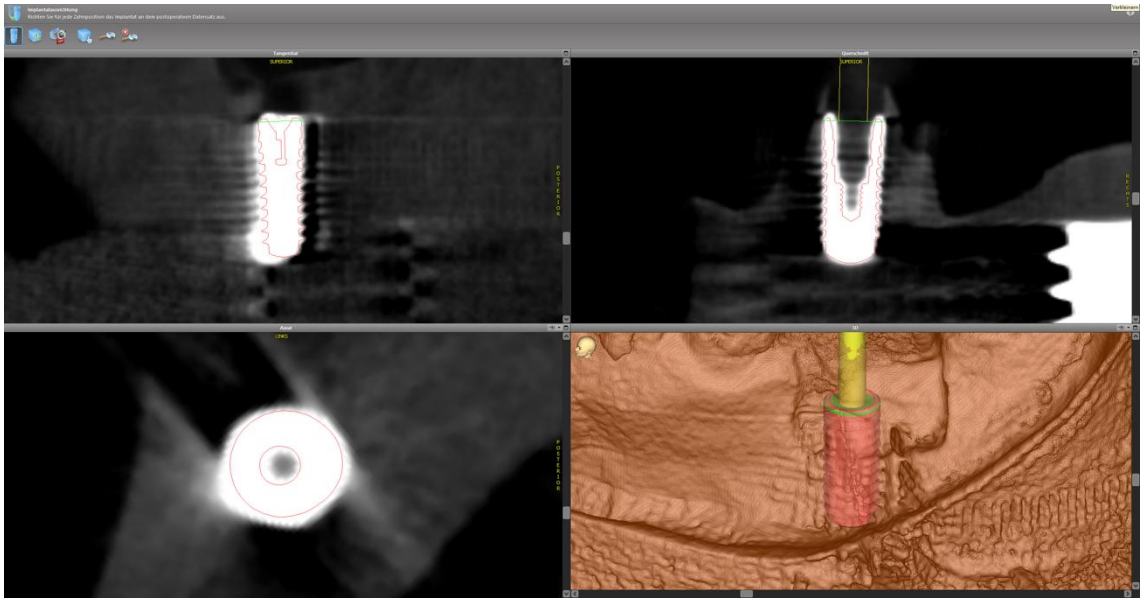


Abbildung 20 Positionierung des Bibliothekimplantates postoperativ

Das Implantat als hyperdense Struktur mit den typischen Strahlungsartefakten im Längsachsenschnitt (oben links), axialer Ansicht (unten links), sowie im Querschnitt (oben rechts) und in der 3D Rekonstruktion (unten rechts). Der rote Umriss stellt die Bibliotheksgeometrie dar (alle 4 Bilder), sowie die 3D-Ansicht des verwendeten Implantates in der 3D-Rekonstruktion (unten rechts).

Nach der erfolgten Ausrichtung der Implantate wertete die Software die Genauigkeitsparameter automatisiert aus und fasste diese für jeden einzelnen Fall in einem Übersichtsdokument zusammen. Eine optische Aufbereitung durch das Implantationsprogramm erfolgte ebenfalls zur direkten Rückmeldung. Die Auswertung der Genauigkeitsparameter beinhaltete folgende Messgrößen: die Winkelabweichung, den dreidimensionalen, distalen, vestibulären und apikalen Versatz sowohl an der Implantatbasis als auch an der Spitze des Implantates (Abbildung 21).

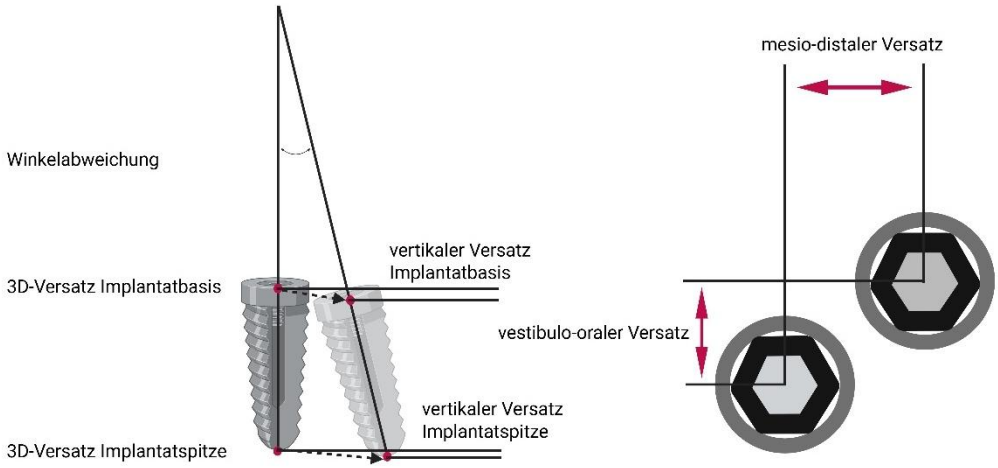


Abbildung 21 Versatzmöglichkeiten eines Implantates

Schematische Abbildung der Versatzmöglichkeiten bei der Implantationsauswertung, eigene Abbildung, erstellt mit biorender©, modifiziert nach (Schnutenhaus et al., 2021)

2.11. Zielkriterien der Studie

Primäres Zielkriterium war, die Genauigkeit der beiden Druckverfahren für eine Implantation in einer Kohorte von Studierenden im Rahmen der zahnmedizinischen Lehre zu vergleichen. Die Genauigkeit wurde durch den Vergleich folgender Parameter definiert: die Winkelabweichung, den dreidimensionalen, distalen, vestibulären und apikalen Versatz sowohl an der Implantatbasis als auch an der Spitze des Implantates.

Sekundäre Zielkriterien waren weitere Parameter wie zum Beispiel Händigkeit, Geschlecht oder Vorausbildung und ob diese einen Einfluss auf die Genauigkeit bei der Implantation haben. Gleichzeitig wurde die benötigte Zeit zur Implantation erhoben. Ebenso wurde der Kenntnisstand und die Wünsche der Studenten in Bezug auf die implantologische Ausbildung im Rahmen des Studiums der Zahnmedizin erhoben, um am Ende eine Aussage über eine mögliche Interessenssteigerung durch den Kurs treffen zu können. Für das primäre Zielkriterium wurde die digital geplante Implantatposition mittels Überlagerung durch ein postoperatives DVT nach erfolgter Implantation verglichen. Im Anschluss wurden die Versatzmessungen für jede Schablone in einem PDF-

Dokument exportiert. Die sekundären Zielkriterien wurden mittels eines Frage- und Evaluierungsbogen erhoben und anschließend ausgewertet.

2.12. Statistische Analyse

Sämtliche erhobenen Werte wurden im Anschluss in einer Excel-Tabelle (Microsoft Inc., Redmont, Washington, USA) zusammengeführt und kategorisiert, welche der statistischen Auswertung als Quelle zugrunde gelegt wurde. Eine Codierung der ermittelten Antworten aus den Frage- und Evaluationsbögen schloss sich ebenfalls an, um eine statische Auswertung zu ermöglichen. Die Codierung wurde als Legende in einem zweiten Datenblatt angelegt.
Die statistische Auswertung der Ergebnisse, sowie Aufbereitung der Daten erfolgte in Zusammenarbeit mit der Firma Noack Statistik GmbH (Bonn, Deutschland). Bei dem verwendetem Statistikprogramm handelte es sich um SPSS Statistics (Version 28.0.1.1, IBM Corporation, Armonk, New York, USA).
Für die erhobenen Genauigkeitsparameter wurden die Mittelwerte (M) und Standardabweichungen (SD), Minima (Min), Maxima (Max), obere und untere Grenze des 95% Konfidenzintervalles, sowie die Differenz der Mittelwerte berechnet. Zur Überprüfung einer Normalverteilung der Daten wurde ein Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Die benötigte Zeit wurde hinsichtlich der Signifikanz mit einem t-Test für unabhängige Stichproben berechnet. Ob eine Ausreißer-Freiheit vorhanden war, wurde mittels eines Boxplots überprüft. Die Varianzhomogenität (Streuung der Werte um den Mittelwert) wurde anhand des Levene-Tests überprüft. Um einen Vergleich zwischen den Einflüssen der verschiedenen erhobene Faktoren der Teilnehmer durchzuführen, wurde eine multivariate Regression (Untersuchungen mehrerer Variablen durch eine unabhängige Variable) durchgeführt. Um das Interesse der Teilnehmer vor und nach dem Kurs auszuwerten wurde ein t-Test für paarige Werte durchgeführt. Wurde ein Parameter durch Ausschluss von Ausreißern zur Konstante, konnte der t-Test für paarige Werte nicht angewendet werden, es wurde stattdessen der Wilcoxon-Test für paarige Werte verwendet. Damit die im Fragebogen unterschiedlichen Interessensfelder der beiden Geschlechter miteinander verglichen werden

konnten wurde ein x^2 Test angewendet. Das Signifikanzniveau (α) wurde auf für alle durchgeführten Tests auf α = 0.05 % ($p < 0.05$) festgelegt.

3. Ergebnisse

Die Datenaufbereitung umfasste n = 288 Messungen, da von jedem der 48 Probanden jeweils zwei Implantationen (FDI, regio 36 und 46) durchgeführt und je Implantat 3 Positions- / Abweichungsmessungen durchgeführt wurden. Da keine Eingabefehler vorlagen und auch keine besonderen Bedingungen an die Messungen gestellt wurden, wurde kein Fall entfernt.

3.1. Demographische Daten

Die folgende Tabelle (Tabelle 3) zeigt das Geschlecht, das Alter, den Ausbildungsstand und die Semesterzugehörigkeit der Studierenden. Alle Daten dieser Tabelle wurden durch den Erfassungsbogen (Anhang 4 - Erfassungsbogen) erhoben.

Das Alter betrug im Mittel 26,30 (SD = 3,42) Jahre. Die jüngste teilnehmende Person war 21 und die älteste 36 Jahre alt. Bei der Geschlechterverteilung zeigte sich, dass 11 (22,9%) Teilnehmer männlich und 37 (77,1%) Teilnehmer weiblich waren. Des Weiteren konnte festgestellt werden, dass 43 (89,6%) der Teilnehmer rechtshändig waren, während 4 (8,3%) linkshändig waren. Eine Person machte hierzu keine Angabe (2,1%). Alle 48 Teilnehmenden waren zur Zeit der Erhebung immatrikuliert. Im Schnitt hatten die Teilnehmenden schon 7 (SD = 1) Semester studiert. 21 hatten keine vorherige Ausbildung, 27 absolvierten eine Ausbildung vor dem Studium. Darunter waren 8 Personen mit Ausbildung als Zahntechniker, 13 mit Ausbildung als zahnärztliche Fachangestellte (ZFA) und 6 mit einer anderweitig absolvierten Ausbildung.

Tabelle 3 Demographische Daten

Mittelwert (M), Standardabweichung (SD), Maximum (Max), Minimum (Min), Anzahl (n) und Häufigkeit (%), (Schulz et al., 2025)

Demographische Daten der Teilnehmer		M	SD	Max	Min	Anzahl (n)	Häufigkeit (%)
Alter (a)		26,30	3,42	36,75	21,09		
Impl./Planung	Implantation zuerst					22	45,8%
	Planung zuerst					26	54,2%
Geschlecht	Weiblich					37	77,1%
	Männlich					11	22,9%
Händigkeit	Rechts					43	89,6%
	Links					4	8,3%
	Nicht angegeben					1	2,1%
Studium	Nein					0	0,0%
	Ja					48	100%
Semester		7	1	10	6		
Ausbildung	Nein					21	43,8%
	Ja					27	56,3%
Ausbildung	Keine					21	43,8%
	Zahntechniker					8	16,7%
	ZFA					13	27,1%
	Sonstiges					6	12,5%

3.2. Auswertung der Evaluationsbögen

Auf den Evaluationsbögen (Anhang 3 - Evaluationsbogen) gab es 5 Auswahlmöglichkeiten, bei denen zwischen 1 – „trifft vollständig zu“, bis 5 – „trifft gar nicht zu“, unterschieden wurde.

Von den Teilnehmenden hatten 15 (32%) vor dem Kurs noch keinen Kontakt zur Implantologie. Weitere 33 Teilnehmer (68%) hatten bereits Kontakt mit der Implantologie, wovon 18 (37,5%) rein theoretischen Kontakt hatten, 3 (6,3%) nur praktischen Kontakt durch einen Kurs und 1 (2,1%) Person nur praktischen Kontakt in einer Klinik hatte. 11 Teilnehmende hatten theoretische und praktische Kontakte, Sonstiges angegeben oder keine Angabe gemacht (Tabelle 4).

Vor dem Kurs wurden die Vorkenntnisse durchschnittlich mit 3 (SD = 1) als weder ausreichend noch nicht ausreichend bewertet.

Tabelle 4 Auswertung der Evaluationsbögen vor dem Kurs

Ergebnisse der Vorkenntnisse aus den Evaluationsbögen der 48 Probanden Anzahl (n) und deren Häufigkeit (%)

	Anzahl (n)	Häufigkeit (%)
Kein Kontakt mit Implantologie	15	31,2%
Theoretisch	18	37,5%
Praktisch (Kurs)	3	6,3%
Praktisch (Klinik)	1	2,1%
Sonstiges	1	2,1%
Theoretisch + Kurs	2	4,2%
Theoretisch + Klinik	1	2,1%
Theoretisch + Sonstiges	1	2,1%
Theoretisch + Kurs + Klinik	1	2,1%
Theoretisch + Kurs + Sonstiges	1	2,1%
Keine Angabe	4	8,3%

Das folgende Diagramm (Abbildung 22) zeigt die Interessensverteilung der Studierenden. So gab es vor dem Kurs bereits hohes Interesse (1 ≙ „trifft vollständig zu“) an der Chirurgie (1,3, SD = 0,57), der Implantat Prothetik (1,5, SD = 0,58) und am Implantat als Zahnersatz (1,48, SD = 0,68). Nach dem Kurs war dieses Interesse noch gestiegen, sowohl bei der Chirurgie (1,1, SD = 0,39),

als auch der Prothetik (1,33, SD = 0,47) und am Implantat als Zahnersatz (1,38, SD = 0,67).

Es wurde ebenfalls bekundet, dass die Erwartungen an den Kurs erfüllt wurden (1, SD = 0) und dass das Interesse an der Implantologie durch den Kurs gefördert wurde (1, SD = 0).

Somit kann die Hypothese, dass das Interesse vor dem Kurs anders bewertet werden würde, als nach dem Kurs bestätigt werden (H7).

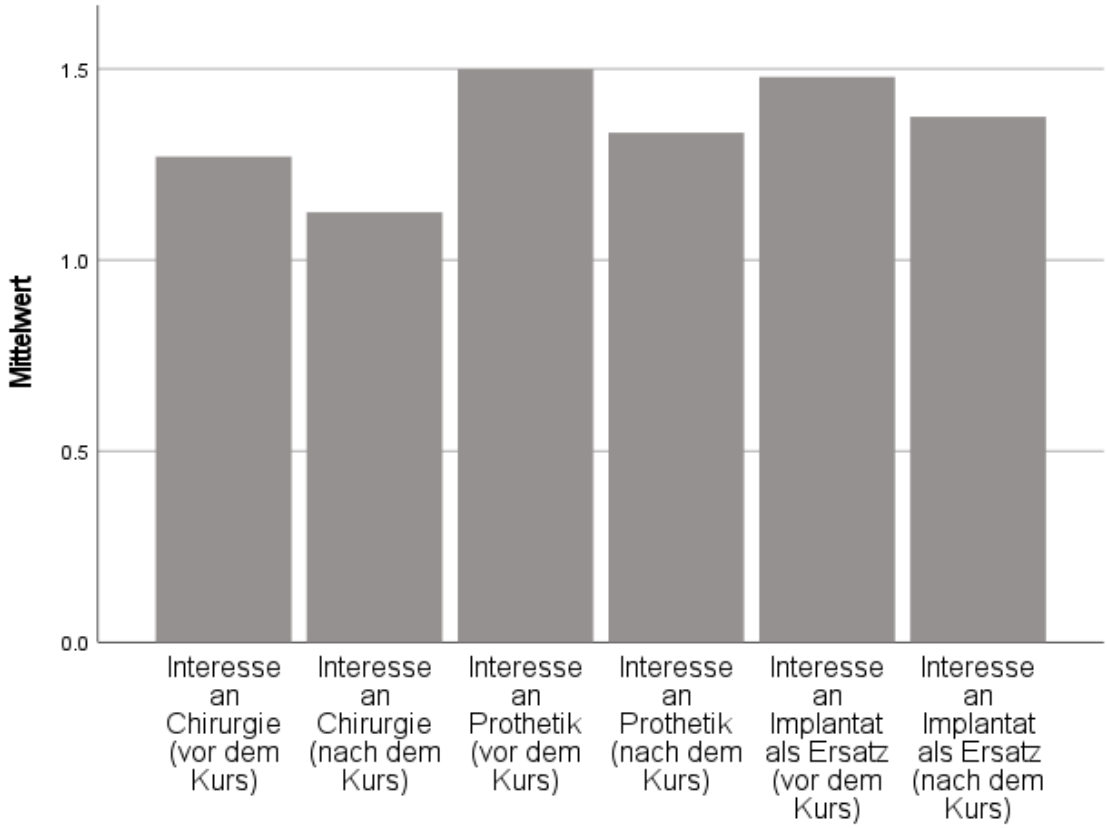


Abbildung 22 Interesse vor und nach den Seminaren

Das Balkendiagramm zeigt das Interesse der Studierenden in Bezug auf Chirurgie und Prothetik vor und nach den jeweiligen Seminaren. Dargestellt sind die Mittelwerte der gegebenen Antworten aus dem Evaluationsbogen, 1 = Interesse trifft vollständig zu (Likert-Skala).

Bei den abschließenden Fragen bezüglich weiterer genereller Interessen der Studierenden ergab sich, dass die meisten (39, 81,3%) zustimmten, dass sie Interesse an Implantatplanungen haben. Bei Schnittführungen waren es mit 28

(58,3%) weniger Interessierte. Das höchste Interesse gab es in Bezug auf die chirurgischen Techniken (43, 89,6%). An Nahttechniken waren 25 (52,0%) Teilnehmer interessiert, an Abformtechniken 17 (35,4%) und an den prothetischen Optionen hinsichtlich einer Weiterversorgung der gesetzten Implantate 29 (60,4%).

3.3. Genauigkeit des Implantatsitzes der verwendeten Druckverfahren

Die Ergebnisse der Behandlungsauswertung der beiden verwendeten Schablonen sind in (Tabelle 5) abgebildet. Dargestellt sind alle, nach der Überlagerung der prä- und postoperativen DVT erhaltenen Daten, in Bezug auf die Positionierung der Implantate und deren Abweichungen im Vergleich zur geplanten Implantatposition, sowie deren Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima.

Tabelle 5 Deskriptive Auswertung der Genauigkeit des Implantatsitzes in Abhängigkeit vom verwendeten Druckverfahren

Winkelabweichungen (°), Versatzmessungen (mm), Darstellung der Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Minima (Min.), Maxima (Max.) der beiden Materialien im Vergleich, Planung vs. Postoperativem Implantatsitz

Parameter	**Schablonenmaterial**							
	Arfona (FFF)				**Voco (DLP)**			
	M	**SD**	**Min.**	**Max.**	**M**	**SD**	**Min.**	**Max.**
Winkelabweichung	3,35	2,03	0,00	9,10	1,94	1,05	0,00	4,80
Dreidimensionaler Versatz Implantatbasis	0,97	0,39	0,22	2,34	0,70	0,43	0,13	2,15
distaler Versatz Implantatbasis	-0,30	0,38	-1,39	0,47	-0,13	0,29	-1,08	0,71
vestibulärer Versatz Implantatbasis	0,11	0,57	-0,93	1,70	0,03	0,31	-0,71	0,54
apikaler Versatz Implantatbasis	-0,48	0,55	-1,60	1,05	-0,37	0,60	-2,08	0,65
dreidimensionaler Versatz Implantatspitze	1,42	0,64	0,16	3,79	0,93	0,45	0,23	2,19
distaler Versatz Implantatspitze	-0,50	0,69	-2,14	1,00	-0,30	0,43	-1,59	0,88
vestibulärer Versatz Implantatspitze	0,21	1,07	-1,67	3,08	0,08	0,56	-1,37	0,95
apikaler Versatz Implantatspitze	-0,45	0,56	-1,59	1,46	-0,35	0,61	-2,08	1,11

Der Sitz der Schablonen wurde im Schnitt mit einer 2 (SD = 1) nach der Likert-Skala bewertet. Die durchschnittliche Winkelabweichung lag im Mittel bei 2,64° (SD = 1,76°). Der dreidimensionale Versatz an der Implantatbasis betrug bei der Betrachtung beider Materialien 0,84 mm (SD = 0,43 mm) und an der

Implantatspitze 1,18 mm (SD = 0,61 mm). Der distale Versatz an der Implantatbasis lag im Mittel bei -0,22 mm (SD = 0,35 mm) und an der Implantatspitze bei -0,40 mm (SD = 0,58 mm). Bezüglich des vestibulären Versatzes ließ sich an der Basis ein mittlerer Versatz von 0,07 mm (SD = 0,35 mm) und an der Spitze von 0,15 mm (SD = 0,85 mm) messen. Zuletzt wurde noch ein durchschnittlicher apikaler Versatz von -0,42 mm (SD = 0,58 mm) an der Implantatbasis und von -0,39 mm (SD = 0,58 mm) an der Implantatspitze gemessen.
Ein direkter Vergleich der Messungen für den Implantatsitz der beiden Schablonenmaterialien zeigte, dass bei den Bohrschablonen, welche im DLP-Druckverfahren hergestellt wurden, Abweichungen des Implantatsitzes von der Planung näher an 0 (° oder mm) lagen, eine geringere Winkelabweichung vorlag und der Sitz der Schablone besser bewertet wurde.

Das folgende Diagramm (Abbildung 23) stellt die Mittelwerte der Behandlungsauswertung dar. Auf der x-Achse sind die Mittelwerte aufgetragen, auf der y-Achse finden sich die untersuchten Parameter. Die untersuchten Druckverfahren sind farblich kodiert, hierbei ist das FFF-Material in hellgrau hinterlegt, das DLP-Material in dunkelgrau. Hier ist ebenfalls zu erkennen, dass die Werte der im DLP-Verfahren hergestellten Schablonen (Voco) Werte näher an 0 heranreichten, die dunkelgrauen Balken sind in allen untersuchten Kategorien kürzer.

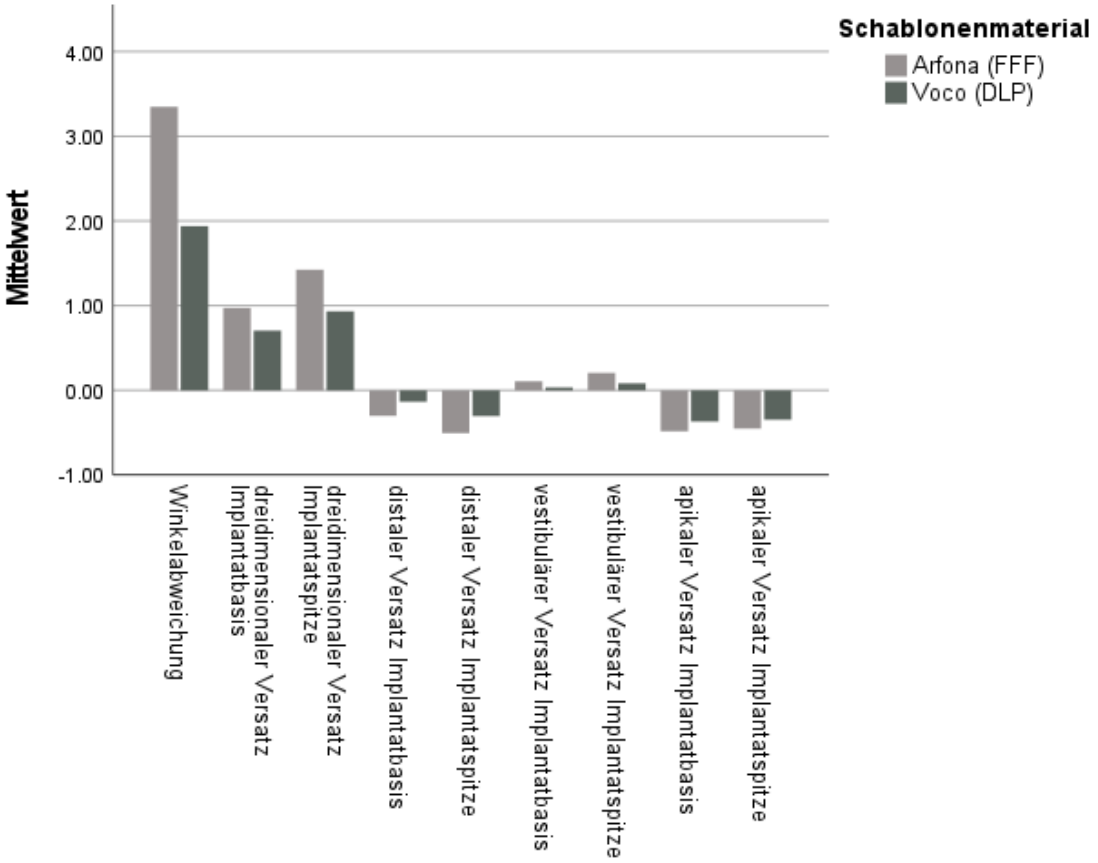


Abbildung 23 Mittelwerte Schablonenmaterialien

Darstellung der Mittelwerte der Abweichung des Implantatsitzes von der Planung (x-Achse) in Abhängigkeit von den beiden Schablonenmaterialien im direkten Vergleich. Winkelabweichung in [°], alle anderen abgebildeten Angaben in [mm].

3.4. Hypothesentests

3.4.1. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Druckverfahren

Als erste Hypothese (H1) wurde angenommen, dass das Herstellungsverfahren (DLP vs. FFF) keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation bei Übertragung der digital geplanten Position in die Modellsituation haben. Es zeigte sich jedoch, dass signifikante Unterschiede zwischen den Genauigkeiten der Implantatposition bei Verwendung der beiden Materialien vorlagen (Tabelle 6).

Tabelle 6 Signifikanz Analyse Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Druckverfahren

Winkelabweichungen (°), Versatzmessungen (mm), Darstellung der Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Konfidenzintervalle (%), statistische Signifikanz (p-Werte). Alle statistisch signifikanten p-Werte sind in fetter Schriftart hervorgehoben, (Schulz et al., 2025)

Parameter	Material	M	SD	Differenz Mittelwert	95% Untergrenze	95% Obergrenze	p-Wert
Winkelabweichung	FFF	3,35	2,03	-1,41	3,34	3,36	**< 0,001**
	DLP	1,94	1,05		1,93	1,95	
dreidimensionaler Versatz Implantatbasis	FFF	0,97	0,39	-0,27	0,97	0,98	**< 0,001**
	DLP	0,70	0,43		0,70	0,71	
distaler Versatz Implantatbasis	FFF	-0,30	0,38	0,17	-0,30	-0,30	**< 0,001**
	DLP	-0,13	0,29		-0,14	-0,13	
vestibulärer Versatz Implantatbasis	FFF	0,11	0,57	-0,08	0,10	0,11	0,179
	DLP	0,03	0,31		0,03	0,04	
apikaler Versatz Implantatbasis	FFF	-0,48	0,54	0,11	-0,49	-0,48	0,890
	DLP	-0,37	0,60		-0,37	-0,36	
dreidimensionaler Versatz Implantatspitze	FFF	1,43	0,64	-0,50	1,42	1,43	**< 0,001**
	DLP	0,93	0,45		0,93	0,94	
distaler Versatz Implantatspitze	FFF	-0,51	0,69	0,21	-0,51	-0,50	**0,003**
	DLP	-0,30	0,43		-0,31	-0,30	
vestibulärer Versatz Implantatspitze	FFF	0,21	1,07	-0,13	0,20	0,21	0,223
	DLP	0,08	0,56		0,08	0,09	
apikaler Versatz Implantatspitze	FFF	-0,45	0,55	0,10	-0,45	-0,45	**<0,001**
	DLP	-0,35	0,61		-0,35	-0,34	

Die im FFF-Verfahren hergestellten Schablonen zeigten in folgenden Kategorien signifikant schlechtere Werte als die im DLP-Verfahren hergestellten Schablonen: Winkelabweichung ($p < 0,001$), dreidimensionaler Versatz Implantatbasis ($p < 0,001$), distaler Versatz Implantatbasis ($p < 0,001$), dreidimensionaler Versatz Implantatspitze ($p < 0,001$), distaler Versatz Implantatspitze ($p = 0,003$) und apikaler Versatz Implantatspitze ($p < 0,001$).

3.4.2. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Geschlecht

Als zweite Hypothese (H2) wurde angenommen, dass das Geschlecht keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation hat. Die folgende Tabelle (Tabelle 7) zeigt die von den weiblichen und männlichen Probanden erzielten Ergebnisse im Vergleich.

Tabelle 7 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit vom Geschlecht

Winkelabweichungen (°), Versatzmessungen (mm), Darstellung der Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Konfidenzintervalle (%), statistische Signifikanz (p-Werte). Alle statistisch signifikanten p-Werte sind in fetter Schriftart hervorgehoben, (Schulz et al, 2025)

Parameter	Geschlecht	M	SD	Differenz Mittelwert	95% Untergrenze	95% Obergrenze	p-Wert
Winkelabweichung	Weiblich	2,43	1,48	0,92	2,42	2,44	**< 0,001**
	Männlich	3,35	2,36		3,33	3,36	
dreidimensionaler Versatz Implantatbasis	Weiblich	0,79	0,41	0,23	0,78	0,79	**< 0,001**
	Männlich	1,02	0,48		1,01	1,02	
distaler Versatz Implantatbasis	Weiblich	-0,19	0,33	-0,10	-0,20	-0,19	**0,044**
	Männlich	-0,29	0,37		-0,29	-0,29	
vestibulärer Versatz Implantatbasis	Weiblich	0,03	0,42	0,17	0,03	0,03	**0,010**
	Männlich	0,20	0,57		0,19	0,20	
apikaler Versatz Implantatbasis	Weiblich	-0,36	0,57	-0,28	-0,37	-0,36	**<0,001**
	Männlich	-0,64	0,53		-0,64	-0,63	
dreidimensionaler Versatz Implantatspitze	Weiblich	1,09	0,53	0,37	1,09	1,10	**< 0,001**
	Männlich	1,46	0,76		1,46	1,47	
distaler Versatz Implantatspitze	Weiblich	-0,36	0,57	-0,20	-0,36	-0,35	**0,012**
	Männlich	-0,56	0,61		-0,57	-0,56	
vestibulärer Versatz Implantatspitze	Weiblich	0,07	0,76	0,31	0,07	0,08	**0,011**
	Männlich	0,38	1,10		0,37	0,39	
apikaler Versatz Implantatspitze	Weiblich	-0,33	0,58	-0,28	-0,34	-0,33	**<0,001**
	Männlich	-0,61	0,53		-0,62	-0,61	

Es zeigte sich, dass die weiblichen Teilnehmerinnen der Studie in allen Vergleichskategorien im Mittel Werte erzielten, welche näher an 0 lagen und damit besser waren. Diese Unterschiede waren in allen Fällen signifikant.

3.4.3. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Händigkeit

Als dritte Hypothese (H3) wurde angenommen, dass die Händigkeit keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation hat. Die folgende Tabelle (Tabelle 8) zeigt die Werte der Rechts- und Linkshänder im Vergleich.

Tabelle 8 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Händigkeit

Winkelabweichungen (°), Versatzmessungen (mm), Darstellung der Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Konfidenzintervalle (%), statistische Signifikanz (p-Werte). Alle statistisch signifikanten p-Werte sind in fetter Schriftart hervorgehoben.

Parameter	Händigkeit	M	SD	Differenz Mittelwert	95% Untergrenze	95% Obergrenze	p-Wert
Winkelabweichung	Rechts	2,56	1,80	0,87	-1,60	-0,12	**0,022**
	Links	3,43	1,27		2,72	4,13	
dreidimensionaler Versatz Implantatbasis	Rechts	0,84	0,44	-0,10	-0,82	0,28	0,276
	Links	0,74	0,33		0,57	0,92	
distaler Versatz Implantatbasis	Rechts	-0,23	0,35	0,12	-0,27	0,30	0,105
	Links	-0,11	0,28		-0,25	0,03	
vestibulärer Versatz Implantatbasis	Rechts	0,08	0,47	-0,14	-0,05	0,34	0,141
	Links	-0,06	0,40		-0,25	0,12	
apikaler Versatz Implantatbasis	Rechts	-0,41	0,58	-0,04	-0,21	0,28	0,776
	Links	-0,45	0,47		-0,68	-0,22	
dreidimensionaler Versatz Implantatspitze	Rechts	1,18	0,63	-0,02	-0,24	0,27	0,902
	Links	1,16	0,44		0,91	1,40	
distaler Versatz Implantatspitze	Rechts	-0,41	0,58	0,18	-0,43	0,06	0,130
	Links	-0,23	0,62		-0,46	0,01	
vestibulärer Versatz Implantatspitze	Rechts	0,17	0,86	-0,31	-0,05	0,67	0,089
	Links	-0,14	0,86		-0,49	0,20	
apikaler Versatz Implantatspitze	Rechts	-0,39	0,58	0,05	-0,30	0,18	0,636
	Links	-0,34	0,53		-0,57	-0,10	

Es zeigte sich lediglich, dass Rechtshänder bei der Winkelabweichung einen Wert, der näher an 0° lag, erreichten und damit besser war als bei Linkshändern. Hier wurde eine statistische Signifikanz (p = 0,022) erreicht. In den übrigen Vergleichskategorien zeigten sich bei den Linkshändern Werte, die näher an 0 mm lagen. Es wurde jedoch keine statistische Signifikanz erreicht. Die Ergebnisse zeigten eine Tendenz, dass Linkshänder mit Ausnahme der Winkelabweichung mit weniger Abweichung implantierten.

3.4.4. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von einer vorangegangenen Ausbildung

Als vierte Hypothese (H4) wurde angenommen, dass eine dem Studium vorausgegangene Ausbildung keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation hat. Die folgende Tabelle (Tabelle 9) zeigt die Werte der Probanden mit und ohne vorherige Ausbildung.

Tabelle 9 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von einer vorausgegangenen Ausbildung

Winkelabweichungen (°), Versatzmessungen (mm), Darstellung der Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Konfidenzintervalle (%), statistische Signifikanz (p-Werte). Alle statistisch signifikanten p-Werte sind in fetter Schriftart hervorgehoben.

Parameter	Ausbildung	M	SD	Differenz Mittelwert	95% Untergrenze	95% Obergrenze	p-Wert
Winkelabweichung	Nein	2,82	1,78	-0,31	-0,10	0,72	0,140
	Ja	2,51	1,74		2,24	2,78	
dreidimensionaler Versatz Implantatbasis	Nein	0,96	0,46	-0,21	0,11	0,31	**<0,001**
	Ja	0,75	0,39		0,68	0,81	
distaler Versatz Implantatbasis	Nein	-0,27	0,38	0,10	-0,18	-0,02	**0,017**
	Ja	-0,17	0,31		-0,23	-0,12	
vestibulärer Versatz Implantatbasis	Nein	0,09	0,44	-0,03	-0,08	0,14	0,589
	Ja	0,06	0,47		-0,01	-0,13	
apikaler Versatz Implantatbasis	Nein	-0,45	0,72	0,04	-0,17	0,01	0,599
	Ja	-0,41	0,43		-0,50	-0,32	
dreidimensionaler Versatz Implantatspitze	Nein	1,32	0,59	-0,25	0,12	0,40	**<0,001**
	Ja	1,07	0,59		0,98	1,16	
distaler Versatz Implantatspitze	Nein	-0,47	0,68	0,12	-0,26	0,01	0,072
	Ja	-0,35	0,49		-0,44	-0,26	
vestibulärer Versatz Implantatspitze	Nein	0,17	0,84	-0,05	-0,15	0,25	0,638
	Ja	0,12	0,87		-0,01	0,26	
apikaler Versatz Implantatspitze	Nein	-0,40	0,73	0,00	-0,14	0,13	0,947
	Ja	-0,40	0,43		-0,49	-0,31	

Es zeigte sich, dass Probanden mit vorheriger Ausbildung in fast allen Vergleichskategorien im Mittel Werte erzielten, die näher an 0 lagen. Lediglich bei der Betrachtung des apikalen Versatzes an der Implantatspitze erreichten beide Gruppen einen gleichen Mittelwert. Eine statistische Signifikanz konnte für folgende Kategorien nachgewiesen werden: dreidimensionaler Versatz Implantatbasis ($p < 0,001$), distaler Versatz Implantatbasis ($p = 0,017$),

dreidimensionaler Versatz Implantatspitze ($p < 0,001$). Die Ergebnisse zeigten, dass Probanden mit vorheriger Berufsausbildung genauer implantierten als Probanden ohne vorherige Berufsausbildung.

3.4.5. Abhängigkeit der Implantationsdauer vom verwendeten Druckverfahren

Als fünfte Hypothese (H5) wurde angenommen, dass die Zeit für die Implantation für beide verwendeten Materialien gleich ist.

Materialunabhängig wurden im Schnitt 16:26 min (SD = 5:52 min) benötigt. Vergleicht man jedoch die materialspezifischen Zeiten, so zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Im Schnitt wurden mit den im DLP-Verfahren hergestellten Schablonen 18:04 min (SD = 5:19 min) benötigt bis zur finalen Insertion des Implantates. Dagegen wurden bei den im FFF-Verfahren hergestellten Schablonen im Schnitt nur 14:48 min (SD = 5:57 min) benötigt.

3.4.6. Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Seite der Implantation

Als sechste Hypothese (H6) wurde angenommen, dass die Seite, auf welcher das Implantat gesetzt wird, keinen Einfluss auf die Genauigkeitsparameter der Implantation hat. Die folgende Tabelle (Tabelle 10) zeigt die Werte der beiden Implantationsseiten.

Tabelle 10 Genauigkeitsparameter in Abhängigkeit von der Seite der Implantation

Winkelabweichungen (°), Versatzmessungen (mm), Darstellung der Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Konfidenzintervalle (%), statistische Signifikanz (p-Werte). Alle statistisch signifikanten p-Werte sind in fetter Schriftart hervorgehoben, (Schulz et al., 2025)

Parameter	Impl. Seite	M	SD	Differenz Mittelwert	95% Untergrenze	95% Obergrenze	p-Wert
Winkelabweichung	46	3,00	1,88	-0,71	2,99	3,01	**<0,001**
	36	2,29	1,55		2,28	2,30	
dreidimensionaler Versatz Implantatbasis	46	0,91	0,46	-0,14	0,90	0,91	**0,010**
	36	0,77	0,40		0,77	0,78	
distaler Versatz Implantatbasis	46	-0,28	0,37	0,13	-0,28	-0,28	**0,001**
	36	-0,15	0,30		-0,15	-0,15	
vestibulärer Versatz Implantatbasis	46	0,25	0,46	-0,36	0,25	0,25	**<0,001**
	36	-0,11	0,39		-0,11	-0,11	
apikaler Versatz Implantatbasis	46	-0,47	0,56	0,09	-0,47	-0,46	0,212
	36	-0,38	0,58		-0,39	-0,38	
dreidimensionaler Versatz Implantatspitze	46	1,30	0,67	-0,24	1,29	1,30	**0,001**
	36	1,06	0,52		1,06	1,07	
distaler Versatz Implantatspitze	46	-0,49	0,62	0,17	-0,50	-0,49	**0,010**
	36	-0,32	0,53		-0,32	-0,31	
vestibulärer Versatz Implantatspitze	46	0,52	0,83	-0,75	0,51	0,52	**<0,001**
	36	-0,23	0,71		-0,23	-0,22	
apikaler Versatz Implantatspitze	46	-0,44	0,57	0,08	-0,44	-0,44	0,223
	36	-0,36	0,59		-0,36	-0,35	

Bei der Winkelabweichung ($p < 0,001$) wurden auf der rechten Seite (46) signifikant höhere Abweichungen gemessen. Ebenfalls wurden für die Region 46 in den Kategorien dreidimensionaler Versatz Implantatbasis ($p < 0,010$), distaler Versatz Implantatbasis ($p = 0,001$) und vestibulärer Versatz Implantatbasis ($p < 0,001$) statistisch signifikant schlechtere Werte gemessen. In Bezug auf die Implantatspitze wurden sowohl beim dreidimensionalen Versatz ($p = 0,001$), dem

distalen Versatz ($p = 0,010$) und beim vestibulären Versatz ($p < 0,001$) statistisch signifikant schlechtere Werte für die Region 46 gemessen.
Es zeigte sich also, dass im Bereich des unteren ersten Molaren auf der rechten Seite bis auf den apikalen Versatz an der Implantatbasis ($p = 0,212$) und den apikalen Versatz an der Implantatspitze ($p = 0,223$) signifikant ungenauer implantiert wurde.

4. Diskussion

Diese Dissertation untersuchte die Genauigkeitsunterschiede bei der vollgeführten Implantation mittels 3D-gedruckten Bohrschablonen mit zwei unterschiedlichen Druckverfahren in einer Kohorte von Studenten. Begleitend wurden mittels Evaluationsbögen weitere individuelle Daten der Studienteilnehmer erhoben (Geschlecht, Alter, Händigkeit, Vorausbildung).
Die Ergebnisse der hier vorgelegten Arbeit zeigen, dass die mittels DLP-Druckverfahren hergestellten Bohrschablonen inserierten Implantate eine signifikant genauere Position aufweisen. Diese Erkenntnisse sollen im Folgenden näher diskutiert und in Kontext gesetzt werden.

4.1. Vergleich der beiden Druckverfahren

Bei der tatsächlich erreichten Implantationsposition zeigten die Implantate, welche mit DLP-Schablonen inseriert wurden, eine höhere dreidimensionale Genauigkeit als die mittels der FFF-Schablonen inserierten Implantate. Dies kann insbesondere auf die Eigenschaften der verschiedenen Druckverfahren zurückgeführt werden. Der Düsendurchmesser der verwendeten Prusa Drucker (MK3 und MK3S, Prusa Research a.s.) lag bei 400 µm, im Vergleich zu den 35 µm Auflösung des DLP-Druckers (Rapidshape D30II, Rapidshape GmbH). Der höhere Durchmesser führt zu einer höheren Ungenauigkeit, da Strukturen unter 400 µm vom FFF-Drucker nicht abgebildet werden können. Ein höherer Durchmesser resultiert ebenso in einer raueren Oberflächenbeschaffenheit, welche im klinischen Alltag eine präoperative Desinfektion der Bohrschablone erschweren kann. Diese Ergebnisse der höheren Genauigkeit bei besserer Detailwiedergabe von DLP-Druckverfahren im Vergleich zu FFF finden sich ebenso in der aktuellen Fachliteratur (Abduo and Lau, 2020, Sommacal et al., 2018). Reymus et al. fanden ebenfalls geringere Abweichungen zum geplanten CAD-Design der Schienen (Trueness) bei subtraktiv gefertigten Schablonen im direkten Vergleich zu denen im resinbasierten Verfahren gedruckten Varianten (Reymus et al., 2020). Bei der Wiederholungsgenauigkeit (Präzision) im 3D-Druck zeigte sich innerhalb dieser Studie eine vertikale Positionierung der

Horizontalen überlegen. Konträr dazu fanden Ballesteros et al. in einer aktuellen Studie geringere Abweichungen in der Winkelabweichung bei 3D-gedruckten Schablonen im Vergleich zu den subtraktiv gefertigten (Ballesteros et al., 2025). Reymus et al. fanden gar gleichwertige Genauigkeiten (Trueness und Präzision zusammengenommen) zwischen subtraktiver und additiver resinbasierter Fertigung, welche jedoch abhängig von der gewählten Auswertungsmethode waren (Reymus et al., 2020). Hohe Anschaffungskosten, Materialpreise und eine ineffiziente Materialverwertung durch ungenutzte Bereiche der Rohlinge sprechen für die Verwendung von 3D-Druckern im Sinne einer gesteigerten Kosteneffizienz gegenüber der subtraktiven Fertigung (Henprasert et al., 2020).
Bei den verwendeten FFF-Druckern MK3 und MK3S der Firma Prusa gibt es bis auf die Filamentaufnahme innerhalb des Druckkopfes keine Unterschiede, der MK3S ist eine Weiterentwicklung des MK3. Es wurde sich für die Verwendung von zwei FFF-Druckern aufgrund der gesteigerten Produktionseffizienz entschieden und es standen keine zwei Drucker des exakt gleichen Typs zur Verfügung. Es wird aber nicht davon ausgegangen, dass die Weiterentwicklung des Druckertyps einen wesentlich höheren Einfluss hat als die der Technologie zugrunde liegenden Ungenauigkeiten unter dem verwendeten Düsendurchmesser von 400 µm.
Allerdings zeigte der FFF-Druck bei der Produktion der Bohrschablonen einen erhöhten Betreuungsaufwand. Verstopfte Extruder-Düsen, Haftprobleme auf dem Druckbett und eine umständlichere Entfernung von Stützstrukturen sind im Vergleich zum DLP-Druck als Hauptnachteile zu bewerten. Größter Vorteil der FFF-Drucker sind die einfache Installation und das fehlende Postprocessing im Sinne einer Reinigung oder Nachbelichtung. Anschaffungskosten für die zusätzlichen Geräte der Postprocessing-Strecke sind in der Kostenevaluation noch nicht berücksichtigt. In Summe überwiegen somit die Vorteile bei der Herstellung von Bohrschablonen im FFF-Verfahren. Es ermöglicht eine kosteneffiziente und patientenbezogene Durchführung von Implantationsseminaren im Rahmen der zahnmedizinischen Lehre. Geht es jedoch um die Versorgung von Patienten, so sollte momentan noch auf die, wenn auch kostenintensivere, aber auch genauere Variante des DLP-Verfahrens oder

im Allgemeinen der resinbasierten 3D-Drucker zurückgegriffen werden. Ebenso macht eine bessere Desinfizierbarkeit der DLP-Schablonen diese für den intraoperativen Einsatz besser nutzbar.

4.2. Passung der Schablonen

Die DLP-Schablonen erreichten subjektiv bessere Passungswerte als die FFF-Schablonen. Dies kann auf die unterschiedlichen Genauigkeiten und Oberflächenbeschaffenheiten der Druckverfahren zurückgeführt werden. Die Teilnehmer der Studie evaluierten die Passung der beiden Materialien und damit der Schablonen eindrücklich different.

Bei der Übertragungsgenauigkeit von chirurgischen Schablonen müssen neben der Herstellungsmethode weitere Faktoren in Betracht gezogen werden, wie zum Beispiel die Oberflächenbeschaffenheit. Diese kann im Umkehrschluss die Passung und somit auch die Transfergenauigkeit beeinflussen. Diese ist in der additiven Fertigung abhängig von der eingestellten Schichtdicke, der Ausrichtung der Objekte auf dem Druckbett, der Nachbearbeitung, sowie der Schrumpfung des Materials (Elliott et al., 2022).

Generell zeigt sich die Oberfläche der im FFF-Druck hergestellten Schablonen stufenartiger, aufgrund des schrittweisen Auftragens des Materials sowie dessen ständiges Erwärmen und Abkühlen im Fertigungsprozess. Dies kann zum Beispiel zur verminderten Druckqualität an kleineren Kanten im Lumen der Schablonen im Bereich von Okklusalflächen und somit zu einer ungenaueren Auflage der Schablone an den Zähnen führen. Zudem kann die Ausformung der Aufnahme für die Metallhülse beeinflusst werden und somit zu einer ungenaueren Passung dieser führen. Währenddessen erscheint die Oberfläche der im DLP-Druck hergestellten Schablonen homogener. Dies resultiert aus der gleichmäßigen, wenn auch schichtweisen Belichtung des Materials. Beide Materialien hatten in der vorgelegten Studie noch keine finale Oberflächengüte, da bei beiden Schablonenarten die noch nicht verschliffenen Überreste der Stützstrukturen bewusst belassen wurden. Dies sollte eine standardisierte Vorgehensweise bei der Vorbereitung der Seminare ermöglichen und eine Einflussnahme durch eine nicht gänzlich gleiche Nachbearbeitung aller

Schablonen vermeiden. Eine Politur der Oberfläche hätte in diesem Studienaufbau keinen Unterschied der Passung zur Folge, da die innenliegende (luminale) Fläche der Schablonen unberührt geblieben wäre. Eine nach dem Druck rauere Oberfläche (FFF-Druck) ist aufwändiger zu polieren als die homogenere Oberfläche der DLP-Schablonen. Die grundlegenden Unterschiede in der Fertigungstechnik sind bei Betrachtung der Materialien nebeneinander im Phantomkopf bereits mit bloßem Auge zu erkennen (Abbildung 15). Diese Beobachtungen sind in vergleichbarer Literatur ebenfalls belegt, in der es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen DLP- und FFF-Bohrschablonen gab (Sommacal et al., 2018). Nach Sommacal et al. sind letztere aufgrund der geringen Fertigungsgenauigkeit noch nicht für den klinischen Einsatz geeignet. Weitergehende Untersuchungen, hinsichtlich der klinischen Verwendung von FFF-Schablonen, wie zum Beispiel die Erprobung standardisierter Fertigungsparameter oder das Testen von akzeptablen klinischen Abweichungen in weiteren Implantationsstudien (anwenderbezogen, praxisbezogen) sind empfehlenswert. Hinsichtlich einer Lehrsituation sind die Abweichungen bei der Übertragung zwischen geplanter und realisierter Implantatposition, welche mit den FFF-Schablonen erreicht wurden, aus unserer Sicht bereits akzeptabel, da die gemessenen Abweichungen im Bereich von Zehntelmillimetern lagen.

4.3. Vergleich der Kosten für die studentische Lehre

Die Einbindung von FFF-Druckern in die Herstellung chirurgischer Bohrschablonen verfolgte das Ziel, die Produktionskosten zu reduzieren. Dadurch können die Behandlungskosten für den Patienten ebenfalls gesenkt werden. Bei dem verwendeten DLP-Drucker (Rapidshape D30II, Rapidshape GmbH) handelt es sich um einen dentalen Hochleistungsdrucker, welcher primär in der industriellen oder dentaltechnologischen Fertigung eines Dentallabores zum Einsatz kommt. Dies spiegelt sich im Anschaffungspreis wider. Mit einem Kostenpunkt von circa 20.000 € netto liegt dieser deutlich über den Vergleichsdruckern. Bei den beiden verwendeten FFF-Geräten (Prusa MK3 und MK3S) handelt es sich um Drucker, welche mit einem Preis von ca. 800-900 € netto eher für den Heimgebrauch geeignet sind. Deutlich kostenintensivere FFF-

Drucker könnten aufgrund einer verbesserten Druckqualität zu besseren Ergebnissen führen, wären dann aber aus wirtschaftlicher Sicht für die Anschaffung über das Lehrbudget einer jeden Fakultät uninteressant oder nicht darstellbar.

Preisliche Unterschiede gibt es nicht nur in der Anschaffung, sondern auch in Bezug auf die Druckmaterialien. Eine Flasche Photopolymer zur Verwendung im DLP-Drucker (VOCO V-Print Surgical Guide) kostet, je nach Vertriebspartner, circa 266 € netto für 1000 g Material (etwa 1 L). Eine Rolle Filament (Arfona® Clear Base Support) kostet, ebenfalls abhängig vom Vertriebspartner, circa 250 € netto für 1000 g. Eine Schablone benötigte im FFF-Verfahren circa zwei Stunden (1 h 57 min) und verbrauchte 2,43 m Filament (7,4 g). Dies bedeutet einen Preis pro Schablone von ungefähr 1,85 €. Der Druck von zwei Schablonen im DLP-Verfahren benötigte hingegen nur ungefähr 1:45 Stunden. Hierbei wurden circa 5,0 g Material benötigt. Dies ergibt einen Stückpreis pro Schablone von ungefähr 1,33 €.

Der deutliche Preisunterschied in der Anschaffung spricht jedoch gegen das DLP-Verfahren in der universitären Lehrsituation, vor allem ein verantwortungsvoller Umgang mit Lehrgeldern spricht für den Einsatz der kostengünstigen Filament-Drucker. In der Produktion der Schablonen waren die Bohrschablonen in dieser Studie im FFF-Druck minimal teurer, vermutlich aufgrund des erhöhten Bedarfes an Stützmaterial.

4.4. Ausrichtung der Schablonen auf dem Druckbett

Für die vorliegende Untersuchung wurde die Druckausrichtung systematisch horizontal festgelegt, um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Je nach Ausrichtung der Druckobjekte kann es zu qualitativ unterschiedlichen Ergebnissen kommen. Die horizontale 0°-Ausrichtung mit dem Lumen nach oben zeigend führt zu einem gleichmäßigen, möglichst verzugsfreien (Fertigungsgenauigkeit) und stabilen Druck, verkürzt die Druckzeit, nimmt aber auch mehr Platz ein und erhöht die Abzugskräfte in den ersten Schichten.

Ein Positionierungswinkel von 90° führt zur längsten Druckzeit, aufgrund der höheren Bauhöhe innerhalb des Bauraumes, ermöglicht aber auch die Produktion von möglichst vielen Schablonen gleichzeitig. Allerdings sinkt die Wiederholungsgenauigkeit (Präzision, Saadat Sarmadi et al., 2024). Konträr hierzu fanden Reymus et al. eine höhere Präzision im vertikalen Slicing (90°) bei steigender dimensionaler Treue mit horizontaler Ausrichtung (0°) (Reymus et al., 2020). Das aufrechte, leicht gekippte Slicing von bis zu 30° führt zu höheren Druckzeiten, kann verzugsanfälliger sein, allerdings reduziert es auch die Abzugskräfte in den ersten Schichten und ermöglicht das Drucken von mehreren Schablonen auf einmal. Steigende Winkel beim Slicing führten zu einer generell geringeren Genauigkeit (Trueness) hinsichtlich der additiv gefertigten Aufbissschienen, während die 0° Ausrichtung die höchste Präzision und dimensionale Treue aufwies (Saadat Sarmadi et al., 2024). Diese sind vom Design her nahezu identisch mit den Bohrschablonen, weshalb die Druckeigenschaften gut miteinander verglichen werden können. Eine Studie von Rubayo et al. aus dem Jahre 2021 zeigte, dass eben jene Slicing-Winkel sich in gleicher Weise auf die Verwendung von spezifischen Kunststoffen für die Herstellung von Bohrschablonen übertragen lassen. Es zeigten sich genauso wie für die Aufbissschienen höhere Genauigkeiten für Slicing-Winkel zwischen 0° - 45°, während die 90° - Variante die niedrigsten Werte erzielte, aber auch am wenigsten Druckharz (Resin) verbrauchte (Rubayo et al., 2021). In einer weiteren Studie erzielten standardisierte Probenkörper bei einem Winkel von 45° die höchste Genauigkeit beziehungsweise die geringsten Abweichungen. Ebenso kann sich die Positionierung entlang der Druckplattform auf die Genauigkeit auswirken. Eine möglichst mittige Platzierung führte zu den geringsten Abweichungen im Vergleich zu einer eher randständigen Positionierung (Unkovskiy et al., 2018).

In der vorliegenden Studie wurde bewusst eine flache, horizontale 0°-Ausrichtung gewählt, damit vor allem die Verzugsmöglichkeiten (in Bezug auf die Fertigungsgenauigkeit) während des Druckes durch eine gleichmäßige Auflage der Schablonen so weit wie möglich reduziert werden konnten. Ebenso sollte die Druckausrichtung orthogonal zur Aufnahme für die Metallhülse erfolgen, um hier

einem etwaigen Verzug vorzubeugen, der bei einem gewinkelten Slicing hätte entstehen können. Ein Verzug in der Schablone kann direkt zu einer unkontrollierten Abweichung bei der Übertragung von geplanter zu tatsächlich erreichter Implantatposition führen. Ebenso spielte die Druckzeit eine wesentliche Rolle bei der Fertigung in Vorbereitung auf die Implantations-Seminare. Durch das 0°-Slicing konnten aufgrund des höheren Platzbedarfes immer nur 2 Schablonen pro Druck im DLP-Verfahren hergestellt werden (ca. 25 min). Beim FFF-Druck wurde eine Schablone pro Slicing gefertigt, damit das Auskühlen der zuletzt aufgebrachten Filament-Schicht auf ein Minimum reduziert werden konnte. Dadurch sollte eine bessere Haftung der Schichten untereinander garantiert werden. Damit eine im Vergleich zum DLP-Druck gleichbleibende Quantität erreicht werden konnte, kamen zwei Prusa Drucker zum Einsatz (MK3 und MK3S, ca. 2 h 10 min pro Schiene). Beim DLP-Druck spielte die Anzahl der gleichzeitig gefertigten Schablonen eine untergeordnete Rolle, da die Belichtung der Schichten gleichmäßig und vor allem zeitgleich durch die direkte Belichtung mittels Projektors oder Bildschirm erfolgt (Spintzyk et al., 2022). Dadurch war die Produktivität pro Druck im DLP-Verfahren höher, pro erfolgten Druck entstanden zwei Schablonen.

4.5. Seite der Implantation

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass die Genauigkeit der Position eines inserierten Implantats in fast allen untersuchten Parametern signifikant von der Seite der Position der Implantation im Kiefer abhängt.

Die Implantationen auf der rechten Seite des Unterkiefers (4. Quadrant) waren im Vergleich zur linken Seite, bis auf die apikalen Versätze an der Implantatbasis ($p > 0{,}212$) und der Implantatspitze ($p > 0{,}223$) signifikant ungenauer.

Bei dem Versuchsaufbau entschieden wir uns für eine möglichst realitätsnahe Patientensimulation, um die erhobenen Ergebnisse mit der klinischen Praxis vergleichbar zu machen.

Eine mögliche Erklärung für die schlechtere Genauigkeit der Ergebnisse auf der rechten Seite könnte die Behandlungsposition der Studierendensein. Die „klassische“ Behandlung am Zahnarztstuhl erfolgt von der rechten Seite. Auf der

gegenüberliegenden Seite befindet sich in den allermeisten Fällen die Behandlungsassistenz. Die Montage der Übungsmodelle in einem Phantomkopf mit Gesichtsmaske erhöhte die Realitätsnähe. Die verwendete Gesichtsmaske limitiert das Sichtfeld der Probanden und die Mundöffnung im Phantomkopf ist begrenzt. Diese Faktoren spielen bei der Behandlung auf der rechten Kieferseite eine größere Rolle als auf der linken Seite und könnten eine Erklärung für die gefundenen Beobachtungen sein. Schnutenhaus et al. fanden im Gegensatz zu der vorliegenden Studie interessanterweise keinen Unterschied zwischen der rechten und linken Seite. Hierbei handelte es sich jedoch um eine klinische Studie in Bezug zur Freihand-Implantationstechnik. Dort traten die höheren Abweichungen im Unterkiefer auf, ob Prämolaren- oder Molarenregion spielte keine Rolle. (Schnutenhaus et al., 2021). Die Studie wurde jedoch mit einem oralchirurgisch sehr erfahrenen Behandler durchgeführt. Bei steigender Erfahrung liegen umfassender Erfahrungen in Bezug auf anatomische Gegebenheiten, operative Abläufe und möglicherweise intraoperativ auftretende Komplikationen vor. Nach Schnutenhaus et al. können schablonengestützte Implantationen Ungenauigkeiten im Vergleich zur Freihand-Implantation reduzieren und können unter dem Aspekt der prothetischen Rehabilitation empfohlen werden. Genau diese Erfahrungen spielten laut einer Studie von Marei et al. bei Implantationen mit Bohrschablonen eine nicht zu vernachlässigende Rolle und führten zu insgesamt weniger Abweichungen und somit besseren Ergebnissen bei der Übertragungsgenauigkeit (Marei et al., 2019).

4.6. Geschlechterspezifische Genauigkeit

In dieser Studie implantierten weibliche Teilnehmer in allen untersuchten Parametern signifikant genauer als die männlichen Teilnehmer der Seminare.
Diese Beobachtung findet sich in ähnlicher Form auch in einer Studie von Al-Zain et al., in welcher die didaktischen und psychomotorischen Fähigkeiten von Studierenden der Zahnmedizin im Bereich von dentaler Anatomie und präklinischen praktischen Kursen untersucht wurde (Al-Zain et al., 2021). Dort

waren die weiblichen Studierenden im Bereich der didaktischen und psychomotorischen Leistungen den männlichen Vergleichspersonen überlegen. Möglicherweise kann hierbei eine Korrelation zwischen einer gewissen Überschätzung der eigenen Fähigkeiten von männlichen Probanden und der weniger gewissenhaften Arbeit gesehen werden (Kornmehl et al., 2021). Es muss jedoch beachtet werden, dass in dieser Untersuchung keine gleiche Anzahl an weiblichen (37, 77,1%) und männlichen (27, 22,9%) Teilnehmern vorhanden war. Dementsprechend setzt sich die Mittelwertberechnung bei der weiblichen Gruppe aus mehr einzelnen Werten zusammen und ist gegebenenfalls statistisch stabiler. Bei dem Studiendesign wurde nicht auf eine gleiche Geschlechtsverteilung der Studienteilnehmenden geachtet, um möglichst allen Interessierten eine Teilnahme zu ermöglichen.

4.7. Benötigte Zeit bei der Implantation

Ein Vergleich der Gesamtzeit für das Einbringen der Implantate – unabhängig von der verwendeten Schablone – mit früheren Studien zeigte, dass die Teilnehmenden in der vorliegenden Untersuchung mehr Zeit benötigten (Schulz et al., 2019, Schulz et al., 2018, Schulz et al., 2023).

Eine mögliche Erklärung hierfür ist der unterschiedliche Studienaufbau. Während in der hier durchgeführten Studie die Modelle in Phantomköpfen mit einer Gesichtsmaske fixiert waren, wurden sie in den zuvor genannten Arbeiten auf dem Arbeitsplatz vor den Probanden positioniert. Einschränkungen der Sicht und des Zugangs zum Implantationsgebiet, beispielsweise eine reduzierte Mundöffnung oder der Wangendruck durch die Gesichtsmaske, die die Handhabung der Insertionswerkzeuge beeinträchtigen, könnten zu einer verlängerten Insertionszeit beigetragen haben.

Die beobachteten Unterschiede zwischen den verwendeten Bohrschablonen lassen sich vermutlich durch die jeweils unterschiedliche Passgenauigkeit erklären. Bei einer engen Passung kann das Einführen des Bohrgriffs und des Bohrers aufgrund der höheren Steifigkeit der Schablone mehr Zeit in Anspruch nehmen, wie es bei den DLP-Schablonen im Mittel beobachtet wurde (18:36 min). Eine größere Toleranz der Schablone könnte hingegen eine schnellere

Einführung der chirurgischen Instrumente ermöglichen, jedoch potenziell mit einer geringeren Genauigkeit einhergehen. Der Mittelwert der benötigten Zeit lag bei den FFF-Schablonen unter der der DLP-Schablonen (14:48 min).

4.8. Evaluation der Fragebögen

Die Tatsache, dass die dentale Implantologie heute eine etablierte Therapieform darstellt und in der studentischen Ausbildung eine wesentliche Rolle einnehmen sollte, spiegelte sich nicht in den Ergebnissen der von den Probanden ausgefüllten Fragebögen wider. Etwa ein Drittel der Teilnehmenden gab an, vor der Studie weder über theoretische noch über praktische Vorkenntnisse zu verfügen. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit einer aktuellen Erhebung, in der deutsche Studierende, Lehrende und praktizierende Zahnärztinnen und Zahnärzte zu ihrem Wissen und ihren Ausbildungsbedarfen im Bereich der Implantologie befragt wurden (Schweyen et al., 2020). Die Fragebogenergebnisse unterstreichen deutlich den Wunsch der Studierenden nach einer umfassenderen implantologischen Ausbildung. Darüber hinaus scheinen Studierende insbesondere von praktischen Übungen zu profitieren – ein Ergebnis, das bereits in verschiedenen Studien gezeigt werden konnte (Sánchez-Garcés et al., 2017, Chaturvedi et al., 2021). Dies sollte bei der zukünftigen curricularen Lehre neben einem grundlegenden theoretischen Anteil durch die Integration in praktischen Kursen berücksichtigt werden.

Allerdings stellen praktische Kurse die kostenintensivste Form der Lehre dar und sind aufgrund begrenzter finanzieller Ressourcen nur eingeschränkt realisierbar (Hare et al., 2022). Eine Zusammenarbeit mit industriellen Partnern erscheint daher mitunter unvermeidbar, um diese finanziellen Hürden zu überwinden.

Ein weiteres Ergebnis der Fragebögen betraf die unterschiedlichen Interessensschwerpunkte weiblicher und männlicher Teilnehmender. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte in generellen geschlechtsspezifischen Unterschieden hinsichtlich der Präferenzen für die zahnmedizinischen Fachrichtungen liegen (Haslach et al., 2018, Khan et al., 2020). Ebenso erscheint denkbar, dass männliche Studierende häufiger zu einer Überschätzung ihrer eigenen Fähigkeiten neigen (Kornmehl et al., 2021) und daher angeben, in bestimmten Bereichen bereits ausreichend erfahren zu sein. Die Analyse der Ursachen dieser Unterschiede war jedoch nicht Gegenstand der vorliegenden Untersuchung. Aufgrund der ungleichen Geschlechterverteilung, sowie der

begrenzten Größe der Stichprobe, sind die Ergebnisse mit Vorsicht zu interpretieren.

4.9. Limitationen der Studie

Die Studie wurde als standardisierte Studie an Übungsmodellen im Unterkiefer durchgeführt. Dies kann zu potenziell höheren Genauigkeiten in den untersuchten Variablen im Vergleich zu klinischen Studien führen, da patientenspezifische Faktoren einer klinischen Situation wie zum Beispiel Speichel, Blut, eingeschränkte Mundöffnung und unvorhersehbare Bewegungen des Patienten fehlten (Nickenig et al., 2010). Damit eine möglichst patientennahe Situation erreicht werden konnte, wurden die verwendeten Modelle in Phantomköpfen mit einer Gesichtsmaske fixiert. Dadurch konnten eine möglicherweise eingeschränkte Sicht auf die Implantat-Regionen sowie unterschiedlich gute Zugänge möglichst realistisch simuliert werden. Ebenso konnte durch die verwendeten Gesichtsmasken für alle Teilnehmer eine einheitliche und realitätsnahe Simulation des Wangendrucks sowie eingeschränkter Sichtverhältnisse auf das OP-Feld erreicht werden.

Weiter bleibt ein von universitären Aufsichtspersonen supervisiertes Seminar, aufgrund einer möglichen unterbewussten Beeinflussung der teilnehmenden Studierenden problematisch, da die Anwesenheit von Lehrenden sowohl das Verhalten und auch die Selbsteinschätzung beeinflussen kann. Dieser Einfluss ist jedoch im Kontext der universitären Lehre unvermeidbar und entspricht mitunter den tagtäglichen, realen Rahmenbedingungen in der studentischen Ausbildung. Somit sind die Ergebnisse dennoch als praxisnah und aussagekräftig einzustufen.

4.10. Ausblick

Zur weiteren Verbesserung der erhobenen Passgenauigkeiten, beziehungsweise Druckgenauigkeiten, könnte man in Zukunft digitale Genauigkeitsvergleiche zur Hilfe nehmen. Damit können die Abweichungen unterschiedlicher Drucktechnologien oder prä- und postoperative Situationen umfassender und nicht nur an markanten Stellen evaluiert werden. Dies würde eine objektive Auswertung von Abweichungen garantieren. Ebenso könnte man die digital erstellen STL-Dateien hinsichtlich ihrer Gestaltung mit computergestützten Programmen untersuchen.

Eine dauerhaft bessere Lehre im Bereich der Implantologie ist angesichts der alternden Gesellschaft und dem steigenden Wunsch nach festsitzendem Zahnersatz notwendig und kann durch weitere praxisorientierte Lehrveranstaltungen erreicht werden. Die Evaluation der Studierenden zeigt klar auf, dass sich hier verbesserte und weitreichendere Inhalte gewünscht werden. Hierzu könnten noch realistischere Hand-On Kurse beitragen. Die Nutzung der modernen Technologien im CAD/CAM Bereich, insbesondere 3D Drucker, kann außerdem dazu beitragen, realistische Trainingssituationen einigermaßen kostengünstig umzusetzen und die Studierenden damit besser auf die Arbeit in der klinischen Situation vorzubereiten.

Durch den Einsatz von Augmented Reality (AR) und Künstlicher Intelligenz (KI) lassen sich Lehrformate immersiv gestalten. In der implantologischen Ausbildung erlaubt die Kombination von realen und simulierten Inhalten eine realitätsnahe Abbildung komplexer Eingriffe und der entsprechenden anatomischen Lagebeziehungen. Somit wird die Ausbildung zunehmend auf eine qualitätsorientierte, praxisnahe („hands-on“) Vermittlung von Kompetenzen ausgerichtet.

5. Zusammenfassung

Einleitung

Die dentale Implantologie ist eine etablierte Therapie zur Versorgung partiell oder vollständig zahnloser Patienten. Grundlage des Erfolgs sind die vielfältigen Versorgungsmöglichkeiten sowie die Weiterentwicklungen von Implantatformen und Oberflächenstrukturen. Langzeitstudien zeigen Überlebensraten von über 95 % nach zehn Jahren. Parallel hat die Digitalisierung implantologischer Behandlungsabläufe an Bedeutung gewonnen. Dreidimensionale Bildgebung mittels digitaler Volumentomographie (DVT), digitale Planungssoftware und additive Fertigung ermöglichen eine virtuelle Implantatplanung und deren Übertragung durch patientenspezifische Bohrschablonen. Die Übertragungsgenauigkeit zwischen geplanter und realer Implantatposition ist entscheidend für den klinischen Erfolg. Während DLP-Drucker eine hohe Präzision ermöglichen, gelten FFF-Drucker als kostengünstigere Alternative, deren implantologisches Anwendungspotenzial bislang unzureichend untersucht ist.

Material und Methoden

In dieser Studie wurden 100 digital geplante Bohrschablonen mit jeweils zwei Implantatpositionen in den Regionen 36 und 46 (FDI) erstellt. Je 50 Schablonen wurden mittels DLP-Druckes (RapidShape D30II) und FFF-Druck (Prusa MK3/MK3S) gefertigt. Die Arbeitsunterlagen waren 50 standardisierte Unterkiefermodelle. Diese wurden optisch digitalisiert und zusätzlich mittels digitaler Volumentomographie (DVT) erfasst. Implantatplanung und Schablonendesign erfolgten in der Software coDiagnostiX™ nach Registrierung der STL- und DVT-Datensätze. Die Implantationen wurden von Studierenden an Phantomköpfen durchgeführt. Pro Modell wurden zwei Implantate inseriert und die Implantationszeit dokumentiert. Zur Erfassung von Vorkenntnissen und Kursbewertung wurde ein Evaluationsbogen eingesetzt. Zur Analyse der Implantationsgenauigkeit wurden prä- und postoperative DVT-Datensätze überlagert und Winkel- sowie Positionsabweichungen zwischen geplanter und realisierter Implantatposition bestimmt. Primäres Zielkriterium war der Vergleich der Übertragungsgenauigkeit zwischen DLP- und FFF-gedruckten

Bohrschablonen. Sekundäre Zielkriterien umfassten Einflussfaktoren der Studierenden, Implantationsdauer sowie die Bewertung der implantologischen Ausbildung.

Ergebnisse

Insgesamt wurden 288 Messungen von 48 Teilnehmenden ausgewertet. Der Vergleich der Herstellungsverfahren zeigte signifikante Unterschiede in mehreren Genauigkeitsparametern. DLP-gedruckte Bohrschablonen wiesen geringere Winkel- und dreidimensionale Positionsabweichungen an Implantatbasis und Implantatspitze auf. Weitere Einflussfaktoren zeigten ebenfalls signifikante Effekte. Weibliche Teilnehmende erreichten in allen Parametern geringere Abweichungen als männliche. Studierende mit vorheriger Berufsausbildung implantierten präziser als ohne. Die Händigkeit beeinflusste lediglich die Winkelabweichung signifikant bei rechtshändigen Teilnehmern. Zusätzlich zeigte sich ein Einfluss der Implantationsseite. Implantate in Region 46 zeigten in mehreren Parametern höhere Abweichungen als in Region 36. Gleichzeitig benötigten die Teilnehmenden mit FFF-Schablonen weniger Zeit. Etwa ein Drittel hatte vor Kursbeginn keinen Kontakt zur Implantologie. Das Interesse an chirurgischen und prothetischen Inhalten war bereits vor dem Kurs hoch und nahm nach Teilnahme weiter zu.

Diskussion

Mögliche Ursachen für die besseren Ergebnisse der DLP-Schablonen sind eine höhere Auflösung und homogenere Oberflächenstrukturen. FFF-Schablonen weisen im Vergleich eine geringe Detailgenauigkeit und rauere Oberflächen auf. FFF-Drucker bieten Vorteile hinsichtlich niedriger Anschaffungskosten, einfacherer Handhabung und weniger Aufwand im Postprocessing. FFF-gedruckte Bohrschablonen erweisen sich als wirtschaftliche Lösung für die Ausbildung, während DLP-basierte Verfahren aufgrund höherer Präzision weiterhin den klinischen Standard darstellen.

Tübingen, den 01.06.2026

6. Literaturverzeichnis

ABDUO, J. & LAU, D. 2020. Effect of Manufacturing Technique on the Accuracy of Surgical Guides for Static Computer-Aided Implant Surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 35**,** 931-938. https://doi.org/10.11607/jomi.8186

ABOU-AYASH, S., BJELOPAVLOVIC, M., MOLINERO-MOURELLE, P., SCHIMMEL, M. & AL-NAWAS, B. 2024. S2k Leitlinie: Implantatversorgung im fortgeschrittenen Lebensalter.

AL-ZAIN, A. O., ABDEL-AZIM, A. M. & OTHMAN, H. I. 2021. Dental Students' Didactic and Psychomotor Skills Performance in Dental Anatomy and Preclinical Operative Dentistry Courses in a Saudi Governmental School. *Int J Dent,* 2021**,** 7713058. https://doi.org/10.1155/2021/7713058

ALBREKTSSON, T. & WENNERBERG, A. 2019. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res,* 21 Suppl 1**,** 4-7. https://doi.org/10.1111/cid.12742

ALLEN, P. F., MCMILLAN, A. S. & WALSHAW, D. 2001. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent,* 85**,** 141-7. https://doi.org/10.1067/mpr.2001.113214

ALSHOMRANI, F. 2024. Cone-Beam Computed Tomography (CBCT)-Based Diagnosis of Dental Bone Defects. *Diagnostics (Basel),* 14. https://doi.org/10.3390/diagnostics14131404

AWAD, M. A., LUND, J. P., DUFRESNE, E. & FEINE, J. S. 2003. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont,* 16**,** 117-22.

BALLESTEROS, J., VáSQUEZ, S., REVILLA-LEóN, M. & GóMEZ-POLO, M. 2025. A Comparative Study on the Accuracy of Implant Placement Using 3D-Printed and Milled Guides Without Metal Sleeves. *Clin Implant Dent Relat Res,* 27**,** e70072. https://doi.org/10.1111/cid.70072

BEUER, F., SCHWEIGER, J. & EDELHOFF, D. 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J,* 204**,** 505-11. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350

BLOCK, M. S., EMERY, R. W., CULLUM, D. R. & SHEIKH, A. 2017. Implant Placement Is More Accurate Using Dynamic Navigation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 75**,** 1377-1386. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.02.026

BRåNEMARK, P.-I. 1983. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry,* 50**,** 399-410. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2

CHATURVEDI, S., ELMAHDI, A. E., ABDELMONEM, A. M., HARALUR, S. B., ALQAHTANI, N. M., SULEMAN, G., SHARIF, R. A., GURUMURTHY, V. & ALFARSI, M. A. 2021. Predoctoral dental implant education techniques-students' perception and attitude. *J Dent Educ,* 85**,** 392-400. https://doi.org/10.1002/jdd.12453

CHOPRA, A., MHAPUSKAR, A. A., MARATHE, S., NISA, S. U., THOPTE, S. & SADDIWAL, R. 2016. Evaluation of Osseointegration in Implants using Digital Orthopantomogram and Cone Beam Computed Tomography. *J*

Contemp Dent Pract, 17**,** 953-957. https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1961

DE CREMER, K., BRAEM, A., GERITS, E., DE BRUCKER, K., VANDAMME, K., MARTENS, J. A., MICHIELS, J., VLEUGELS, J., CAMMUE, B. P. & THEVISSEN, K. 2017. Controlled release of chlorhexidine from a mesoporous silica-containing macroporous titanium dental implant prevents microbial biofilm formation. *Eur Cell Mater,* 33**,** 13-27. https://doi.org/10.22203/eCM.v033a02

DHULIPALLA, R., BOYAPATI, R., KATURI, K. K., MARELLA, Y., ADURTY, C. & KOLAPARTHY, L. 2024. Comparative Analysis of Surface Roughness and Design Features of Titanium Dental Implants on Primary Stability and Osseointegration. *J Pharm Bioallied Sci,* 16**,** S3571-s3573. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_1030_24

EBELING, M., SAKKAS, A., SCHRAMM, A., WILDE, F., SCHEURER, M., WINTER, K. & PIETZKA, S. 2023. Accuracy Analysis of Computer-Assisted and Guided Dental Implantology by Comparing 3D Planning Data and Actual Implant Placement in a Mandibular Training Model: A Monocentric Comparison between Dental Students and Trained Implantologists. *J Pers Med,* 13. https://doi.org/10.3390/jpm13071037

ELLIOTT, T., HAMILTON, A., GRISETO, N. & GALLUCCI, G. O. 2022. Additively Manufactured Surgical Implant Guides: A Review. *J Prosthodont,* 31**,** 38-46. https://doi.org/10.1111/jopr.13476

GASTALDO, J. F., CURY, P. R. & SENDYK, W. R. 2004. Effect of the vertical and horizontal distances between adjacent implants and between a tooth and an implant on the incidence of interproximal papilla. *J Periodontol,* 75**,** 1242-6. https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.9.1242

HARE, A., BIRD, S., WRIGHT, S., UCER, C. & KHAN, R. S. 2022. Current Undergraduate Dental Implantology Teaching in UK. *Dent J (Basel),* 10. https://doi.org/10.3390/dj10070127

HASLACH, S. D., AYTEPE, Z., KOKKARI, A., AZRAK, B., EHLERS, V., HERZ, M. M., JERG-BRETZKE, L. & GEIBEL, M. A. 2018. Country and gender differences in the motivation of dental students-An international comparison. *Eur J Dent Educ,* 22**,** e724-e729. https://doi.org/10.1111/eje.12386

HASSANPOUR, M., NARONGDEJ, P., ALTERMAN, N., MOGHTADERNEJAD, S. & BARJASTEH, E. 2024. Effects of Post-Processing Parameters on 3D-Printed Dental Appliances: A Review. *Polymers (Basel),* 16. https://doi.org/10.3390/polym16192795

HENPRASERT, P., DAWSON, D. V., EL-KERDANI, T., SONG, X., COUSO-QUEIRUGA, E. & HOLLOWAY, J. A. 2020. Comparison of the Accuracy of Implant Position Using Surgical Guides Fabricated by Additive and Subtractive Techniques. *Journal of Prosthodontics,* 29**,** 534-541. https://doi.org/https://doi.org/10.1111/jopr.13161

HUSSAINI, S., GLOGAUER, M., SHEIKH, Z. & AL-WAELI, H. 2024. CBCT in Dental Implantology: A Key Tool for Preventing Peri-Implantitis and Enhancing Patient Outcomes. *Dent J (Basel),* 12. https://doi.org/10.3390/dj12070196

JACOBS, R., SALMON, B., CODARI, M., HASSAN, B. & BORNSTEIN, M. M. 2018. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health,* 18**,** 88. https://doi.org/10.1186/s12903-018-0523-5

JEPSEN, S., BERGLUNDH, T., GENCO, R., AASS, A. M., DEMIREL, K., DERKS, J., FIGUERO, E., GIOVANNOLI, J. L., GOLDSTEIN, M., LAMBERT, F., ORTIZ-VIGON, A., POLYZOIS, I., SALVI, G. E., SCHWARZ, F., SERINO, G., TOMASI, C. & ZITZMANN, N. U. 2015. Primary prevention of peri-implantitis: managing peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol,* 42 Suppl 16**,** S152-7. https://doi.org/10.1111/jcpe.12369

KESSLER, A., HICKEL, R. & REYMUS, M. 2020. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent,* 45**,** 30-40. https://doi.org/10.2341/18-229-l

KETABI, A. R., KASTNER, E., BRENNER, M., LAUER, H. C. & SCHULZ, M. C. 2021. Implant insertion using an orientation template and a full-guiding template - A prospective model analysis in a cohort of dentists participating in an implantology curriculum. *Ann Anat,* 236**,** 151716. https://doi.org/10.1016/j.aanat.2021.151716

KHAN, S., IBRAHIM, S., BUTT, R., AHMED, B. & WHITE, D. 2020. The influence of gender on career aspirations of University of Birmingham dental students and junior trainees in the West Midlands. *Br Dent J,* 228**,** 933-937. https://doi.org/10.1038/s41415-020-1704-6

KHARMANDA, G. 2023. Challenges and Future Perspectives for Additively Manufactured Polylactic Acid Using Fused Filament Fabrication in Dentistry. *J Funct Biomater,* 14. https://doi.org/10.3390/jfb14070334

KIM, N. Y. & STAGNELL, S. 2018. Postgraduate education in dental implantology in the United Kingdom: a review. *Int J Implant Dent,* 4**,** 8. https://doi.org/10.1186/s40729-017-0115-1

KORNMEHL, D. L., PATEL, E., AGRAWAL, R., HARRIS, J. R., BA, A. K. & OHYAMA, H. 2021. The effect of gender on student self-assessment skills in operative preclinical dentistry. *J Dent Educ,* 85**,** 1511-1517. https://doi.org/10.1002/jdd.12638

KRENNMAIR, G., PIEHSLINGER, E. & WAGNER, H. 2003. Status of teeth adjacent to single-tooth implants. *Int J Prosthodont,* 16**,** 524-8.

KUPKA, J. R., KöNIG, J., AL-NAWAS, B., SAGHEB, K. & SCHIEGNITZ, E. 2024. How far can we go? A 20-year meta-analysis of dental implant survival rates. *Clin Oral Investig,* 28**,** 541. https://doi.org/10.1007/s00784-024-05929-3

LüCHTENBORG, J. B., F.; NOLD, J.; ROTHLAUF, S.; WESEMANN, C.; PIERALLI, S.; WEMKEN, G.; WITKOWSKI, S.; SPIES, B.C. 2021. Implementation of Fused Filament Fabrication in Dentistry. *MDPI (Basel)*. https://doi.org/https://doi.org/10.3390/app11146444

MANGANO, F., GANDOLFI, A., LUONGO, G. & LOGOZZO, S. 2017. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health,* 17**,** 149. https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x

MANN, N., RöHLER, A., SPINTZYK, S., KLINK, A. & KRäMER FERNANDEZ, P. 2021. Effizientes Positionieren im Zirkonrohling. *Quintessenz Zahntech,* 47**,** 896-903.

MAREI, H. F., ABDEL-HADY, A., AL-KHALIFA, K. & AL-MAHALAWY, H. 2019. Influence of surgeon experience on the accuracy of implant placement via a partially computer-guided surgical protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 34**,** 1177–1183. https://doi.org/10.11607/jomi.7480

MARTELLI, N., SERRANO, C., VAN DEN BRINK, H., PINEAU, J., PROGNON, P., BORGET, I. & EL BATTI, S. 2016. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review. *Surgery,* 159**,** 1485-1500. https://doi.org/10.1016/j.surg.2015.12.017

MATSUURA, T., KOMATSU, K., CHENG, J., PARK, G. & OGAWA, T. 2024. Beyond microroughness: novel approaches to navigate osteoblast activity on implant surfaces. *Int J Implant Dent,* 10**,** 35. https://doi.org/10.1186/s40729-024-00554-x

MATTA, R. E., BERGAUER, B., ADLER, W., WICHMANN, M. & NICKENIG, H. J. 2017. The impact of the fabrication method on the three-dimensional accuracy of an implant surgery template. *J Craniomaxillofac Surg,* 45**,** 804-808. https://doi.org/10.1016/j.jcms.2017.02.015

MOZZO, P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P. T. & ANDREIS, I. A. 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol,* 8**,** 1558-64. https://doi.org/10.1007/s003300050586

NAGY, Z., SIMON, B., MENNITO, A., EVANS, Z., RENNE, W. & VáG, J. 2020. Comparing the trueness of seven intraoral scanners and a physical impression on dentate human maxilla by a novel method. *BMC Oral Health,* 20**,** 97. https://doi.org/10.1186/s12903-020-01090-x

NICKENIG, H. J., WICHMANN, M., HAMEL, J., SCHLEGEL, K. A. & EITNER, S. 2010. Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method - a combined in vivo - in vitro technique using cone-beam CT (Part II). *J Craniomaxillofac Surg,* 38**,** 488-93. https://doi.org/10.1016/j.jcms.2009.10.023

PAL, T. 2015. Fundamentals and history of implant dentistry. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization,* 7**,** 6. https://doi.org/10.4103/2231-0754.172933

PANCHAL, N., MAHMOOD, L., RETANA, A. & EMERY, R. 2019. Dynamic Navigation for Dental Implant Surgery. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America,* 31**,** 539-547. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.coms.2019.08.001

PARK, W., PARK, Y., PARK, H., YOO, S., CHUNG, S., HAN, J., KIM, S. W. & KIM, D. M. 2015. A 10-year retrospective radiographic study of implantium dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent,* 35**,** 49-54. https://doi.org/10.11607/prd.2289

PINTER, G. T., DECKER, R., SZENASI, G., BARABAS, P. & HUSZAR, T. 2022. Dynamic Navigation for Dental Implant Placement. *J Vis Exp*. https://doi.org/10.3791/63400

PRASAD, S. & BANSAL, N. 2017. Predoctoral Dental Students' Perceptions of Dental Implant Training: Effect of Preclinical Simulation and Clinical Experience. *J Dent Educ,* 81**,** 395-403. https://doi.org/10.21815/jde.016.001

PRZEKOP, R. E., GABRIEL, E., PAKUłA, D. & SZTORCH, B. 2023. Liquid for Fused Deposition Modeling Technique (L-FDM)—A Revolution in Application Chemicals to 3D Printing Technology: Color and Elements. *Applied Sciences,* 13**,** 7393.

QUAN, H., ZHANG, T., XU, H., LUO, S., NIE, J. & ZHU, X. 2020. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials,* 5**,** 110-115. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.12.003

REYMUS, M., REINHARD, H. & ANDREAS, K. 2020. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clinical Oral Investigations,* 24**,** 4607-4615. https://doi.org/10.1007/s00784-020-03329-x

ROCCUZZO, A., IMBER, J. C., MARRUGANTI, C., SALVI, G. E., RAMIERI, G. & ROCCUZZO, M. 2022. Clinical outcomes of dental implants in patients with and without history of periodontitis: A 20-year prospective study. *J Clin Periodontol,* 49**,** 1346-1356. https://doi.org/10.1111/jcpe.13716

RUBAYO, D. D., PHASUK, K., VICKERY, J. M., MORTON, D. & LIN, W. S. 2021. Influences of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *J Prosthet Dent,* 126**,** 658-663. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.012

SAADAT SARMADI, B., SCHMIDT, F., BEUER, F., METIN, D. S., SIMEON, P., NICIC, R. & UNKOVSKIY, A. 2024. The Effect of Build Angle and Artificial Aging on the Accuracy of SLA- and DLP-Printed Occlusal Devices. *Polymers (Basel),* 16. https://doi.org/10.3390/polym16121714

SáNCHEZ-GARCéS, M. A., BERáSTEGUI-JIMENO, E. & GAY-ESCODA, C. 2017. Knowledge, aptitudes, and preferences in implant dentistry teaching/training among undergraduate dental students at the University of Barcelona. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal,* 22**,** e484-e490. https://doi.org/10.4317/medoral.21741

SCHERER, U., STOETZER, M., RUECKER, M., GELLRICH, N. C. & VON SEE, C. 2015. Template-guided vs. non-guided drilling in site preparation of dental implants. *Clin Oral Investig,* 19**,** 1339-46. https://doi.org/10.1007/s00784-014-1346-7

SCHNUTENHAUS, S., WAGNER, M., EDELMANN, C., LUTHARDT, R. G. & RUDOLPH, H. 2021. Factors Influencing the Accuracy of Freehand Implant Placement: A Prospective Clinical Study. *Dent J (Basel),* 9. https://doi.org/10.3390/dj9050054

SCHULZ, M. C., HOFMANN, F., RANGE, U., LAUER, G. & HAIM, D. 2019. Pilot-drill guided vs. full-guided implant insertion in artificial mandibles-a prospective laboratory study in fifth-year dental students. *Int J Implant Dent,* 5**,** 23. https://doi.org/10.1186/s40729-019-0176-4

SCHULZ, M. C., KRIMMEL, M., WEISMANN, C., KAUCHER-FERNANDEZ, P., LETHAUS, B. & MANN, N. K. 2025. Influence of two different printing methods on the accuracy of full-guided implant insertion – a laboratory study in undergraduate dental students. *BDJ Open,* 11**,** 6. https://doi.org/10.1038/s41405-025-00295-y

SCHULZ, M. C., RITTMANN, L., RANGE, U., LAUER, G. & HAIM, D. 2018. The Use of Orientation Templates and Free-Hand Implant Insertion in Artificial Mandibles-An Experimental Laboratory Examination in Fifth-Year Dental Students. *Dent J (Basel),* 6. https://doi.org/10.3390/dj6030043

SCHULZ, M. C., TOKARSKI, M., JACOBY, J., NAROS, A., WEISE, C., TAUSCHE, E., LAUER, G. & HAIM, D. 2023. Accuracy of full-guided vs. pilot-guided implant insertion - A prospective laboratory study in fifth-year dental students. *Ann Anat,* 248**,** 152082. https://doi.org/10.1016/j.aanat.2023.152082

SCHWARZ, F. & TERHEYDEN, H. 2011. [Significance of dental implants for health care]. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz,* 54**,** 1097-101. https://doi.org/10.1007/s00103-011-1343-9 (Stellenwert oraler Implantate im Rahmen der Gesundheitsversorgung.)

SCHWEYEN, R., AL-NAWAS, B., ARNOLD, C. & HEY, J. 2020. A cross-sectional survey of attitudes towards education in implant dentistry in the undergraduate dental curriculum. *International Journal of Implant Dentistry,* 6**,** 26. https://doi.org/10.1186/s40729-020-00224-8

SHETTY, S. R., MURRAY, C. A., AL KAWAS, S., JASER, S., AL-RAWI, N., TALAAT, W., NARASIMHAN, S., SHETTY, S., ADTANI, P. & HEGDE, S. 2023. Impact of fully guided implant planning software training on the knowledge acquisition and satisfaction of dental undergraduate students. *Medical Education Online,* 28**,** 2239453. https://doi.org/10.1080/10872981.2023.2239453

SOMMACAL, B., SAVIC, M., FILIPPI, A., KüHL, S. & THIERINGER, F. M. 2018. Evaluation of Two 3D Printers for Guided Implant Surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 33**,** 743–746. https://doi.org/10.11607/jomi.6074

SPINTZYK, S., MANN, N., FALLER, L., ZEIHER-SPINTZYK, I. & KRäMER-FERNANDEZ, P. 2022. Anwendung von additiven Fertigungsverfahren bei herausnehmbarem definitivem Zahnersatz. *Quintessenz Zahntech,* 48**,** 470-476.

STROCK, A. E. 1939. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery,* 25**,** 467-472. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0096-6347(39)90270-X

TARNOW, D. P., CHO, S. C. & WALLACE, S. S. 2000. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol,* 71**,** 546-9. https://doi.org/10.1902/jop.2000.71.4.546

UNKOVSKIY, A., BUI, P. H.-B., SCHILLE, C., GEIS-GERSTORFER, J., HUETTIG, F. & SPINTZYK, S. 2018. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials,* 34**,** e324-e333. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011

VAN ASSCHE, N., VERCRUYSSEN, M., COUCKE, W., TEUGHELS, W., JACOBS, R. & QUIRYNEN, M. 2012. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res,* 23 Suppl 6**,** 112-23. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02552.x

VAN NOORT, R. 2012. The future of dental devices is digital. *Dent Mater,* 28**,** 3-12. https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014

VAN VELZEN, F. J., OFEC, R., SCHULTEN, E. A. & TEN BRUGGENKATE, C. M. 2015. 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of

374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res,* 26**,** 1121-8. https://doi.org/10.1111/clr.12499

VENKATESH, E. & ELLURU, S. V. 2017. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *J Istanb Univ Fac Dent,* 51**,** S102-s121. https://doi.org/10.17096/jiufd.00289

VERMEULEN, J. 2017. The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 32**,** 617–624. https://doi.org/10.11607/jomi.5065

YOUNES, F., COSYN, J., DE BRUYCKERE, T., CLEYMAET, R., BOUCKAERT, E. & EGHBALI, A. 2018. A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol,* 45**,** 721-732. https://doi.org/10.1111/jcpe.12897

7. Erklärung zum Eigenanteil

Ich, Nils Kristian Mann, geboren am 26.04.1997 in Mainz, versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Der Einsatz von künstlicher Intelligenz (GPT-5) beschränkte sich auf stilistische Glättung der Sprache, für die Erstellung der Zusammenfassung wurden Füllwörter gestrichen und Zusammenhänge, sowie Inhalte prägnant dargestellt.

Die Arbeit wurde in der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie unter Leitung meines Doktorvaters Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Michael Krimmel durchgeführt. Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Herr Oberarzt Dr. med. dent. Matthias Schulz (Fachzahnarzt für Oralchirurgie).

Sämtliche Versuche wurden (nach Einarbeitung durch Frau M.Sc. Ariadne Röhler Bockstedte, Abteilung medizinische Werkstoffkunde und Technologie) von mir eigenständig durchgeführt. Die Betreuung der Implantatseminare erfolgte durch mich, Herrn Dr. med. dent. Matthias Schulz und Herrn Zahnarzt Pablo Kaucher-Fernandez, in Zusammenarbeit mit Mitarbeitern der Firma Straumann (Straumann GmbH).

Die statistische Auswertung erfolgte (nach Zusammenstellen und Kategorisieren der Rohdaten meinerseits) durch die Firma Noack Statistics Gmbh, namentlich durch Herrn Samiel Wiggers.

Es liegt kein Interessenskonflikt vor, die Materialien der Firmen wurden unentgeltlich zur Verfügung gestellt.

Tübingen, den

8. Veröffentlichungen

Anteile und Daten der vorliegenden Dissertationsschrift wurden bereits in folgendem Journal international veröffentlicht:

Influence of two different printing methods on the accuracy of full-guided implant insertion – a laboratory study in undergraduate dental students (M. C. Schulz, M. Krimmel, C. Weismann, P. Kaucher-Fernandez, B. Lethaus and N. K. Mann, BDJ Open 2025 Vol. 11 Issue 1 Pages 6)

9. Danksagungen

An erster Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Dr. Michael Krimmel, für die Möglichkeit bedanken, diese Promotion in seiner Abteilung anfertigen zu dürfen.

Ebenso danke ich Herr Dr. Matthias Schulz für die engagierte Betreuung, die ständige Erreichbarkeit, wertvolle Inputs aus der täglichen Praxis, sowie die Unterstützung während der Durchführung dieser Arbeit. Genauso gilt mein Dank Pablo Kaucher-Fernandez, ohne dessen gemeinsame Initiative mit Dr. Matthias Schulz diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

Weiterhin danke ich Frau Doris Habedank (Straumann, Freiburg, Deutschland) sowie Herrn Achim Kettler (DentalWings, Chemnitz, Deutschland) für die organisatorische Unterstützung der Implantationsseminare, sowie die Bereitstellung der Modelle und der chirurgischen Ausrüstung.

Weiterhin gilt mein Dank den industriellen Partnern dieser Studie, der Johannes Weithas GmbH & Co. KG, Lütjenburg, Deutschland, sowie der VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland, für die großzügige Bereitstellung der Materialien.

10. Anhänge

10.1. Anhang 1 - Aufklärungsbogen

Universitätsklinikum Tübingen

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Siegmar Reinert
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Komm. Ärztliche Direktorin: PD Dr. Eva Engel

Bearbeiter: Schulz/Krämer Fernandez
Telefon: 07071/29-86174
Telefax: 07071/29-3481
matthias.schulz@med.uni-tuebingen.de

Tübingen, 13.02.2021

Sehr verehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

im Rahmen einer Untersuchung an Freiwilligen möchten wir die Genauigkeit von dreidimensionalen Implantat-Schablonen, die mit einem Labordrucker oder mit einem Chairside-Drucker hergestellt werden, vergleichen. Zusätzlich ist geplant, eventuell vorhandene Unterschiede zwischen Rechts- und Linkshändigkeit zu vergleichen sowie, ob weitere Faktoren wie Geschlecht, Alter oder eine eventuell bereits absolvierte Ausbildung einen Einfluss haben.

Wir laden Sie ein, freiwillig an der Studie:

> ***„Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten dentalen Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden"***

teilzunehmen. Die Teilnahme umfasst die Komplettierung des Erfassungs- und des Evaluierungsbogens sowie das Einbringen von zwei Implantaten in einen Kunststoff-Unterkiefer. Die Gesamtdauer wird circa 3 Stunden betragen. Es entstehen Ihnen keine Verpflichtungen. Die Auswertung Ihrer Daten erfolgt pseudonymisiert. Die Einwilligung ist freiwillig und kann jederzeit widerrufen werden, ohne dass Ihnen dadurch Nachteile entstehen. Wenn Sie bereit sind, freiwillig an der Untersuchung teilzunehmen, bitten wir Sie, die Einwilligungserklärung zu unterschreiben.

Herzlichen Dank für Ihre Mühe und viel Spaß beim Implantieren.

Dr. med. dent. Matthias C. Schulz
FZA für Oralchirurgie/Oberarzt

1/1

10.2. Anhang 2 - Einwilligungserklärung

Universitätsklinikum Tübingen

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Komm. Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Michael Krimmel
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Komm. Ärztliche Direktorin: PD Dr. Eva Engel

Bearbeiter: Schulz/Krämer Fernandez
Telefon: 07071/29-86174
Telefax: 07071/29-3481
matthias.schulz@med.uni-tuebingen.de

Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme

Hiermit willige ich, _____, ein, **freiwillig** an der
Name, Vorname
Untersuchung:

> ***„Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten dentalen Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden"***

teilzunehmen. Nach Aufklärung und Beantwortung aller entstandenen Fragen durch _____ habe ich alles verstanden. Ich wurde aufgeklärt, dass mir keine Verpflichtungen entstehen und ich die Einwilligung jederzeit zurückziehen kann, ohne, dass mir dadurch Nachteile entstehen. Ich bin mit der pseudonymisierten Speicherung meiner Daten einverstanden.

_____ _____

Ort, Datum Unterschrift der Probandin/des Probanden

1/1

10.3. Anhang 3 - Evaluationsbogen

Universitätsklinikum Tübingen

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Komm. Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Michael Krimmel
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Komm. Ärztliche Direktorin: PD Dr. Eva Engel

Evaluierungsbogen

„Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten dentalen Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden"

Datum: _____

Geschlecht: ☐ männlich ☐ weiblich ☐ divers

Fachsemester: _____ Alter: _____

!Bitte VOR dem Kurs ausfüllen!

Besitzen Sie eine zahntechnische / zahnmedizinische Vorausbildung?

☐ ja ☐ nein

Wie sah Ihr bisheriger Kontakt mit oraler Implantologie aus?

☐ kein ☐ theoretisch ☐ praktisch (Kurs)

☐ praktisch Klinik (Versorgung) ☐ andere (_____)

Schätzen Sie Ihre Vorkenntnisse als ausreichend ein?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Interessieren Sie sich für den chirurgischen Teil der oralen Implantologie?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Interessieren Sie sich für Implantat-Prothetik?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Würden Sie sich selbst einen Zahn durch ein Implantat ersetzen lassen?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Besitzen Sie Vorkenntnisse in der dreidimensionalen Implantatplanung?

☐ ja ☐ nein

Universitätsklinikum Tübingen

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Komm. Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Michael Krimmel
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Komm. Ärztliche Direktorin: PD Dr. Eva Engel

!Bitte NACH dem Kurs ausfüllen!

Wurden Ihre Erwartungen an den Kurs erfüllt?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Wurde durch die Veranstaltung Ihr Interesse am Themengebiet gefördert?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Interessieren Sie sich für den chirurgischen Teil der oralen Implantologie?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Interessieren Sie sich für Implantat-Prothetik?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Würden Sie sich selbst einen Zahn durch ein Implantat ersetzen lassen?

trifft vollständig zu ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ trifft gar nicht zu

Wie bewerten Sie die Ausbildung in oraler Implantologie?

Sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ sehr schlecht

Welche Thematiken würden Sie sich für Ihre Ausbildung in oraler Implantologie wünschen?

☐ Implantatplanung ☐ Schnittführungen ☐ Chirurgie der Implantation

☐ Nahttechniken ☐ Abformungen ☐ prothetische Optionen

Kommentare/Anmerkungen:

_____

_____

_____

_____

2/2

10.4. Anhang 4 - Erfassungsbogen

Universitätsklinikum Tübingen

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Komm. Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Michael Krimmel
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Komm. Ärztliche Direktorin: PD Dr. Eva Engel

„Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten dentalen Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden"

Erfassungsbogen – von Probandin/Proband auszufüllen

Datum: _____

Angaben zur Person:
Laufende Nummer: _____(Nummer des Modells und der Bohrschablone)

Geburtsdatum: _____

Geschlecht: ☐ männlich ☐ weiblich ☐ divers
Händigkeit: ☐ rechts ☐ links ☐ beidhändig

Angaben zu Studium und Ausbildung:
Studium: _____

Fachsemester: _____

Vorherige Ausbildung: ☐ ja ☐ nein

falls ja, bitte angeben, welche: _____

Feed-back gewünscht: ☐ ja ☐ nein

Schablonen-Nummer: _____

Labordrucker-Schablone

Zahn: ☐ 36 ☐ 46

Sitz der Schablone: sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ sehr schlecht

Benötigte Zeit: _____

Chairside-Schablone

Zahn ☐ 36 ☐ 46
Sitz der Schablone sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ sehr schlecht

Benötigte Zeit: _____

10.5. Anhang 5 - Zuordnungstabelle

Universitätsklinikum Tübingen

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN

Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. Siegmar Reinert
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Komm. Ärztliche Direktorin: PD Dr. Eva Engel

„Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden"

Zuordnungstabelle Erfassungsbögen

Datum: _____

Proband/Probandin	Laufende Nummer

1/1

10.6. Anhang 6 - Genehmigung Ethikantrag

EBERHARD KARLS
UNIVERSITÄT
TÜBINGEN

Universitätsklinikum
Tübingen

Medizinische Fakultät

Ethik-Kommission

Prof. Dr. med. Karl Jaschonek
Vorsitzender

Telefon: +49 7071 29-77661
Telefax: +49 7071 29-5965
E-Mail:
ethik.kommission@med.uni-tuebingen.de

Ethik-Kommission an der Medizinischen Fakultät der Eberhard-Karls-Universität und am Universitätsklinikum Tübingen, Gartenstraße 47, 72074 Tübingen

Herrn
Dr. med. dent. Matthias C. Schulz
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Osianderstr. 2-8
72076 Tübingen

nachrichtlich:
Herrn Prof. Dr. Dr. Siegmar Reinert

123/2022BO2	16.02.2022	25.04.2022
unsere Projekt-Nummer	eingegangen am	Datum

Vergleich der Genauigkeit von vollständig geführten dentalen Implantationen am Unterkiefermodell mit zwei verschiedenen Herstellungsverfahren unter Berücksichtigung individueller Einflussfaktoren der Probanden.

Anschreiben datiert 13.02.2021, Prüfplan Version 001 vom 13.02.2022, Probandeninformation datiert 13.02.2021, Einwilligungserklärung, Evaluierungsbogen, Erfassungsbogen, Auswertungsbogen, Zuordnungstabelle Auswertungsbögen

Sehr geehrter Herr Dr. Schulz,

die Unterlagen zu o.g. Studie haben der Ethik-Kommission an der Medizinischen Fakultät und am Universitätsklinikum Tübingen zur Beratung vorgelegen.

Danach bestehen gegen die Durchführung der Studie keine berufsrechtlichen oder berufsethischen Bedenken.

Die Ethik-Kommission setzt voraus, dass die Daten pseudonymisiert erhoben werden. Insofern sollten auf den Erhebungsbogen keine die Probanden identifizierenden Merkmale verzeichnet sein.

Für die Durchführung Ihres Studienvorhabens wünschen wir viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen

Vorsitzender der Ethik-Kommission

Seite 2: Mitgliederliste, allgemeine Hinweise

Universitätsklinikum Tübingen
Anstalt des öffentlichen Rechts
Sitz Tübingen
Geissweg 3 • 72076 Tübingen
Tel. 07071/29-0
www.medizin.uni-tuebingen.de
Steuer-Nr. 86156/09402
USt.-ID: DE 146 889 674

Aufsichtsrat
Dr. Hans J. Reiter (Vorsitzender)
Vorstand
Prof. Dr. Michael Bamberg (Vorsitzender)
Gabriele Sonntag (Stellv. Vorsitzende)
Prof. Dr. Karl Ulrich Bartz-Schmidt
Prof. Dr. Bernd Pichler
Klaus Tschira

Baden-Württembergische Bank Stuttgart
BLZ 600 501 01 Konto-Nr. 7477 5037 93
IBAN: DE 41 6005 0101 7477 5037 93
BIC (SWIFT-Code): SOLADEST600
Kreissparkasse Tübingen
BLZ 641 500 20 Konto-Nr. 14 144
IBAN: DE 79 6415 0020 0000 0141 44
BIC (SWIFT-Code): SOLADES1TUB