

Aus der
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Reinhard HICKEL

**Genauigkeit der Übertragung der räumlichen Position von enossalen
Implantaten durch gedruckte und gefräste Bohrschablonen in einem
In-vitro Modell**

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

vorgelegt von
Maximilian Tobias Dosch

aus
München

Jahr
2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny
Mitberichterstatter: PD Dr. Dr. Oliver Schubert
PD Dr. Uwe Baumert

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Andreas Keßler

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2024

Eidesstattliche Versicherung

Dosch, Maximilian

Name, Vorname

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

Genauigkeit der Übertragung der räumlichen Position von enossalen Implantaten durch gedruckte und gefräste Bohrschablonen in einem In-vitro Modell

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

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

München, 04.07.2024

Maximilian Dosch

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Bedeutung der Implantologie in der Zahnmedizin	5
1.1.1	Vorwort	5
1.1.2	Vorteile der Implantologie	5
1.1.3	Risiken und Nachteile der Implantologie.....	6
1.1.4	Überlebens- und Erfolgsraten von Implantaten und implantatprothetischen Versorgungsmöglichkeiten	6
1.2	Implantationsverfahren.....	9
1.2.1	Implantation mit konventionellen Bohrschablonen.....	9
1.2.2	Navigierte Implantation	11
1.3	CAD/CAM-Herstellungsverfahren von Bohrschablonen	14
1.3.1	Additive Verfahren	14
1.3.2	Subtraktive Verfahren mittels CNC-Fräsmaschine	21
1.4	Genauigkeit der navigierten Implantologie	24
1.4.1	In-vivo Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie	25
1.4.2	In-vitro Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie.....	27
1.4.3	Vergleich der Genauigkeit der Freihandimplantation gegenüber der navigierten Implantation.....	29
2	Zielsetzung	31
3	Material und Methoden.....	32

3.1	Studienfall	32
3.1.1	Meistermodelle und Herstellung der Duplikationsmodelle	33
3.1.2	DVT-Aufnahme	34
3.1.3	Digitale Planung der Implantatposition	35
3.1.4	Digitale Konstruktion der Bohrschablone	37
3.1.5	Herstellung der Bohrschablonen.....	39
3.1.6	Sterilisation der Bohrschablonen	46
3.1.7	Experimentelle Implantatinsertion.....	47
3.1.8	Erfassung der tatsächlichen Implantatposition und Vergleich mit der geplanten Implantatposition	51
3.1.9	Werkstoffkundliche Analyse der Bohrschablonenoberfläche	54
3.1.10	Statistische Auswertung	56
4	Ergebnisse	57
4.1	Deskriptive Statistik	57
4.2	Vergleich der Winkelabweichungen	58
4.3	Abweichungen an der Implantatbasis (Implantatplattform).....	60
4.3.1	3D-Versatz.....	60
4.3.2	Distaler Versatz (sagittale Abweichung)	62
4.3.3	Vestibulärer Versatz (transversale Abweichung)	64
4.3.4	Apikaler Versatz (vertikale Abweichung)	66
4.4	Abweichungen an der Implantatspitze.....	68

4.4.1	3D-Versatz.....	68
4.4.2	Distaler Versatz (sagittale Abweichung)	70
4.4.3	Vestibulärer Versatz (transversale Abweichung)	72
4.4.4	Apikaler Versatz (vertikale Abweichung)	74
4.5	Vergleich nicht sterilisierter mit sterilisierten Bohrschablonen innerhalb der jeweiligen Gruppen	76
4.6	Vergleich zwischen sterilisierten Bohrschablonen eines Materials unter Verwendung verschiedener Drucker	78
4.7	Auswertung der ultrastrukturellen Analyse	79
5	Diskussion.....	83
5.1	Diskussion der Methodik	84
5.1.1	Diskussion des Versuchsaufbaus	84
5.1.2	Vergleich der erhobenen Daten mit anderen Studien	85
5.2	Diskussion der Ergebnisse	88
5.2.1	Abweichung der Implantatposition	88
5.2.2	Einfluss der Sterilisation	90
5.2.3	Ergebnisse der werkstoffkundlichen Oberflächenanalyse	92
5.3	Limitationen dieser Studie	93
6	Zusammenfassung	94
7	Abkürzungsverzeichnis.....	96
8	Abbildungsverzeichnis.....	99
9	Tabellenverzeichnis.....	105

10	Literaturverzeichnis	107
	Danksagung.....	118
	Publikationsliste.....	119

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der Implantologie in der Zahnmedizin

1.1.1 Vorwort

Der Verlust eines oder mehrerer Zähne ist auch in der modernen Zahnmedizin ein oft anzutreffender Befund. Die dadurch entstehenden Schalllücken, verkürzten Zahnreihen oder auch zahnlosen Kiefer und deren Versorgung, stellen eine oftmals anspruchsvolle Aufgabe für den Behandler dar [1]. Zur prothetischen Rekonstruktion dieser Defekte stehen konventionelle Möglichkeiten wie die zahngetragene Brückenversorgung, die rein schleimhautgetragene Prothesenversorgung oder die kombiniert zahn – und schleimhautgetragene Prothesenversorgung zur Verfügung. Als Alternative zu diesen konventionellen Versorgungsmethoden bietet sich schließlich auch ein implantatgetragener Zahnersatz an [2]. Die dentale Implantologie beschreibt das Ersetzen von fehlenden Zähne durch das Einbringen von künstlichen Zahnwurzeln in den Kieferknochen, welche als Verankerung für eine prothetische Versorgung dienen [3].

1.1.2 Vorteile der Implantologie

Ein großer Vorteil der Implantatversorgung gegenüber den konventionellen prothetischen Methoden besteht in der Schonung gesunder Zahnhartsubstanz der Nachbarzähne zur Wiederherstellung einer geschlossenen Zahnreihe. Ebenso ermöglichen Implantate eine festsitzende prothetische Konstruktion im Falle von verkürzten Zahnreihen oder zahnlosen Kiefern, die sonst mit abnehmbarem konventionellen Zahnersatz behandelt werden müssten. Für zahnlose Patienten kann neben einer festsitzenden Rekonstruktion mit Hilfe von Implantaten zudem eine abnehmbare Prothese ohne Bedeckung des Gaumens angefertigt werden, was zu einer Erhöhung des Tragekomforts von Zahnersatz für die betreffenden Patienten führt. Weiterhin können implantatgetragene Konstruktionen den zahnlosen Alveolarfortsatz besser als teilweise oder

vollständig zahnfleischgetragenen Prothesen vor Atrophie schützen, weil weiterhin funktionelle Kaukräfte in den Kieferknochen eingeleitet werden [4, 5].

1.1.3 Risiken und Nachteile der Implantologie

Auch wenn implantatverankerter Zahnersatz viele Vorzüge mit sich bringt, so resultieren wegen der dazu notwendigen chirurgischen Behandlungsschritte auch typische Risiken, die sich insbesondere aus der anatomischen Nähe kritischer Strukturen ergeben. Neben der Schädigung des sensiblen Nervus alveolaris inferior im Unterkiefer oder der Perforation und Eröffnung der Kieferhöhlen im Oberkiefer können auch Nachbarzähne während der chirurgischen Implantatinsertion beschädigt werden, woraus Risiken für teilweise irreversible Schäden für den Patienten entstehen [6]. Weiterhin bestehen bei der Implantation allgemeine OP-Risiken wie etwa Nachblutungen, Wundinfektionen, postoperative Schwellungen und Narbenbildung. Ebenso kann die erwünschte knöcherne Einheilung des Implantats, die sogenannte Osseointegration, ausbleiben [7]. Zusätzlich zeigt sich insbesondere bei Rauchern und Patienten mit Parodontitis ein erhöhtes Risiko für eine Periimplantitis, woraus im fortgeschrittenem Stadium ebenfalls ein vollständiger Verlust des Implantats und zusätzlich ein Knochendefekt resultieren kann [8]. Allgemeine Nachteile stellen die lange Therapiedauer sowie die höheren Kosten gegenüber konventioneller Versorgung, dar.

1.1.4 Überlebens- und Erfolgsraten von Implantaten und implantatprothetischen Versorgung

Neben den Vorteilen implantatprothetischer Versorgung, stellt sich für die Patienten vor allem die Frage nach dem Langzeiterfolg des Zahnersatzes. Eine der ersten Studien die sich mit der Überlebensrate implantatgetragener Versorgung beschäftigt hat, wurde im Jahr 1981 veröffentlicht. Hier zeigten sich in einem Beobachtungszeitraum von 15 Jahren Überlebensraten implantatgetragener Brücken von ca. 81% im Oberkiefer und 91% im Unterkiefer [9]. Eine Meta-Analyse aus dem Jahr 2015 hat die 5-Jahres-Überlebensrate unterschiedlicher implantatgetragener prothetischer Versorgung betrachtet.

Hierbei wurden Daten aus 63 Studien verglichen und ausgewertet. Die Autoren zeigten, dass die Überlebensrate von implantatgestützten Einzelzahnkronen bei 96,36% und die von implantatgestützten Brückenversorgungen bei 94,52% lag [10].

Neben dem Langzeiterfolg des Zahnersatzes spielt für die Patienten auch der Erfolg des Implantats eine wichtige Rolle. In der Literatur findet sich für die Langzeitbewertung eines Implantats oft die Bezeichnung Überlebens- oder Erfolgsrate, wodurch Verwirrung bei der Deutung dieser Bezeichnungen auftritt [11]. Während die Überlebensrate eine rein quantitative Bestimmung verbliebener Implantate im Mund darstellt, berücksichtigt die Erfolgsrate laut Moraschini et al. komplexe Einflussgrößen und Kriterien, und steht dabei in engen Zusammenhang mit der Gesundheit und der Qualität der Implantate [11]. Brånemark definierte bereits früh eine gelungene Osseointegration als Grundvoraussetzung für die erfolgreiche Implantation [12]. Seitdem haben sich zahlreiche Studien damit beschäftigt, passende Kriterien für die Bewertung des Erfolgs von Implantaten zu finden [13-17]. Albrektsson et al. beispielsweise legten 1986 Erfolgskriterien wie etwa das Fehlen von Mobilität bei Einzelzahnimplantaten, ein jährlicher vertikaler Knochenabbau von weniger als 0,2 mm ab dem Jahr nach der Implantation, radiologisch keine periimplantäre Transluzenz sowie eine entzündungs- und schmerzfreie klinische Situation um das Implantat, ohne Parästhesien und Schäden des Canalis mandibularis, fest [18]. Basierend auf dieser Definition wurden Erfolgsraten von 85% nach fünf Jahren, sowie von 80% nach zehn Jahren angetroffen. Im Laufe der Zeit wurden diese Kriterien in Folgestudien um diagnostische Verfahren aus der Parodontologie erweitert und modifiziert. Eine Taschensondierungstiefe von 5 mm oder weniger sowie keine Blutung auf Sondierung im periimplantären Gewebe wurden dabei als Erfolgskriterien bestimmt [14, 16]. Später wurden zusätzlich Aspekte der Ästhetik und der prothetischen Versorgbarkeit als Erfolgskriterien herangezogen [19, 20]. In der Übersichtsarbeit von Moraschini et al. wird das Fehlen einheitlicher Kriterien für die Bestimmung des Erfolgs einer Behandlung durch enossale Implantate deutlich [11]. Von 23 Studien, wurde lediglich in 14 dieser Studien zusätzlich zur Überlebensrate, die Erfolgsrate mit

Hilfe von sieben verschiedenen Definitionen ermittelt. Dabei wurde in 34,9% bis 100% der Fälle eine erfolgreiche Implantatversorgung beobachtet. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass aktuell keine einheitlichen Kriterien für die Bestimmung der Erfolgsraten von Implantaten existieren, und die Erfolgsraten immer im Kontext mit den verwendeten Kriterien gesehen werden sollten. Die Überlebensrate von Implantaten wird seit Jahrzehnten über Langzeitstudien ermittelt. In einer Studie aus dem Jahr 2006 wurden 1057 Implantate in einem Zeitraum zwischen 9 und 14 Jahren nach Implantation untersucht. Die mittlere Überlebensrate lag bei 95,7% [21]. Eine systematische Literaturübersicht aus dem 2013 zeigt ähnliche Überlebensraten [22]. Aus der synoptischen Analyse von über 20 Studien ließ sich hier eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 96,83% 10 Jahre nach der Implantation feststellen. Ähnliche Ergebnisse lieferte auch eine aktuelle Studie mit einer 10 Jahres-Überlebensrate von 96,4% [23]. Die deutlich höheren Überlebensraten von dentalen Implantaten sind neben Verbesserungen des Implantatdesigns auch auf Änderungen an der Implantatoberfläche zurückzuführen [24]. Ebenso dazu beigetragen hat die Entwicklung und Einführung der navigierten Implantationstechnik, wodurch zusätzlich eine Verbesserung der Ästhetik von implantatgetragenen prothetischen Versorgungen möglich wurde [25, 26]. Auch Chee et al. untermauern diese Aussage und weisen in ihrer Studie auf die Wichtigkeit einer geplanten und geführten Implantation hin [27].

1.2 Implantationsverfahren

Die einfachste und immer noch häufigste Technik der chirurgischen Implantatinserterion stellt die Freihandimplantation dar. Dabei wird nach einer klinischen Untersuchung und mit Hilfe eines zweidimensionalen Röntgenbildes die Implantatposition geplant. Präoperativ wird bei dieser Methode, über eine röntgenopake Kugel der Vergrößerungsfaktor der Röntgeneinheit festgestellt [25]. Das angefertigte Bild wird meistens als Kugelmessaufnahme bezeichnet und ermöglicht die Messung der knöchernen Verhältnisse in der mesodistalen als auch kraniokaudalen Dimension, wodurch eine geeignete Implantatlänge bestimmt werden kann [25]. Intraoperativ empfiehlt sich die Darstellung des knöchernen Implantatlagers nach dem Aufklappen der Schleimhaut, um die Ausprägung des Kieferkamms insbesondere in der oro-vestibulären Dimension besser einschätzen zu können [28].

Insgesamt verbleiben jedoch sehr viele unbekannte Variablen wie etwa der Verlauf des N. alveolaris inferior im Unterkiefer, die genauen Lagebeziehungen von Wurzeln benachbarter Zähne, die Ausdehnung der Kieferhöhlen im Oberkiefer oder die Knochenqualität in der geplanten Implantatregion [29]. Aus der fehlenden prothetischen Planung resultieren nicht selten Implantatpositionen, die keine ideale Rekonstruktion der Zahnposition zulassen und häufig zu unbefriedigenden ästhetischen Ergebnissen führen [28]. Ebenso wird bei Freihandimplantationen das knöcherne Implantatlager häufig mit einem elliptischen Querschnitt aufbereitet wodurch die Primärstabilität des nachfolgend verankerten Implantats erheblich beeinträchtigt wird [28]. Trotz Erfolgsraten von ca. 90% wird das mit dieser Implantationstechnik zu erzielende Therapieergebnis sehr stark von der Erfahrung des Behandlers beeinflusst [28, 30, 31].

1.2.1 Implantation mit konventionellen Bohrschablonen

Die Verwendung konventioneller, im zahntechnischem Labor gefertigter Bohrschablonen erlaubt es dem Behandler, eine teilgeführte Implantation durchzuführen. Es existieren verschiedene Herstellungsverfahren und Ausführungen für die Herstellung dieser Schablonen. Bei dieser Technik wird,

nach intraoraler Abformung des Zahnbogens und Herstellung eines Gipsmodells, ein Wachsmo­dell (sogenanntes Wax-Up) des zu ersetzenden Zahnes erstellt. Auf Grundlage dieses Modells, sowie einer zweidimensionalen Röntgendarstellung (Orthopantomogramm), erfolgt die Bestimmung der idealen ästhetischen und funktionellen Implantatposition [32]. Nach der Herstellung einer Kunststoffschablone nach dem Muster des zuvor hergestellten Modells wird der innere Anteil des zu ersetzenden Zahnes mit Kunststoff aufgefüllt. Nachfolgend wird im Bereich des zu ersetzenden Zahnes zentral eine Bohrung angelegt, deren Position anhand von angrenzenden im Modell dargestellten anatomischen Strukturen abgeschätzt wird. Nach Herstellung der Schiene kann eine radiologische Darstellung als OPG oder DVT zur Prüfung der Hül­senposition vorgenommen werden.

Bei der Implantation ermöglicht diese Technik dem Behandler eine geführte Pilotbohrung im Sinne einer prothetischen Rückwärtsplanung (sogenanntes „*backward-planning*“), bei der sich die Implantatposition im Wesentlichen an der später zu rekonstruierenden Zahnposition orientiert. Allerdings wird auch bei dieser Technik nur die Position des späteren Implantatlagers mit Hilfe einer Schablone festgelegt. Die eigentliche Präparation des knöchernen Lagergewebes erfolgt anschließend wieder weitgehend freihändig ohne Führung durch eine Schablone, wodurch größere Achsen- und Tiefenabweichungen des Implantats möglich sind. Deshalb ist auch mit dieser Technik der Erfolg stark von den Fertigkeiten und den Erfahrungen des implantierenden Zahnarztes abhängig [32].

1.2.2 Navigierte Implantation

Die digitale Volumentomographie (DVT) ermöglichte in der Zahnmedizin erstmals die dreidimensionale bildgebende Darstellung intraoraler Strukturen. Sie hat sich inzwischen als Planungshilfe vor chirurgischen Eingriffen, insbesondere bei der dentalen Implantation, fest etabliert. Das dreidimensionale DVT bietet dem Behandler im Vergleich zum zweidimensionalen OPG, exakte Informationen über die Lage und Dimension wichtiger anatomischer Strukturen wie zum Beispiel des N. alveolaris inferior im Unterkiefer, der Lage und Ausdehnung der Kieferhöhlen im Oberkiefer oder die Form der Wurzeln benachbarter Zähne [33]. Hierdurch wird eine dreidimensionale Implantatpositionierung unter Berücksichtigung von anatomischen Strukturen ermöglicht [25]. Die Informationen über anatomische Strukturen in Kombination mit der optimalen prothetischen Ausrichtung der zu ersetzenden Zähne, ermöglicht die Anfertigung von navigierten Bohrschablonen, die eine vollständig geführte Präparation des ossären Implantatlagers erlauben.

Die hohe Präzision der intraoperativen Positionsbestimmung ermöglicht zudem neue Techniken, wie die transgingivale Implantation. Durch den Verzicht auf eine Lappenbildung verursacht dieser minimalinvasive Ansatz weniger postoperative Morbidität und ist klinisch im Vergleich zu konventionellen Techniken mit einem geringeren Zeitaufwand umzusetzen [34].

Allerdings hängt die tatsächliche Genauigkeit der Bestimmung der Implantatposition von der Art der Abstützung ab. Zahngetragene Schablonen ermöglichen eine höhere Genauigkeit als schleimhautgetragene Führungshilfen [34]. Schließlich erfordern navigierte Führungsschablonen stets einen größeren klinischen und finanziellen Aufwand.

1.2.2.1 Statisch-navigierte Implantation mittels klassisch hergestellter Bohrschablone

Zur Konstruktion navigierter Führungsschablonen war ursprünglich zunächst die Herstellung einer laborgefertigten Röntgenschablone mit radioopaken Markern und einem Sicherheitsbaustein, oft im Sinne eines genormten Legosteins, notwendig. Die Röntgenschablone wurde dabei während der Anfertigung der

DVT-Aufnahme intraoral platziert. Im Sinne eines vollständigen „*backward-planning*“ wurden dazu bereits vor Anfertigung der Röntgenschablone, die fehlenden Zähne im zahntechnischen Labor aufgestellt. Die rekonstruierte Zahnposition wurde mit einer speziellen Technik (sogenanntes Tiefziehverfahren) in eine Kunststoffschiene übertragen. Ein Referenzkörper, oft ein Legosteine standardisierter Größe, wird im Anschluss in die Schiene eingearbeitet. Anhand dieses Referenzkörpers kann die Schablone in der Planungssoftware mit dem DVT überlagert werden. Nachdem anhand der radioopaken Zähne eine digitale Planung erfolgt ist, werden dem Zahntechniker die Planungsdaten zur Umarbeitung der Röntgenschablone in eine Bohrschablone übermittelt. Um die Bohrungen exakt durchzuführen, wird ein dreidimensional einstellbarer Tisch benötigt, auf den die 3D Koordinaten jeder Hülse übertragen und eingefräst werden. Im Anschluss werden die entsprechenden Bohrhülsen in die Schablone einpolymerisiert [35].

Insgesamt benötigt diese Methode mehrere Versandwege zwischen Praxis und Dentallabor bis die Implantation erfolgen kann. Ebenso ist ein erhöhter Material- und Zeitaufwand, sowie eine erhöhte Gefahr von Abweichungen durch die Anzahl verschiedener Arbeitsschritte nachteilhaft.

1.2.2.2 Statisch-navigierte Implantation mittels computergestützt hergestellter Bohrschablone

Die Einführung der CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde erbrachte für die navigierte Implantologie zwei bedeutende Vorteile. Zum einen die Möglichkeit, digital im STL-Format („*surface tessellation language*“ oder „*standard triangulation language*“) erfasste Zahnreihen mit 3D Röntgenaufnahmen im DICOM-Format (*digital imaging and communications in medicine*) zu überlagern und zum anderen die Möglichkeit, digital erstellte Bohrschablonen mittels 3D-Druck oder CNC-Fräsmaschinen real zu überführen [36].

Für die Umsetzung dieser Herstellungstechnik wird eine DICOM-Datei sowie eine STL-Datei benötigt. Dabei kann die STL-Datei nach konventioneller Abdrucknahme und Modellherstellung über einen Laborscanner oder direkt am Patienten mittels Intraoralscanner generiert werden. Durch den Scan eines

Objekts entsteht zunächst eine „Punktwolke“. Das Scanprogramm verbindet diese Punkte automatisch über Linien zu Dreiecksfacetten („Polygonisierung“ oder „Triangulation“). Eine Dreiecksfacette setzt sich aus den drei Eckpunkten sowie der Flächennormale des Dreiecks zusammen. Die Informationen über die so entstandenen Dreiecksgeometrien werden in Form einer STL-Datei abgespeichert. Hierbei kann die Information entweder leicht leserlich im Rahmen der ASCII-Kodierung oder in der kompakteren Binärcodierung abgespeichert werden. In einer entsprechenden Planungssoftware für Implantate erfolgt das Fusionieren der DICOM- mit der STL-Datei. In der Planungssoftware wird anschließend unter Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten aus dem DVT, sowie der dentalen und gingivalen Gegebenheiten des Oberflächenscans, ein Implantat manuell in Position gebracht. Hierbei lässt sich für die individuelle Situation, ein entsprechender Implantattyp, sowie die Implantatlänge und der Implantatdurchmesser bestimmen. Daraufhin wird nach abgeschlossener Planung die Kontur und Form der Bohrschablone festgelegt und geeignete Implantathülsen ausgewählt. Die Software fügt daraufhin automatisch Bohrlöcher in die Schablone ein. Abschließend generiert die Implantatplanungssoftware eine STL-Datei der designten Bohrschablone, mit dessen Hilfe die Bohrschablone über additive oder subtraktive Fertigungstechniken real umgesetzt werden kann.

1.3 CAD/CAM-Herstellungsverfahren von Bohrschablonen

Für die Herstellung dentaler Bohrschablonen existieren verschiedene Fertigungsmethoden. Neben den konventionell im Labor gefertigten Schablonen, können Bohrschablonen auch digital mittels CAD/CAM-Verfahren hergestellt werden [36]. Während das CAD (*computer-aided design*) die digitale Erstellung von Objekten beschreibt, versteht sich unter CAM (*computer-aided manufacturing*) die computergestützte Fertigung dieser Objekte. Hierbei haben sich zwei Verfahren, das additive Verfahren und das subtraktive Verfahren, für die Anwendung im zahnmedizinischen Bereich etabliert [37]. Ausgangspunkt für beide Fertigungsmethoden bildet ein abgeschlossenes CAD, welches über eine STL-Datei abgespeichert ist.

1.3.1 Additive Verfahren

Die additive Fertigung beschreibt ein Herstellungsverfahren, das ein digitales Objekt durch schrittweises Aufbauen übereinanderliegender Schichten real umsetzt. Die additive Fertigung wird auch unter den Begriffen „*rapid prototyping*“ oder „3D Druck“ verstanden. 3D Druck bezeichnet in diesem Zusammenhang die Möglichkeit, ein Objekt in drei Raumdimensionen nachzubilden. Hierbei unterscheiden sich die beiden zweidimensionalen Flächendimensionen mit der Achskennzeichnung X und Y von einer dritten Dimension mit der Achskennzeichnung Z, welche die Tiefe des Objekts beschreibt. Die Z-Dimension verläuft dabei senkrecht zu den beiden Flächendimensionen und ist ausschlaggebend für den Detailgrad des gedruckten Objekts. Ein Vorteil dieser Verfahren ist der Verzicht auf Fräsen, wodurch auch komplexe Formen in die Realität umgesetzt werden können. In den letzten Jahrzehnten ist der weltweite Marktanteil dieser Technik stetig gewachsen. Zwischen 1988 und 2015 erzielte diese eine durchschnittliche jährliche Wachstumsrate von ca. 27% [38]. Der Ablauf der Schlüsselpatente von additiven Verfahren, begünstigte die Gründung vieler kleiner Unternehmen und die damit hervorgegangene Vielfalt an Materialien, Druckgeräten und Drucktechnologien. Ebenso ebnete diese Entwicklung den einfachen und kostengünstigen Zugang zu dieser Technologie, was das rapide Wachstum dieser Branche begünstigte.

Tabelle 1 gibt einen Überblick über die aktuell verfügbaren Drucktechnologien, den verwendbaren Werkstoffen und den Anwendungsgebieten in der Zahnheilkunde.

Drucktechnologie	Werkstoffe	Anwendung
SLA (Stereolithografie) DLP (<i>digital light processing</i>)	Photopolymere Acrylate Epoxide	Bohrschablonen Schienen Provisorien Modelle Prothesen Zahnfleischmasken Abformlöffel IBTs
MJ (<i>material jetting</i>) BJ (<i>binder jetting</i>)	Photopolymere Metalle Keramik	Provisorien Modelle
SLM (<i>selective laser melting</i>) SLS (<i>selective laser sintering</i>)	Metallpulver Thermoplaste	Kronen Brücken Modellguss Implantate + Abutments
LCM (<i>lithography-based ceramic manufacturing</i>)	Lithiumdisilikat Zirkoniumdioxid Hydroxylapatit	Knochenersatz Implantate Restorationen
Schmelzschichtverfahren FFF (<i>fused filament fabrication</i>)	PEEK, PLA, ABS	Modelle, Implantate, Knochenersatz

Tabelle 1: Übersicht über aktuelle Drucktechnologien mit Werkstoffen und Anwendungsgebieten in der Zahnheilkunde.

In Dentallaboratorien und Zahnarztpraxen haben sich vor allem 3D-Druckverfahren wie die Stereolithografie (SLA) und das daraus entstandene „*digital light processing*“ (DLP) etabliert [37, 39, 40]. Diese beiden Technologien werden nachfolgend näher dargestellt.

1.3.1.1 SLA

Die Stereolithografie wurde in den 1980er Jahren durch Charles Hulls erfunden, und erhielt durch den technologischen Fortschritt letztendlich auch in der Zahnmedizin Einzug [41]. Bei der Stereolithografie entsteht ein Objekt schichtweise durch das wiederholte Absenken einer Bauplatte in eine Harzwanne in Kombination mit einer Belichtung durch einen ultra-violetten Laser. Ausgangspunkt für den 3D Druck ist eine STL-Datei, welche in einer geeigneten 3D-Druckersoftware genestet werden muss. Das „Nesting“ beschreibt in diesem Zusammenhang, die Platzierung des dreidimensionalen Objekts auf der Bauplatte des 3D-Druckers, sowie die Auswahl von Art und Ausführung der Stützstrukturen, des verwendeten Photopolymers und die Bestimmung der Schichtdicke. Die Stützstrukturen sind von großer Bedeutung für den Erfolg des Drucks, da sie ein Absenken von Objektteilen, sowie ein Lösen dieser von der Bauplatte während des Druckvorgangs verhindern. Die Schichtdicke, auch Z-Achsen-Auflösung genannt, variiert für die SLA-Technologie in der Zahnheilkunde je nach Indikation zwischen 25-150 µm [42]. Um eine für den Drucker lesbare Datei zu erhalten, „sliced“ die 3D-Druckersoftware die STL-Datei in viele, dem gewählten Detailgrad entsprechenden Schichten. Durch diesen Vorgang entsteht ein G-Code, der dem Drucker als Programmiersprache dient und alle Informationen zum schichtweisen Nachbilden des Objekts enthält. Der importierte G-Code aus dem CAM-Modul wird vor dem Druckvorgang um druckerspezifische Parameter wie beispielsweise die Laserintensität, Belichtungszeiten und Drucktemperaturen erweitert.

SLA-Drucker sind durch eine mit Harz gefüllte Wanne, einer beweglichen Bauplattform, einem UV-Laser und verstellbaren Spiegeln charakterisiert (Abbildung 1).

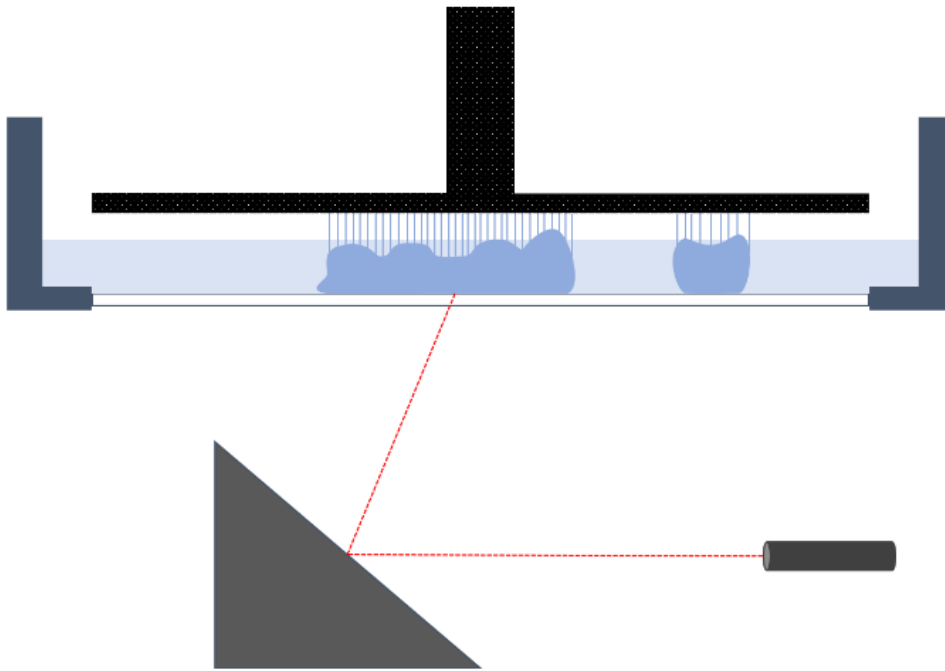


Abbildung 1: Funktionsprinzip eines SLA-Druckers. Der Laserstrahl (rote Linie) wird über bewegliche Spiegel auf das Druckharz (hellblau) in der Wanne (dunkelblau) gelenkt, und führt auf der Bauplatte (schwarz) zu punktförmigen Polymerisationen. Es entsteht ein reales Objekt (blau).

Im Druckprozess wird ein UV-Laserstrahl auf die beweglichen Spiegel unterhalb der Wanne geleitet, welche den Strahl punktförmig über die Bauplatte führen. Die Bauplatte befindet sich dabei im abgesenkten Zustand im Druckharz mit einem definierten Spalt zum durchsichtigen Boden der Wanne. Der definierte Spalt richtet sich nach der Schichtdicke, mit der das Objekt gedruckt werden soll [37]. Der Laserstrahl führt nun durch Belichtung der Photopolymere und der damit einhergehenden Quervernetzungsreaktion zu einer punktförmigen Aushärtung der Polymere [43]. Im Anschluss erfolgt ein Anheben der Bauplatte aus der Wanne, wobei sich gleichzeitig das Werkstück vom Wannengrund löst. Dadurch wird erreicht, dass das Druckharz am Boden der Wanne nachfließen kann. Manche Drucker nutzen zur optimalen Verteilung des Druckharzes eine bewegliche Abstreichklinge. Die nächste Schicht des Objekts entsteht durch das Absenken der Bauplatte und der anschließenden Belichtung der Photopolymere am Boden der Wanne. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt, bis das Objekt vollständig gedruckt ist.

1.3.1.2 DLP

Der DLP-3D-Druck hat seinen Ursprung in der Bildprojektionstechnik. Auch diese Drucktechnologie beschreibt das schichtweise Aufbauen eines vorgegebenen CAD`s durch das Absenken einer Bauplatte in eine mit Harz gefüllte Wanne in Kombination mit der Belichtung des Werkstücks. Das Verfahren ähnelt somit der Stereolithografie, unterscheidet sich jedoch hinsichtlich der Art der Belichtung und der Lichtquelle.

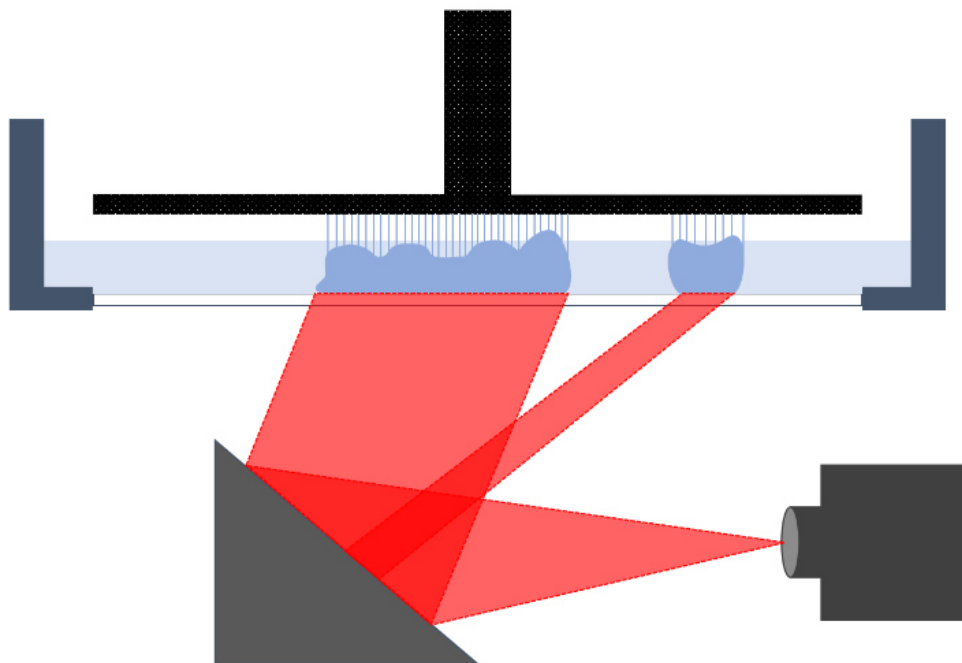


Abbildung 2: Funktionsprinzip eines DLP-Druckers. Ein Projektor (rechts unten) projiziert Licht (rote Fläche) über bewegliche Mikrospiegel auf das Druckharz (hellblau) in der Wanne (dunkelblau), und führt auf der gesamten Bauplatte (schwarz) zu einer flächigen Polymerisation. Es entsteht ein reales Objekt (blau).

Anders als in der Stereolithografie wird das Licht von einem Projektor auf ein „digital micromirror device“ (DMD) geworfen (Abbildung 2). Das DMD besteht aus mikroskopisch kleinen Spiegeln, welche sich jeweils einem Pixel auf dem Projektor zuordnen lassen. Die Spiegel lassen sich individuell steuern, was eine gewünschte Projektion der Koordinaten aus dem geslicten CAD auf die Bauplatte erlaubt [39, 44]. Die zweidimensionalen nebeneinanderliegenden Pixel des auf

dem Projektor angezeigten Schichtbildes werden somit zu dreidimensionalen Voxel auf der Oberfläche der Bauplatte bzw. des Werkstücks. Dieses technische Prinzip ermöglicht eine Zeitersparnis bei der Produktion mehrerer Werkstücke, da die Belichtungszeit in diesem Verfahren über die gesamte Produktionszeit gleich gehalten werden kann. Die Z-Achsen-Auflösung für die DLP-Technologie variiert in der Zahnmedizin zwischen 20 μm und 100 μm und ist fest an die Pixelgröße des Projektors gekoppelt [42]. Die Z-Achsen-Auflösung wird dabei entscheidend von der Durchhärtetiefe und Aushärtungsbreite während der Belichtung beeinflusst [43]. Parameter wie die Wellenlänge, die Intensität und die Belichtungszeit, sowie die Art des Photoinitiators im Druckharz bestimmen die Durchhärtetiefe, und sind somit für die Verbundstärke der einzelnen Schichten von großer Bedeutung [45]. Weiterhin wird der Größe, der Anzahl und dem Brechungsindex der Partikel in dem Druckharz ein starker Einfluss auf die Durchhärtetiefe und der Aushärtungsbreite zugeschrieben. SLA- und DLP-Drucker erzeugen Wellenlängen zwischen 300 nm und 420 nm [39]. Die erzeugte Wellenlänge der 3D-Drucker soll dabei mit der erforderlichen Wellenlänge der Photoinitiatoren im Druckharz korrelieren, um eine effiziente und schnelle Polymerisation der Monomere zu gewährleisten [43]. Hieraus ergibt sich, dass die Druckharze nicht beliebig mit den 3D-Druckern kombiniert werden können. Übliche Photoinitiatoren im 3D Druck sind beispielsweise TPO (Triphenylphosphanoxid) und BAPO (*bis-acylphosphine oxide*). Sie unterscheiden sich hinsichtlich der Lichtsensitivität. Die Druckharze beinhalten typischerweise meth(acrylat)-basierte Monomere [46]. Die Belichtung der Photoinitiatoren des Druckharzes führt in jeder Druckschicht zu einer Radikalbildung. Die freien Radikale greifen die Doppelbindungen der Monomere an und brechen diese auf, wobei wieder ein Radikal entsteht, was zu einem weiteren Angriff auf die Doppelbindungen noch freier Monomere führt. Somit kommt es zu einer Kettenwachstum- und Quervernetzungsreaktion, wodurch der Kunststoff aushärtet. Der Aushärteprozess kann dabei in die Gelierungsphase und in die Verglasungsphase unterteilt werden. Während in der kinetisch-gesteuerten Gelierungsphase die Reaktionsgeschwindigkeit stark zunimmt, sinkt diese in der diffusions-gesteuerten Verglasungsphase stark ab. Dabei nimmt die Viskosität stets zu, was eine Diffusion freier Monomere zwischen die Ketten

erschwert und somit die Zahl weiterer Quervernetzungsreaktionen vermindert. Dadurch ist der Übergang in die Verglasungsphase entscheidend für die finale Konversionsrate und Homogenität der Kunststoffmatrix [43]. Weiterhin ist die Konversionsrate von der gewählten Schichtstärke der Druckschichten abhängig, wie Reymus et al. in ihren Untersuchungen feststellten [47]. So zeigten sich bei einer Schichtstärke von 25 μm weniger verbliebene unverbundene Monomere als bei 50 μm oder 100 μm . Die Konversionsrate stellt einen wichtigen Wert zur Beurteilung einer erfolgreichen Polymerisation dar und hat einen starken Einfluss auf die Biokompatibilität, sowie den mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Kunststoffes [48, 49].

Sowohl die SLA- als auch die DLP-Technologien beruhen auf der Verwendung von flüssigem Kunststoff in einer Wanne, welcher eine nachträgliche Reinigung mit Isopropanol und eine Nachpolymerisation des gedruckten Objekts erforderlich macht [44]. Die Nachbelichtung der gedruckten Objekte führt dabei zu einer deutlichen Erhöhung der Konversionsrate wie Reymus et al. zeigen konnten [47]. Als letzten Schritt müssen die Stützstrukturen, welche das Objekt während des Druckprozesses an der Bauplatte befestigen, abgetrennt werden.

1.3.2 Subtraktive Verfahren mittels CNC-Fräsmaschine

Die subtraktive Fertigung beschreibt ein Herstellungsverfahren, das ein vorgegebenes CAD durch Fräsen oder Schleifen aus einem Materialblock umsetzt. Seit dem Beginn der Forschung an digitalen Technologien in der Zahnheilkunde in den 1970er Jahren, haben diese eine stetige Fortentwicklung erfahren [50]. Bereits in den 1980er Jahren erfolgte die Einführung dieser digitalen Technologien in Form des CEREC-Systems (*ceramic reconstruction*) in den dentalen Markt [51]. Seitdem hat sich der Einsatz von CNC-Fräsmaschinen (*computerized numerical control*) in der Zahnmedizin bewährt. In Zahnarztpraxen bietet sich im Rahmen eines sogenannten *chairside*-Versorgungskonzepts vor allem die Benutzung einer 4-Achs-Fräsmaschine an. Diese Maschinen sind meist von kompakter Bauweise und haben neben den drei Hauptachsen (X, Y, Z) eine zusätzliche Drehachse, welche eine Rotation des Materialblocks ermöglicht. In Dentallaboratorien werden fast ausschließlich 5-Achs-Fräsmaschinen mit der Möglichkeit größere Objekte zu bearbeiten verwendet [52, 53]. 5-Achs-Fräsmaschinen verfügen über 5 Bearbeitungsachsen, wovon sich meist 3 Hauptachsen (X, Y, C) von 2 Drehachsen (A und B) unterscheiden lassen. Die Rotationsachsen erlauben nicht selten eine Bewegung der sogenannten Spannbrücke um 2 Achsen. Die Spannbrücke dient zur Aufnahme der Materialronden. Unterschnitte können somit problemlos erreicht und komplexe Formen unproblematisch ausgefräst werden. Eine der fortschrittlichsten Technologien im Bereich des Fräsens bietet die Simultanbearbeitung von Werkstücken an, bei der nahezu jede Freifläche gebildet werden kann. Dabei werden neben den üblichen Achsbewegungen über die Hauptachsen gleichzeitig Schwenk- und Rotationsbewegungen durchgeführt. 3-Achs-Fräsgeräte bieten nur Bearbeitungsmöglichkeiten in den 3 Hauptachsen. Durch die fehlenden Drehachsen ist es ihnen nicht möglich, Unterschnitte zu entfernen, was sie für den Einsatz in der Zahnmedizin ungeeignet macht.

Zur Ansteuerung einer Fräsmaschine bedarf es einer CAM-Software. Diese wandelt die importierte und genestete STL-Datei aus der CAD-Software in einen Maschinencode um. Unter „Nesting“ versteht man bei der subtraktiven Fertigung, die Platzierung des Objekts in der Materialrunde, das Setzen der Verbinder

zwischen Objekt und Ronde, sowie die Auswahl der zu verwendenden Fräser, des Detailgrades der Oberfläche und des Bearbeitungsmodus. Größere Fräsmaschinen verfügen hier über eine Trocken- bzw. Nassbearbeitung, um ein Überhitzen der verwendeten Materialien zu verhindern. Das CAM-Modul berechnet auf dieser Grundlage einen Fräspfad für das Objekt. Daraufhin wandelt der Postprozessor diese Informationen, unter Zugabe von Information wie den Vorschub und der Drehzahl der verwendeten Werkzeuge, in einen NC-Code um, welchen die Fräsmaschine lesen kann [37]. Auf Basis dieses NC-Codes (*numerical control*) kann die Maschine das Objekt aus einer Ronde herausfräsen. Dabei werden zunächst beim sogenannten Schruppen grobe Werkzeuge für einen schnellen Materialabtrag eingesetzt. In einem zweiten Durchlauf erfolgt beim Schlichten die Feinausarbeitung der Oberflächen mit feineren Werkzeugen. Über Haltestege bleibt das Werkstück während des Fräs-/Schleifvorgangs mit der Ronde verbunden.

Die subtraktive Fertigung bietet den Vorteil, dass sich die Werkstücke nach dem Fräsvorgang zumeist im endgültigen Materialzustand befinden und daher eine aufwendige Nachbearbeitung und Säuberung des Werkstücks entfällt. Die industriell hergestellten Materialronden weisen eine hohe Homogenität und Materialgüte auf. Ebenso kann bei dieser Fertigungsmethode auf eine größere Materialvielfalt zurückgegriffen werden. Neben diesen Vorteilen bringt diese Fertigungsmethode auch Limitationen mit sich. Die Materialronden müssen immer über Haltearme oder Spannbrücken fest fixiert werden, wodurch das Werkzeug nicht jede beliebige Stelle des Materialblocks erreichen kann. Ebenso hindern bereits herausgefräste/-geschliffene Anteile eines Werkstücks den Bohrer daran, alle Stellen zu erreichen, was eine eingeschränkte Angulation der Materialronde zum Bohrer nach sich zieht. Nicht unerheblich wirkt sich auch der starke Materialverschleiß sowie die Abnutzung der eingesetzten Fräs- oder Schleifwerkzeuge bei der Herstellung eines Werkstücks aus [54]. Hierbei wird bei der Verwendung von Rondens mehr Material verworfen als bei den kleinen Schleifblöcken für die chairside-Fräsmaschinen. Die Tatsache, dass herstellungsbedingt um jedes Objekt ein Bearbeitungsspielraum für die Bohrer notwendig ist, führt dabei zu einem noch höheren Materialverbrauch. Weiterhin

ist der Detailgrad der Oberfläche und die Passung der Werkstücke von dem kleinsten Bohrerdurchmesser abhängig [55]. Zudem verliert das subtraktive Verfahren im Bereich mit kleinen Radien, wie etwa an den Inzisalkanten der Schneidezähne, an Präzision. Grund hierfür ist die Fräserradiuskorrektur, die zum Einsatz kommt, wenn der Radius des Fräsers größer ist als der Radius der Zahnoberfläche. Dabei wird in den zu kleinen Bereichen zusätzlich Material abgetragen, wodurch die Passung des Objekts negativ beeinflusst wird. Auch kann ein zu hoher Anpressdruck sowie Vibrationen während des Fräsvorgangs zu Abplatzungen und Über- bzw. Unterschnitten an dünn auslaufenden Objektbereichen führen [56].

1.4 Genauigkeit der navigierten Implantologie

Mit der Genauigkeit der intraoralen Positionsübertragung durch navigierte Implantatschablonen haben sich in der Vergangenheit zahlreiche Studien beschäftigt (Tabelle 2 und Tabelle 3). Dabei wurde verschiedenen Einflussfaktoren wie beispielsweise der Erfahrung des Behandlers, das verwendete Implantatsystem, das Implantatdesign und der Abstützung der Schablone, nachgegangen. Die betreffenden Studien analysieren die Übereinstimmung der präoperativ geplanten virtuellen mit der tatsächlich erreichten klinischen Implantatposition. Dabei werden neben der Winkelabweichung und dem 3D-Versatz an der Implantatspitze/-basis auch der vertikale, transversale und horizontale Versatz der Implantatspitze/-basis bestimmt. Während die Planung anhand eines dreidimensionalen DICOM-Datensatzes erfolgt, werden postoperativ bevorzugt zweidimensionale Röntgenbilder zur Kontrolle der Implantatposition angefertigt. Diese bieten jedoch aufgrund der fehlenden dritten Dimension keine adäquate Basis für einen vertiefenden Vergleich der Implantatpositionen. In den aufgeführten Studien über die Genauigkeit der navigierten Implantologie wurden aus diesem Grund postoperative DVT-Aufnahmen oder dreidimensionale Oberflächenscans zum Vergleich mit der präoperativen Implantatposition angefertigt.

1.4.1 In-vivo Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie

In-vivo Studien bieten durch ihre realitätsbezogene Durchführung in der Regel die aussagekräftigsten Ergebnisse für den Behandler. Einflussfaktoren wie Patientenbewegungen, räumliche Platzeinschränkungen, Beweglichkeit von Weichgeweben, Körperflüssigkeiten wie Blut und Speichel können nur bei diesem Studientyp berücksichtigt werden.

Smitkarn et al. untersuchten die Genauigkeit der Implantation in Einzelzahnschaltlücken und verglichen dabei die statisch navigierte Implantologie mit der Freihandimplantologie [25]. Mit einer Winkelabweichung von $2,80 \pm 0,60$ Grad gegenüber $7,00 \pm 7,00$ Grad, einer krestalen Abweichung von $0,90 \pm 0,80$ mm gegenüber $1,30 \pm 0,70$ mm und einer apikalen Abweichung von $1,20 \pm 0,90$ mm gegenüber von $2,20 \pm 1,20$ mm wird der navigierten Implantologie eine höhere Genauigkeit zugeschrieben. In einer im Jahr 2015 veröffentlichten Studie zeigten Fürhauser et al. den engen Zusammenhang zwischen Ästhetik und einer genauen Implantatposition auf [57]. Hierfür wurde die Genauigkeit der Implantatposition von 27 im anterioren Oberkiefer navigiert gesetzten Einzelimplantaten untersucht. Die Abweichungen betragen $2,70 \pm 1,72$ Grad für den Winkel, $0,80 \pm 0,67$ mm im krestalen und $1,20 \pm 0,90$ mm im apikalen Bereich des Implantats. Schnutenhaus et al. kamen in ihrer Studie, in der eine strahlungsfreie Methode zur postoperativen Auswertung der Implantatposition untersucht wurde, zu einer Winkelabweichung von $4,00 \pm 1,50$ Grad, krestalen Abweichungen von $0,90 \pm 0,50$ mm und apikalen Abweichungen von $1,50 \pm 0,70$ mm [58]. In der Studie von Moon et al. zur Überprüfung der Genauigkeit der navigierten Implantologie anhand einer Planung an einem CT wurde eine Winkelabweichung von $3,84 \pm 1,49$ Grad, eine krestale Abweichung von $0,45 \pm 0,48$ mm und eine apikale Abweichung von $0,70 \pm 0,63$ mm der postoperativen Implantatposition gemessen. Ersoy et al. untersuchten die Genauigkeit von 94 navigiert gesetzten Implantaten und schreiben der navigierten Implantationstechnik aufgrund der Kombination aus präoperativer Planung und additiver Herstellungsmöglichkeit der Bohrschablonen eine hohe Zuverlässigkeit zu [59]. In der Studie von Kaewsiri et al. wurden je 30 statisch navigierte und 30 dynamisch navigierte Einzelzahnimplantate gesetzt [60]. Die Autoren

beschreiben dabei die Genauigkeit beider Techniken als vergleichbar und kamen zu einer Abweichung der Implantatposition für die statisch navigierte Gruppe von $2,84 \pm 1,71$ Grad für den Winkel, $0,97 \pm 0,44$ mm krestal und $1,28 \pm 0,46$ mm apikal. Lee et al. untersuchten die Genauigkeit der Implantatposition unter Anwendung hülsenfreier Bohrschablonen in Kombination mit speziellen Implantatbettbohrern, und beobachteten eine hohe Präzision [61] (Tabelle 2).

Studie	n	Röntgen	durchschnittliche Abweichungen mit (SD)			
			Winkel in °	Vertikal in mm	Krestal in mm	Apikal in mm
Smitkarn et al. (2019) [25]	30	DVT	$2,80 \pm 0,60$		$0,90 \pm 0,80$	$1,20 \pm 0,90$
	30		$7,00 \pm 7,00$		$1,30 \pm 0,70$	$2,20 \pm 1,20$
Fürhauser et al. (2015) [57]	27	DVT	$2,70 \pm 1,72$		$0,80 \pm 0,67$	$1,20 \pm 0,90$
Schnutenhaus et al. (2016) [58]	12	DVT	$4,00 \pm 1,50$		$0,90 \pm 0,50$	$1,50 \pm 0,70$
Moon et al. (2016) [62]	19	CT	$3,84 \pm 1,49$	$0,63 \pm 0,51$	$0,45 \pm 0,48$	$0,70 \pm 0,63$
Ersoy et al. (2008) [59]	94	CT	$4,90 \pm 2,36$		$1,22 \pm 0,85$	$1,51 \pm 1,00$
Kaewsiri et al. (2019) [60]	30	DVT	$2,84 \pm 1,71$		$0,97 \pm 0,44$	$1,28 \pm 0,46$
	30		$3,06 \pm 1,37$		$1,05 \pm 0,44$	$1,29 \pm 0,50$
Lee et al. (2016) [61]	21	DVT	$2,02 \pm 0,94$	$0,93 \pm 0,38$	$0,59 \pm 0,24$	
			$2,39 \pm 1,14$		$0,69 \pm 0,34$	

Tabelle 2: In-vivo Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie mit Angabe der verwendeten präoperativen Röntgendiagnostik, der gemessenen Abweichungen für den Winkel, den Versatz vertikal, krestal und apikal und der Anzahl der Proben (n). SD= Standardabweichung

1.4.2 In-vitro Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie

In-vitro Untersuchungen haben gegenüber in-vivo Studien den Vorteil, standardisierter experimenteller Bedingungen.

Gjelvold et al. verglichen in ihrer experimentellen Studie zwei 3D-Drucktechnologien, die SLA- und die DLP-Technologie, in Bezug auf die Genauigkeit der navigiert übertragenen Implantatposition [63]. Die Autoren beschreiben insgesamt ungefähr vergleichbare Abweichungen, die jedoch mit der DLP-Technik in der vertikalen Ebene und im krestalen Bereich des Implantats geringer waren (Tabelle 3). In der 2018 veröffentlichten Studie von Chen et al. wurde die Genauigkeit von jeweils 50 freihand, statisch und dynamisch navigiert gesetzten Implantaten gemessen [64]. Die statisch navigiert gesetzten Implantate wiesen mit einer Winkelabweichung von $6,02 \pm 3,71$ Grad, einer krestalen Abweichung von $1,02 \pm 0,46$ mm und einer apikalen Abweichung von $1,50 \pm 0,79$ mm ähnliche Werte wie die dynamisch navigiert gesetzten Implantate auf. Im Vergleich zeigten die freihand gesetzten Implantate eine deutlich geringere Genauigkeit der Implantatposition auf (Winkelabweichung $9,26 \pm 3,62$ Grad, krestale Abweichung $1,44 \pm 0,56$ mm, apikale Abweichung $2,00 \pm 0,79$ mm). El Kholly et al. untersuchten den Einfluss der Führungshülsehöhe, des Bohrabstandes und der Bohrlöffellänge auf die Genauigkeit der Implantatposition [65]. Die Autoren berichten von einer Zunahme der Genauigkeit durch die Reduktion des Bohrabstandes unterhalb der Hülse, sowie der Verringerung der Hülsen- und Implantatlänge. In der Studie von Vermeulen wurden je 4 Implantate von 10 erfahrenen Behandlern freihand und navigiert gesetzt [66]. Als Resultat zeigten sich signifikant geringere Abweichungen der Implantatposition in der Gruppe der navigiert gesetzten Implantate. Guzmán et al. verglich die Genauigkeit der statisch geführten Implantation mit der Genauigkeit der dynamisch geführten Implantation und konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen [67]. Henprasert et al. untersuchten den Einfluss der Herstellungsmethode, gefräst gegenüber gedruckt, der Bohrschablonen aufgeteilt in zwei Gruppen (n=15) auf die Genauigkeit der Implantatposition [68]. Mit einer Winkelabweichung von $0,78 \pm 0,80$ Grad für die gedruckte Gruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zu der gefrästen Gruppe mit einer

Winkelabweichung von $0,77 \pm 0,72$ Grad. Ähnlich zeigten sich die Abweichungen krestal $0,32 \pm 0,15$ mm gegenüber $0,27 \pm 0,12$ mm und apikal $0,84 \pm 0,47$ mm gegenüber $0,81 \pm 0,28$ mm. Eine weitere Studie von El Kholy et al. konnte eine Erhöhung der Genauigkeit der navigierten Implantation durch eine extendierte Abstützung der Bohrschablone auf mehrere benachbarte Zähne nachweisen [69].

Tabelle 3 gibt einen Überblick über aktuelle in-vitro-Studien.

Studie	n	Röntgen	durchschnittliche Abweichungen mit (SD)			
			Winkel in °	Vertikal in mm	Krestal in mm	Apikal in mm
Gjelvold et al. (2019) [63]	20	DVT	$0,99 \pm 0,57$ $1,25 \pm 0,49$	$0,16 \pm 0,11$ $0,34 \pm 0,18$	$0,27 \pm 0,08$ $0,39 \pm 0,01$	$0,34 \pm 0,14$ $0,49 \pm 0,17$
Chen et al. (2018) [64]	50	DVT	$6,02 \pm 3,71$		$1,02 \pm 0,46$	$1,50 \pm 0,79$
	50		$4,45 \pm 1,97$		$1,07 \pm 0,48$	$1,35 \pm 0,55$
	50		$9,26 \pm 3,62$		$1,44 \pm 0,56$	$2,00 \pm 0,79$
El Kholy et al. (2018) [65]	30	DVT	$1,86 \pm 0,32$		$0,49 \pm 0,14$	$0,34 \pm 0,08$
Vermeulen (2016) [66]	80	DVT	1,70 7,12	0,56 0,59	0,36 1,16	0,41 1,11
Guzmán et al. (2019) [67]	40	DVT	$2,95 \pm 1,48$		$0,78 \pm 0,43$	$1,20 \pm 0,48$
			$4,00 \pm 1,41$		$0,85 \pm 0,48$	$1,18 \pm 0,60$
Henprasert et al. (2020) [68]	15	DVT	$0,78 \pm 0,80$		$0,32 \pm 0,15$	$0,84 \pm 0,47$
	15		$0,77 \pm 0,72$		$0,27 \pm 0,12$	$0,81 \pm 0,28$
El Kholy et al. (2019) [69]	120		$4,36 \pm 1,68$		$0,28 \pm 0,13$	$0,68 \pm 0,43$

Tabelle 3: In-vitro Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie mit Angabe der verwendeten präoperativen Röntgendiagnostik, den absoluten Abweichungen für den Winkel, den Versatz in vertikaler Richtung sowie krestal und apikal und der Anzahl der eingeschlossenen Proben (n). SD= Standardabweichung

1.4.3 Vergleich der Genauigkeit der Freihandimplantation gegenüber der navigierten Implantation

Neben dem Vergleich der in-vivo und in-vitro Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantation, ist auch der Vergleich dieser gegenüber der Genauigkeit der Freihandimplantation von Interesse. Schnitman et al. prüften mögliche Vorteile der navigierten Implantation, obwohl die Freihandimplantation eine kostengünstige, weniger aufwändige und einfachere Alternative darstellt [28]. In einer Übersichtsarbeit von Thamaseb et al. wurden 24 Studien zur Genauigkeit der Implantologie ausgewertet [70]. Dabei wurde die dreidimensionale Position von 868 freihand gesetzten Implantaten mit der dreidimensionalen Position von 1.011 navigiert gesetzten Implantaten verglichen. Hierbei wiesen die navigiert gesetzten Implantate in den räumlichen Parametern Winkelabweichung ($2,57^\circ$ gegenüber $4,35^\circ$), krestale Abweichung (0,78 mm gegenüber 1,34 mm) und apikale Abweichung (1,08 mm gegenüber 1,74 mm) signifikant bessere Ergebnisse als die freihand gesetzten Implantate auf. Auch in der Studie von Varga et al. wies die navigierte Implantation gegenüber der Freihandimplantation signifikant bessere Ergebnisse auf [71]. Hierbei wurden 52 navigiert gesetzte Implantate mit 55 freihand gesetzten Implantaten verglichen. Mit einer Winkelabweichung von $3,04^\circ$ gegenüber $7,03^\circ$, 1,40 mm gegenüber 1,82 mm im 3D-Versatz an der Implantatbasis und 1,59 mm gegenüber 2,43 mm im 3D-Versatz an der Implantatspitze zeigten sich höhere Abweichungen als in der Übersichtsarbeit von Thamaseb [70]. Dies lässt sich allerdings darauf zurückführen, dass in der Übersichtsarbeit von Thamaseb auch in-vitro Studien berücksichtigt wurden, welche aufgrund des Studiendesigns geringere Abweichungen messen als klinische Studien. Schneider et al. hingegen zeigten in ihrer Übersichtarbeit auf, dass bei der Freihandimplantation von Einzelimplantaten im bezahnten Kiefer mit vertikalen Abweichungen von 1 mm und mehr, sowie lateralen Abweichungen von 1-1,5 mm gerechnet werden muss [72]. Freihand gesetzte Implantate bergen somit erhöhte Risiken bezüglich Schäden des N. alveolaris inferior, Schäden an den Wurzeln benachbarter Zähne mit Devitalisierungen, sowie Perforationen des Knochens oder der Sinus maxillaris [6, 73]. Weinberger et al. zeigten zudem auf, dass die

Drehmomentbelastung des Implantats mit jedem Millimeter Abweichung in der Horizontalebene um 15% und bei 10 Grad Abweichung in der Angulation um 5% steigt [74]. Neben diesen funktionalen Komplikationen ist auch das Risiko eines ästhetischen Misserfolgs durch eine ungünstige Implantatposition bei der Freihandimplantation gegenüber der schablonengeführten Implantation erhöht [19, 27].

2 Zielsetzung

Es war Ziel dieser in-vitro Studie, den Einfluss der Parameter, Zahnposition, Herstellungsverfahren, Materialien sowie der präoperativen Sterilisation auf die Genauigkeit der navigiert gesetzten Implantate zu untersuchen.

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

1. Die Art des Herstellungsverfahrens, additiv oder subtraktiv, hat keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatposition.
2. Das Material hat keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatposition
3. Die präoperative Sterilisation hat keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatposition.

3 Material und Methoden

3.1 Studienfall

Die Studie wurde an einem realen klinischen Patientenfall, welcher im Oberkiefer in Region 25 eine Schallücke mit ausreichend Knochenangebot aufwies, durchgeführt. Die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität hat das Protokoll dieser Studie geprüft und die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit festgestellt (Projektnummer: 20-653KB/2020). Dabei wurden in 11 Studiengruppen an insgesamt 132 Duplikationsmodellen mit Hilfe von CAD/CAM-gefertigten Bohrschablonen navigiert geführte Implantate gesetzt. Es wurden fünf additive 3D-gedruckte Materialien mit einem subtraktiv gefrästen Material verglichen. Nach der digitalen Erfassung der Position der gesetzten Implantate, wurde mit einer speziellen Software die tatsächliche Implantatposition mit der Implantatposition der virtuellen Planung verglichen. Abbildung 3 gibt eine Übersicht über die Verteilung der Studiengruppen.

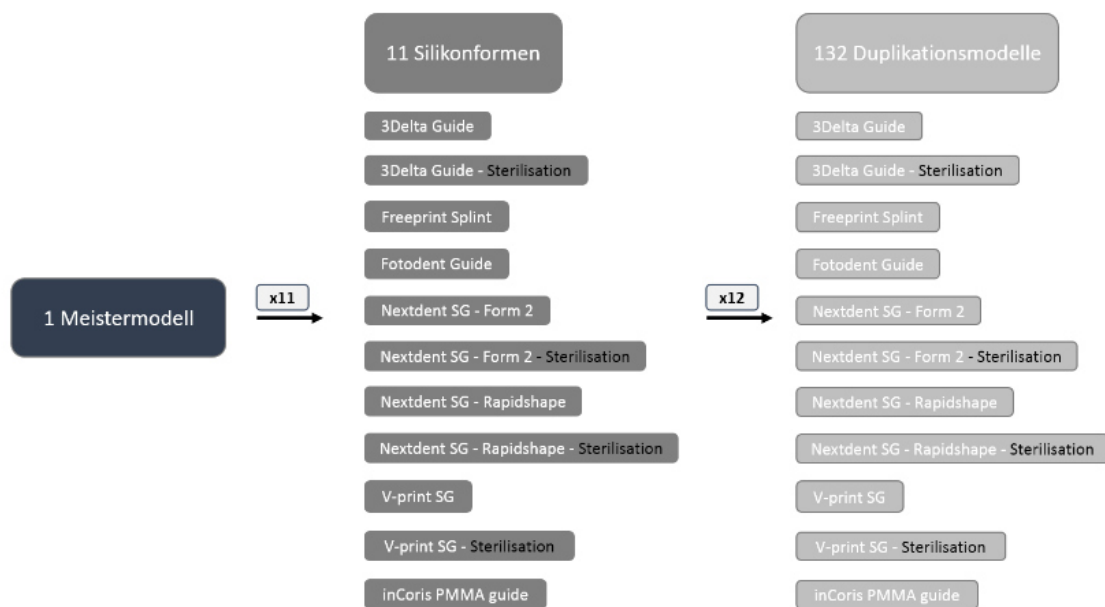


Abbildung 3: Übersicht über die verschiedenen Vergleichsgruppen. Aus einem Meistermodell wurden 11 Silikonformen hergestellt. Jede Silikonform wurde einer Studiengruppe zugeteilt und daraus jeweils 12 Duplikationsmodelle hergestellt.

3.1.1 Meistermodelle und Herstellung der Duplikationsmodelle

Die ursprüngliche klinische Situation wurde mit einem Abformmaterial aus Polyether (Impregum Penta, 3M Espe, Seefeld, Deutschland) abgeformt und anschließend mittels Superhartgips (Cerec Stone BC, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) in ein Meistermodell überführt. Das Meistermodell diente als Grundlage für die Herstellung von 11 Silikonformen (Adisil rosé, Siladent, Goslar, Deutschland). Aus jeder Silikonform erfolgte die Produktion von jeweils 12 Duplikationsmodellen auf Polyurethanbasis (picopoly, picodent, Wipperfürth, Deutschland) (Abbildung 4).



Abbildung 4: Fotografische Darstellung eines fertigen Duplikationsmodells auf Polyurethanbasis für die experimentelle navigierte Implantation. Die oro-vestibuläre Verlängerung der Basis dient der Fixation des Modells auf einem Tisch.

Um die Konformität zwischen dem Meistermodell und den Duplikationsmodellen zu kontrollieren, wurden sowohl vom Meistermodell als auch von allen Duplikationsmodellen Oberflächenscans mit Hilfe eines 3D-Laborscanners (Activity 885 Mark 2, smartoptics, Bochum, Deutschland) generiert (Abbildung 5).



Abbildung 5: Fotografische Darstellung des in dieser Studie verwendeten 3D-Laborscanners Activity 885 Mark 2 (links) mit Duplikationsmodell in Situ und entsprechender Scanner-Software (rechts) (smartoptics).

Daraufhin folgte die Prüfung der Genauigkeit jedes einzelnen Oberflächenscans zu dem Meistermodell in einer hierfür geeigneten Software (www.cloudcompare.net).

3.1.2 DVT-Aufnahme

Zur präoperativen dreidimensionalen Planung der Implantatposition wurde eine DVT-Aufnahme (Kodak 9300, Rochester, New York, USA) angefertigt. Vor Anfertigung der DVT-Aufnahme wurde eine rechtfertigende Indikation gestellt. Es wurde dabei ein kleines „*field of view*“ (FOV) von 5x5x5 cm gewählt, um keine unnötige Strahlenbelastung für den Patienten zu verursachen. Die Röhrenspannung lag bei 78 kV und die Stromstärke bei 6,3 mA. Die aus der Aufnahme generierten Daten fügte die CS 3D Imaging Software (Carestream, Atlanta, USA) zu einem DICOM-Datensatz zusammen.

3.1.3 Digitale Planung der Implantatposition

Mit dem STL-Datensatz des Meistermodells und dem DICOM-Datensatz der DVT-Aufnahme wurde nachfolgend in der Software CoDiagnostiX (Dental Wings Inc., Montreal, Kanada) die Implantatplanung durchgeführt.

Zunächst erfolgte der Import des DICOM-Datensatzes in die Planungssoftware. Die optimierte Darstellung von Knochen und Zähnen auf diesem Datensatz konnte durch das Einstellen eines Hounsfield-Wertes von 1200 HE erreicht werden. Im nächsten Schritt wurde der STL-Datensatz des Meistermodells hinzugefügt und mit der Aufnahme aus dem DVT überlagert. Identische Referenzpunkte auf den natürlichen Zahnoberflächen beider Datensätze sorgten dabei für eine möglichst genaue Überlagerung (Abbildung 6).

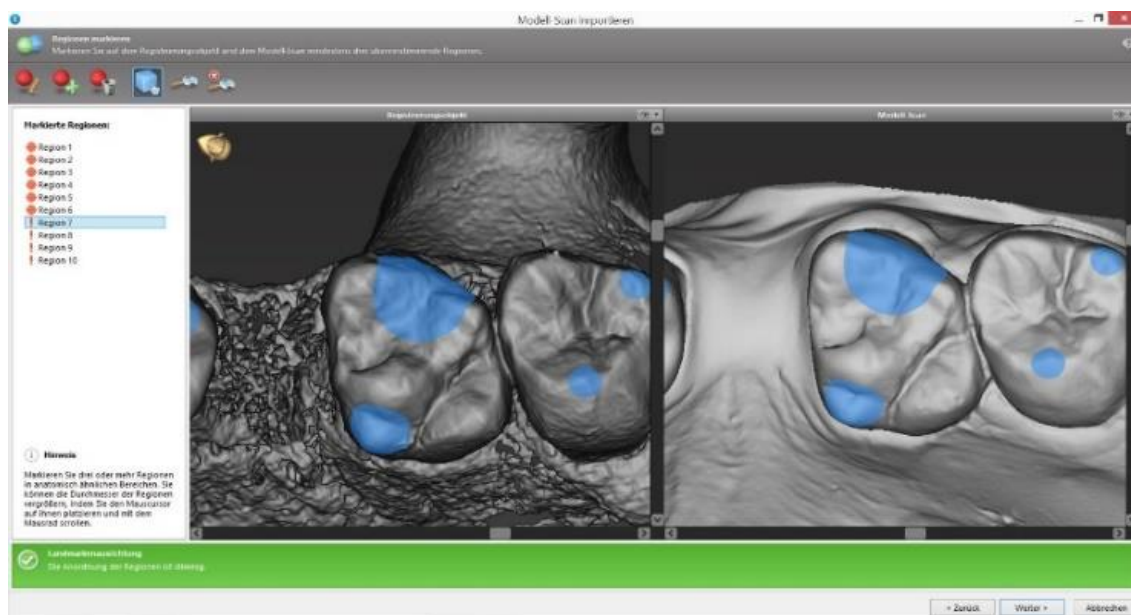


Abbildung 6: Bildschirmaufnahme vor der Überlagerung des DVT-Datensatzes (links) mit dem STL-Datensatz (rechts) in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings). Die blauen Markierungen zeigen die jeweiligen Referenzpunkte auf den Datensätzen.

Im Anschluss fand eine manuelle Überprüfung der Überlagerung von DVT und Modellscan in der koronalen, axialen und sagittalen Ebene statt. Die vorangehende virtuelle Konstruktion einer Zahnkrone in Regio Zahn 25, nach ästhetischen und funktionellen Gesichtspunkten, half dabei die Position des Implantats zu bestimmen. Für die virtuelle Implantatplanung wurde ein 10 mm langes Standard Plus „tissue-level“- Implantat (Straumann, Basel, Schweiz) mit einem Durchmesser von 4,1 mm ausgewählt. Das Implantat wurde darauffolgend, unter Ansicht aller drei Ebenen justiert. Abschließend erfolgte der digitale Import einer Führungshülse (Straumann, Basel, Schweiz) mit einem Durchmesser und einer Länge von je 5 mm. Die Anpassungen an die Gingivaverhältnisse und an die Nachbarzähne, bedingten einen Abstand der Bohrhülse von 4 mm zum Knochenniveau (Abbildung 7).

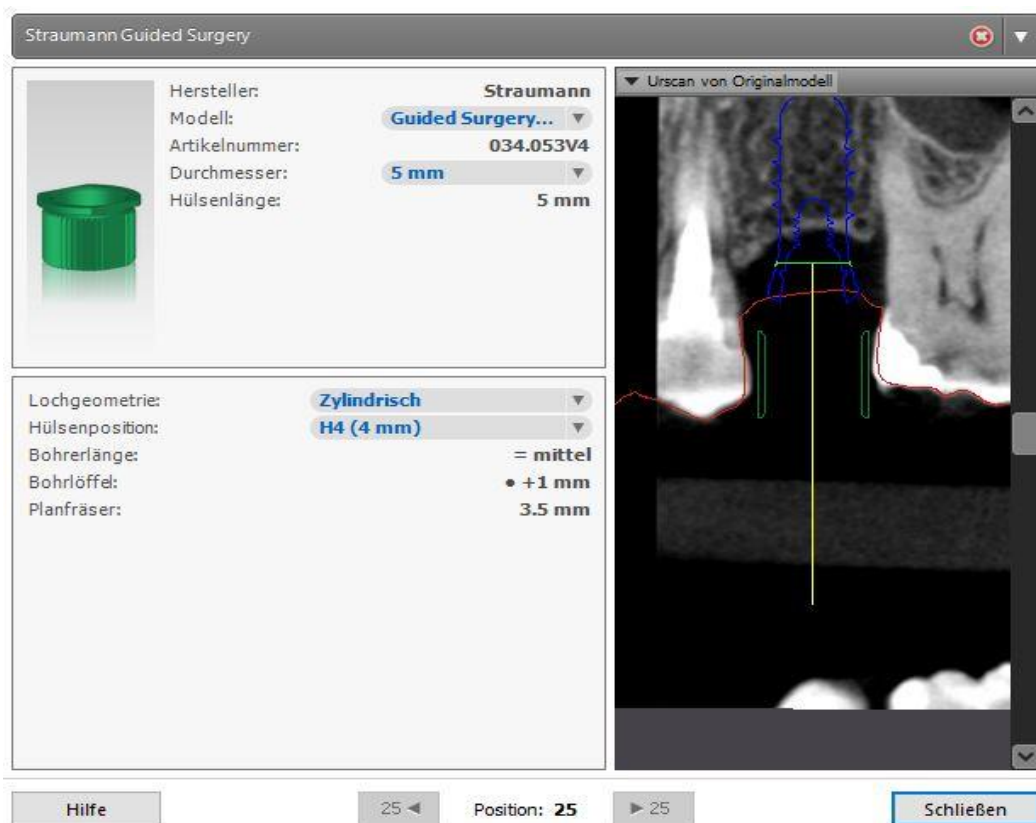


Abbildung 7: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) während des Schablonendesigns. Die beiden grünen vertikalen Linien (rechts) zeigen die Ausdehnung der Hülse in der Schalllücke 25. Darunter zeigt sich die Kontur des überlagerten Oberflächenscans (rot) und das Implantat (blau). Eigenschaften der Hülse (links).

3.1.4 Digitale Konstruktion der Bohrschablone

Die Konstruktion der Bohrschablone wurde auf dem überlagerten STL-Datensatz des Meistermodells vorgenommen. Zunächst wurde eine entsprechende Einschubrichtung gewählt. Die Ausdehnung der Bohrschablone erfolgte über alle vorhandenen Restzähne des 2. Quadranten, um eine gute Abstützung während der experimentellen Implantation zu gewährleisten (Abbildung 8).

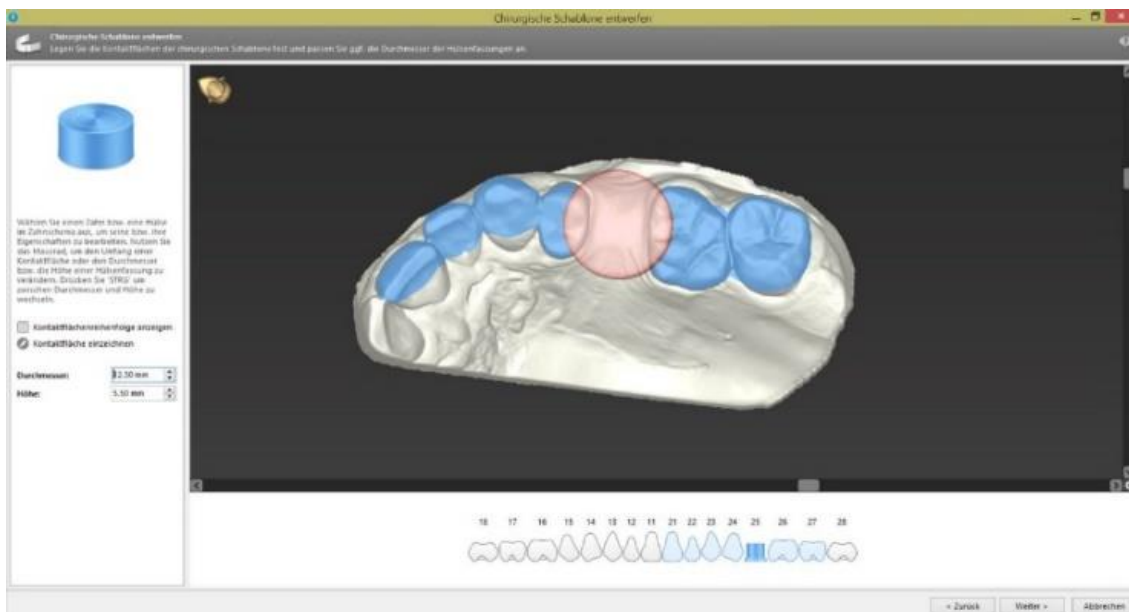


Abbildung 8: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) während des Schablonendesigns. Die blaue Markierung zeigt die Ausdehnung der Bohrschablone auf den Zähnen. Der rote Kreis gibt den Durchmesser der Hülsenfassung wieder.

Die Kontur der Schablone wurde girlandenförmig auf Höhe des prothetischen Zahnäquators gelegt. Der Durchmesser der Hülsenfassung wurde auf 12,5 mm und die Höhe dieser auf 5,5 mm festgelegt. Die Innenpassung der Schablone wurde auf 0,05 mm und die Materialstärke auf 2 mm eingestellt. Zusätzlich wurden in Regio 23 vestibulär und 27 palatinal, Sichtfenster zur Überprüfung der Passung bzw. Lagerung der Schablonen auf den Duplikationsmodellen eingefügt

(Abbildung 9). Abschließend wurde die konstruierte Bohrschablone als STL-Datensatz exportiert und in die CAM-Software übertragen.

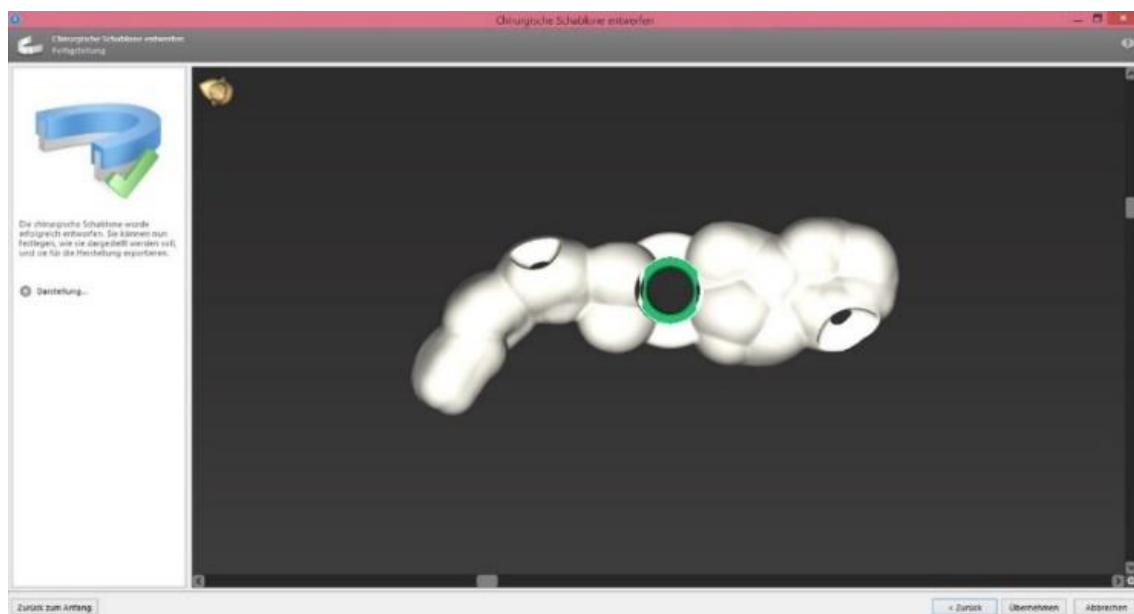


Abbildung 9: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) während des Bohrschablonendesigns. Die Abbildung zeigt die digital konstruierte Bohrschablone mit Sichtfenster und Hülse (grün).

3.1.5 Herstellung der Bohrschablonen

Die Herstellung der Bohrschablonen erfolgte sowohl mit additiven als auch mit subtraktiven Verfahren. Für die additiv gefertigten Bohrschablonen kamen zwei DLP-Drucker mit einem Wellenlängenbereich von 385 nm und ein SLA-Drucker mit einem Wellenlängenbereich von 405 nm zum Einsatz. Die subtraktive Fertigung erfolgte mit einer 5-Achs-Fräsmaschine. Das „Nesting“ der Bohrschablonen fand überwiegend in der Slicer-Software „Netfabb Premium“ statt. Tabelle 4 gibt einen Überblick über die verwendeten Materialien, die in der Studie zur Anwendung gekommenen 3D-Drucker einschließlich Wellenlängenbereichen und der Fertigungstechnik, sowie die verwendete Nesting-Software.

Material	Fertigungsgerät		Wellenlänge [nm]	Fertigungstechnik	Nesting Software
	additiv	subtraktiv			
Nextdent SG	Formlabs Form 2		405	SLA Drucker	PreForm
Nextdent SG	rapidshape D20 II		385	DLP Drucker	Netfabb Premium 2019
Fotodent Guide					
Freeprint Splint					
3Delta Guide					
V-Print SG	W2P SolFlex 350				
inCoris PMMA Guide	Dentsply Sirona MC X5		-	5-Achs-Fräsmaschine	inLab CAM

Tabelle 4: Übersicht über die verwendeten Materialien und ihrer Verarbeitung im CAM-Prozess zur Herstellung einer Bohrschablone mit Angabe des Fertigungsgerätes und seinem Wellenlängenbereich, sowie seiner Fertigungstechnik und der Nesting-Software. Das subtraktiv verarbeitete Material ist hellblau markiert.

Für die Nachbearbeitung der Bohrschablonen wurden die von den Materialherstellern geforderten Protokolle umgesetzt. Tabelle 5 gibt für jedes Material die Art der Reinigung der Bohrschablone, das verwendete Nachbelichtungsgerät und die Dauer der Nachbelichtung an. Außerdem führt sie auf, welche Materialien für eine präoperative Sterilisation freigegeben sind.

Material	Reinigung der Schablonen	Nachbelichtung	Dauer	Sterilisation
Nextdent SG (formlabs Form 2)	Ultraschallbad Isopropanol 3 min.	Nextdent LC-3D Print Box	10 min.	ja
Nextdent SG (rapidshape D20 II)				nein
Fotodent Guide		Dreve Dentamid PCU LED	5 min.	nein
Freeprint Splint		Otoflash G171	2 x 2000 Blitze	nein
3Delta Guide				ja
V-Print SG				ja
inCoris PMMA Guide	Druckluft	-	-	nein

Tabelle 5: Übersicht über die Nachbearbeitung der Bohrschablonen aus den jeweiligen Materialien mit Angabe der Reinigungsmethode, des Nachbelichtungsgerätes und der Dauer der Nachbelichtung, sowie über die Sterilisierbarkeit der Materialien. Das subtraktiv verarbeitete Material ist hellblau markiert.

In dieser Studie wurden fünf verschiedene Druckharze und ein fräsbares PMMA verwendet. Tabelle 6 gibt einen Überblick über die verwendeten Materialien und ihren Herstellern sowie deren Kunststoffmatrix, Wellenlängenbereich und Materialklassen.

Material	Hersteller	Wellenlänge [nm]	Materialklasse	Matrix
Nextdent SG	Nextdent	385	I	Methacrylat-Oligomere Phosphinoxid
Fodent Guide	Dreve	385	Ila	Bis-EMA HEMA HPMA Monoester mit 1,2 – Propandiol TPO
Freeprint Splint	Detax	378-388	Ila	Acrylharz aliphatisches Urethanacrylat Tripropylenglykol-Diacrylat THFMA TPO
3Delta Guide	DeltaMed	385	I	UDMA TMPTA TPO
V-Print SG	Voco	385	Ila	Bis-EMA UDMA TPO
inCoris PMMA Guide	Dentsply Sirona	-	I	PMMA

Tabelle 6: Eigenschaften der verwendeten Materialien mit Angabe des Herstellers, des Wellenlängenbereiches, der Materialklasse und der Matrix. Das subtraktiv verarbeitete Material ist hellblau markiert.

3.1.5.1 Additive Fertigung der Bohrschablonen

Die additive Fertigung der Bohrschablonen wurde mit den beiden DLP 3D-Druckern D20II (Rapidshape, Heimsheim, Deutschland) und Solflex 350 (W2P, Wien, Österreich), sowie dem SLA 3D-Drucker Form 2 (formlabs, Somerville, USA) mit ihrer jeweiligen 3D-Slicer-Software durchgeführt. Die jeweilige Slicer-Software generiert aus dem STL-Datensatz einen für den Drucker lesbaren Code. Zunächst wurde die Bohrschablone in die jeweilige Software importiert. Daraufhin folgte das Einstellen der materialabhängigen Druckparameter. Als Schichtstärke wurde ein einheitlicher Wert von 50 µm gewählt. Die Ausrichtung der Bohrschablone fand jeweils im 30°-Winkel horizontal zur Bauplattform statt. Die Auswahl der jeweiligen Supportstrukturen richtete sich nach den entsprechenden Herstellerempfehlungen. Als letzter Schritt wurde die in der 3D-Slicer-Software platzierte Bohrschablone in 4 Duplikate vervielfältigt und der entsprechende G-Code für den jeweiligen Drucker erzeugt (Abbildung 10).

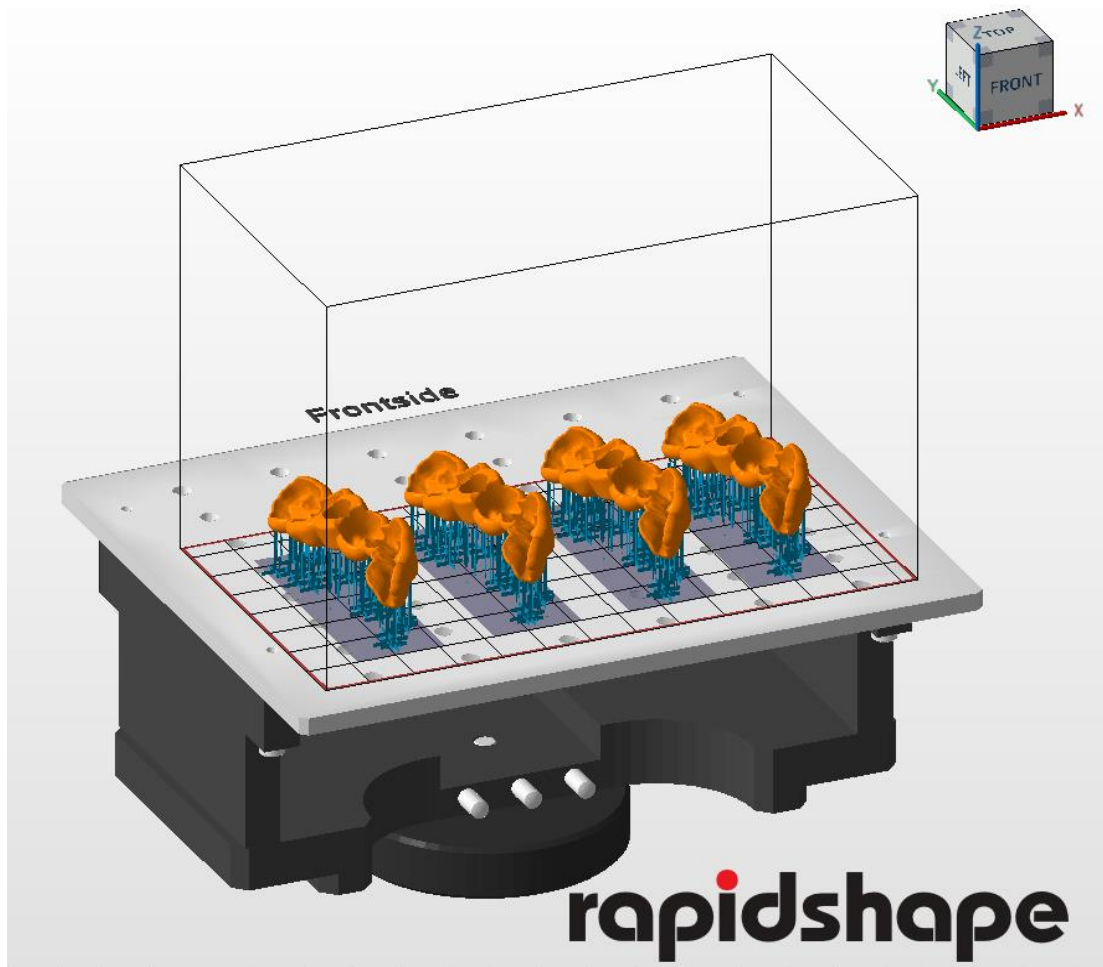


Abbildung 10: Bildschirmaufnahme im Rahmen der Erstellung experimenteller Schablonen in der 3D-Slicer Software NetFabb Premium (Autodesk). Die genesteten Bohrschablonen (orange) sind über Stützstrukturen (blau) mit der Bauplatte (grau-schwarz) des 3D-Druckers verbunden.

In den oben genannten Druckern erfolgte schließlich die Produktion der Bohrschablonen. Hierfür wurde der Datensatz aus der Druckersoftware importiert, der Drucker mit der entsprechenden Druckharzwanne bestückt und die Bauplattform eingesetzt. Die Nachbearbeitung der gedruckten Bohrschablonen richtete sich nach den Herstellerangaben. Zunächst wurden die Bohrschablonen von der Bauplattform mit einem Spatel abgelöst. Nach der 10-minütigen Abtropfzeit, erfolgte eine Reinigung der Bohrschablonen mit 99,7%-Isopropanol (SAV Liquid Production GmbH, Flintsbach am Inn, Deutschland) im Ultraschallbad. Anschließend wurden die Bohrschablonen mit Druckluft

getrocknet und in den jeweiligen Nachbelichtungsgeräten endgültig polymerisiert (Abbildung 11).



Abbildung 11: Fotografische Darstellung im Rahmen der durchgeführten Studie. 3D-gedruckte, gereinigte und durchgehärtete Bohrschablonen mit Stützstrukturen.

Im Anschluss an die Nachbelichtung wurden die Supportstrukturen mit einer diamantierten Trennscheibe abgetrennt. Mit einem weichen Gummipolierer erfolgte das Nivellieren der Supportstellen auf der Schablonenoberseite. Abschließend wurde die Passung auf jedem einzelnen Duplikationsmodell überprüft. Schließlich wurde noch eine T-Hülse (Guided Surgery T-Sleeve, Straumann, Basel, Schweiz) in die Bohrschablonen eingebracht.

3.1.5.2 Subtraktive Fertigung der Bohrschablonen

Die subtraktive Fertigung der Bohrschablonen wurde in einer 5-achsigen Fräs- und Schleifeinheit (inLab MC X5, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) (Abbildung 12) durchgeführt.



Abbildung 12: Fotografische Darstellung der im Rahmen dieser Studie verwendeten 5-Achs-Fräsmaschine inLab MC X5 (Dentsply Sirona)

Zunächst wurde in der, der Fräs- und Schleifeinheit zugehörigen, Software (inLab CAM SW 18.0, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) ein neuer Auftrag angelegt. Danach folgte der Import des STL-Datensatzes der Bohrschablone, sowie die Auswahl einer geeigneten Ronde (inCoris PMMA guide, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) mit einem Durchmesser von 98,5 mm und einer Höhe von 22 mm. Im nächsten Schritt wurden von der Bohrschablone 4 Duplikate erzeugt, und diese in der Ronde angeordnet. Es folgte die Positionierung der

Verbinder, welche die Bohrschablone während und nach dem Fräsvorgang in der Ronde fixieren. Im Schritt „Produzieren“ wurden der Detailgrad (hoch), der Bearbeitungsmodus (normal) sowie das produzierende Gerät (MC X5) festgelegt (Abbildung 13).



Abbildung 13: Bildschirmaufnahme im Rahmen der Erstellung experimenteller Schablonen in der inLab CAM-Software (Dentsply Sirona). Die genesteten Bohrschablonen sind über Verbinder mit der Materialronde verbunden. Die Ronde ist im Werkstückhalter der 5-Achs-Fräsmaschine befestigt. Die kleinen Kreise (blau) im Bereich der Schablonen zeigen den ausgewählten Detailgrad (hoch) und den Bearbeitungsmodus (normal) an.

Die Produktion der Bohrschablonen erfolgte aus der oben beschriebenen Ronde unter Nassbearbeitung. Dabei kamen für PMMA vorgesehene Fräser mit Durchmessern von 2,5 mm, 1,0 mm und 0,5 mm (Bur PMMA, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) zum Einsatz. Nach dem Fräsvorgang wurde die Ronde mit Hilfe von Wasser und Druckluft gereinigt (Abbildung 14). In der Nachbearbeitung wurden die Verbinder mit einer Stichfräse (Komet Dental, Lemgo, Deutschland) durchtrennt und mit einer Hartmetallfräse (Komet Dental, Lemgo, Deutschland) bei jeweils 15.000 U/min verschliffen. Abschließend wurde jede Bohrschablone bezüglich ihrer Passform auf dem jeweiligen

Duplikationsmodell, sowie die Passform der T-Hülse (Guided Surgery T-Sleeve, Straumann, Basel, Schweiz) in der Bohrschablone, visuell und taktil kontrolliert.



Abbildung 14: Fotografische Darstellung im Rahmen der durchgeführten Studie. Die fertig gefrästen Bohrschablonen sind über Verbinder mit der Materialronde (inCoris PMMA guide, Dentsply Sirona) verbunden.

3.1.6 Sterilisation der Bohrschablonen

Die Bohrschablonen der Versuchsgruppe, die zusätzlich sterilisiert werden sollten, wurden zunächst in einem Reinigungs- und Desinfektionsgerät (G7835CD, Miele & Cie. KG, Gütersloh, Deutschland) für 5 min. bei 95 °C thermisch desinfiziert und anschließend getrocknet. Danach erfolgte die Verpackung der Bohrschablonen mit Hilfe eines Durchlaufsiegelgerätes (HM 2010 DC, Hawo GmbH, Obrigheim, Deutschland). Im Anschluss wurden die Bohrschablonen in einem Dampfsterilisator (Selectomat PL3, MMM Group, München, Deutschland) bei 135°C für 5 min. unter einem Druck von 3,2 bar autoklaviert.

3.1.7 Experimentelle Implantatinserterion

Abbildung 15 zeigt die verwendeten Komponenten der experimentellen Implantatinserterion wie die Ratsche, die Implantatbettbohrer, die Bohrlöffel, das Duplikationsmodell, den Profilbohrer, das Implantat mit Transferteil, den Gewindeschneider und die Bohrschablone mit eingesetzter Hülse [75].



Abbildung 15: Fotografische Darstellung der in dieser Studie verwendeten Komponenten der statisch navigierten Implantation wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Linke Seite von hinten nach vorne betrachtet: Duplikationsmodell (weiß), Profilbohrer, Transferteil und Implantat, Gewindeschneider, Bohrschablone. Rechte Seite von hinten nach vorne betrachtet: Bohrlöffel für Gewindeschneider, Bohrlöffel (Durchmesser 3,5mm; 2,8mm; 2,2mm) mit entsprechenden Implantatbettbohrern, Ratsche.

Das Setzen der Implantate erfolgte mit einem vollständig geführten Operationskit (Guided Surgery Kasette, Straumann, Basel, Schweiz) entsprechend dem empfohlenen chirurgischen Protokoll des Herstellers (Abbildung 16).

Studie Navigierte Implantologie		Chirurgisches Protokoll					FDI-Schema (World Dental Federation)			
Straumann® Guided Surgery Hülse										
Position	Planfräser	Pilotbohrer	Geführter Bohrer	Geführter Bohrer	Geführter Bohrer	Profilbohrer	Gewindeschneider	Implantat	Tiefenstopp	
25	Ø 3.5 ●	Ø 2.2 ●	Ø 2.8 ●	Ø 3.5 ●		Ø 4.1 SP HH	Ø 4.1 S/SP T1-T2 HH	033.562S SP RN Ø 4.1 10 mm SLActive	H4	

Abbildung 16: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) mit Übersicht der verwendeten Bohrer, des verwendeten Implantats, des Gewindeschneiders und des Tiefenstopps der Bohrlöffel während der navigierten Implantation.

Vor der Implantation wurde das jeweilige Duplikationsmodell mit Hilfe zweier Schraubzwingen an eine Tischplatte fixiert. Die Bohrungen des Implantatbetts sowie die Profilbohrung fanden unter Einsatz eines geeigneten Winkelhandstückes (MASTERmatic M29L, KaVo, Biberbach an der Riß, Deutschland) mit aktivierter Luftkühlung statt (Abbildung 17).

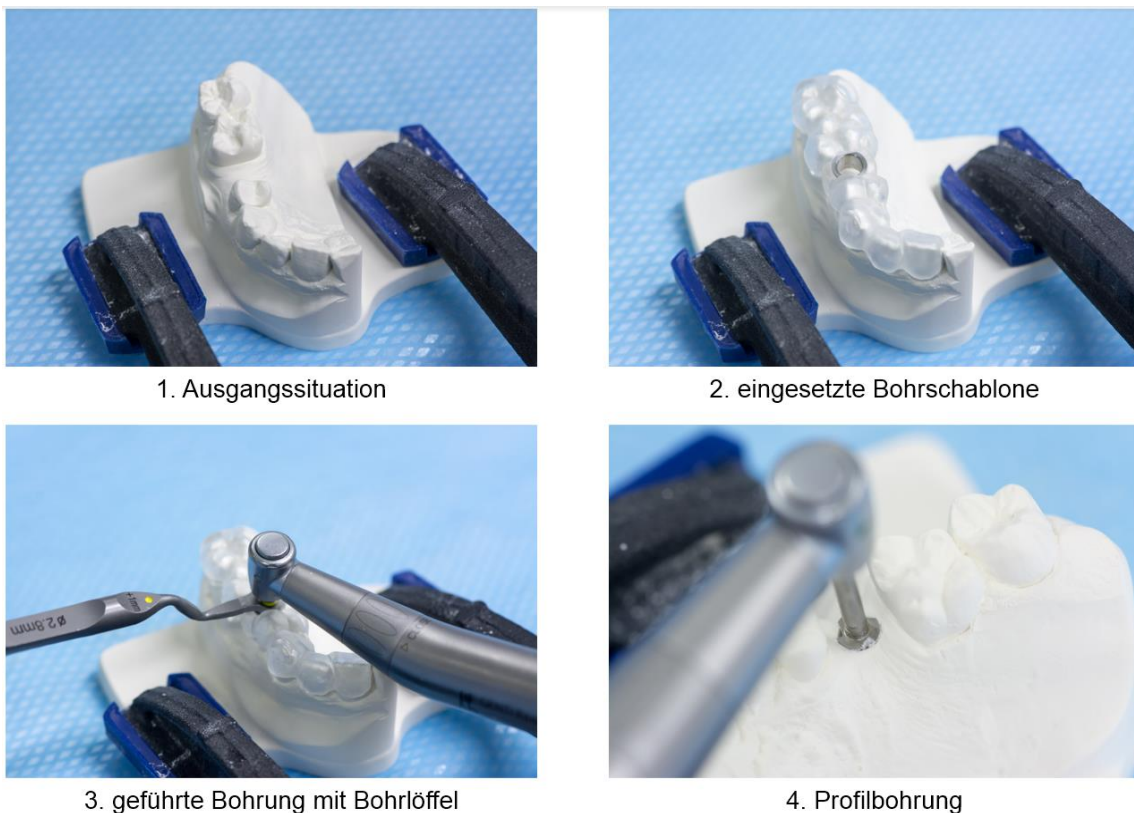


Abbildung 17: Fotografische Darstellung des Ablaufs der experimentellen statisch navigierten Implantation in dieser Studie (Schritte 1-4). Schritt 1: mit Schraubzwingen fixiertes Model.; Schritt 2: eingesetzte Bohrschablone; Schritt 3: geführte Bohrung mit Bohrlöffel; Schritt 4: Profilbohrung

Zwischen jeder Bohrung erfolgte mittels Druckluft eine Entfernung von Frässpänen aus dem Implantatbett.

Der Gewindeschnitt sowie die Implantatinsertion wurden manuell mit Hilfe einer Ratsche mit einem Drehmomentaufsatz (Straumann, Basel, Schweiz) durchgeführt (Abbildung 18). Das Drehmoment beim Setzen der Implantate (Demo RN, Straumann, Basel, Schweiz) betrug 35 N/cm.



5. Gewindeschneider mit Bohrlöffel



6. Gewindeschnitt mit Tiefenmarkierung



7. Demo-Implantat mit Transferteil



8. Implantatinsertion mit Ratsche

Abbildung 18: Fotografische Darstellung des Ablaufs der experimentellen statisch navigierten Implantation in dieser Studie (Schritte 5-8). Schritt 5: Gewindeschneider in Ratsche mit Bohrlöffel; Schritt 6: Gewindeschnitt mit Tiefenmarkierung; Schritt 7: Demo-Implantat mit Transferteil und Ratsche; Schritt 8: Implantatinsertion mit Ratsche

Abbildung 19 zeigt das gesetzte Implantat im Duplikationsmodell.



Abbildung 19: Fotografische Darstellung im Rahmen dieser Studie mit gesetztem Implantat im Duplikationsmodell.

3.1.8 Erfassung der tatsächlichen Implantatposition und Vergleich mit der geplanten Implantatposition

Zunächst wurde an den gesetzten Implantaten ein Scankörper (CARES® CI RD Mono-Scankörper - Ø 4.1 mm - H 9 mm - PEEK/Ti, Straumann, Basel, Schweiz) angebracht und anschließend mit einem 3D-Laborscanner (Activity 885 Mark 2, smartoptics, Bochum, Deutschland) ein Oberflächenscan des postoperativen Duplikationsmodells durchgeführt. Danach folgte der Import des hieraus generierten STL-Datensatzes in die Software CoDiagnostiX (Dental Wings Inc., Montreal, Kanada). Unter dem Punkt „Behandlungsauswertung“ bietet diese Software die Möglichkeit, die präoperativ geplante Implantatposition mit der postoperativ realen Implantatposition zu vergleichen. Im nächsten Schritt wurde der importierte Oberflächenscan des Duplikationsmodells mit dem DICOM-Datensatz der DVT-Aufnahme überlagert. Dabei sorgten identisch gesetzte Referenzpunkte, welche sich an den bereits oben beschriebenen Referenzen der Planung orientierten, für eine standardisierte Überlagerung der Datensätze. Anhand des Verlaufs der Gingiva, als grüne Linie dargestellt, konnte die Genauigkeit der Überlagerung in der koronalen, axialen und sagittalen Ebene überprüft werden (Abbildung 20).

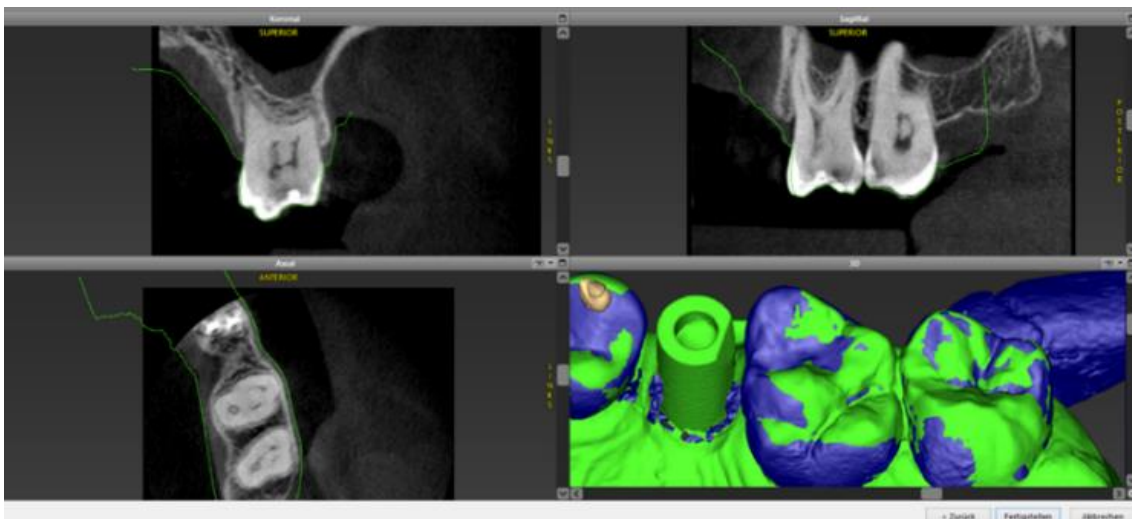


Abbildung 20: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) nach Überlagerung des postoperativen Modellscans mit Scankörper (grün) und dem DVT-Datensatz (lila) (rechts unten). Die Kontur (grün) in den drei Sichtfenstern wiedergibt den Verlauf des Oberflächenscans auf dem DVT-Datensatz.

Im nächsten Schritt wurde durch das Anklicken des Scankörpers auf dem Modellschan automatisch der virtuelle Scankörper auf das geplante Implantat der DVT-Aufnahme geladen. Aus den beiden unterschiedlichen Positionen der Scankörper kann die Software die Abweichungen der geplanten zur tatsächlichen Implantatposition berechnen. Diese Abweichungen wurden im Anschluss in der Auswertung in Form eines koronalen, axialen und dreidimensionalen Sichtfensters dargestellt. Dabei entsprach das blau markierte Implantat der geplanten, präoperativen Situation und das rot markierte Implantat der tatsächlichen, postoperativen Implantatposition (Abbildung 21).

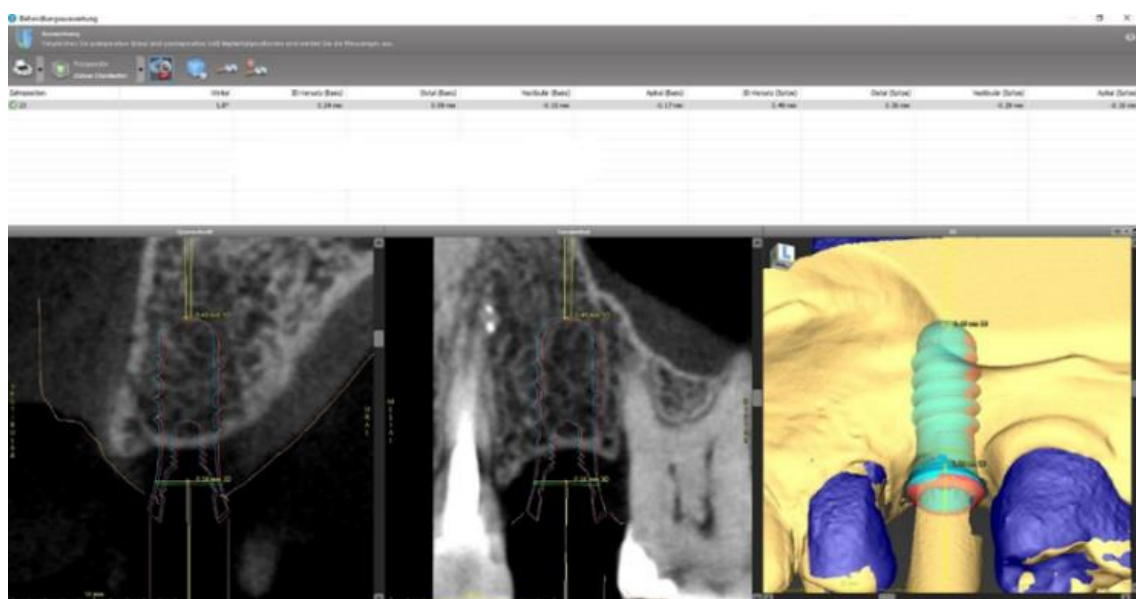


Abbildung 21: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) im Schritt der Behandlungsauswertung wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Ansicht der Abweichung zwischen der geplanten (blau) zur tatsächlichen (rot) Implantatposition in zwei Sichtfenstern (links) und einer 3D-Darstellung (rechts). Die Zeile (hellgrau) oberhalb der 3 Fenster zeigt die 9 automatisch generierten Werte auf.

Weiterhin wurden die von der Software ermittelten Abweichungen tabellarisch mit numerischen Werten erfasst (Abbildung 21). Die 9 automatisch generierten Werte wurden für die statistische Analyse in eine Excel-Datei exportiert.

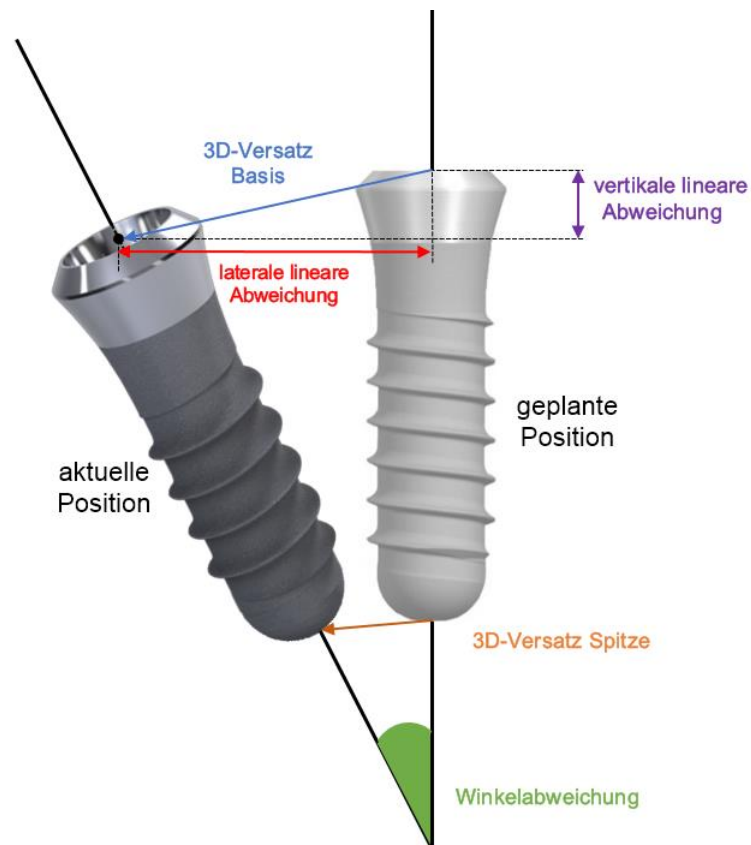


Abbildung 22: schematische Darstellung der gemessenen Parameter (grün= Winkelabweichung; orange= 3D-Versatz Spitze; blau= 3D-Versatz Basis; rot= Abweichung lateral; lila= Abweichung vertikal) wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Zur geplanten Implantatposition (hellgrau) ist die tatsächliche Implantatposition (dunkelgrau) abweichend dargestellt.

Abbildung 22 gibt anhand einer Simulation einen Überblick über die gemessenen Abweichungen. Die Winkelabweichung beschreibt dabei die dreidimensionale Abweichung des Implantats von der Längsachse der geplanten Implantatposition in Grad. Der 3D-Versatz Basis zeigt die dreidimensionale Abweichung der Implantatschulter im Vergleich zur Planung in mm auf. Unter dem 3D-Versatz Spitze ist die Position der Spitze des gesetzten Implantats im dreidimensionalen Raum in mm zu verstehen. Während der Versatz distal eine zweidimensionale laterale lineare Abweichung zur Längsachse der geplanten Implantatposition in mesio-distaler Richtung in mm beschreibt, zeigt der Versatz vestibulär die Abweichung in oro-vestibulärer Richtung in mm auf. Die zweidimensionale vertikale lineare Abweichung in kranio-kaudaler Richtung zur Horizontalebene der geplanten Implantatposition wird durch den Versatz apikal in mm beschrieben.

3.1.9 Werkstoffkundliche Analyse der Bohrschablonenoberfläche

Für die Analyse der Bohrschablonenoberfläche wurden jeweils 2 Schablonen mit und ohne Sterilisation herangezogen. Dazu wurden aus jedem der Sterilisationsgruppen angehörigen Materialien 4 Bohrschablonen angefertigt. Bei jeweils 2 Bohrschablonen erfolgte eine Dampfsterilisation (Selectomat PL3, MMM Group, München, Deutschland) für 5 min bei 135 °C und 3,2 bar. Die beiden anderen Bohrschablonen blieben unbehandelt. Danach wurde allen Bohrschablonen an identischer Stelle ein Probeplättchen entnommen. Diese Probeplättchen wurden im Anschluss in einem Auflichtmikroskop (BMS 74956, Breukhoven, Capelle aan den IJssel, Niederlande) auf ihre Oberflächenbeschaffenheit analysiert (Abbildung 23). Die lichtmikroskopische Analyse erfolgte für alle Proben mit einer 4,5-fachen Vergrößerung.

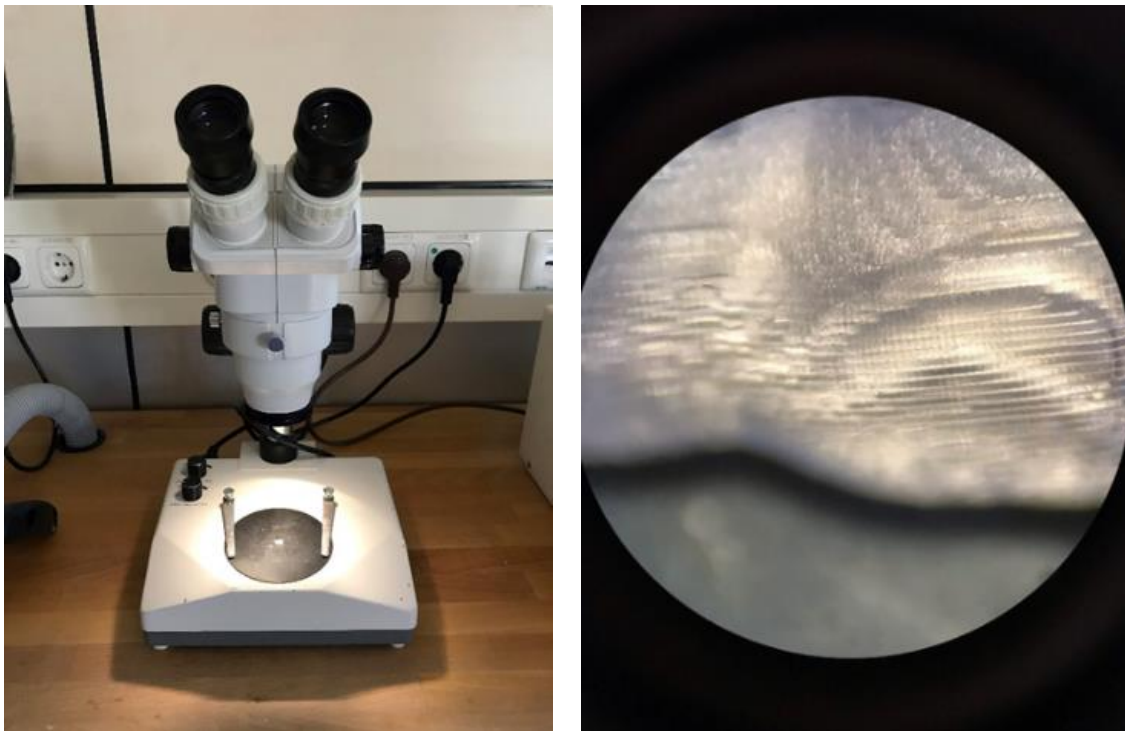


Abbildung 23: Analyse der Oberflächenbeschaffenheit

links: reflektiertes Lichtmikroskop mit Probeplättchen in situ

rechts: 4,5-fache Vergrößerung des Probeplättchens im Sichtfeld des Lichtmikroskops

Um die Unterschiede der verschiedenen Drucktechnologien (DLP und SLA) sowie der präoperativen Sterilisation auf das Material besser beurteilen zu können, wurde zusätzlich die Ultrastruktur der Materialproben untersucht. Dies geschah mit Hilfe eines Feldemissions-Rasterelektronenmikroskops (FE-SEM) (DSM 982; ZEISS AG) (Abbildung 24, links). Die hier verwendeten Vergrößerungen wurden bei 20-fach für die Untersuchung großflächiger Defekte nach der Sterilisation sowie bei 250-fach für die Untersuchung der einzelnen Druckschichten in Z-Ebene gewählt (Abbildung 24, rechts).

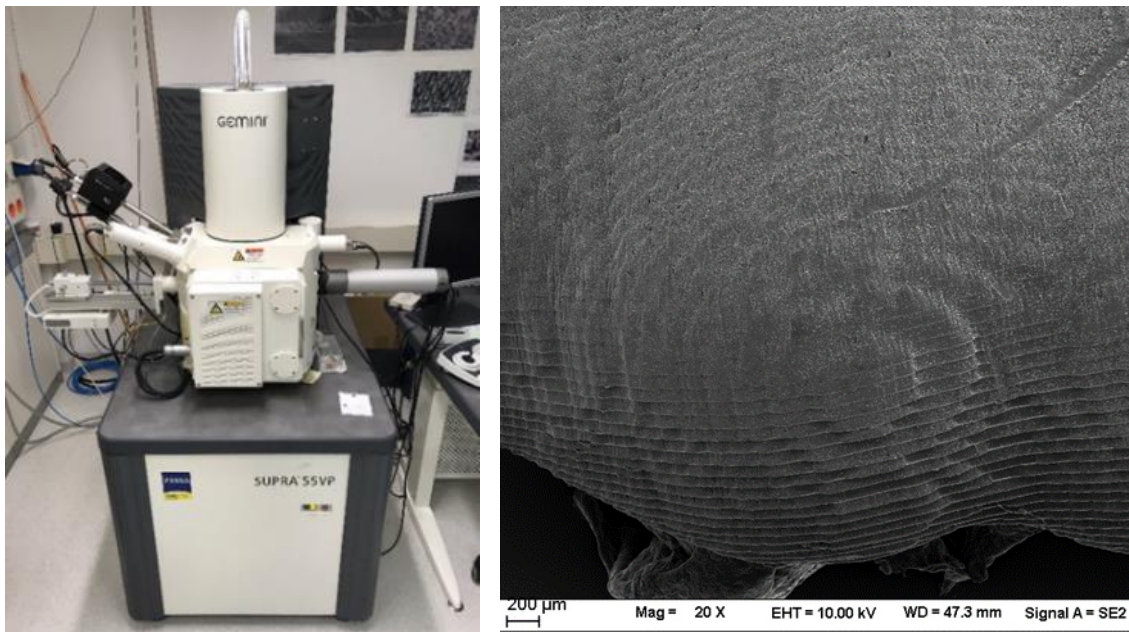


Abbildung 24: Analyse der Ultrastruktur

links: Feldemissions-Rasterelektronenmikroskop

rechts: Probeplättchen unter 20-facher Vergrößerung im Sichtfeld des FE-SEM

3.1.10 Statistische Auswertung

Anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurden die Daten innerhalb der Gruppen auf ihre Normalverteilung geprüft. Die Homogenität der Varianzen zwischen den Gruppen wurden mit dem Levene-Test analysiert. Die Unterschiede der untersuchten Parameter zwischen den Gruppen wurden mit Hilfe der einfaktoriellen ANOVA analysiert, multiple Vergleiche zwischen den Gruppen erfolgten mit dem Games-Howell post-hoc Test. Um die Unterschiede zwischen der geplanten und der tatsächlichen Implantatposition zu analysieren, wurde für jeden Parameter ein t-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde mit $p=0.05$ festgelegt. Die Auswertung der Analysen erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS (Version 25.0, IBM Corp).

4 Ergebnisse

4.1 Deskriptive Statistik

In dieser Studie wurde die Übertragungsgenauigkeit von 132 Implantaten analysiert, die in insgesamt 11 Studiengruppen mit jeweils 12 Fällen ($n=12$) verteilt wurden. Für die additiv gefertigten Bohrschablonen wurden 10 Studiengruppen gebildet und untersucht. In einer weiteren Studiengruppe wurde die Genauigkeit von subtraktiv gefertigten Bohrschablonen untersucht. Zusätzlich wurde für drei Materialien die Auswirkung der präoperativen Sterilisation auf die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition bestimmt.

4.2 Vergleich der Winkelabweichungen

Der Mittelwert der Winkelabweichung der tatsächlichen Implantatposition nach Insertion mit präoperativ nicht sterilisierten Bohrschablonen reichte von $0,82 \pm 0,56$ Grad (Rapidshape D20 II mit Freeprint Splint) bis zu $2,18 \pm 1,20$ Grad (Form 2 mit Nextdent SG). Der Unterschied im Vergleich zu subtraktiv gefertigten Schablonen war nicht signifikant (Abbildung 25).

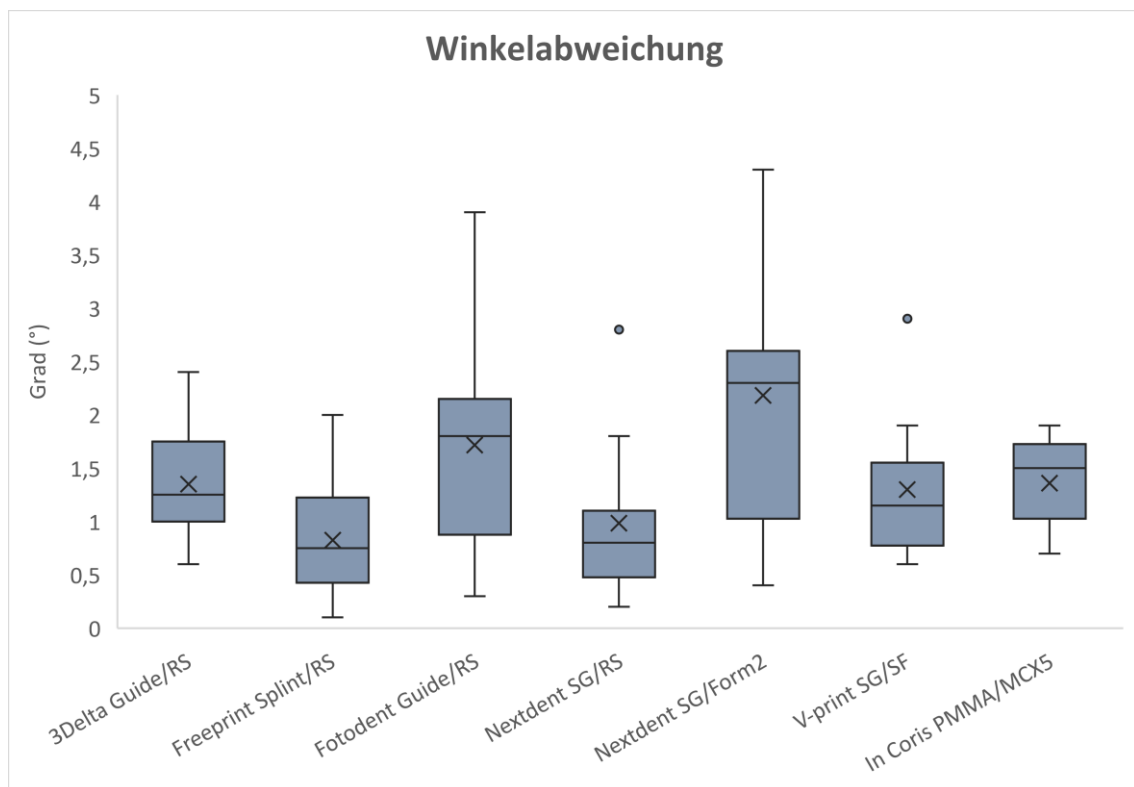


Abbildung 25: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren in der statistischen Analyse für keinen Vergleich signifikant ($p > 0,05$).

In der Gruppe der Bohrschablonen mit Sterilisation zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte von minimal $0,73 \pm 0,35$ Grad (Solflex 350 mit V-print SG) gegenüber maximal $2,43 \pm 0,64$ Grad (Form2 mit Nextdent SG) zwischen virtueller und tatsächlicher Implantatposition ($p < 0.001$). Darüber hinaus ergab der Vergleich der sterilisierten Schablonen für das Material Nextdent SG unter Verwendung verschiedener Drucker signifikant unterschiedliche Mittelwerte ($2,43 \pm 0,64$ Grad mit Form 2 gegenüber $0,76 \pm 0,52$ Grad mit Rapidshape D20 II) ($p < 0.001$) (Abbildung 26).

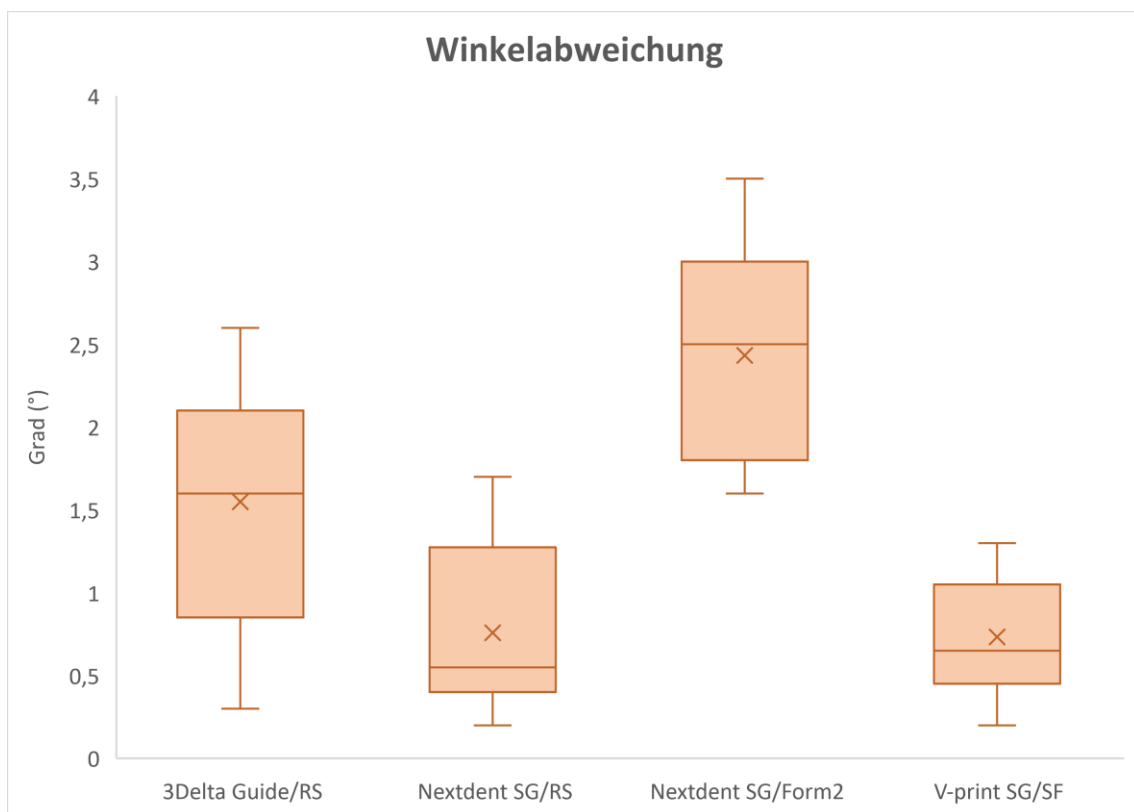


Abbildung 26: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichungen der sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte

4.3 Abweichungen an der Implantatbasis (Implantatplattform)

4.3.1 3D-Versatz

Die dreidimensionale Abweichung an der Implantatbasis reichte in den Gruppen mit Insertion durch additiv gefertigte, nicht sterilisierten Bohrschablonen von $0,27 \pm 0,08$ mm (Rapidshape D20 II mit 3Delta Guide) bis $0,40 \pm 0,09$ mm (Rapidshape D20 II mit Freeprint Splint) ($p=0.027$). Der Mittelwert der Abweichungen der Implantatposition nach Insertion mit Hilfe von subtraktiv gefertigten Bohrschablonen (MC X5 mit inCoris PMMA guide) zeigte mit $0,23 \pm 0,06$ mm signifikante Unterschiede zum größten Mittelwert der additiven Vergleichsgruppe (Rapidshape D20 II mit Freeprint Splint mit $0,40 \pm 0,09$ mm) ($p=0.001$) (Abbildung 27).

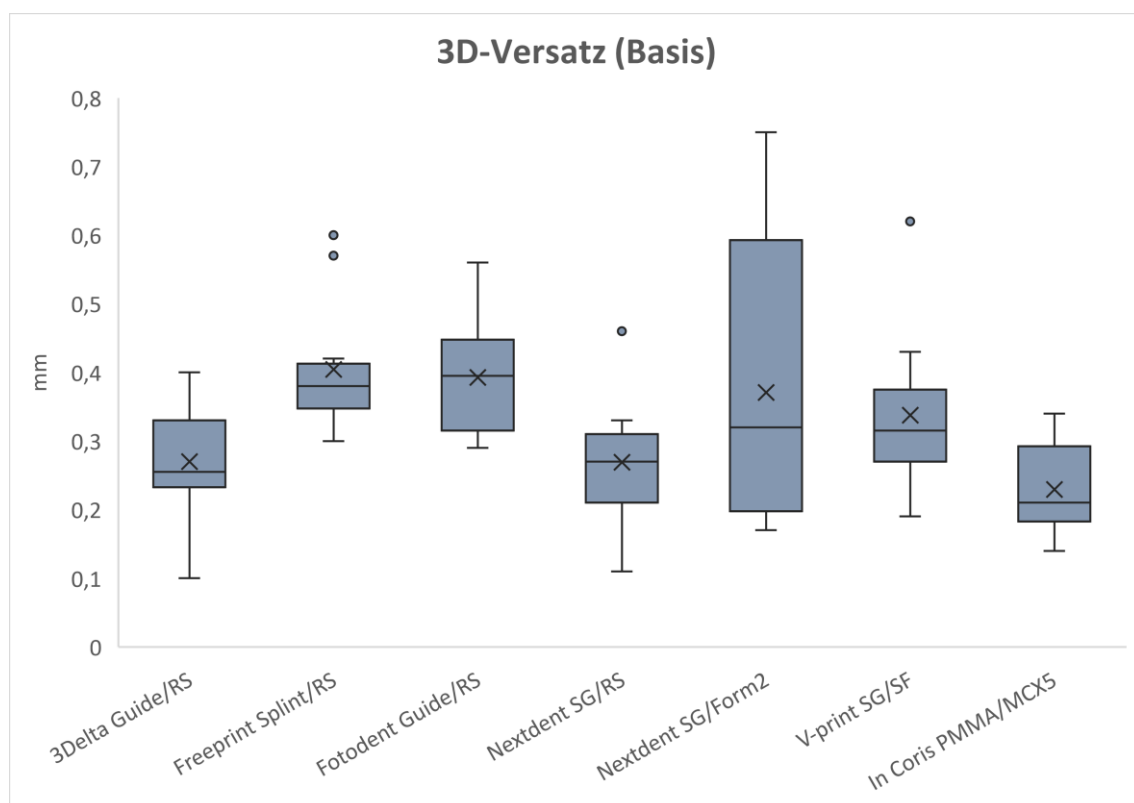


Abbildung 27: Boxplot zur Darstellung des 3D-Versatzes an der Implantatbasis unter den nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Die Auswertung des 3D-Versatzes nach Positionierung mit präoperativ sterilisierten Bohrschablonen ergab einen minimalen Mittelwert von $0,31 \pm 0,07$ mm (Solflex 350/ V-print SG) und einen maximalen Mittelwert von $0,54 \pm 0,10$ mm (Form 2/ Nextdent SG). Der Unterschied zwischen diesen beiden Mittelwerten war signifikant ($p < 0,001$). Ebenso signifikant fiel der Vergleich des Materials Nextdent SG in den präoperativ sterilisierten Gruppen mit den Druckern (Rapidshape D20 II mit $0,33 \pm 0,07$ mm zu Form 2 mit $0,54 \pm 0,10$ mm) aus ($p < 0,001$). Abbildung 28 zeigt die grafische Darstellung.

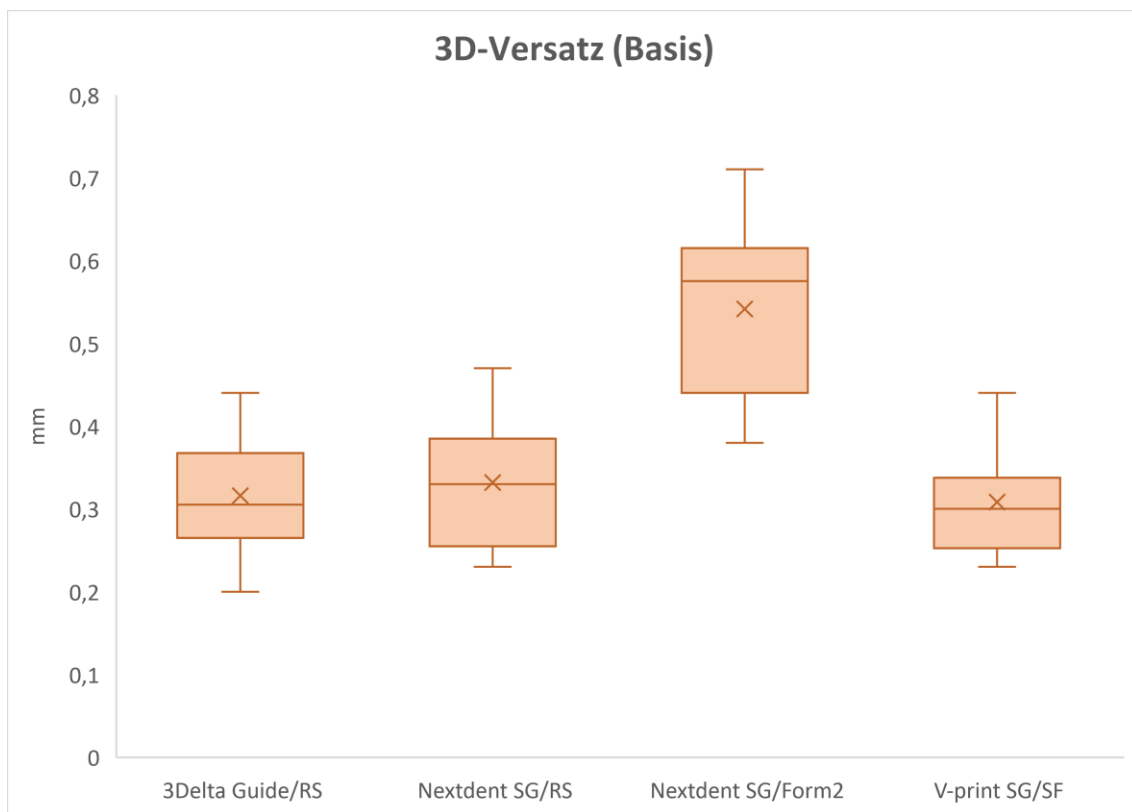


Abbildung 28: Boxplot zur Darstellung des apikalen 3D-Versatzes für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte

4.3.2 Distaler Versatz (sagittale Abweichung)

Bei Betrachtung der sagittalen Abweichung der postoperativen Implantatposition konnten für die nicht sterilisierten Gruppen ein minimaler Mittelwert von $0,00 \pm 0,05$ mm (Rapidshape D20 II mit Freeprint Splint) und ein maximaler Mittelwert von $0,13 \pm 0,12$ mm (Rapidshape D20 II mit Fotodent Guide) beobachtet werden (Abbildung 29). Diese Unterschiede waren nicht signifikant.

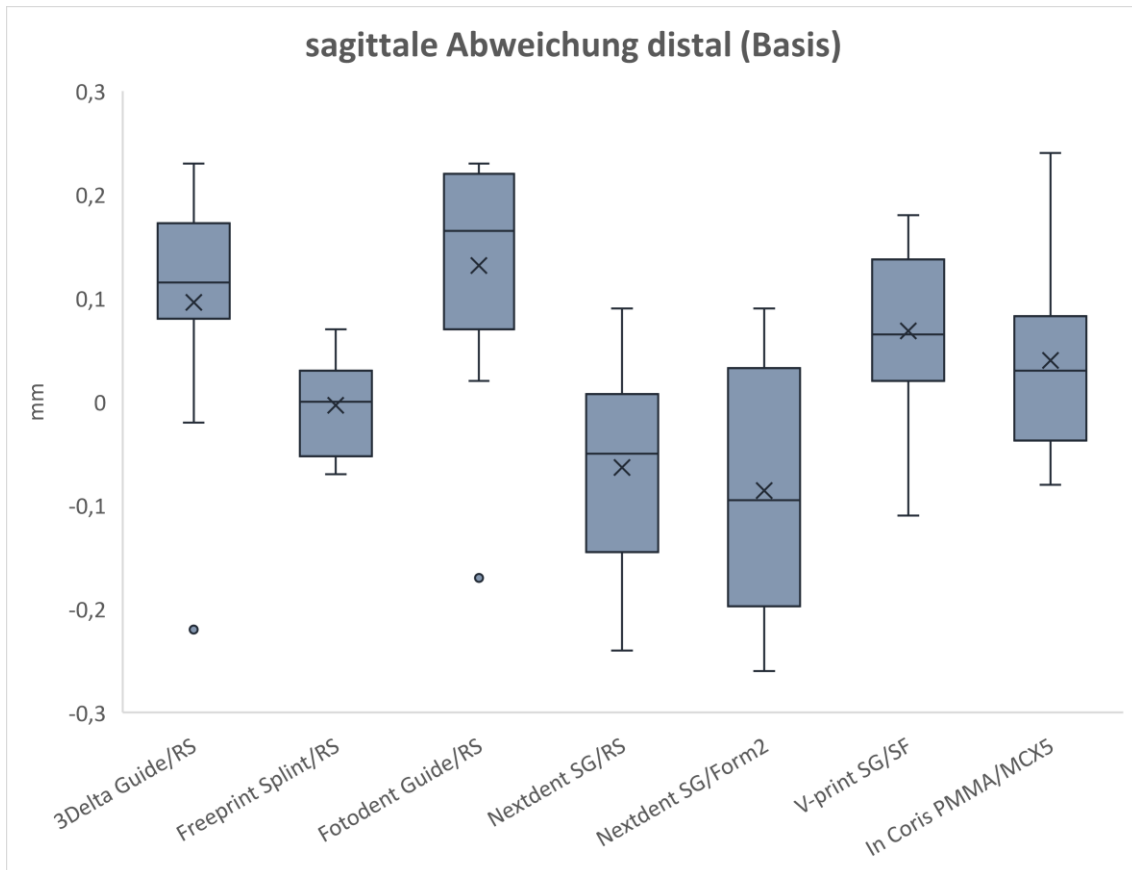


Abbildung 29: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatbasis für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Die Implantatpositionen nach Insertion mit präoperativ sterilisierten Bohrschablonen zeigten mit einem Maximalmittelwert von $0,20 \pm 0,12$ mm (Rapidshape D20 II mit 3Delta Guide) gegenüber dem Minimalmittelwert von $0,00 \pm 0,08$ mm (Rapidshape D20 II mit Nextdent SG) zum Teil signifikante Unterschiede ($p=0.004$). Weiterhin gab es für Schablonen nach dem Druck von Nextdent SG im Form 2 Drucker eine signifikant höhere Abweichung im Vergleich zum Rapidshape D20 II Drucker ($p=0.001$) (Abbildung 30).

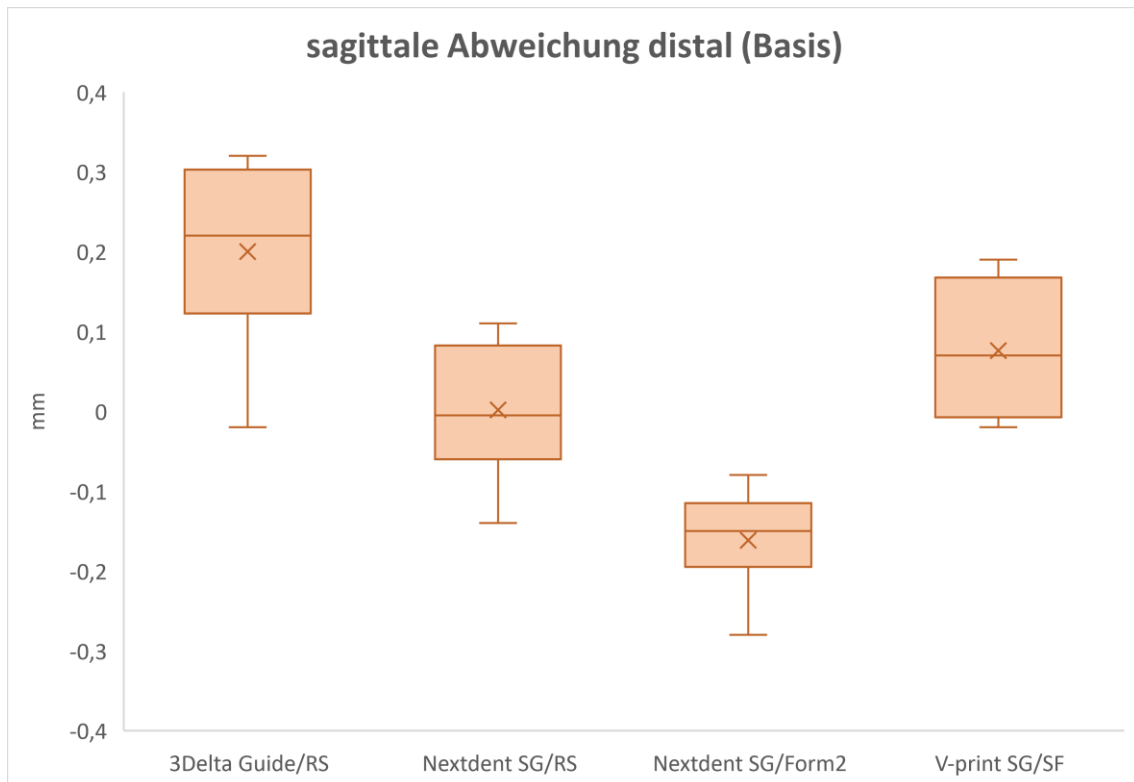


Abbildung 30: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatbasis für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte

4.3.3 Vestibulärer Versatz (transversale Abweichung)

Der Mittelwert für die transversalen Abweichungen der postoperativen Implantatposition nach Verwendung von nicht sterilisierten Bohrschablonen reichte von maximal $0,19 \pm 0,13$ mm (Rapidshape D20 II mit Fotodent Guide) bis minimal $-0,06 \pm 0,12$ mm (Rapidshape D20 II mit Nextdent SG) ($p=0.002$) (Abbildung 31). Negative Vorzeichen stehen für die Verlagerung des Implantats gegenüber der virtuellen Position nach oral.

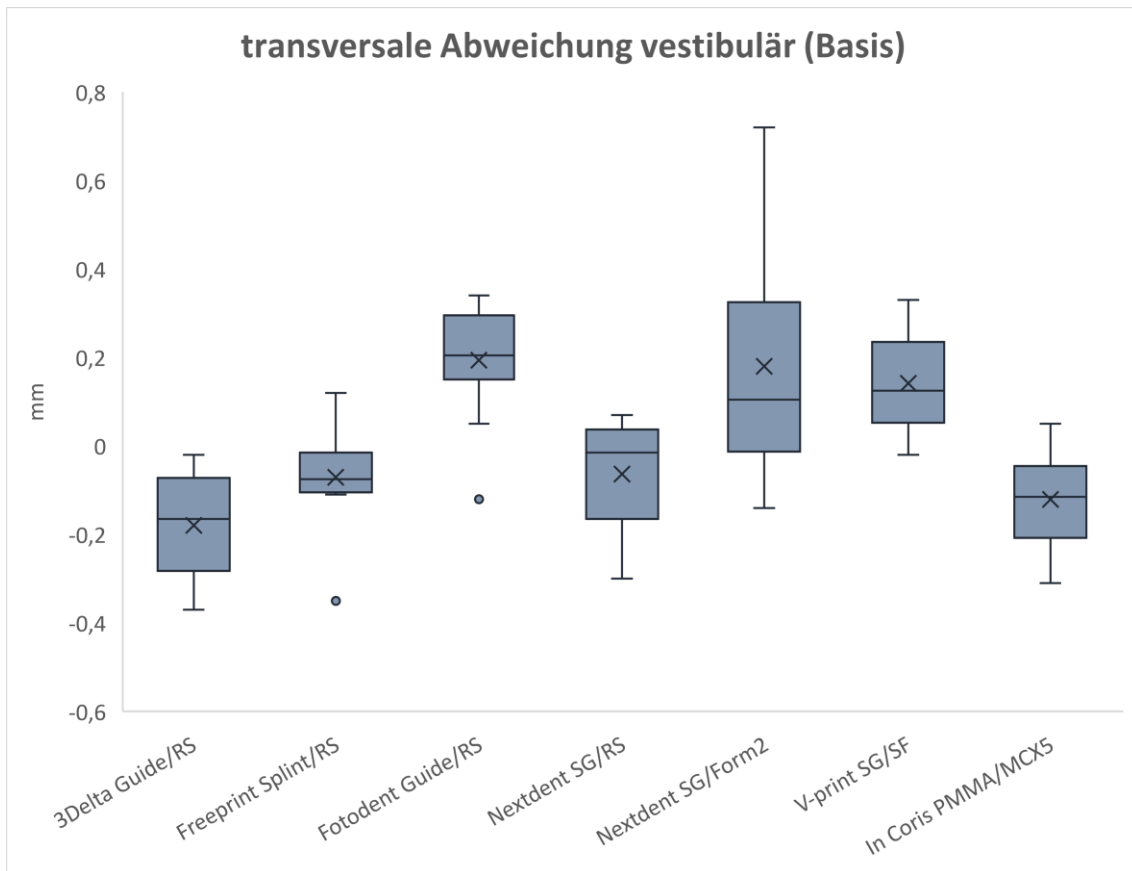


Abbildung 31: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatbasis für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Die transversalen Abweichungen bei Implantaten, die mit Hilfe von präoperativ sterilisierten Bohrschablonen gesetzt wurden, reichten von $-0,04 \pm 0,08$ mm (Rapidshape D20 II mit Nextdent SG) bis $0,25 \pm 0,12$ mm (Form 2 mit Nextdent SG) ($p < 0,001$) (Abbildung 32).

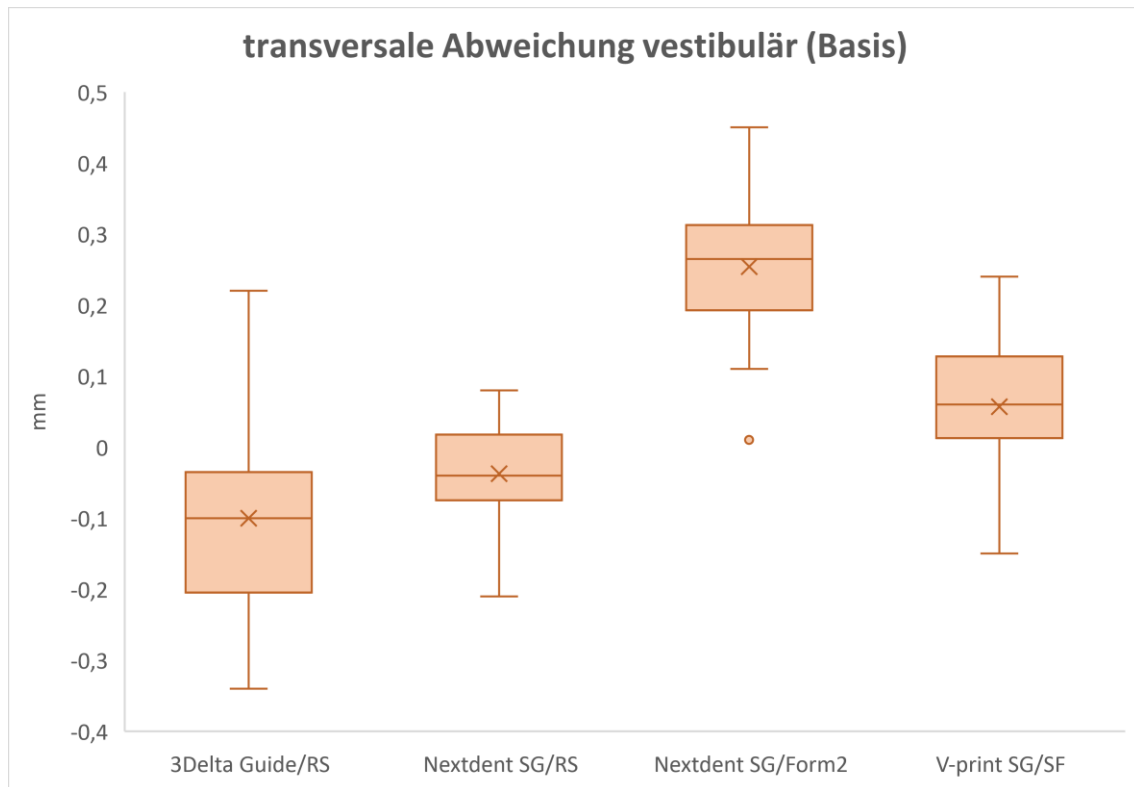


Abbildung 32: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatbasis für die sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

4.3.4 Apikaler Versatz (vertikale Abweichung)

Für die vertikale Abweichung an der Implantatbasis ergab sich für die Implantate, die mit Hilfe von nicht sterilisierten additiv hergestellten Schablonen eingebracht wurden, ein Mittelwert zwischen $0,09 \pm 0,07$ mm (Rapidshape D20 II mit 3Delta Guide) und $-0,38 \pm 0,08$ mm (Rapidshape D20 II mit Freeprint Splint) ($p < 0,001$). Negative Vorzeichen bedeuten, dass die betreffenden Implantate nicht vollständig inseriert werden konnten. Die Implantate, die mittels subtraktiv hergestellten Führungsschablonen gesetzt wurden, zeigten eine mittlere vertikale Abweichung von $-0,15 \pm 0,03$ mm (Abbildung 33).

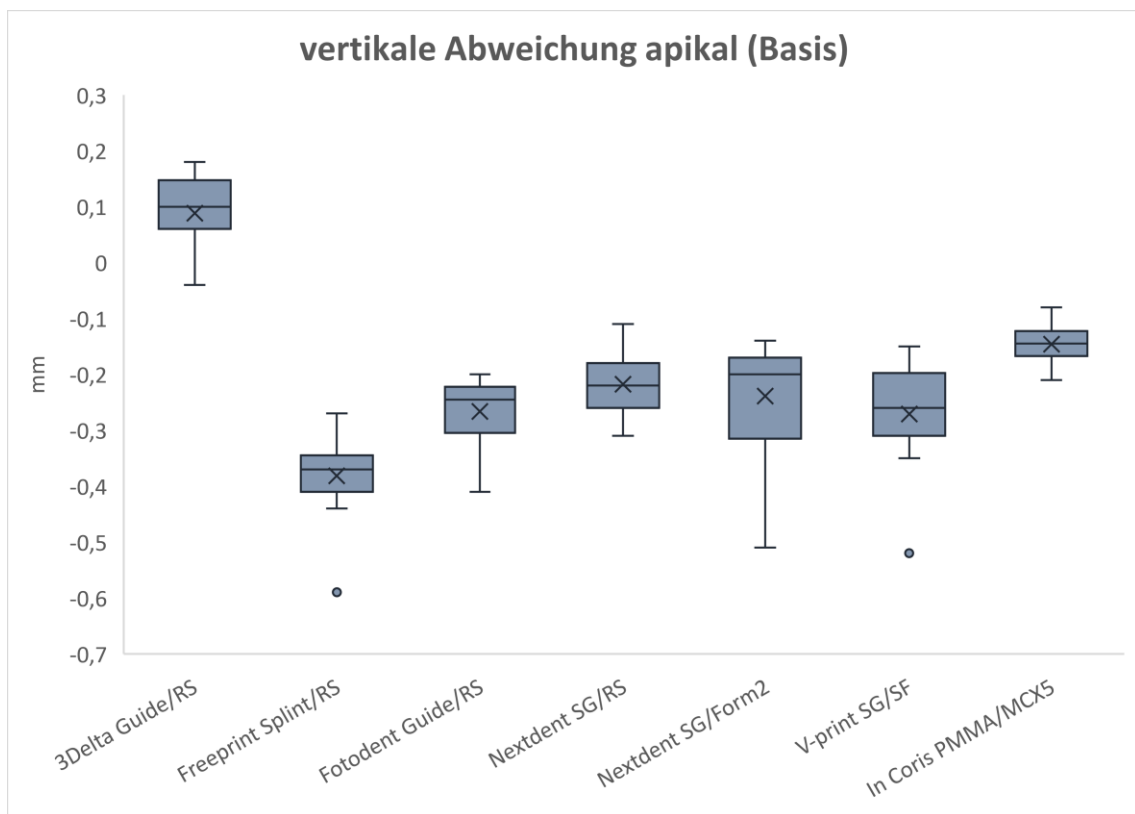


Abbildung 33: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung an der Implantatbasis für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

In den Gruppen der sterilisierten Bohrschablonen reichte der apikale Versatz von $0,00 \pm 0,16$ mm (Rapidshape D20 II mit 3Delta Guide) bis zu $-0,44 \pm 0,07$ mm (Form 2 mit Nextdent SG) ($p < 0,001$) (Abbildung 34).

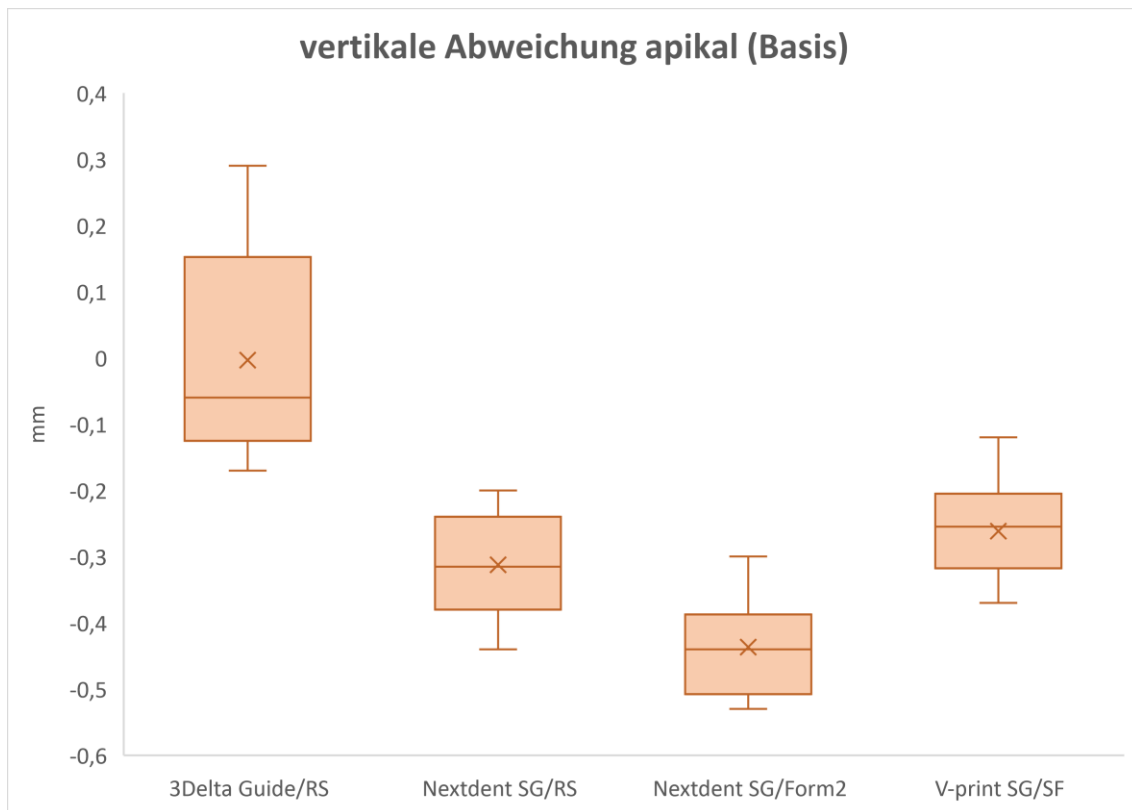


Abbildung 34: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung an der Implantatbasis für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte

4.4 Abweichungen an der Implantatspitze

4.4.1 3D-Versatz

Der 3D-Versatz an der Implantatspitze reichte in der Gruppe mit Verwendung von nicht sterilisierten Schablonen von $0,38 \pm 0,20$ mm (Rapidshape D20 II mit Nextdent SG) bis $0,68 \pm 0,40$ mm (Form 2 mit Nextdent SG). Es ergaben sich keine signifikanten Abweichungen der Implantatpositionen zwischen den additiv gefertigten und den subtraktiv hergestellten Bohrschablonen (MC X5 mit inCoris PMMA guide) (Abbildung 35).

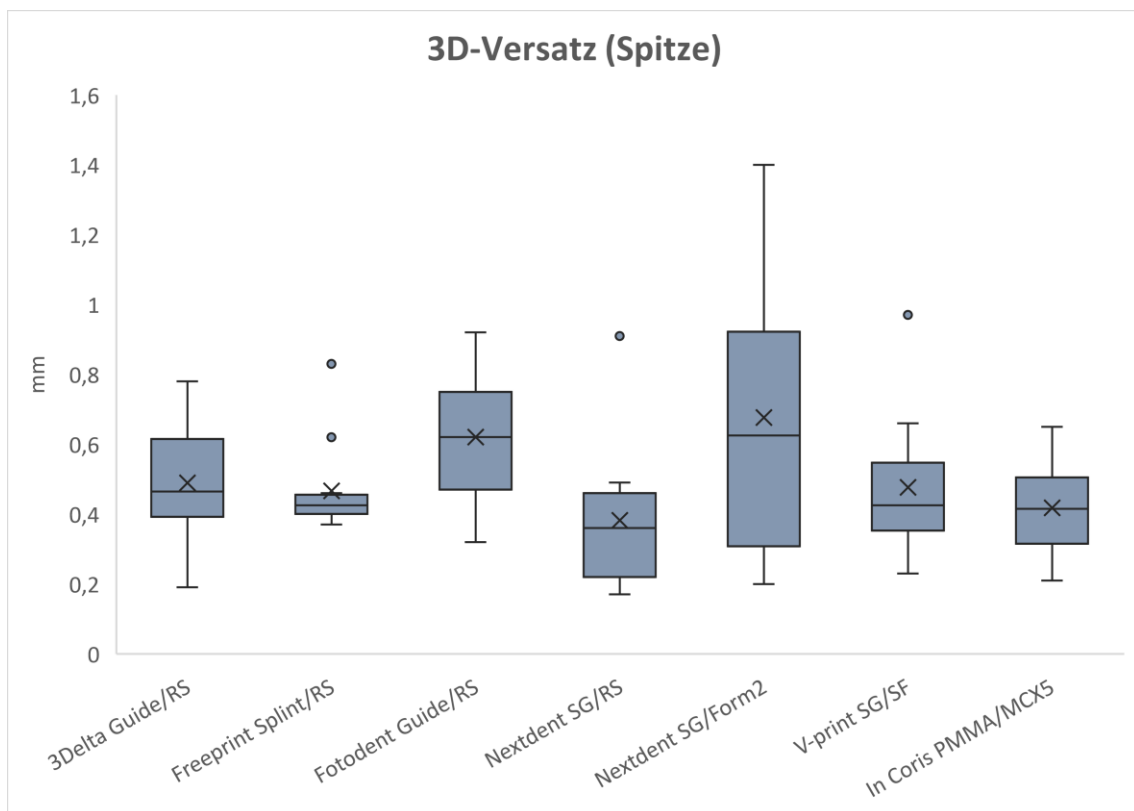


Abbildung 35: Boxplot zur Darstellung des dreidimensionalen Versatzes an der Implantatspitze für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Bei Betrachtung der dreidimensionalen Abweichung an der Implantatspitze in der Gruppe mit Implantatpositionierung mit Hilfe von präoperativ sterilisierten Bohrschablonen, konnte eine signifikante Abweichung ($p=0.004$) zwischen dem Material V-print SG im Solflex 350 ($0,36 \pm 0,10$ mm) und dem Material Nextdent SG im Form 2 ($0,89 \pm 0,32$ mm) angetroffen werden (Abbildung 36).

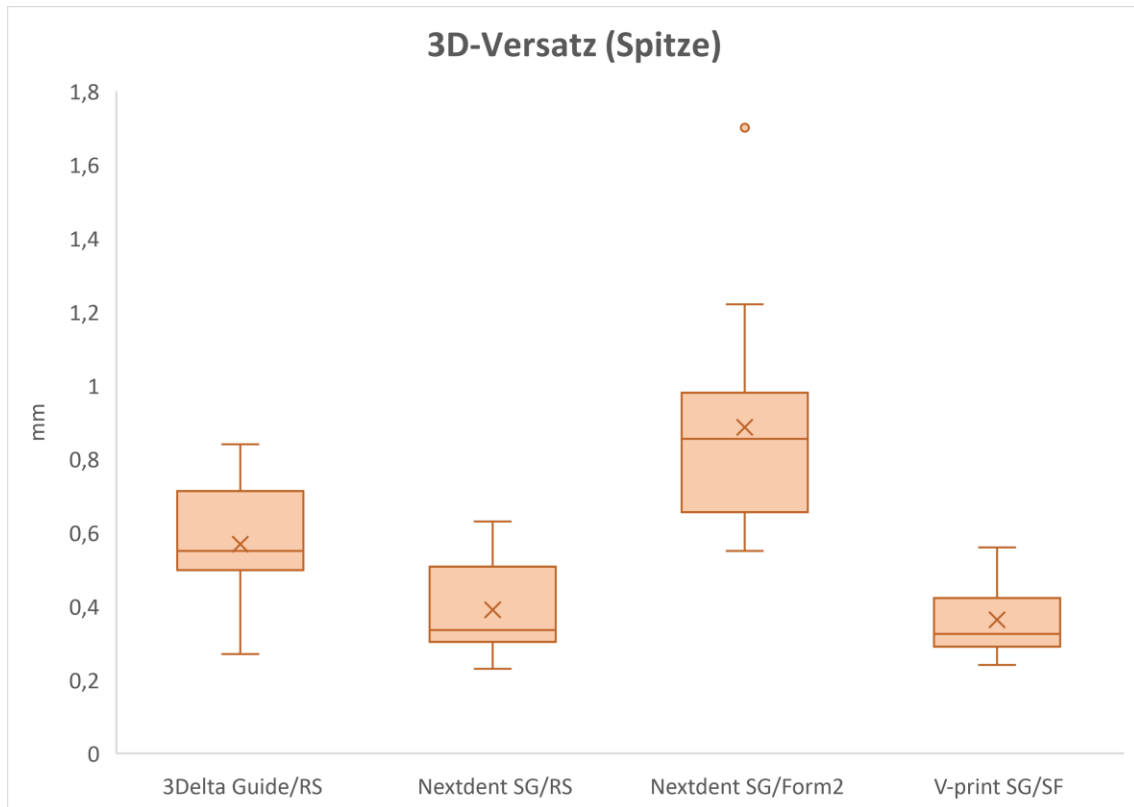


Abbildung 36: Boxplot zur Darstellung des 3D-Versatzes an der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

4.4.2 Distaler Versatz (sagittale Abweichung)

Für die Abweichung in mesio-distaler Richtung konnten für die Implantate, die mit Bohrschablonen ohne präoperative Sterilisation gesetzt wurden, Werte zwischen $0,02 \pm 0,18$ mm (Solflex 350 mit V-print SG) und $-0,37 \pm 0,23$ mm (Form 2 mit Nextdent SG) ermittelt werden ($p=0.005$). Im Vergleich zur Gruppe mit Verwendung von subtraktiv hergestellten Bohrschablonen (MC X5 mit inCoris PMMA guide) mit einer Abweichung von $0,06 \pm 0,20$ mm besteht ein signifikanter Unterschied gegenüber der Gruppe mit Einsatz von additiv hergestellten Bohrschablonen nach Herstellung mit dem Form 2 Drucker unter Verwendung des Nextdent SG Kunststoffes ($p=0.003$) (Abbildung 37).

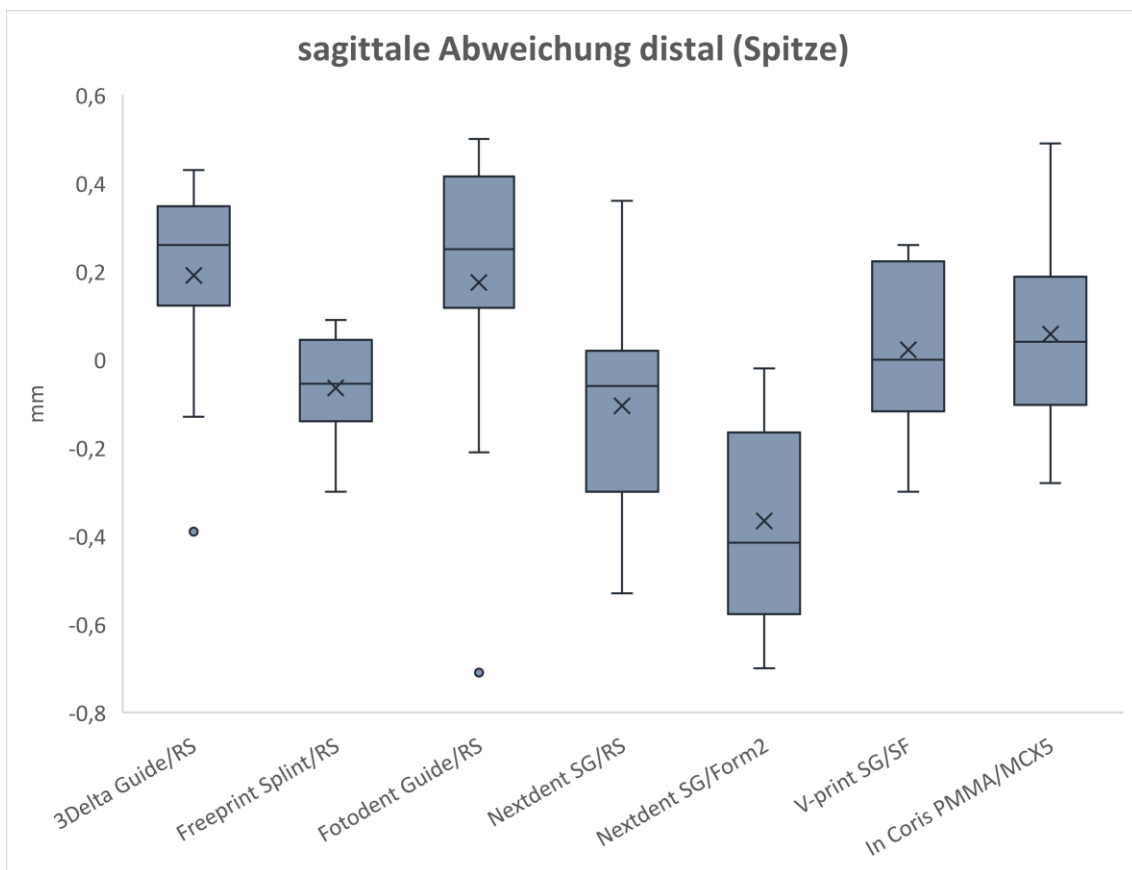


Abbildung 37: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatspitze für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Signifikante Unterschiede zeigten auch die Implantate nach Insertion mit präoperativ sterilisierten Bohrschablonen mit dem kleinsten Mittelwert für V-print SG nach Druck mit dem Solflex 350 ($0,02 \pm 0,16$ mm) und dem höchsten Mittelwert für das Material Nextdent SG nach Herstellung mit dem Form 2 Drucker ($-0,52 \pm 0,11$ mm) ($p < 0.001$) (Abbildung 38).

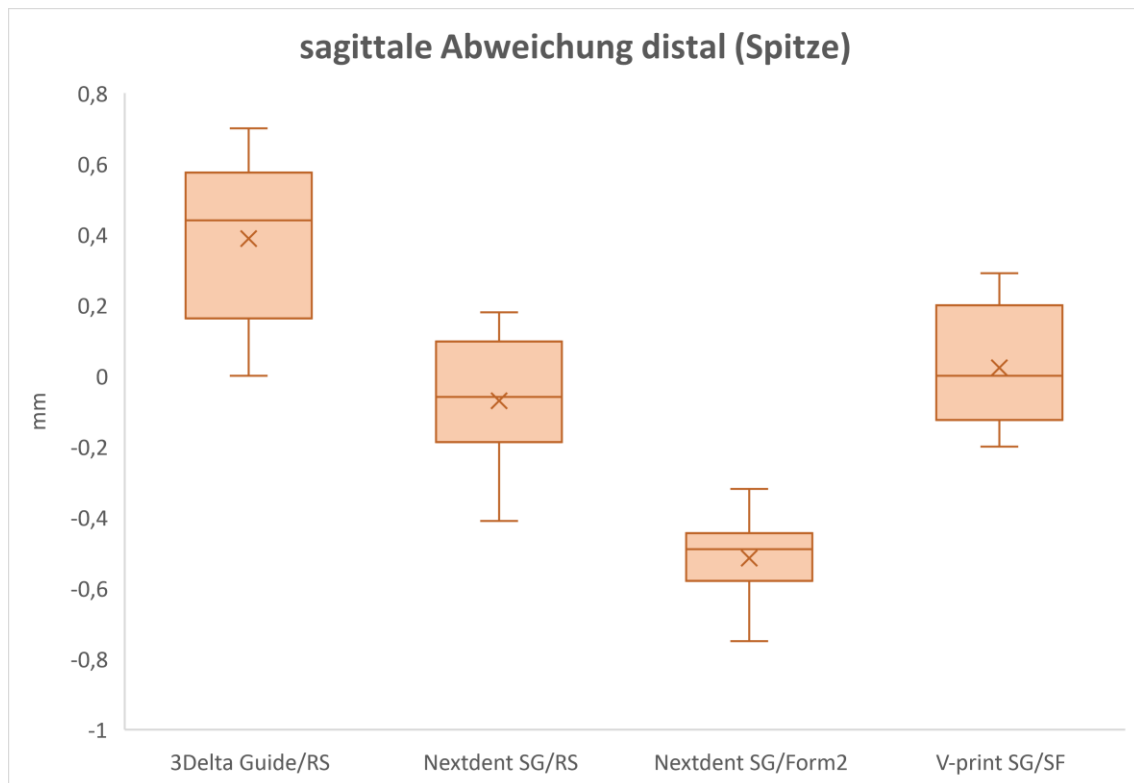


Abbildung 38: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte

Bei allen Implantaten, die mit Schablonen aus dem Material Nextdent SG nach Herstellung im Form 2 Drucker gesetzt wurden, fand sich sowohl bei den sterilisierten wie auch bei den nicht sterilisierten Schablonen eine nach mesial verschobene postoperative Position.

4.4.3 Vestibulärer Versatz (transversale Abweichung)

Der minimale Mittelwert für die Abweichung in oro-vestibulärer Richtung in den Gruppen der nicht sterilisierten Bohrschablonen lag bei $-0,13 \pm 0,25$ mm (Rapidshape D20 II mit Nextdent SG), der maximale Mittelwert lag bei $0,36 \pm 0,50$ mm (Form 2 mit Nextdent SG). Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den geplanten und tatsächlichen Implantatpositionen bei Verwendung von gefrästen Schablonen aus dem Material inCoris PMMA guide ($-0,32 \pm 0,18$ mm) (Abbildung 39).

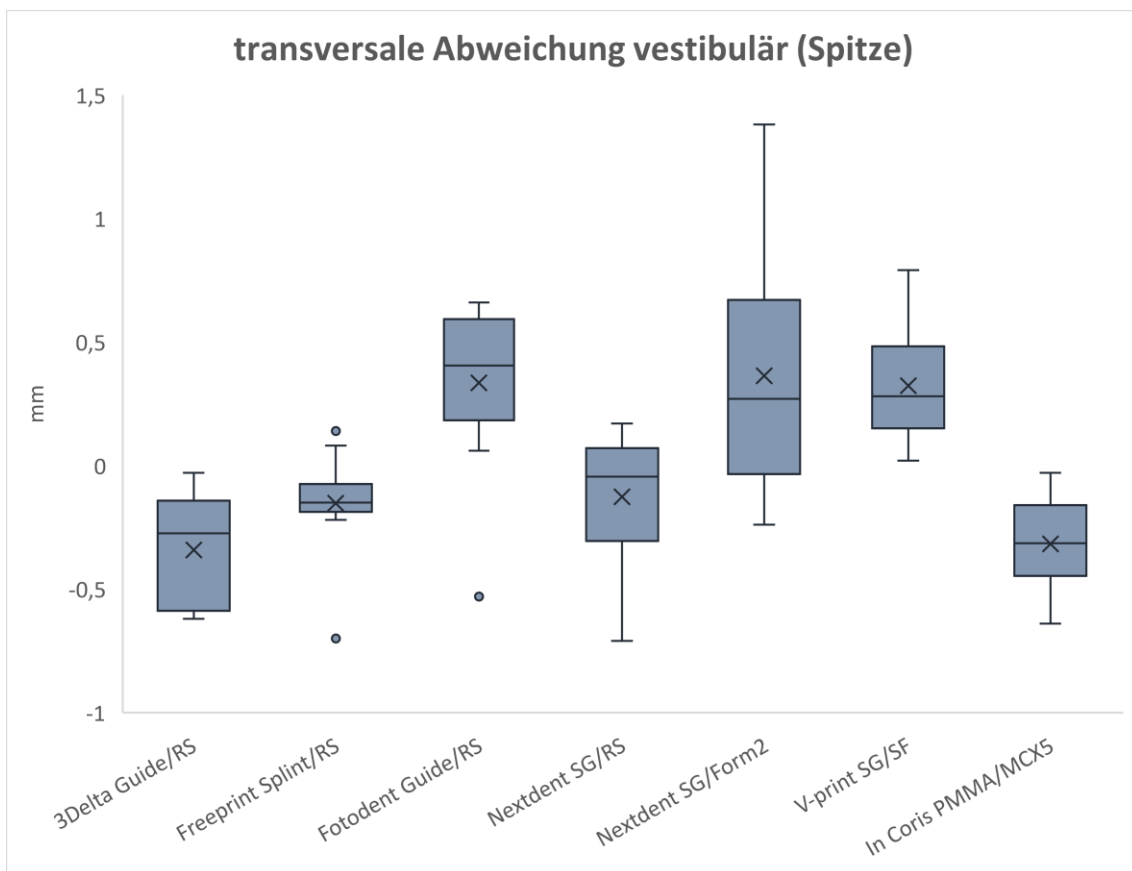


Abbildung 39: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatspitze für die nicht sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Die sterilisierten Bohrschablonen verursachten signifikante Abweichungen an der Implantat Spitze im Fall des Materials Nextdent SG nach Verwendung mit verschiedenen Druckern (Form 2 mit $0,45 \pm 0,27$ mm gegenüber Rapidshape D20 II mit $-0,06 \pm 0,17$ mm) ($p=0.001$) (Abbildung 40).

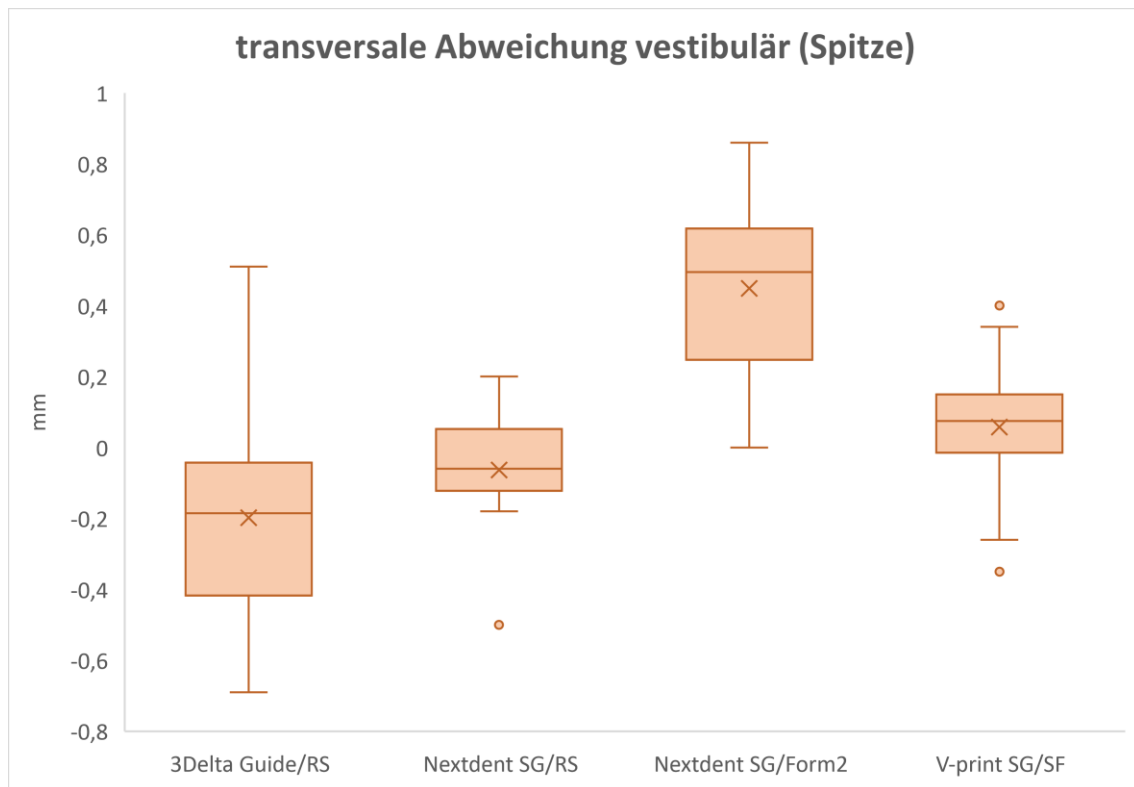


Abbildung 40: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantat Spitze für die sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

4.4.4 Apikaler Versatz (vertikale Abweichung)

Die Auswertung des apikalen Versatzes ergab signifikant unterschiedliche Mittelwerte von $0,09 \pm 0,07$ mm (Rapidshape D20 II mit 3Delta Guide) bis $-0,38 \pm 0,08$ mm (Rapidshape D20 II mit Freeprint Splint) für die Gruppe der unsterilisierten Bohrschablonen ($p < 0.001$). Ebenso signifikant zeigte sich die Abweichung zwischen Schablonen mit dem Material Freeprint Splint und dem gefrästen Material inCoris PMMA guide ($-0,14 \pm 0,04$ mm) ($p < 0.001$) (Abbildung 41). Die mit dem Material Freeprint Splint im Rapidshape D20 II gedruckten Bohrschablonen wiesen die größte Abweichung von der geplanten Implantatposition auf. Die mit dem Material 3Delta Guide mit Hilfe des Druckers Rapidshape D20 II hergestellten Bohrschablonen verursachten zu tief gesetzte Implantate.

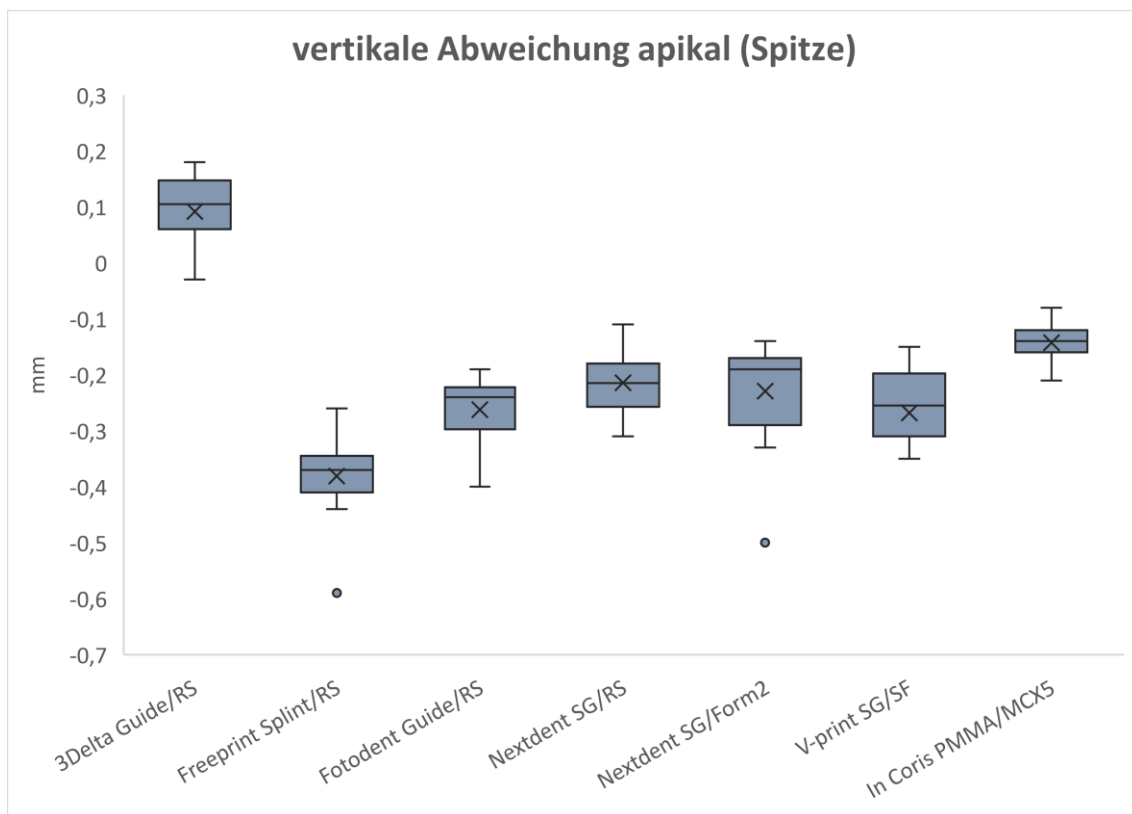


Abbildung 41: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung für die nicht sterilisierten Vergleichsgruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Für Bohrschablonen, die eine präoperative Sterilisation erfahren haben, wurde eine minimale Abweichung für das Material 3Delta Guide nach Druck mit Rapidshape D20 II ($0,00 \pm 0,16$ mm) beobachtet, während eine maximale Abweichung für Bohrschablonen gedruckt mit dem Material Nextdent SG mit dem Form 2 Drucker ($-0,43 \pm 0,07$ mm) angetroffen wurden (Abbildung 42).

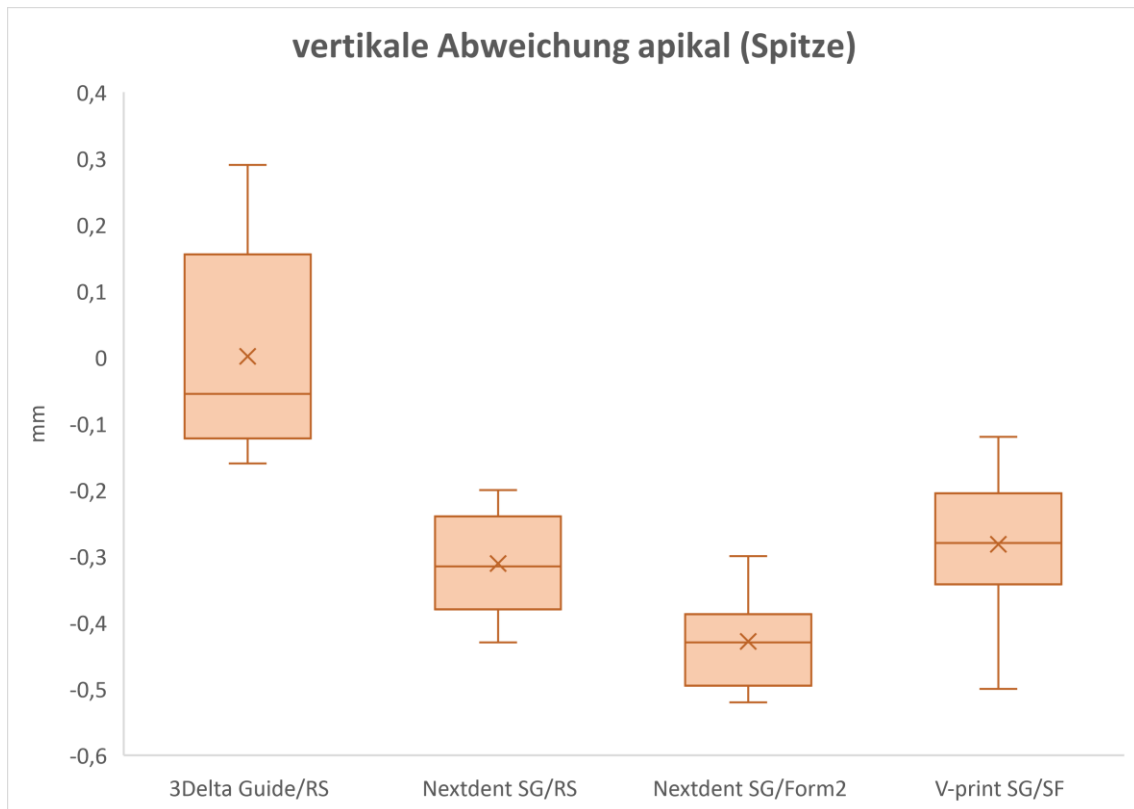


Abbildung 42: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. • = Ausreißer, X = Mittelwerte

Unabhängig von der präoperativen Sterilisation wurden alle Implantate, mit Ausnahme des Materials 3Delta Guide zu weit nach krestal inseriert und damit die geplante apikale Implantatposition nicht erreicht.

4.5 Vergleich nicht sterilisierter mit sterilisierten Bohrschablonen innerhalb der jeweiligen Gruppen

Tabelle 7 gibt einen Überblick über die 9 gemessenen Parameter im Vergleich der nicht sterilisierten mit den sterilisierten Bohrschablonen innerhalb einer Materialgruppe.

Vergleich nicht sterilisierter mit sterilisierten Schablonen innerhalb der Gruppen (p<0.05)				
Abweichungsart	3Delta Guide	Nextdent SG/RS	Nextdent SG/Form2	V-print SG
Winkel (°)	0.999	0.998	1.000	0.272
3D-Versatz Basis (mm)	0.912	0.710	0.329	0.999
Distal Basis (mm)	0.555	0.755	0.669	1.000
Vestibulär Basis (mm)	0.914	1.000	0.996	0.739
Apikal Basis (mm)	0.754	0.067	0.001	1.000
3D-Versatz Spitze (mm)	0.979	1.000	0.930	0.761
Distal Spitze (mm)	0.621	1.000	0.617	1.000
Vestibulär Spitze (mm)	0.953	1.000	1.000	0.164
Apikal Spitze (mm)	0.750	0.048	0.001	1.000

Tabelle 7: Übersicht über die ermittelten p-Werte für die 9 gemessenen Parameter im Vergleich der nicht sterilisierten mit den sterilisierten Bohrschablonen innerhalb einer Gruppe. Das Signifikanzniveau ist bei $p < 0.05$ festgelegt.

Signifikante Unterschiede ergaben sich für die vertikale Position der Implantatbasis nach Einbringung mit der nicht sterilisierten Gruppe aus Nextdent SG nach Druck mit dem Form 2 Drucker ($-0,24 \pm 0,11$ mm) gegenüber der Vergleichsgruppe mit Verwendung von sterilisierten Schablonen ($-0,44 \pm 0,07$ mm) ($p=0.001$) (Tabelle 7).

Zusätzlich konnten signifikante Unterschiede in der vertikalen Abweichung der Implantatspitze ohne und mit Sterilisation für das Material Nextdent SG unter Verwendung der Drucker Form 2 und Rapidshape D20 II festgestellt werden. Für den Form 2 Drucker ergab sich für Schablonen ohne Sterilisation eine Abweichung von $-0,22 \pm 0,10$ mm, während die Abweichung mit Sterilisation $-0,43 \pm 0,07$ mm betrug ($p=0.001$). Ähnlich jedoch weniger stark ausgeprägt zeigte sich der Unterschied für den Rapidshape D20 II Drucker ($p=0.048$) (Tabelle 7).

4.6 Vergleich zwischen sterilisierten Bohrschablonen eines Materials unter Verwendung verschiedener Drucker

Bei der Auswertung aller 9 gemessenen Werte wurde für jeden einzelnen Wert eine signifikante Abweichung für Schablonen mit dem Material Nextdent SG zwischen der Herstellung mit dem Drucker Rapidshape D20 II und dem Drucker Form 2 festgestellt (Tabelle 8).

Nextdent SG sterilisiert			
Abweichungsart	Form 2	Rapidshape D20 II	Signifikanz p
Winkel (°)	2.43 ±0.64	0.76 ±0.52	<.001
3D-Versatz Basis (mm)	0.54 ±0.10	0.33 ±0.07	<.001
Distal Basis (mm)	-0.16 ±0.06	0.00 ±0.08	<.001
Vestibulär Basis (mm)	0.25 ±0.12	-0.04 ±0.08	<.001
Apikal Basis (mm)	-0.44 ±0.07	-0.31 ±0.08	=.017
3D-Versatz Spitze (mm)	0.89 ±0.32	0.39 ±0.13	=.006
Distal Spitze (mm)	-0.52 ±0.11	-0.07 ±0.18	<.001
Vestibulär Spitze (mm)	0.45 ±0.27	-0.06 ±0.17	<.001
Apikal Spitze (mm)	-0.43 ±0.07	-0.31 ±0.07	=.019

Tabelle 8: Abweichung der sterilisierten Bohrschablonen des Materials Nextdent SG für die verschiedenen gemessenen Parameter nach Herstellung mit den Druckern Form 2 und Rapidshape D20 II mit Angabe der berechneten p-Werte.

Gleichzeitig gab es in der nicht sterilisierten Vergleichsgruppe bei keinem der 9 Werte signifikante Abweichungen für das Material Nextdent SG im direkten Vergleich dieser beiden Drucker.

4.7 Auswertung der ultrastrukturellen Analyse

Bei der Analyse der Ultrastruktur ergaben sich deutliche Unterschiede zwischen den Druckern Rapidshape D20 II und Form 2 für die Verarbeitung des Materials Nextdent SG.

Unter 250-facher Vergrößerung zeigten sich auf Bohrschablonen aus dem Rapidshape D20 II Drucker scharf konturierte, homogene und in gleichem Abstand zueinander liegende horizontale Z-Stufen (Abbildung 43).

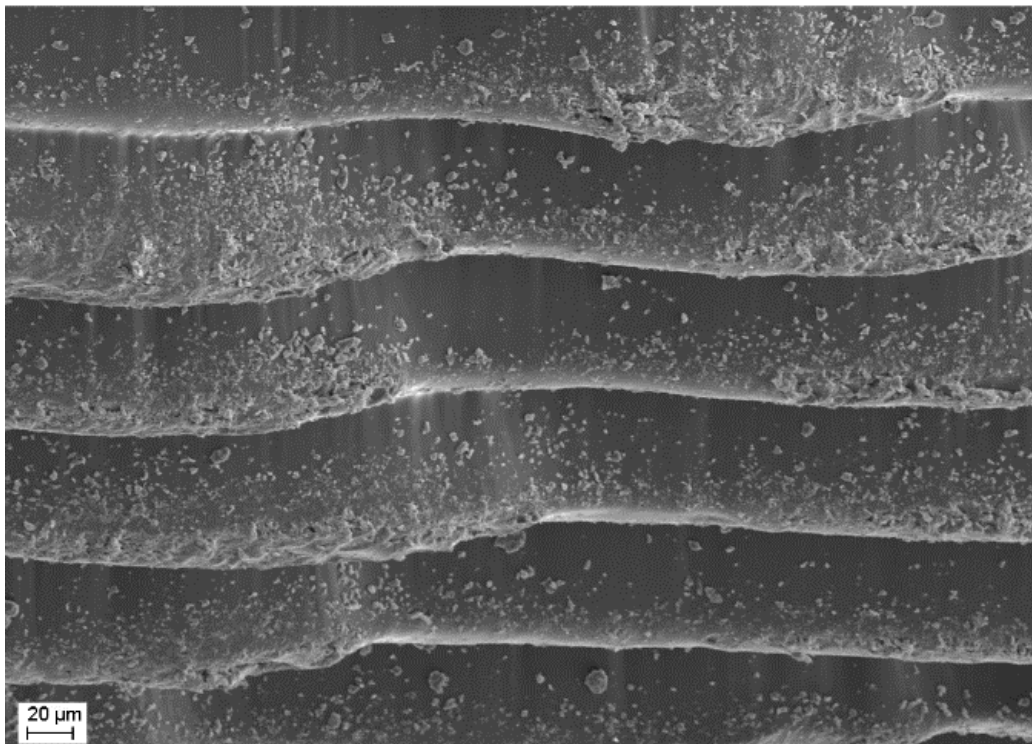


Abbildung 43: 250-fache Vergrößerung einer Probe von Nextdent SG nach Herstellung mit dem Drucker Rapidshape D20 II. Es zeigte sich eine homogene Oberfläche ohne Risse. Bildvorlage modifiziert nach Keßler et al. [75].

Dagegen wies die Oberfläche der Bohrschablonen, welche mit dem Drucker Form 2 gedruckt wurden, unregelmäßige, abgerundete horizontale Z-Stufen mit Inhomogenitäten auf. Zudem zeigten sich vertikale Risse, welche die Z-Stufen unterbrechen und zu einem diffusen Erscheinungsbild führten (Abbildung 44).

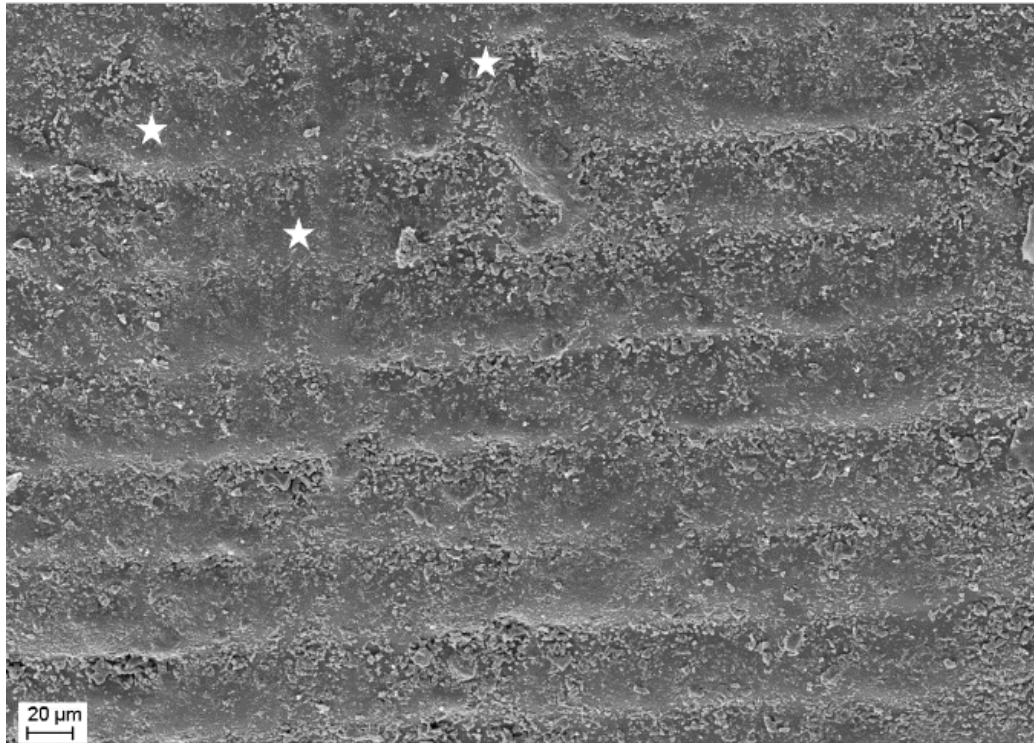


Abbildung 44: 250-fache Vergrößerung einer Probe des Materials Nextdent SG nach Herstellung mit dem Form 2 Drucker. Die Z-Stufen werden teilweise durch vertikale Risse (Sterne) unterbrochen. Bildvorlage modifiziert nach Keßler et al. [75].

Die Betrachtung der Ultrastruktur unter 20-facher Vergrößerung ergab deutliche Unterschiede für sterilisierte und nicht sterilisierte Proben des Materials Nextdent SG nach Polymerisation mit dem Drucker Form 2. Die sterilisierten Probenplättchen wiesen zahlreiche tiefe, vor allem parallel zu den Z-Stufen verlaufende Risse auf (Abbildung 45).

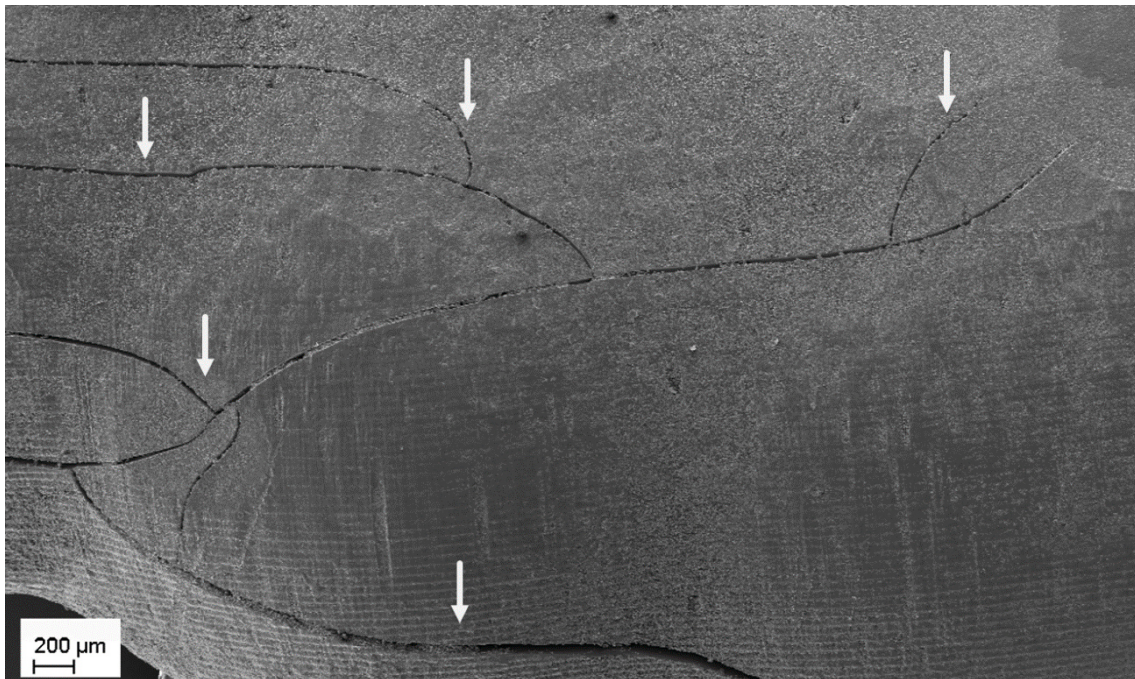


Abbildung 45: 20-fache Vergrößerung eines Probeplättchens nach dem Sterilisationsvorgangs (Form 2). Die weißen Pfeile zeigen die zahlreichen Risse auf. Bildvorlage modifiziert nach Keßler et al. [75].

In Proben des Materials Nextdent SG nach Herstellung mit dem Drucker Rapidshape D20 II konnten demgegenüber keine Unterschiede der Oberfläche zwischen der sterilisierten und der nicht sterilisierten Vergleichsgruppe beobachtet werden (Abbildung 46).

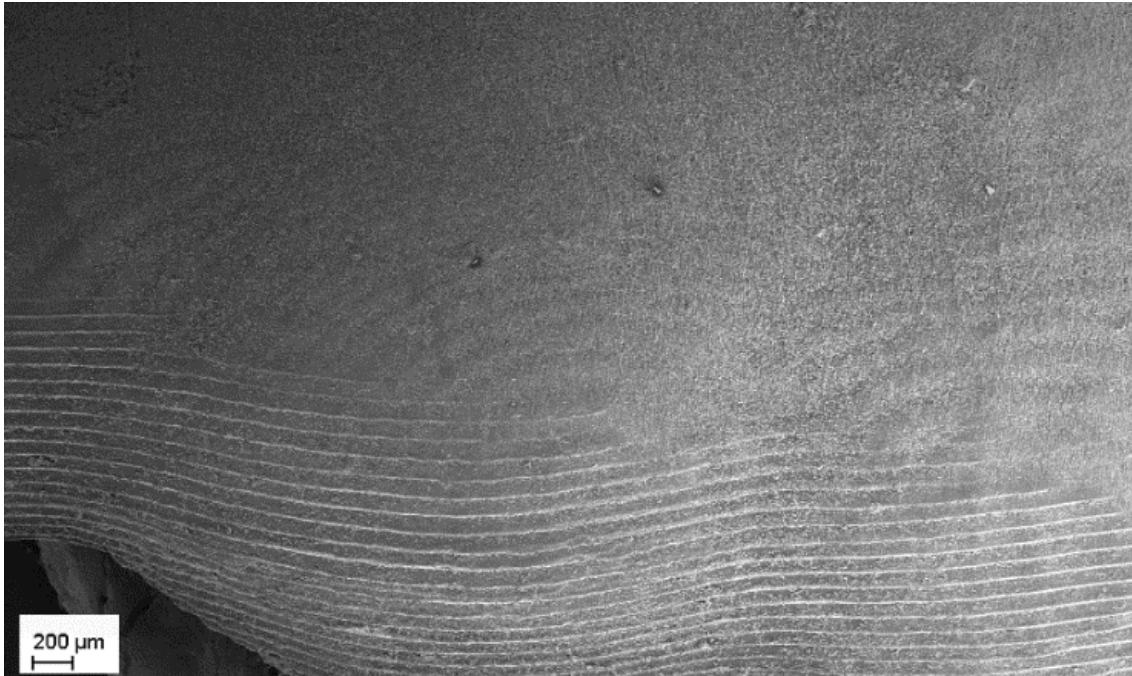


Abbildung 46: 20-fache Vergrößerung eines Probeplättchens nach dem Sterilisationsvorgangs (Rapidshape D20 II) wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Es zeigte sich eine homogene Oberfläche ohne Risse.

5 Diskussion

Die Versorgung einer Zahnlücke mittels Implantat und Implantatkrone stellt ein gut etabliertes Therapiekonzept der modernen Zahnheilkunde dar. Die Voraussetzung für eine funktionell und ästhetisch optimale prothetische Versorgung ist ein in idealer Position gesetztes Implantat [76]. Die tatsächlich zu erreichende Implantatposition ist jedoch von vielen, teilweise nur schwer zu kontrollierenden Faktoren abhängig.

In der vorliegenden in-vitro Studie sollte der Einfluss des für die Herstellung verwendeten Materials der Bohrschablone, des Herstellungsverfahrens und der präoperativen Sterilisation der Bohrschablonen auf die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition untersucht werden. Hierfür wurden an Duplikationsmodellen einer realen klinischen Situation 132 Einzelzahnimplantate in eine Schalllücke Regio Zahn 25 statisch navigiert implantiert. Die Bohrschablonen für die Implantation wurden dabei CAD/CAM-basiert über additive oder subtraktive Fertigungsverfahren hergestellt. Die additive Herstellung erfolgte mit verschiedenen 3D-Druckern, welche entweder auf der DLP- oder der SLA-Drucktechnologie basierten. Für die subtraktive Herstellung kam eine 5-Achs-Fräsmaschine zum Einsatz. Um die Auswirkung der präoperativen Sterilisation auf die Bohrschablonen zu prüfen, wurden Vergleichsgruppen der Materialien vor der Implantation autoklaviert. Die Genauigkeit der Implantatposition wurde postoperativ in einer Implantatplanungssoftware ausgewertet. Dabei erfolgte eine Überlagerung des DICOM-Datensatzes aus dem DVT mit den STL-Datensätzen der Modelle mit aufgeschraubten Scankörpern.

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Diskussion des Versuchsaufbaus

In der Literatur finden sich zahlreiche Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantation. Diese lassen sich neben in-vitro Studien, in ex-vivo und in-vivo Studien unterteilen. In-vitro Studien zeigen gegenüber den beiden anderen Studientypen zahlreiche Vorteile, weshalb für die vorliegende Studie ein in-vitro Modell verwendet wurde. So wurde diese in-vitro Studie auf Basis eines einzelnen Patientenfalls durchgeführt, wodurch die Ergebnisse verlässlich miteinander verglichen werden konnten. Dies stellt einen Vorteil der in-vitro Studie gegenüber der in-vivo und ex-vivo Studie dar, in der keine gleichbleibenden Bedingungen geschaffen werden können. Zudem kann eine Situation beliebig oft repliziert werden, um eine einheitliche Ausgangssituation vor der Implantation zu schaffen. Dies ermöglicht einen Vergleich von Einflussfaktoren wie etwa die unterschiedlichen Herstellungsprozesse von Bohrschablonen oder die Verwendung verschiedener Materialien für Bohrschablonen. Ebenso erlauben in-vitro Studien in diesem Zusammenhang eine Untersuchung des Einflussfaktors Sterilisation auf die Bohrschablonen.

In dieser Studie wurde die Patientensituation mittels einer Polyetherabformung in ein Meistermodell umgesetzt. Dieses wurde für jede Versuchsgruppe in eine hochgenaue Silikonform überführt, was einer möglichen Abnutzung der Duplikationsform bei der Herstellung der Duplikationsmodelle entgegengewirkt. Dieses Vorgehen entspricht dem klinischen Goldstandard bei der Herstellung von hochpräzisen Zahnersatz und zeigt sich gegenüber der Herstellung der Modelle über eine digitale Abformung und 3D-Drucker bezüglich der Genauigkeit gleichwertig [77, 78]. Dagegen nutzten Gjevold et al. einen Intraoralscan zur Übertragung der Patientensituation und wie auch Henprasert et al. gedruckte Modelle als Arbeitsgrundlage für die simulierten Implantationen [63, 68]. Chen et al. nutzen Alginatabformungen zur Übertragung der intraoralen Situation und wie auch Vermeulen Gipsmodelle für die navigierten Implantationen [64, 66]. Andere in-vitro Studien wurden wiederum auf Grundlage künstlicher Knochenmodelle durchgeführt [65, 67, 69]. Diese Modelle bieten aufgrund der naturnahen

Nachahmung von spongiösem und kompaktem Knochen gegenüber dem hier verwendeten Modell, eine realitätsnähere Implantatbettauflage. Weitere Unterschiede ergeben sich bei der Übertragung und Überlagerung der postoperativen Implantatposition mit der präoperativen Planung. Ein Teil der in-vitro Studien nutzte DVT-Aufnahmen als Grundlage für die postoperative Überlagerung [64, 66, 67]. Bei der DVT-Aufnahme entstehen in der Bildgebung an der Grenzfläche von Modell zu Implantat jedoch häufig sogenannte Aufhärtungsartefakte, welche die digitale Überlagerung der virtuellen und klinischen Implantatposition erheblich erschweren. Zur Vermeidung von Ungenauigkeiten, wurde in dieser Studie die Implantatposition mittels Scankörper und Laborscanner in eine STL-Datei digitalisiert, zurückberechnet und in der Implantatplanungssoftware mit der präoperativen Planung verglichen. Diese Herangehensweise wurde in zahlreichen in-vitro Studien genutzt [63, 65, 68, 69]. Cristache et al. zeigten in ihrer Studie zudem auf, dass digitale Scans im Vergleich zu den strahlenintensiven DVT-Aufnahmen für die Überprüfung der postoperativen Implantatposition vergleichbare Ergebnisse erzielen [79].

Gegenüber klinischen Studien ist die Übertragbarkeit der Daten aus in-vitro Studien auf die klinische Situation nur eingeschränkt möglich. In-vivo Studien berücksichtigen Faktoren wie etwa Patientenbewegungen, Mikrobewegungen der Hart- und Weichgewebe und die erschwerte Kontrolle des Sitzes der Bohrschablone durch die eingeschränkte Mundöffnung, welche einen erheblichen Einfluss auf die Implantatposition haben können. In diesem Zusammenhang ermöglichen die in dieser Studie erhobenen Daten eine Einschätzung der zu erwartenden Genauigkeit der Implantatposition bei präoperativer Planung mittels DVT-Aufnahme und Impregumabformung.

5.1.2 Vergleich der erhobenen Daten mit anderen Studien

Die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse waren vergleichbar mit den Ergebnissen anderer in-vitro Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantation. Mit einer mittleren Winkelabweichung von $1,41^\circ \pm 0,68^\circ$, einem mittleren dreidimensionalen Versatz an der Implantatbasis von $0,35 \pm 0,10$ mm und einem mittleren dreidimensionalen Versatz an der Implantatspitze von $0,53$

$\pm 0,20$ mm, ergeben sich ähnliche Werte zu zahlreichen früheren Studien [63, 65, 66, 68]. Dies lässt sich zum Beispiel auf die Verwendung ähnlicher Methoden im Versuchsaufbau zurückführen. Auffällig zeigten sich aber die Ergebnisse der Studien von Chen et al. und Guzmán et al. [64, 67]. Besonders Chen et al. kamen in ihrer Studie zu signifikant größeren Abweichungen der postoperativen Implantatposition [64]. Verantwortlich hierfür kann das spezifische Studiendesign sein, in dem die Basis für die Überlagerung ausschließlich DVT-Aufnahmen bildeten. Für die virtuelle Planung wurde daher in dieser Studie das modifizierte Meistermodell mit einem hochpräzisen Laborscanner digitalisiert und mit dem DICOM-Datensatz des Patienten aus dem DVT überlagert. Doch auch diese Vorgehensweise eröffnet einige Fehlerquellen. Um eine genaue Überlagerung zu ermöglichen, musste der Hounsfield-Wert subjektiv angepasst werden. Die Einstellung dieses Wertes ist somit nicht standardisiert und bildet eine mögliche Quelle für Überlagerungsfehler mit dem STL-Datensatz des Laborscanners. Somit lässt sich möglicherweise die signifikant höhere mittlere Winkelabweichung in der Studie von El Kholy et al., bei sonst sehr ähnlicher Herangehensweise im Vergleich zu der hier durchgeführten Studie erklären [69]. Weiterhin hat auch die Genauigkeit des Laborscanners einen Einfluss auf die Überlagerung. Eine Studie von Lin et al. beschrieb Abweichungen durch die Überlagerung von DVT-Datensätzen mit Scan-Datensätzen von bis zu 0,53 mm [80]. Eine mögliche Ursache hierfür erklärt sich durch das subjektive Setzen der Referenzpunkte auf den Datensätzen. Zudem mussten die Referenzpunkte in ihrer Größe individuell skaliert werden, was ebenfalls zu Differenzen geführt haben kann. Eine weitere Ursache für die abweichenden Werte begründet sich auch in der unterschiedlichen Lageposition der Implantate und Abstützung der Schablone. Chen et al. inserierten gemischt in Schalt- und Frendlücken, während die Implantationen in dieser Studie ausschließlich in einer Schaltlücke in Regio Zahn 25 vorgenommen wurden [64]. Zur Abstützung der Bohrschablone wurden mehr als 4 Zähne herangezogen, was von El Kholy et al. empfohlen wird, und zu den genauesten Ergebnissen führt [69]. Freundsituationen bringen während der Implantation durch die fehlende dentale Abstützung ungünstige Hebelverhältnisse mit sich, und führen somit zu höheren Abweichungen [81]. Vor allem für den dreidimensionalen Versatz an der Implantatspitze zeigte sich ein

signifikanter Unterschied gegenüber der Freundsituation. In der Planungssoftware wurde unter Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten sowie unter Betrachtung von Vergleichsstudien, eine übliche Implantatlänge, Hülsenhöhe und Höhe des Bohrlöffels gewählt [65, 82, 83]. Die Fertigung der Bohrschablonen birgt zahlreiche Fehlerquellen. Um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen und um Ungenauigkeiten durch den Druckvorgang zu reduzieren, wurden die Bohrschablonen einheitlich in horizontaler Lagerung mit 50 µm Schichtdicke gedruckt [84, 85].

Bover-Ramos et al. untersuchten in einer Metaanalyse aus dem Jahr 2018 die Genauigkeit von Bohrschablonen. Dabei ergaben sich für in-vivo Studien Abweichungen des 3D-Versatzes an der Implantatbasis von $1,1 \pm 0,09$ mm, Abweichungen des 3D-Versatzes an der Implantatspitze von $1,4 \pm 0,12$ mm und Winkelabweichungen von $3,98^\circ \pm 0,33^\circ$ [86]. Vergleicht man diese Werte mit den Werten der hier durchgeführten in-vitro Studie, so ergeben sich deutliche Unterschiede. Dies lässt sich unter anderem mit dem oben beschriebenen in-vivo Studiendesign und der damit verbunden schlechteren Reproduzierbarkeit der Ausgangssituation begründen. Auch der Vergleich der Ergebnisse dieser Studie mit den Ergebnissen der in Tabelle 2 aufgeführten in-vivo Studien zeigt deutlich größere Abweichungen der Implantatposition für klinisch durchgeführte Studien auf. Dabei nutzen alle Studien für die Auswertung der Genauigkeit der Implantation postoperative dreidimensionale Röntgenbilder, was mögliche Überlagerungsfehler verstärkt.

Abschließend ist festzustellen, dass in-vitro Studien zu geringeren Abweichungen der Implantatposition führen. Zahlreiche Studien unterstützen diese These und unterstreichen in der Summe die insgesamt größeren Vorteile des in-vitro Studienaufbaus unter Verwendung verschiedener Bohrschablonen gegenüber anderen experimentellen Modellen zur Klärung der Fragestellung der vorliegenden Studie [70, 72, 83].

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Abweichung der Implantatposition

Die Unterschiede zwischen additiv gedruckten und subtraktiv gefrästen Bohrschablonen waren im Wesentlichen nicht signifikant. Lediglich der Vergleich zwischen den gedruckten Bohrschablonen aus dem Material Freeprint Splint unter Verwendung des Rapidshape D20 II Druckers zeigte signifikante schlechtere Werte als die subtraktive Vergleichsgruppe auf. Die erste Nullhypothese kann somit teilweise bestätigt werden. Unterschiede gab es unter anderem im Vergleich der Bohrschablonen des Materials Nextdent SG die mit den beiden Druckern Rapidshape D20 II und Form 2 hergestellt wurden. Dabei ergaben die Bohrschablonen die mit dem Drucker Rapidshape D20 II hergestellt wurden, signifikant bessere Ergebnisse bezüglich der Implantatposition. Diese Beobachtung wurde auch in einer Studie von Gjelvold et al. beschrieben, in der die SLA-gedruckten Schablonen vor allem zu erhöhten vertikalen Abweichungen und Abweichungen im Bereich der Implantatbasis geführt haben [63]. Zum einen lässt sich dies mit einem Qualitätsunterschied der Baukomponenten der verwendeten Drucker sowie den unterschiedlichen technischen Methoden erklären, die in den beiden Druckern zur Anwendung kommen. Den optischen Komponenten wie etwa der Pixelgröße, der Plattformauflösung, der Qualität der Linse und der Lichtquelle sowie dem DMD wird dabei ein gewisser Einfluss auf die Genauigkeit der Bohrschablonen zugeschrieben [39, 87, 88]. Zum anderen können die Abweichungen durch Unterschiede wie etwa die Ausführung der Supportstrukturen in der 3D-Slicer-Software hervorgerufen werden [89]. Das Material Nextdent SG besitzt laut Hersteller seine maximale Polymerisationsrate bei einer Wellenlänge von 385 nm [90]. Der DLP-Drucker Rapidshape D20 II gibt eine Wellenlänge von 385 nm aus, wohingegen der SLA-Drucker Form 2 mit einer Wellenlänge von 405 nm den Bereich der maximalen Polymerisationsrate für das Material Nextdent SG nicht abdeckt [90]. Dies könnte zu einer unzureichenden Aktivierung der Photoinitiatoren und dadurch zu einer niedrigeren Konversionsrate im Druckprozess des Form 2 Druckers geführt haben. Die Wichtigkeit der Abstimmung des Photoinitiators auf die Wellenlänge

des 3D-Druckers beschreiben Manapat et al. in ihrer Studie [43]. Die unzureichende primäre Polymerisation im Form 2 Drucker und die damit einhergehenden schlechteren mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Bohrschablonen stellen einen möglichen Grund für die Diskrepanz der Ergebnisse dar. Ebenso könnte die für additiv gedruckte Werkstücke notwendige Nachbelichtung die Unterschiede erklären. Mostafavi et al. beschrieben messbare Dimensionsänderungen der Führungsschablone nach der endgültigen Durchhärtung des Materials [91]. Auch nimmt die Konversionsrate laut Reymus et al. durch die Nachbelichtung zu und zeigt sich abhängig vom verwendeten Nachbelichtungsgerät [47]. Im direkten Vergleich beider Drucker unter Verwendung desselben Materials und Postprocessings, können diese Fehlerquellen jedoch weitestgehend vernachlässigt werden. Eine weitere Fehlerquelle während der Nachbearbeitung von additiv gedruckten Werkstücken stellt die mechanische Deformation beim Lösen der Schablonen von der Bauplattform dar. Das Lösen der Schablonen von der Bauplattform lässt sich je nach Drucker leichter bzw. schwerer durchführen. Während die Bauplattform des Rapidshape D20 II mit Löchern durchsetzt ist, weist die Bauplattform des Form 2 Druckers keine Unterbrechung an der Oberfläche auf. Der damit verbundene dichtere Abschluss der Druckobjekte könnte ein Ablösen von der Bauplatte erschweren. Darauf könnten sich die einheitlich schlechteren Ergebnisse für die Schablonen, die mit dem Form 2 Drucker hergestellt wurden, wenigstens teilweise zurückführen lassen. Die Oberfläche der gedruckten Schablonen ist nach dem Druckvorgang mit unpolymerisierten Monomeren benetzt, die sich bevorzugt in den konkaven Bereichen der Schablonenunterseite ansammeln. Erfolgt vor der Nachbelichtung keine suffiziente chemische Reinigung der Schablonenunterseite, können dort Störbereiche entstehen, woraus Passungsungenauigkeiten der Schablonen auf dem Modell resultieren [44, 92]. Im Vergleich zur additiven Fertigung können bei der subtraktiven Fertigung die Fehlerquellen in der Nachbearbeitung ausgeschlossen werden, da sich die Materialronden durch ihre industrielle Herstellung bereits in einem vollständig polymerisierten Zustand befinden. Mögliche Fehler in der subtraktiven Fertigung entstehen durch die Abnutzung der Bohrer, durch ungenügend Abtrag in den Bereichen mit Unterschnitten und durch Maschinenbewegungen während der

Produktion [54, 56, 92, 93]. Vergleicht man die Ergebnisse aller Bohrschablonen untereinander, so fällt auf, dass das Material 3Delta Guide die genauesten postoperativen Implantatpositionen ermöglichte. Hier zeigten sich vor allem an der Implantatbasis und an der Implantatspitze sehr geringe Abweichungen gegenüber der präoperativen Planung. Die zweite Nullhypothese kann deshalb abgelehnt werden. Unabhängig vom Material und dem gewählten Drucker fand sich für fast alle Implantate eine Verschiebung der Position nach krestal. Auch in anderen Studien wurde eine Verschiebung der Implantatposition nach krestal beobachtet [94-96]. Ein Grund hierfür lässt sich in der Verwendung von T-Hülsen aus Stahl ausmachen. Teilweise konnten die Hülsen nicht direkt auf Anschlag in die dafür vorgesehene Aussparung der Schablone geschoben werden. Ein unvollständiger Einschub der Metallhülse in die Kunststoffschablone verursacht dabei vor allem Abweichungen in der vertikalen Implantatposition. Weiterhin sind die Metallhülsen, um ein problemloses Ein- und Ausführen des Implantatbohrers zu ermöglichen, mit einem geringfügig größerem Durchmesser hergestellt. Koop et al. zeigten in ihrer Studie, dass das Spiel zwischen Implantatbohrer und Metallhülse zu maximalen Winkelabweichungen des Implantats von 5,2°, horizontalen Abweichungen von 1,3 mm an der Implantatschulter und 2,4 mm an der Implantatspitze führen kann [97]. Ein möglicher Grund für die geringen vertikalen Abweichungen der Implantatposition mit dem Material 3Delta Guide kann in der Zusammensetzung und den besseren mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix liegen. 3Delta Guide weist im Vergleich zu den anderen Materialien ein geringes E-Modul von <2000 MPa auf [81]. Dadurch kann bei einer vertikalen Belastung der Bohrschablonen während der Implantation von einer höheren Elastizität des Materials ausgegangen werden. Diese Tatsache spricht gegen den Trend von zu kurz gesetzten Implantaten in dieser Studie und ermöglicht in Schatlücken eine vollständige Aufbereitung auf der gesamten vorgesehenen Länge des Implantatlagere.

5.2.2 Einfluss der Sterilisation

Voraussetzung für eine erfolgreiche Osseointegration sowie den langfristigen Erfolg des Implantats stellt ein möglichst aseptisches Operationsfeld dar [98]. Da sich dies intraoral nur bedingt umsetzen lässt, wird dennoch eine keimreduzierte

Umgebung angestrebt. Während der navigierten Implantation kommt die Bohrschablone in engen Kontakt mit den exponierten Gewebeanteilen sowie Flüssigkeiten wie Blut und Speichel. Sennhenn-Kirchner et al. zeigten in ihrer Studie auf, dass eine 5-minütige Behandlung mit 80-prozentigem Alkohol oder eine 15-minütige Behandlung mit Octenidin eine gute Desinfektion der Bohrschablonen bewirkt [99]. Desinfizierende Maßnahmen sorgen, anders als die Sterilisation, nur für eine unvollständige Keimreduktion. Um eine möglichst hohe Keimfreiheit zu erzielen, ist daher eine präoperative Sterilisation sinnvoll [100, 101]. Es ist bekannt, dass die zur Autoklavierung notwendigen hohen Temperaturen zu einer Verformung von kunststoffbasierten medizinischen Produkten führen können [102]. Bisher fehlten Erkenntnisse über den Einfluss der Sterilisation auf die Genauigkeit von Bohrschablonen. Ein Teil der verwendeten Materialien in dieser Studie ist nicht für die Sterilisation freigegeben und konnte daher nicht berücksichtigt werden.

Im Vergleich zu den unsterilisierten Proben ergaben sich für die präoperativ sterilisierten Bohrschablonen kaum signifikante Unterschiede. Nur für das Material Nextdent SG konnte für die sterilisierten Gruppen eine signifikant höhere Abweichung in der vertikalen Richtung sowie im horizontalen Versatz an der Basis des Implantats beobachtet werden. Hier zeigte sich eine Verschiebung der Implantatbasis und der Implantatspitze nach krestal, wodurch die Implantate zu kurz gesetzt wurden. Auffällig war, dass dies vor allem auf die mit dem Form 2 gedruckten Bohrschablonen zutraf. Die unzureichende Polymerisation aufgrund der nicht idealen Wellenlänge der durch den Drucker emittierten Polymerisationsstrahlung könnte in Verbindung mit der Hitzeeinwirkung im Autoklaven zu einer stärkeren Verformung der Schablonen geführt haben. Dies zeigte sich auch im Vergleich der sterilisierten Bohrschablonen zwischen den mit dem Drucker Rapidshape D20 II und dem Drucker Form 2 aus dem Material Nextdent SG hergestellten Schablonen. Die mit dem Drucker Form 2 gedruckten Schablonen wiesen bei allen neun bestimmten Parametern signifikant schlechtere postoperative Implantatpositionen auf. Somit bestätigen diese Beobachtungen die Annahme, dass die unzureichende Übereinstimmung der vom Drucker emittierten Wellenlängen und der für die Polymerisation vom

Material genutzten Strahlung zu einer Beeinträchtigung der Materialeigenschaften führen kann.

5.2.3 Ergebnisse der werkstoffkundlichen Oberflächenanalyse

Den starken Abweichungen zwischen den Druckern Rapidshape D20 II und Form 2 wurde zusätzlich in einer ultrastrukturellen Analyse nachgegangen. Hier bestätigte sich die bessere Druckqualität des Druckers Rapidshape D20 II, welcher homogene, klar definierte Z-Stufen druckte. Die Oberfläche der mit dem Form 2 gedruckten Schablonen wies demgegenüber inhomogene und von vertikalen Rissen durchbrochene Z-Stufen auf. Unterschiede in den Druckprozessen zwischen SLA- und DLP-Druckern, sowie Qualitätsunterschiede in den Baukomponenten der Drucker stellen mögliche Ursachen hierfür dar [103]. Weiterhin konnte durch die Betrachtung der Ultrastruktur ein Einfluss der Dampfsterilisation auf das 3D-Druckharz Nextdent SG sichtbar gemacht werden. Hier zeigte nur die sterilisierte Vergleichsgruppe der mit dem Gerät Form 2 gedruckten Schablonen zahlreiche, überwiegend horizontal verlaufende Risse auf der Oberfläche. Die sterilisierte Vergleichsgruppe aus dem Rapidshape D20 II wies keine Auffälligkeiten nach der Sterilisation auf. Die Risse im Material können zu einer Reduktion der Bruchfestigkeit führen, wodurch sich die Gefahr der Verformung der Bohrschablone erhöht. Abschließend lässt sich feststellen, dass eine Schädigung der Ultrastruktur durch die Sterilisation und die damit einhergehenden Dimensionsänderungen der Bohrschablone zu einer teils erheblichen Abweichung der postoperativen Implantatposition führen kann. Die 3. Nullhypothese muss somit teilweise verworfen werden.

5.3 Limitationen dieser Studie

Eine Limitation dieser Studie stellt das in vitro-Studiendesign dar, welches keine patientenspezifischen Einflüsse wie Bewegungen, eingeschränkter Zugang zum Operationsgebiet sowie erschwerte Kontrollierbarkeit der Passung der Schablonen auf den Zähnen simulieren konnte. Zudem sind die Kunststoffmodelle nicht in der Lage die Härte und Struktur von natürlichem Knochen sowie die Resilienz von Hart- und Weichgeweben im oralen Umfeld zu imitieren. Der Vergleich mit anderen in-vitro Studien ist durch die Verwendung unterschiedlicher Materialien, Scanner, Drucker und 3D-Softwarelösungen limitiert, wodurch ein direkter Vergleich der Ergebnisse meistens nicht oder nur unzureichend möglich ist. Weiterhin stellt die ausführende Person bei experimentellen Studien eine unbekannt Variable dar. So ist es nicht möglich, bei jeder Implantation den gleichen Druck anzuwenden. Gleiches zeigt sich beim Ablösen der gedruckten Objekte von der Bauplattform, sowie beim Entfernen der Stützstrukturen. Eine mögliche Verformung während der Reinigung der Bohrschablonen vor der endgültigen Durchhärtung stellt eine immanente Fehlerquelle bei der Nachbearbeitung dar.

6 Zusammenfassung

Die implantatgetragene prothetische Versorgung einer Zahnlücke stellt ein zuverlässiges Therapiekonzept der modernen Zahnmedizin dar. Der Langzeiterfolg der Versorgung korreliert dabei mit der Genauigkeit der Implantatposition. Etablierte Implantationstechniken wie die statisch navigierte Implantation, liefern dabei durch die Kombination aus prothetischer Rückwärtsplanung und Bohrschablone voraussagbare Ergebnisse. Das Ziel dieser Studie war es, festzustellen, inwieweit die Herstellungsmethode, das Material und die präoperative Sterilisation der Bohrschablonen, Einfluss auf die Genauigkeit der postoperativen Implantatposition nimmt. Auf Basis eines realen Patientenfalls mit einer zahnbegrenzten Lücke in Regio Zahn 25, wurden insgesamt 132 statisch navigierte Implantationen, aufgeteilt in 11 Versuchsgruppen, durchgeführt und postoperativ in der Planungssoftware ausgewertet. Die Herstellung der bei der Implantation eingesetzten Bohrschablonen erfolgte dabei additiv mit Hilfe von drei verschiedenen 3D-Druckern unter Verwendung von fünf unterschiedlichen Druckharzen. Als Vergleichsgruppe dienten Implantate, die mit Hilfe von subtraktiv hergestellten Schablonen experimentell inseriert wurden. Zusätzlich wurden die Schablonen aus drei additiv zu verarbeitenden Kunststoffmaterialien in separaten Gruppen einer präoperativen Sterilisation unterzogen, um den Einfluss der Dampfsterilisation auf die Genauigkeit der Übertragung der virtuellen in die klinische Implantatposition zu analysieren. Bei der Auswertung der Implantatpositionen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den additiven und dem subtraktiven Herstellungsverfahren. Das Material 3Delta Guide führte an der Implantatbasis und der Implantatspitze zu den mit Abstand geringsten vertikalen Abweichungen der Implantatposition. Die Dampfsterilisation induzierte bei der Kombination aus dem Material Nextdent SG und dem Drucker Form2 multiple horizontal verlaufende Risse. Ebenso führte diese Kombination mit einer Winkelabweichung von $2.43 \pm 0.64^\circ$, einem dreidimensionalen Versatz von 0.50 ± 0.10 mm an der Implantatbasis und 0.89 ± 0.32 mm an der Implantatspitze zu den größten Abweichungen der Implantatposition. Abschließend konnten in dieser Studie Beobachtungen wie

beispielsweise der erhebliche Einfluss des verwendeten Druckers und der verwendeten Drucktechnologie auf das Material sowie der Einfluss des E-Moduls des Druckharzes auf die Implantatposition angetroffen werden, die in weiteren Studien abgeklärt werden sollten.

7 Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol
ASCII	american standard code for information interchange
BAPO	bis-acylphosphine oxide
Bis-EMA	bisphenol-A glycidyl methacrylate
BJ	binder jetting
ca.	circa
CAD	computer-aided design
CAM	computer-aided manufacturing
CEREC	ceramic reconstruction
cm	Zentimeter
CNC	computerized numerical control
CT	Computertomographie
DICOM	digital imaging and communications in medicine
DLP	digital light processing
DMD	digital micromirror device
DVT	Digitale Volumentomographie
E-Modul	Elastizitätsmodul
et al.	et alii/et aliae
FFF	fused filament fabrication
FOV	field of view
G-Code	geometric code

HE	Hounsfield-Einheiten
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HPMA	Hydroxypropylmethacrylat
IBT	indirect bonding tray
kV	Kilovolt
LCM	lithography-based ceramic manufacturing
mA	Milliampere
min	Minuten
MJ	material jetting
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
N.	Nervus
N/cm	Newtonzentimeter
NC	numerical control
nm	Nanometer
OPG	Orthopantomogramm
PEEK	Polyetheretherketon
PLA	Poly lactide
PMMA	Polymethylmethacrylat
SD	Standardabweichung
SG	surgical guide
SLA	Stereolithografie
SLM	selectiv laser melting
SLS	selectiv laser sintering

STL	surface tessellation language/ standard triangulation language
THFMA	Tetrahydrofurfurylmethacrylat
TMPTA	Trimethylolpropantriacylat
TPO	Triphenylphosphanoxid
U/min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
UV	ultraviolett
µm	Mikrometer

8 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Funktionsprinzip eines SLA-Druckers. Der Laserstrahl (rote Linie) wird über bewegliche Spiegel auf das Druckharz (hellblau) in der Wanne (dunkelblau) gelenkt, und führt auf der Bauplatte (schwarz) zu punktförmigen Polymerisationen. Es entsteht ein reales Objekt (blau). 17
- Abbildung 2: Funktionsprinzip eines DLP-Druckers. Ein Projektor (rechts unten) projiziert Licht (rote Fläche) über bewegliche Mikrospiegel auf das Druckharz (hellblau) in der Wanne (dunkelblau), und führt auf der gesamten Bauplatte (schwarz) zu einer flächigen Polymerisation. Es entsteht ein reales Objekt (blau). 18
- Abbildung 3: Übersicht über die verschiedenen Vergleichsgruppen. Aus einem Meistermodell wurden 11 Silikonformen hergestellt. Jede Silikonform wurde einer Studiengruppe zugeteilt und daraus jeweils 12 Duplikationsmodelle hergestellt. 32
- Abbildung 4: Fotografische Darstellung eines fertigen Duplikationsmodells auf Polyurethanbasis für die experimentelle navigierte Implantation. Die oro-vestibuläre Verlängerung der Basis dient der Fixation des Modells auf einem Tisch..... 33
- Abbildung 5: Fotografische Darstellung des in dieser Studie verwendeten 3D-Laborscanners Activity 885 Mark 2 (links) mit Duplikationsmodell in Situ und entsprechender Scanner-Software (rechts) (smartoptics). 34
- Abbildung 6: Bildschirmaufnahme vor der Überlagerung des DVT-Datensatzes (links) mit dem STL-Datensatz (rechts) in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings). Die blauen Markierungen zeigen die jeweiligen Referenzpunkte auf den Datensätzen. 35
- Abbildung 7: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) während des Schablonendesigns. Die beiden grünen vertikalen Linien (rechts) zeigen die Ausdehnung der Hülse in der

Schaltlücke 25. Darunter zeigt sich die Kontur des überlagerten Oberflächenscans (rot) und das Implantat (blau). Eigenschaften der Hülse (links).	36
Abbildung 8: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) während des Schablonendesigns. Die blaue Markierung zeigt die Ausdehnung der Bohrschablone auf den Zähnen. Der rote Kreis gibt den Durchmesser der Hülsenfassung wieder.....	37
Abbildung 9: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) während des Bohrschablonendesigns. Die Abbildung zeigt die digital konstruierte Bohrschablone mit Sichtfenstern und Hülse (grün).....	38
Abbildung 10: Bildschirmaufnahme im Rahmen der Erstellung experimenteller Schablonen in der 3D-Slicer Software NetFabb Premium (Autodesk). Die genesteten Bohrschablonen (orange) sind über Stützstrukturen (blau) mit der Bauplatte (grau-schwarz) des 3D-Druckers verbunden.....	42
Abbildung 11: Fotografische Darstellung im Rahmen der durchgeführten Studie. 3D-gedruckte, gereinigte und durchgehärtete Bohrschablonen mit Stützstrukturen.	43
Abbildung 12: Fotografische Darstellung der im Rahmen dieser Studie verwendeten 5-Achs-Fräsmaschine inLab MC X5 (Dentsply Sirona).....	44
Abbildung 13: Bildschirmaufnahme im Rahmen der Erstellung experimenteller Schablonen in der inLab CAM-Software (Dentsply Sirona). Die genesteten Bohrschablonen sind über Verbinder mit der Materialronde verbunden. Die Ronde ist im Werkstückhalter der 5-Achs-Fräsmaschine befestigt. Die kleinen Kreise (blau) im Bereich der Schablonen zeigen den ausgewählten Detailgrad (hoch) und den Bearbeitungsmodus (normal) an.	45
Abbildung 14: Fotografische Darstellung im Rahmen der durchgeführten Studie. Die fertig gefrästen Bohrschablonen sind über Verbinder mit der Materialronde (inCoris PMMA guide, Dentsply Sirona) verbunden.	46

Abbildung 15: Fotografische Darstellung der in dieser Studie verwendeten Komponenten der statisch navigierten Implantation wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Linke Seite von hinten nach vorne betrachtet: Duplikationsmodell (weiß), Profilbohrer, Transferteil und Implantat, Gewindeschneider, Bohrschablone. Rechte Seite von hinten nach vorne betrachtet: Bohrlöffel für Gewindeschneider, Bohrlöffel (Durchmesser 3,5mm; 2,8mm; 2,2mm) mit entsprechenden Implantatbettbohrern, Ratsche..... 47

Abbildung 16: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) mit Übersicht der verwendeten Bohrer, des verwendeten Implantats, des Gewindeschneiders und des Tiefenstopps der Bohrlöffel während der navigierten Implantation. 48

Abbildung 17: Fotografische Darstellung des Ablaufs der experimentellen statisch navigierten Implantation in dieser Studie (Schritte 1-4). Schritt 1: mit Schraubzwingen fixiertes Model.; Schritt 2: eingesetzte Bohrschablone; Schritt 3: geführte Bohrung mit Bohrlöffel; Schritt 4: Profilbohrung 48

Abbildung 18: Fotografische Darstellung des Ablaufs der experimentellen statisch navigierten Implantation in dieser Studie (Schritte 5-8). Schritt 5: Gewindeschneider in Ratsche mit Bohrlöffel; Schritt 6: Gewindeschnitt mit Tiefenmarkierung; Schritt 7: Demo-Implantat mit Transferteil und Ratsche; Schritt 8: Implantatinsertion mit Ratsche 49

Abbildung 19: Fotografische Darstellung im Rahmen dieser Studie mit gesetztem Implantat im Duplikationsmodell..... 50

Abbildung 20: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) nach Überlagerung des postoperativen Modellscans mit Scankörper (grün) und dem DVT-Datensatz (lila) (rechts unten). Die Kontur (grün) in den drei Sichtfenstern wiedergibt den Verlauf des Oberflächenscans auf dem DVT-Datensatz. 51

Abbildung 21: Bildschirmaufnahme in der Implantatplanungssoftware CoDiagnostiX (Dental Wings) im Schritt der Behandlungsauswertung wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Ansicht der Abweichung zwischen der geplanten

(blau) zur tatsächlichen (rot) Implantatposition in zwei Sichtfenstern (links) und einer 3D-Darstellung (rechts). Die Zeile (hellgrau) oberhalb der 3 Fenster zeigt die 9 automatisch generierten Werte auf..... 52

Abbildung 22: schematische Darstellung der gemessenen Parameter (grün= Winkelabweichung; orange= 3D-Versatz Spitze; blau= 3D-Versatz Basis; rot= Abweichung lateral; lila= Abweichung vertikal) wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Zur geplanten Implantatposition (hellgrau) ist die tatsächliche Implantatposition (dunkelgrau) abweichend dargestellt..... 53

Abbildung 23: Analyse der Oberflächenbeschaffenheit..... 54

Abbildung 24: Analyse der Ultrastruktur 55

Abbildung 25: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte Die Unterschiede zwischen den Gruppen waren in der statistischen Analyse für keinen Vergleich signifikant ($p > 0.05$)..... 58

Abbildung 26: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichungen der sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte..... 59

Abbildung 27: Boxplot zur Darstellung des 3D-Versatzes an der Implantatbasis unter den nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte 60

Abbildung 28: Boxplot zur Darstellung des apikalen 3D-Versatzes für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte..... 61

Abbildung 29: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatbasis für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte 62

Abbildung 30: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatbasis für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte..... 63

Abbildung 31: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatbasis für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	64
Abbildung 32: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatbasis für die sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte ...	65
Abbildung 33: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung an der Implantatbasis für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	66
Abbildung 34: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung an der Implantatbasis für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte.....	67
Abbildung 35: Boxplot zur Darstellung des dreidimensionalen Versatzes an der Implantatspitze für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	68
Abbildung 36: Boxplot zur Darstellung des 3D-Versatzes an der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	69
Abbildung 37: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatspitze für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	70
Abbildung 38: Boxplot zur Darstellung der sagittalen Abweichung an der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. X = Mittelwerte.....	71
Abbildung 39: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatspitze für die nicht sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	72
Abbildung 40: Boxplot zur Darstellung der transversalen Abweichung an der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte ..	73
Abbildung 41: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung für die nicht sterilisierten Vergleichsgruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte	74

Abbildung 42: Boxplot zur Darstellung der vertikalen Abweichung der Implantatspitze für die sterilisierten Gruppen. ● = Ausreißer, X = Mittelwerte .. 75

Abbildung 43: 250-fache Vergrößerung einer Probe von Nextdent SG nach Herstellung mit dem Drucker Rapidshape D20 II. Es zeigte sich eine homogene Oberfläche ohne Risse. Bildvorlage modifiziert nach Keßler et al. [75]. 79

Abbildung 44: 250-fache Vergrößerung einer Probe des Materials Nextdent SG nach Herstellung mit dem Form 2 Drucker. Die Z-Stufen werden teilweise durch vertikale Risse (Sterne) unterbrochen. Bildvorlage modifiziert nach Keßler et al. [75]. 80

Abbildung 45: 20-fache Vergrößerung eines Probepättchens nach dem Sterilisationsvorgangs (Form 2). Die weißen Pfeile zeigen die zahlreichen Risse auf. Bildvorlage modifiziert nach Keßler et al. [75]. 81

Abbildung 46: 20-fache Vergrößerung eines Probepättchens nach dem Sterilisationsvorgangs (Rapidshape D20 II) wie bereits publiziert von Keßler et al. [75]. Es zeigte sich eine homogene Oberfläche ohne Risse. 82

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über aktuelle Drucktechnologien mit Werkstoffen und Anwendungsgebieten in der Zahnheilkunde.	15
Tabelle 2: In-vivo Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie mit Angabe der verwendeten präoperativen Röntgendiagnostik, der gemessenen Abweichungen für den Winkel, den Versatz vertikal, krestal und apikal und der Anzahl der Proben (n). SD= Standardabweichung.....	26
Tabelle 3: In-vitro Studien zur Genauigkeit der navigierten Implantologie mit Angabe der verwendeten präoperativen Röntgendiagnostik, den absoluten Abweichungen für den Winkel, den Versatz in vertikaler Richtung sowie krestal und apikal und der Anzahl der eingeschlossenen Proben (n). SD= Standardabweichung.....	28
Tabelle 4: Übersicht über die verwendeten Materialien und ihrer Verarbeitung im CAM-Prozess zur Herstellung einer Bohrschablone mit Angabe des Fertigungsgerätes und seinem Wellenlängenbereich, sowie seiner Fertigungstechnik und der Nesting-Software. Das subtraktiv verarbeitete Material ist hellblau markiert.	39
Tabelle 5: Übersicht über die Nachbearbeitung der Bohrschablonen aus den jeweiligen Materialien mit Angabe der Reinigungsmethode, des Nachbelichtungsgerätes und der Dauer der Nachbelichtung, sowie über die Sterilisierbarkeit der Materialien. Das subtraktiv verarbeitete Material ist hellblau markiert.	40
Tabelle 6: Eigenschaften der verwendeten Materialien mit Angabe des Herstellers, des Wellenlängenbereiches, der Materialklasse und der Matrix. Das subtraktiv verarbeitete Material ist hellblau markiert.....	41
Tabelle 7: Übersicht über die ermittelten p-Werte für die 9 gemessenen Parameter im Vergleich der nicht sterilisierten mit den sterilisierten	

Bohrschablonen innerhalb einer Gruppe. Das Signifikanzniveau ist bei $p < 0.05$ festgelegt..... 76

Tabelle 8: Abweichung der sterilisierten Bohrschablonen des Materials Nextdent SG für die verschiedenen gemessenen Parameter nach Herstellung mit den Druckern Form 2 und Rapidshape D20 II mit Angabe der berechneten p-Werte.
..... 78

10 Literaturverzeichnis

- [1] R. A. Boyce and G. Klemons, "Treatment planning for restorative implantology," *Dent Clin North Am*, vol. 59, no. 2, pp. 291-304, Apr 2015, doi: 10.1016/j.cden.2014.10.009.
- [2] G. Avila, P. Galindo-Moreno, S. Soehren, C. E. Misch, T. Morelli, and H. L. Wang, "A novel decision-making process for tooth retention or extraction," *J Periodontol*, vol. 80, no. 3, pp. 476-491, Mar 2009, doi: 10.1902/jop.2009.080454.
- [3] G. Deeb, B. Wheeler, M. Jones, C. Carrico, D. Laskin, and J. G. Deeb, "Public and Patient Knowledge About Dental Implants," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 75, no. 7, pp. 1387-1391, Jul 2017, doi: 10.1016/j.joms.2017.03.024.
- [4] A. Tallgren, "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972," *J Prosthet Dent*, vol. 89, no. 5, pp. 427-435, May 2003, doi: 10.1016/s0022-3913(03)00158-6.
- [5] N. J. Attard and G. A. Zarb, "Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study," *Int J Prosthodont*, vol. 17, no. 2, pp. 425-433, Jul-Aug 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.11.001.
- [6] A. A. Alhassani and A. S. AlGhamdi, "Inferior alveolar nerve injury in implant dentistry: diagnosis, causes, prevention, and management," *J Oral Implantol*, vol. 36, no. 5, pp. 401-407, 2010, doi: 10.1563/aaid-joi-d-09-00059.
- [7] K. Liaw, R. H. Delfini, and J. J. Abrahams, "Dental Implant Complications," in *Semin Ultrasound CT MR*, Oct 2015, vol. 36, no. 5: Elsevier, pp. 427-433, doi: 10.1053/j.sult.2015.09.007.
- [8] S. Renvert, H. Hirooka, I. Polyzois, A. Kelekis-Cholakis, and H. L. Wang, "Diagnosis and non-surgical treatment of peri-implant diseases and maintenance care of patients with dental implants—Consensus report of working group 3," *Int Dent J*, vol. 69, pp. 12-17, Sep 2019, doi: 10.1111/idj.12490.
- [9] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, and P. I. Brånemark, "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw," *Int J Oral Surg*, vol. 10, no. 6, pp. 387-416, Dec 1981, doi: 10.1016/s0300-9785(81)80077-4.
- [10] B. C. Muddugangadhar, G. S. Amarnath, R. Sonika, P. S. Chheda, and A. Garg, "Meta-analysis of Failure and Survival Rate of Implant-supported

Single Crowns, Fixed Partial Denture, and Implant Tooth-supported Protheses," *J Int Oral Health*, vol. 7, no. 9, pp. 11-7, Sep 2015.

- [11] V. Moraschini, L. A. Poubel, V. F. Ferreira, and S. Barboza Edos, "Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 44, no. 3, pp. 377-388, Mar 2015, doi: 10.1016/j.ijom.2014.10.023.
- [12] P. I. Brånemark, B. O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindström, O. Hallén, and A. Ohman, "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period," (in eng), *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, vol. 16, pp. 1-132, 1977.
- [13] U. Brägger, S. Aeschlimann, W. Bürgin, C. H. Hämmelerle, and N. P. Lang, "Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function," *Clin Oral Implants Res*, vol. 12, no. 1, pp. 26-34, Feb 2001, doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.012001026.x.
- [14] I. K. Karoussis, G. E. Salvi, L. J. Heitz-Mayfield, U. Brägger, C. H. Hämmelerle, and N. P. Lang, "Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System," *Clin Oral Implants Res*, vol. 14, no. 3, pp. 329-339, Jun 2003, doi: 10.1034/j.1600-0501.000.00934.x.
- [15] K. Misch and H. L. Wang, "Implant surgery complications: etiology and treatment," *Implant Dent*, vol. 17, no. 2, pp. 159-168, Jun 2008, doi: 10.1097/ID.0b013e3181752f61.
- [16] A. Mombelli and N. P. Lang, "Clinical parameters for the evaluation of dental implants," *Periodontol 2000*, vol. 4, no. 1, pp. 81-86, Feb 1994, doi: 10.1111/j.1600-0757.1994.tb00008.x.
- [17] C. E. Misch, M. L. Perel, H. L. Wang, G. Sammartino, P. Galindo-Moreno, P. Trisi, M. Steigmann, A. Rebaudi, A. Palti, M. A. Pikos, D. Schwartz-Arad, J. Choukroun, J. L. Gutierrez-Perez, G. Marenzi, and D. K. Valavanis, "Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference," *Implant Dent*, vol. 17, no. 1, pp. 5-15, Mar 2008, doi: 10.1097/ID.0b013e3181676059.
- [18] T. Albrektsson, G. Zarb, P. Worthington, and A. R. Eriksson, "The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 1, no. 1, pp. 11-25, 1986.
- [19] R. Fuentealba and J. Jofré, "Esthetic failure in implant dentistry," *Dent Clin North Am*, vol. 59, no. 1, pp. 227-246, Jan 2015, doi: 10.1016/j.cden.2014.08.006.

- [20] R. E. Jung, A. Zembic, B. E. Pjetursson, M. Zwahlen, and D. S. Thoma, "Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years," *Clin Oral Implants Res*, vol. 23, pp. 2-21, Oct 2012, doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x.
- [21] A. M. Roos-Jansåker, C. Lindahl, H. Renvert, and S. Renvert, "Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors," *J Clin Periodontol*, vol. 33, no. 4, pp. 283-289, Apr 2006, doi: 10.1111/j.1600-051X.2006.00907.x.
- [22] J. M. Barrachina-Diez, E. Tashkandi, S. Stampf, and W. Att, "Long-term outcome of one-piece implants. Part I: implant characteristics and loading protocols. A systematic literature review with meta-analysis," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 28, no. 2, pp. 503-518, Mar-Apr 2013, doi: 10.11607/jomi.2790.
- [23] M. S. Howe, W. Keys, and D. Richards, "Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis," *J Dent*, vol. 84, pp. 9-21, May 2019, doi: 10.1016/j.jdent.2019.03.008.
- [24] C. N. Elias and L. Meirelles, "Improving osseointegration of dental implants," *Expert Rev Med Devices*, vol. 7, no. 2, pp. 241-256, Mar 2010, doi: 10.1586/erd.09.74.
- [25] P. Smitkarn, K. Subbalekha, N. Mattheos, and A. Pimkhaokham, "The accuracy of single-tooth implants placed using fully digital-guided surgery and freehand implant surgery," *J Clin Periodontol*, vol. 46, no. 9, pp. 949-957, Sep 2019, doi: 10.1111/jcpe.13160.
- [26] M. Vercruyssen, I. Laleman, R. Jacobs, and M. Quirynen, "Computer-supported implant planning and guided surgery: a narrative review," *Clin Oral Implants Res*, vol. 26, pp. 69-76, Sep 2015, doi: 10.1111/clr.12638.
- [27] W. Chee and S. Jivraj, "Failures in implant dentistry," *Br Dent J*, vol. 202, no. 3, pp. 123-129, Feb 10 2007, doi: 10.1038/bdj.2007.74.
- [28] P. A. Schnitman, C. Hayashi, and R. K. Han, "Why guided when freehand is easier, quicker, and less costly?," *J Oral Implantol*, vol. 40, no. 6, pp. 670-678, Dec 2014, doi: 10.1563/aaid-joi-D-14-00231.
- [29] M. C. Schulz, L. Rittmann, U. Range, G. Lauer, and D. Haim, "The Use of Orientation Templates and Free-Hand Implant Insertion in Artificial Mandibles-An Experimental Laboratory Examination in Fifth-Year Dental Students," *Dent J*, vol. 6, no. 3, p. 43, Sep 2018, doi: 10.3390/dj6030043.
- [30] S. E. Cushen and I. Turkyilmaz, "Impact of operator experience on the accuracy of implant placement with stereolithographic surgical templates: an in vitro study," *J Prosthet Dent*, vol. 109, no. 4, pp. 248-254, Apr 2013, doi: 10.1016/s0022-3913(13)60053-0.

- [31] X. Wang, E. Shaheen, S. Shujaat, J. Meeus, P. Legrand, P. Lahoud, M. do Nascimento Gerhardt, C. Politis, and R. Jacobs, "Influence of experience on dental implant placement: an in vitro comparison of freehand, static guided and dynamic navigation approaches," *Int J Implant Dent*, vol. 8, no. 1, pp. 1-9, Oct 2022, doi: 10.1186/s40729-022-00441-3.
- [32] M. Ramasamy, Giri, R. Raja, Subramonian, Karthik, and R. Narendrakumar, "Implant surgical guides: From the past to the present," *J Pharm Bioallied Sci*, vol. 5, no. Suppl 1, pp. 98-102, Jun 2013, doi: 10.4103/0975-7406.113306.
- [33] T. Fortin, E. Camby, M. Alik, M. Isidori, and H. Bouchet, "Panoramic images versus three-dimensional planning software for oral implant planning in atrophied posterior maxillary: a clinical radiological study," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 15, no. 2, pp. 198-204, Apr 2013, doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00342.x.
- [34] J. Gargallo-Albiol, S. Barootchi, O. Salomó-Coll, and H. L. Wang, "Advantages and disadvantages of implant navigation surgery. A systematic review," *Ann Anat*, vol. 225, pp. 1-10, Sep 2019, doi: 10.1016/j.aanat.2019.04.005.
- [35] A. Behneke, M. Burwinkel, K. Knierim, and N. Behneke, "Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients," *Clin Oral Implants Res*, vol. 23, no. 2, pp. 137-143, Feb 2012, doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02176.x.
- [36] G. S. Unsal, I. Turkyilmaz, and S. Lakhia, "Advantages and limitations of implant surgery with CAD/CAM surgical guides: A literature review," *J Clin Exp Dent*, vol. 12, no. 4, p. e409, Apr 2020, doi: 10.4317/jced.55871.
- [37] A. A. Khaledi, M. Farzin, M. Akhlaghian, S. Pardis, and N. Mir, "Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer," *J Prosthet Dent*, vol. 124, no. 1, pp. 81-86, Jul 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.09.002.
- [38] C. Y. Liaw and M. Guvendiren, "Current and emerging applications of 3D printing in medicine," *Biofabrication*, vol. 9, no. 2, p. 024102, Jun 2017, doi: 10.1088/1758-5090/aa7279.
- [39] R. B. Osman, N. Alharbi, and D. Wismeijer, "Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology?," *Int J Prosthodont*, vol. 30, no. 2, Mar/Apr 2017, doi: 10.11607/ijp.5117.
- [40] K. Son, J. H. Lee, and K. B. Lee, "Comparison of Intaglio Surface Trueness of Interim Dental Crowns Fabricated with SLA 3D Printing, DLP

- 3D Printing, and Milling Technologies," in *Healthc* Aug 2021, vol. 9, no. 8: MDPI, p. 983, doi: 10.3390/healthcare9080983.
- [41] R. van Noort, "The future of dental devices is digital," *Dent Mater*, vol. 28, no. 1, pp. 3-12, Jan 2012, doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.
- [42] Y. Etemad-Shahidi, O. B. Qallandar, J. Evenden, F. Alifui-Segbaya, and K. E. Ahmed, "Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review," *J Clin Med*, vol. 9, no. 10, Oct 2020, doi: 10.3390/jcm9103357.
- [43] J. Manapat, Q. Chen, P. Ye, and R. Advincula, "3D printing of polymer nanocomposites via stereolithography," *Macromol Mater Eng*, vol. 302, no. 9, p. 1600553, 2017, doi: 10.1002/mame.201600553.
- [44] B. I. Lee, S. G. You, S. M. You, S. Y. Kang, and J. H. Kim, "Effect of rinsing time on the accuracy of interim crowns fabricated by digital light processing: An in vitro study," *J Adv Prosthodont*, vol. 13, no. 1, p. 24, Feb 2021, doi: 10.4047/jap.2021.13.1.24.
- [45] M. Revilla-León and M. Özcan, "Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry," *J Prosthodont*, vol. 28, no. 2, pp. 146-158, Feb 2019, doi: 10.1111/jopr.12801.
- [46] A. Bagheri and J. Jin, "Photopolymerization in 3D printing," *ACS Appl Poly Mater*, vol. 1, no. 4, pp. 593-611, 2019, doi: 10.1021/acsapm.8b00165.
- [47] M. Reymus, N. Lümckemann, and B. Stawarczyk, "3D-printed material for temporary restorations: Impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion," *Int. J. Comput. Dent*, vol. 22, pp. 231-237, 2019.
- [48] R. L. dos Santos, G. A. de Sampaio, F. G. de Carvalho, M. M. Pithon, G. M. Guênes, and P. M. Alves, "Influence of degree of conversion on the biocompatibility of different composites in vivo," *J Adhes Dent*, vol. 16, no. 1, pp. 15-20, Feb 2014, doi: 10.3290/j.jad.a29704.
- [49] J. L. Ferracane and E. H. Greener, "The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins," *J Biomed Mater Res*, vol. 20, no. 1, pp. 121-131, Jan 1986, doi: 10.1002/jbm.820200111.
- [50] F. Duret, J. L. Blouin, and B. Duret, "CAD-CAM in dentistry," *J Am Dent Assoc*, vol. 117, no. 6, pp. 715-720, Nov 1988, doi: 10.14219/jada.archive.1988.0096.
- [51] W. H. Mormann, M. Brandestini, F. Lutz, F. Barbakow, and T. Gotsch, "CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place," *J Am Dent Assoc*, vol. 120, no. 5, pp. 517-520, May 1990, doi: 10.14219/jada.archive.1990.0086.

- [52] J. M. Park, T. K. Yi, J. Y. Koak, S. K. Kim, E. J. Park, and S. J. Heo, "Comparison of five-axis milling and rapid prototyping for implant surgical templates," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 29, no. 2, pp. 374-383, Mar-Apr 2014, doi: 10.11607/jomi.3265.
- [53] C. Kirsch, A. Ender, T. Attin, and A. Mehl, "Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems," *Clin Oral Investig*, vol. 21, no. 2, pp. 551-558, Mar 2017, doi: 10.1007/s00784-016-1916-y.
- [54] S. N. B. Oliaei and Y. Karpas, "Influence of tool wear on machining forces and tool deflections during micro milling," *Int J Adv Manuf Technol*, vol. 84, no. 9, pp. 1963-1980, 2016, doi: 10.1007/s00170-015-7744-4.
- [55] M. Zimmermann, A. Valcanaia, G. Neiva, A. Mehl, and D. Fasbinder, "Influence of Different CAM Strategies on the Fit of Partial Crown Restorations: A Digital Three-dimensional Evaluation," *Oper Dent*, vol. 43, no. 5, pp. 530-538, Sep/Oct 2018, doi: 10.2341/17-130-l.
- [56] T. L. Schmitz, J. C. Ziegert, J. S. Canning, and R. Zapata, "Case study: A comparison of error sources in high-speed milling," *Precis Eng*, vol. 32, no. 2, pp. 126-133, Apr 2008, doi: 10.1016/j.precisioneng.2007.06.001.
- [57] R. Fürhauser, G. Mailath-Pokorny, R. Haas, D. Busenlechner, G. Watzek, and B. Pommer, "Esthetics of flapless single-tooth implants in the anterior maxilla using guided surgery: association of three-dimensional accuracy and pink esthetic score," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 17, pp. e427-e433, Oct 2015, doi: 10.1111/cid.12264.
- [58] S. Schnutenhaus, C. Edelmann, H. Rudolph, and R. G. Luthardt, "Retrospective study to determine the accuracy of template-guided implant placement using a novel nonradiologic evaluation method," *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, vol. 121, no. 4, pp. e72-e79, Apr 2016, doi: 10.1016/j.oooo.2015.12.012.
- [59] A. E. Ersoy, I. Turkyilmaz, O. Ozan, and E. A. McGlumphy, "Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants," *J Periodontol*, vol. 79, no. 8, pp. 1339-1345, Aug 2008, doi: 10.1902/jop.2008.080059.
- [60] D. Kaewsiri, S. Panmekiate, K. Subbalekha, N. Mattheos, and A. Pimkhaokham, "The accuracy of static vs. dynamic computer-assisted implant surgery in single tooth space: A randomized controlled trial," *Clin Oral Implants Res*, vol. 30, no. 6, pp. 505-514, Jun 2019, doi: 10.1111/clr.13435.
- [61] D. H. Lee, S. Y. An, M. H. Hong, K. B. Jeon, and K. B. Lee, "Accuracy of a direct drill-guiding system with minimal tolerance of surgical instruments used for implant surgery: a prospective clinical study," *J Adv Prosthodont*, vol. 8, no. 3, pp. 207-213, Jun 2016, doi: 10.4047/jap.2016.8.3.207.

- [62] S. Y. Moon, K. R. Lee, S. G. Kim, and M. K. Son, "Clinical problems of computer-guided implant surgery," *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, vol. 38, no. 1, pp. 1-6, Dec 2016, doi: 10.1186/s40902-016-0063-3.
- [63] B. Gjelvold, D. J. H. Mahmood, and A. Wennerberg, "Accuracy of surgical guides from 2 different desktop 3D printers for computed tomography-guided surgery," *J Prosthet Dent*, vol. 121, no. 3, pp. 498-503, Mar 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.08.009.
- [64] C. K. Chen, D. Y. Yuh, R. Y. Huang, E. Fu, C. F. Tsai, and C. Y. Chiang, "Accuracy of Implant Placement with a Navigation System, a Laboratory Guide, and Freehand Drilling," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 33, no. 6, pp. 1213-1218, Nov/Dec 2018, doi: 10.11607/jomi.6585.
- [65] K. El Kholy, S. F. M. Janner, M. Schimmel, and D. Buser, "The influence of guided sleeve height, drilling distance, and drilling key length on the accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery," *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 21, no. 1, pp. 101-107, Feb 2019, doi: 10.1111/cid.12705.
- [66] J. Vermeulen, "The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 32, no. 3, Mar/Apr 2017, doi: 10.11607/jomi.5065.
- [67] A. Mediavilla Guzmán, E. Riad Deglow, Á. Zubizarreta-Macho, R. Agustín-Panadero, and S. Hernández Montero, "Accuracy of Computer-Aided Dynamic Navigation Compared to Computer-Aided Static Navigation for Dental Implant Placement: An In Vitro Study," *J Clin Med*, vol. 8, no. 12, p. 2123, Dec 2019, doi: 10.3390/jcm8122123.
- [68] P. Henprasert, D. V. Dawson, T. El-Kerdani, X. Song, E. Couso-Queiruga, and J. A. Holloway, "Comparison of the accuracy of implant position using surgical guides fabricated by additive and subtractive techniques," *J Prosthodont*, vol. 29, no. 6, pp. 534-541, Jul 2020, doi: 10.1111/jopr.13161.
- [69] K. El Kholy, R. Lazarin, S. F. M. Janner, K. Faerber, R. Buser, and D. Buser, "Influence of surgical guide support and implant site location on accuracy of static Computer-Assisted Implant Surgery," *Clin Oral Implants Res*, vol. 30, no. 11, pp. 1067-1075, Nov 2019, doi: 10.1111/clr.13520.
- [70] A. Tahmaseb, D. Wismeijer, W. Coucke, and W. Derksen, "Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 29, pp. 25-42, 2014, doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g1.2.
- [71] E. Varga, Jr., M. Antal, L. Major, R. Kiscsatári, G. Braunitzer, and J. Piffkó, "Guidance means accuracy: A randomized clinical trial on freehand versus guided dental implantation," *Clin Oral Implants Res*, vol. 31, no. 5, pp. 417-430, May 2020, doi: 10.1111/clr.13578.

- [72] D. Schneider, P. Marquardt, M. Zwahlen, and R. E. Jung, "A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry," *Clin Oral Implants Res*, vol. 20, pp. 73-86, Sep 2009, doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01788.x.
- [73] B. Yilmaz, B. T. Ozcelik, D. M. Sarantopoulos, and E. McGlumphy, "Importance of CT scans in diagnosing symptoms from misplaced implants," *Implant Dent*, vol. 21, no. 2, pp. 108-111, Apr 2012, doi: 10.1097/ID.0b013e31824bff1f.
- [74] L. A. Weinberg and B. Kruger, "A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables," *Int J Prosthodont*, vol. 8, pp. 421-421, Sep-Oct 1995.
- [75] A. Keßler, M. Dosch, M. Reymus, and M. Folwaczny, "Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides," *J Prosthet Dent*, vol. 128, no. 2, pp. 196-204, Aug 2022, doi: 10.1016/j.prosdent.2020.08.038.
- [76] H. P. Spielman, "Influence of the implant position on the aesthetics of the restoration," *Pract Periodontics Aesthet Dent*, vol. 8, no. 9, pp. 897-904; quiz 906, Nov-Dec 1996.
- [77] A. Banjar, Y. W. Chen, A. Kostagianni, M. Finkelman, A. Papathanasiou, K. Chochlidakis, and P. Papaspyridakos, "Accuracy of 3D printed implant casts versus stone casts: a comparative study in the anterior maxilla," *J Prosthodont*, vol. 30, no. 9, pp. 783-788, Dec 2021, doi: 10.1111/jopr.13335.
- [78] B. Alshawaf, H. P. Weber, M. Finkelman, K. El Rafie, Y. Kudara, and P. Papaspyridakos, "Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study," *Clin Oral Implants Res*, vol. 29, no. 8, pp. 835-842, Aug 2018, doi: 10.1111/clr.13297.
- [79] C. M. Cristache and S. Gurbanescu, "Accuracy evaluation of a stereolithographic surgical template for dental implant insertion using 3D superimposition protocol," *Int J Dent*, vol. 2017, 2017, doi: 10.1155/2017/4292081.
- [80] H. H. Lin, W. C. Chiang, L. J. Lo, S. Sheng-Pin Hsu, C. H. Wang, and S. Y. Wan, "Artifact-resistant superimposition of digital dental models and cone-beam computed tomography images," *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 71, no. 11, pp. 1933-1947, Nov 2013, doi: 10.1016/j.joms.2013.06.199.
- [81] A. Kessler, V. Le, and M. Folwaczny, "Influence of the tooth position, guided sleeve height, supporting length, manufacturing methods, and resin E-modulus on the in vitro accuracy of surgical implant guides in a free-end situation," *Clin Oral Implants Res*, vol. 32, no. 9, pp. 1097-1104, Sep 2021, doi: 10.1111/clr.13804.

- [82] M. Cassetta, L. V. Stefanelli, M. Giansanti, A. Di Mambro, and S. Calasso, "Accuracy of a computer-aided implant surgical technique," *Int J Periodontics Restorative Dent*, vol. 33, pp. 317-325, May-Jun 2013, doi: 10.11607/prd.1019.
- [83] W. Zhou, Z. Liu, L. Song, C. L. Kuo, and D. M. Shafer, "Clinical factors affecting the accuracy of guided implant surgery—a systematic review and meta-analysis," *J Evid Based Dent Pract*, vol. 18, no. 1, pp. 28-40, Mar 2018, doi: 10.1016/j.jebdp.2017.07.007.
- [84] M. Reymus, R. Hickel, and A. Keßler, "Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing," *Clin Oral Investig*, vol. 24, pp. 4607-4615, Dec 2020, doi: 10.1007/s00784-020-03329-x.
- [85] Z. C. Zhang, P. L. Li, F. T. Chu, and G. Shen, "Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy," *J Orofac Orthop*, vol. 80, no. 4, pp. 194-204, Jul 2019, doi: 10.1007/s00056-019-00180-y.
- [86] F. Bover-Ramos, J. Viña-Almunia, J. Cervera-Ballester, M. Peñarrocha-Diago, and B. García-Mira, "Accuracy of Implant Placement with Computer-Guided Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Cadaver, Clinical, and In Vitro Studies," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 33, no. 1, Jan/Feb 2018, doi: 10.11607/jomi.5556.
- [87] G. Mitteramskogler, R. Gmeiner, R. Felzmann, S. Gruber, C. Hofstetter, J. Stampfl, J. Ebert, W. Wachter, and J. Laubersheimer, "Light curing strategies for lithography-based additive manufacturing of customized ceramics," *Addit Manuf*, vol. 1, pp. 110-118, 2014, doi: 10.1016/j.addma.2014.08.003.
- [88] C. Zhou, Y. Chen, Z. Yang, and B. Khoshnevis, "Digital material fabrication using mask-image-projection-based stereolithography," *Rapid Prototyp J*, pp. 153-165, 2013, doi: 10.1108/13552541311312148.
- [89] W. Piedra-Cascón, V. R. Krishnamurthy, W. Att, and M. Revilla-León, "3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review," *J Dent*, vol. 109, p. 103630, Jun 2021, doi: 10.1016/j.jdent.2021.103630.
- [90] A. Kessler, F. X. Reichl, M. Folwaczny, and C. Högg, "Monomer release from surgical guide resins manufactured with different 3D printing devices," *Dent Mater*, vol. 36, no. 11, pp. 1486-1492, Nov 2020, doi: 10.1016/j.dental.2020.09.002.
- [91] D. Mostafavi, M. M. Methani, W. Piedra-Cascón, A. Zandinejad, W. Att, and M. Revilla-León, "Influence of Polymerization Postprocessing Procedures on the Accuracy of Additively Manufactured Dental Model Material," *Int J Prosthodont*, Sep 2023, doi: 10.11607/ijp.7349.

- [92] M. Sortino, S. Belfio, B. Motyl, and G. Totis, "Compensation of geometrical errors of CAM/CNC machined parts by means of 3D workpiece model adaptation," *Comput Aided Des*, vol. 48, pp. 28-38, 2014, doi: 10.1016/j.cad.2013.10.010.
- [93] K. A. Al-Aali, R. S. Alhamdan, A. M. Maawadh, F. Vohra, and T. Abduljabbar, "Influence of contemporary CAD-CAM milling systems on the fit and adaptation of partially stabilized Zirconia fixed partial dentures," *Pak J Med Sci*, vol. 37, no. 1, p. 45, Jan-Feb 2021, doi: 10.12669/pjms.37.1.3490.
- [94] J. Horwitz, O. Zuabi, and E. E. Machtei, "Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an in vitro study," *Clin Oral Implants Res*, vol. 20, no. 10, pp. 1156-1162, Oct 2009, doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01748.x.
- [95] A. Pozzi, G. Polizzi, and P. K. Moy, "Guided surgery with tooth-supported templates for single missing teeth: A critical review," *Eur J Oral Implantol*, vol. 9, no. 2, pp. S135-S153, 2016.
- [96] M. Yeung, A. Abdulmajeed, C. K. Carrico, G. R. Deeb, and S. Bencharit, "Accuracy and precision of 3D-printed implant surgical guides with different implant systems: An in vitro study," *J Prosthet Dent*, vol. 123, no. 6, pp. 821-828, Jun 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.027.
- [97] R. Koop, M. Vercruyssen, K. Vermeulen, and M. Quirynen, "Tolerance within the sleeve inserts of different surgical guides for guided implant surgery," *Clin Oral Implants Res*, vol. 24, no. 6, pp. 630-634, Jun 2013, doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02436.x.
- [98] M. Dominiak, S. Shuleva, S. Silvestros, and G. Alcoforado, "A prospective observational study on perioperative use of antibacterial agents in implant surgery," *Adv Clin Exp Med*, vol. 29, no. 3, pp. 355-363, Mar 2020, doi: 10.17219/acem/115087.
- [99] S. Sennhenn-Kirchner, S. Weustermann, H. Mergeryan, H. G. Jacobs, M. Borg-von Zepelin, and B. Kirchner, "Preoperative sterilization and disinfection of drill guide templates," *Clin Oral Investig*, vol. 12, pp. 179-187, Jun 2008, doi: 10.1007/s00784-007-0153-9.
- [100] R. J. Hastreiter, J. A. Molinari, M. C. Falken, M. H. Roesch, M. J. Gleason, and V. A. Merchant, "Effectiveness of dental office instrument sterilization procedures," *J Am Dent Assoc*, vol. 122, no. 10, pp. 51-56, Oct 1991, doi: 10.14219/jada.archive.1991.0291.
- [101] C. Yavuz, S. N. B. Oliaei, B. Cetin, and O. Yesil-Celiktas, "Sterilization of PMMA microfluidic chips by various techniques and investigation of material characteristics," *J Supercrit Fluids*, vol. 107, pp. 114-121, 2016, doi: 10.1016/j.supflu.2015.08.019.

- [102] T. Münker, S. Van de Vijfeijken, C. Mulder, V. Vespasiano, A. Becking, C. Kleverlaan, C. Group, L. Dubois, L. Karssemakers, and D. Milstein, "Effects of sterilization on the mechanical properties of poly (methyl methacrylate) based personalized medical devices," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 81, pp. 168-172, May 2018, doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.01.033.
- [103] A. Unkovskiy, F. Schmidt, F. Beuer, P. Li, S. Spintzyk, and P. Kraemer Fernandez, "Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis," *J Clin Med*, vol. 10, no. 5, p. 1070, Mar 2021, doi: 10.3390/jcm10051070.

Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie an der LMU München, für die Möglichkeit der Erstellung der Dissertation an der Zahnklinik bedanken.

Ausdrücklich bedanken möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Dr. Matthias Folwaczny, für die Überlassung dieses interessanten Themas und die präzisen, zielführenden Korrekturvorschläge während der Erstellung dieser Dissertation.

Einen sehr herzlichen Dank richte ich an meinen Betreuer Herrn Dr. Andreas Keßler für die allzeit hervorragende Betreuung und Unterstützung während der Anfertigung dieser Arbeit. Weiterhin schätze ich den sehr guten zwischenmenschlichen Kontakt und möchte mich für alles bedanken, was ich von dir menschlich als auch fachlich lernen durfte.

Auch danken möchte ich dem zahntechnischen Labor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, insbesondere dem Laborleiter ZTM Florian Röthlein, der MTA Gisela Dachs und ZFA Dijana Ninic für die Nutzung der Gerätschaften und den respektvollen, freundlichen Umgang.

Ein besonderer Dank geht an meine Kollegen und Freunde Zahnarzt Dr. Thilo Reichert und Zahnarzt Vasil Christoff, die mir in vielen Bereichen der Doktorarbeit zu jederzeit mit ihrem freundschaftlichem Rat zur Seite standen.

Auch danken möchte ich meiner Freundin und allen Freunden, die mich unermüdlich motivierten und unterstützten.

Abschließend möchte ich mich in dieser Arbeit bei meiner Familie für die großartige Unterstützung während dem Studium und der Durchführung dieser Doktorarbeit bedanken. Ohne euren Rückhalt wäre das nicht möglich gewesen!

Publikationsliste

2022 The Journal of Prosthetic Dentistry
"Influence of 3D-printing method, resin material, and sterilization
on the accuracy of virtually designed surgical implant guides"
A. Keßler, M. Dosch, M. Reymus, and M. Folwaczny

2023

- ZMK (Ausgabe 7-8/ Juli-August)
Navigierte Implantologie – Möglichkeiten und Grenzen
A. Keßler, M. Dosch

- Dentale Implantologie & Parodontologie (Ausgabe 05/ Oktober)
Navigierte Implantologie – Möglichkeiten und Grenzen
A. Keßler, M. Dosch