

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor der Poliklinik: Univ.-Prof. Dr. Collin Jacobs

Auswirkungen der Autoklavierung auf die Formstabilität von 3D gedruckten
Insertionsschablonen für die Insertation von orthodontischen Mini-Implantaten

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Samuel Pascal David

2026

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachterin: Prof. Dr. med. dent. Kathrin Becker

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. dent. David Sonntag

"3D printing is just another tool, but it's a very powerful tool that can create anything"

Chuck Hull

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Samuel David | Mira Hüfner | Nicole Rauch | Robert Kerberger | Dieter Drescher | Giulia Brunello | Kathrin Becker, (2025), Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D Printed Guides for Orthodontic Mini-Implant Insertion – An In Vitro Study, Clinical and Experimental Dental Research (Volume 11, Issue 1, e70111. doi: 10.1002/cre2.70111. Erratum in: Clinical and Experimental Dental Research 2025 (Volume 11, Issue 1, e70125)

Zusammenfassung

Die Verwendung von Insertionsschablonen bei der Insertion orthodontischer Mini-Implantate bietet zahlreiche Vorteile gegenüber der Freihandinsertion. Mit dem Aufkommen von Desktop-3D-Druckern können solche Schablonen aus verschiedenen kunststoffbasierten Materialien schnell und unkompliziert hergestellt werden. Da sie vor dem klinischen Einsatz sterilisiert werden müssen, könnte ihre Dimensionsstabilität beeinträchtigt werden.

Ziel der Studie war es, sowohl die Auswirkungen des Dampfautoklavierens als auch des Druckvorgangs auf die Dimensionsstabilität der mit Resin 3D-gedruckten Insertionsschablonen zu untersuchen. Mit fünf Resin- und Druckerkombinationen wurden zu diesem Zweck fünfzig Insertionsschablonen von einem Schablonendesign ausgehend mit einem *digital light processing*- (DLP/EG, DLP/Next, DLP/Opti), einem *Desktop*-Stereolithographie- (LA/DSG) oder einem *liquid crystal display*-Drucker (LCD/Amber) hergestellt. Sowohl vor (T0) als auch nach (T1) der Sterilisation mit einem von zwei unterschiedlichen Autoklavierzyklen (die Hälfte der Schablonen wurde bei 121 °C und 1 bar für 20,5 Minuten (Zyklus 1) und die übrigen bei 134 °C und 2 bar für 5,5 Minuten (Zyklus 2) sterilisiert), wurden die Insertionsschablonen linear vermessen. Hierfür wurden die Insertionsschablonen mit einem *structured light* 3D-Scanner gescannt. Die linearen Messungen wurden in der x-, y- und z-Achse unter Verwendung von Orientierungspunkten auf den Schablonen sowohl auf den T0- und T1-Scans als auch in der ursprünglichen STL-Datei durchgeführt. Anschließend erfolgte die statistische Analyse anhand von linearen gemischten Effekt Modellen, gefolgt von Post-hoc-Tests im Falle von Signifikanz. Zur Verifikation der Zuverlässigkeit der Messmethode wurden micro-CT Scans an zehn der Insertionsschablonen jeweils vor und nach der Sterilisation durchgeführt. Die Messungen bei T0 und T1 unterschieden sich in 4 bzw. 3 von 5 Resin/Druckerkombinationen (R/D) in der x- bzw. y-Achse signifikant von der ursprünglichen .stl-Datei ($P < 0,05$). Die größten Veränderungen zwischen STL und T0 wurden bei DLP/EG (x-Achse $0,38 \pm 0,06$ mm und y-Achse $0,34 \pm 0,08$ mm) und LCD/Amber (x-Achse $0,38 \pm 0,17$ mm und y-Achse $0,32 \pm 0,15$ mm) beobachtet. Nur DLP/Next zeigte signifikante Unterschiede in der z-Achse zwischen STL und T0. Beim Vergleich von T0 mit T1 zeigten DLP/Next nach Zyklus 1 eine signifikante Ausdehnung in der x-Achse und DLP/Opti nach Zyklus 2 eine signifikante Schrumpfung, während keine R/D signifikante Unterschiede in der y-Achse aufwies. Alle R/D außer einer (d. h. SLA/DSG) zeigten eine signifikante Schrumpfung in der z-Achse beim Vergleich von T0 mit T1 (für Zyklus 1 oder Zyklus 2). Unterschiede zwischen den beiden Zyklen bei T1 wurden nur bei zwei R/D (d. h. DLP/Next und LCD/Amber) in der z-Achse beobachtet. Bei dem Vergleich der ursprünglichen STL-Datei mit den Messungen bei T0 und T1 wurden bei 4 von 5 R/D geringfügige, aber signifikante Dimensionsänderungen aufgrund des Druckprozesses und/oder des Autoklavierens beobachtet. Da die gemessenen Veränderungen stets weniger als 0,5mm betrugen ist eine klinische Signifikanz unwahrscheinlich, konnte aber bis zum Ende der Studie nicht ausgeschlossen werden.

Abstract

The use of insertion templates for the insertion of orthodontic mini-implants offers numerous advantages over freehand insertion. With the advent of desktop 3D printers, insertion templates for use in orthodontics can now be quickly and easily produced using various plastic-based materials. However, before these templates can be used on patients, they must undergo sterilization, which may potentially affect their dimensional stability.

The aim of this study was to investigate the effects of steam autoclaving as well as the printing process itself on the dimensional stability of resin 3D-printed insertion templates for orthodontic mini-implant insertion. Fifty insertion templates were produced from a single template design using five resin and printer combinations: a digital light processing (e.g., DLP/EG, DLP/Next, DLP/Opti), a desktop stereolithography (e.g., SLA/DSG), or a liquid crystal display (LCD/Amber) printer. These templates were measured linearly both before and after sterilization using one of two autoclaving cycles (half of the templates were sterilized at 121°C and 1 bar for 20.5 minutes (Cycle 1) and the remaining half at 134°C and 2 bar for 5.5 minutes (Cycle 2)). The insertion templates were scanned with a structured light 3D scanner both before (T0) and after sterilization (T1). Linear measurements in the x-, y-, and z-axes were performed using reference points on the templates in the T0 and T1 scans, as well as the original STL file. A statistical analysis was conducted using linear mixed-effects models, followed by post-hoc tests in the case of significance. To verify the reliability of the measurement method, micro-CT scans were performed on ten insertion templates, both before and after sterilization.

The measurements at T0 and T1 showed significant differences from the original .stl file in the x- and y-axes in 4 or 3 out of 5 resin/printer combinations ($P < 0.05$). The largest changes between the STL file and T0 were observed in DLP/EG (x-axis: 0.38 ± 0.06 mm and y-axis: 0.34 ± 0.08 mm) and LCD/Amber (x-axis: 0.38 ± 0.17 mm and y-axis: 0.32 ± 0.15 mm). Only DLP/Next showed significant differences in the z-axis between STL and T0. When comparing T0 with T1, DLP/Next showed a significant expansion in the x-axis after Cycle 1, and DLP/Opti showed significant shrinkage after Cycle 2, while no resin/printer combinations showed significant differences in the y-axis. All resin/printer combinations, except for one (i.e., SLA/DSG), exhibited significant shrinkage in the z-axis when comparing T0 with T1 (for either Cycle 1 or Cycle 2). Differences between the two cycles at T1 were only observed in the z-axis for two resin/printer combinations (DLP/Next and LCD/Amber).

When comparing the original STL file with the measurements at T0 and T1, minor but significant dimensional changes were observed due to the printing process and/or autoclaving in 4 out of 5 resin/printer combinations. Since the measured changes were always less than 0.5 mm, clinical significance is unlikely, but could not be fully ruled out by the end of the study.

Inhaltsverzeichnis

Eigene Publikation:	I
Zusammenfassung	II
Abstract.....	III
1. EINLEITUNG	1
1.1 Aufbau von Mini-Implantaten.....	1
1.2 Gründe für die Verwendung von Mini-Implantaten.....	1
1.3 Anwendungsgebiete	2
1.4 Insertionsregion und -Winkel.....	3
1.5 Einflüsse auf den Implantationserfolg	4
1.6 Insertionsschablonen.....	5
1.6.1 Vorteile von Insertionsschablonen	6
1.6.2 Nachteile von Insertionsschablonen	7
1.6.3 3D-gedruckte Insertionsschablonen.....	8
1.6.4 Sterilisation	9
1.7. Ziele der Arbeit	10
2. Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D Printed Guides for Orthodontic Mini- Implant Insertion – An In Vitro Study, Samuel David Mira Hübner Nicole Rauch Robert Kerberger Dieter Drescher Giulia Brunello Kathrin Becker, Clinical and Experimental Dental Research (Volume 11, Issue 1, e70111. doi: 10.1002/cre2.70111. Erratum in: Clinical and Experimental Dental Research 2025 (Volume 11, Issue 1, e70125), (2025)	11
3. DISKUSSION	12
3.1 Auswirkungen des Drucks	12
3.2 Auswirkungen der Sterilisation.....	13
3.3 Auswirkungen des Scanners	14
3.4 Vickershärte und Biegemodul.....	14
3.5 Empfehlungen und Ausblick.....	15
Literatur- und Quellenverzeichnis.....	17
Danksagung.....	

1. EINLEITUNG

1.1 Aufbau von Mini-Implantaten

Eine sichere Verankerung stellt eine der wichtigsten Voraussetzungen für *orthodontische* Zahnbewegungen dar. Seit den 1980ern werden dafür unter anderem auch *orthodontische* Mini-Implantate (oft auch als *temporary anchorage devices* bzw. *TAD's* oder *orthodontic mini implants* bzw. OMI's in der englischen Literatur bezeichnet) verwendet.

Unterteilen lässt sich dabei der Aufbau eines *orthodontischen* Mini-Implantats in seinen Schraubkopf, den *extraossalen* Hals und den *intraossal* gelegenen Implantatschaft mit Gewinde. Dabei besitzen die gängigen Mini-Implantate eine Länge von 4 bis 15 mm sowie einen Durchmesser von 1,2 bis 2,3 mm. Der Schraubkopf stellt sowohl den Ansatzpunkt für die Einbringung des Mini-Implantats als auch für das Anbringen der kieferorthopädischen Apparatur dar. Der *extraossale* Hals ist dabei weichgewebig ummantelt und bildet den Übergang zwischen Implantatschaft und Schraubkopf. Seine Funktion schließt außerdem das Abdichten des Implantatlagers mit ein. Der *intraossal* gelegene Implantatschaft weist ein Gewinde auf, das entweder selbstschneidend sein kann oder einer gewindeschneidenden Vorbohrung bedarf.[1, 2]

Anders als herkömmliche Implantate in der Zahnheilkunde sind die meisten *orthodontischen* Mini-Implantate einteilige Implantate mit maschinierter Oberfläche deren initiale Verankerung primär mechanisch erfolgt. Allerdings zeigt die Literatur unter anderem die Arbeiten von Nienkemper et al, dass die Primärstabilität in den ersten 3-4 Wochen zunächst abfällt, bis sich die Sekundärstabilität einstellt [3, 4],[5],[6],[7],[8, 9]

1.2 Gründe für die Verwendung von Mini-Implantaten

Ihre Beliebtheit in der Orthodontie verdanken die Mini-Implantate ihrem Komfort und ihrer Einfachheit sowie ihren guten Ergebnissen.[10]

Die klinische Evidenz spricht dabei für die Überlegenheit der skelettalen Verankerung mit *orthodontischen* Mini-Implantaten gegenüber konventionellen *dentalen* Verankerungsmethoden, insbesondere bei der Verhinderung horizontal/mesialer *Molarenbewegungen*. Hier zeigte die skelettale Verankerung vor allem bei der *Retraktion* der Frontzähne, *Intrusion* der Schneidezähne und *Molaren* sowie der Verbesserung des Weichgewebeprofiles deutliche Vorteile gegenüber den konventionellen Verankerungsmethoden, nicht jedoch bei der Dauer des

Lückenschlusses oder der Gesamtdauer der Behandlung.[11] Eine aktuelle systematische Übersicht von Becker et al. bestätigte in ihrer Meta-Analyse, dass die skelettale Verankerung im Oberkiefer bei der *en-masse-Retraktion* eine signifikant geringere Verankerungsverlustrate (horizontal ca. -2,79 mm, vertikal ca. -1,76 mm; beide $p < 0,001$) aufweist, verglichen mit konventionellen Methoden. [12]

Im Vergleich zu anderen *orthodontischen* Verankerungsmethoden wie den *dentalen* oder extraoralen Applikationen bieten *orthodontische* Mini-Implantate dabei eine Vielzahl von Vorteilen. Die wohl größte Überlegenheit gegenüber herkömmlichen Methoden der *orthodontischen* Verankerung ist die durch eine Vielzahl von Studien belegte sichere Verankerung, kombiniert mit einer sehr hohen Erfolgsrate. Dies ist relevant, weil ungewollte Zahnbewegungen aufgrund von Verankerungsverlust bei *dentalen* Verankerungen auftreten können. Weitere Vorteile sind ihre *Compliance-Unabhängigkeit* und das Wegfallen von Ästhetik-Einbußen. [13-15]

Sie haben zu einem großen Anteil bereits konventionelle Formen der Verankerung ersetzt,[16] was vor allem dem einfachen Einsetzen, der hervorragenden Biomechanik der Zahnbewegung sowie der unkomplizierten Möglichkeit ihrer Entfernung und den seltenen Komplikationen im Zusammenhang mit ihrer Anwendung geschuldet ist.[17]

1.3 Anwendungsgebiete

Die Sicherung der Verankerung ist von zentraler Bedeutung wenn eine *orthodontische* Behandlung geplant wird. Hier erfordern die meisten konventionellen Verankerungsmöglichkeiten entweder die Compliance des Patienten oder bergen die Gefahr des ungewollten Bewegens der Zähne bei einer *dentalen* Abstützung.[17]

Die Anwendungsgebiete der *orthodontischen* Mini-Implantate reichen von der *Distalisierung* über die *Mesialisierung*, zu *Ex-* wie *Intrusionen*, das Einordnen verlagelter sowie *retinierter* Zähne sowie zum Lückenschluss [18] oder orthopädischen Maßnahmen wie der Gaumennahterweiterung oder *protraktion*. [17, 19-21] 1985 wurde der erste Fallbericht über die *Distalisierung* eines Molaren mit skelettaler Verankerung über Titan-Miniplatten von Jenner und Fitzpatrick veröffentlicht.[22] Fünf Jahre später wurde die Verwendung von Implantaten zur *Protraktion* von Molaren und des gesamten Gebisses erstmals beschrieben.[23] *Retinierte* Zähne sind eine der häufigsten Zahnanomalien, mit einer Prävalenz von 3,9 % und einem Verhältnis von Oberkiefer zu Unterkiefer von etwa 4 zu 1. [24, 25] *Orthodontische* Mini-Implantaten haben sich als wirksames Mittel für die *en masse Retraktion*, Klasse-III-Therapien,

den Lückenschluss sowohl bei Erwachsenen als auch bei Kindern erwiesen[12, 26], da *orthodontische* Mini-Implantate zugleich eine sichere und sowie kostengünstige Methode der Verankerung, die das Risiko für die Restbezzahnung minimieren, darstellen ohne die Gefahr der Bewegung der eigentlichen Verankerung selbst. [17, 19, 20]

1.4 Insertionsregion und -Winkel

Der Insertionspfad ist von großer Bedeutung, um umliegende Strukturen zu schützen. [27, 28] Zwar existieren Niedrigdosis-Scanprotokolle für CBCT-Untersuchungen (*Cone Beam Computed Tomography*), dennoch ist es insbesondere für junge Patienten gemäß § 83 Abs. 1 Strahlenschutzgesetz sowie § 7 Strahlenschutzverordnung erforderlich, auf ionisierende Strahlenbelastung dort zu verzichten, wo sie nicht zwingend notwendig ist.[29, 30]

Orthodontische Mini-Implantate benötigen je nach Insertionsort entweder im labialen oder palatinalen Bereich eine ausreichende Knochendicke. Regionen, die frei von großen Blutgefäßen und Nerven sind, wie die mediane und paramediane Gaumenregion, sind hier zu bevorzugen und damit im Bezug auf die Platzierung von *orthodontischen* Mini-Implantaten als sicher einzustufen.[31, 32] Die größte Knochendicke offenbarte sich in Studien zwischen dem ersten und zweiten *Prämolaren*, was eine Insertion von *bukkal* ermöglicht, [33] sowie der Gaumennaht.[34, 35] Die Abnahme der Knochendicke zeigte sich dagegen von *anterior* nach *posterior* sowie in einem V-förmigen Muster von *median* nach *lateral*. Beeinflusst wird die Gaumendicke andererseits auch durch Geschlecht und Alter. Das Einteilen in sichere Implantationsregionen ist hier empfehlenswert.[36] Dabei ist davon auszugehen, dass der als T-Zone bezeichnete Bereich für die Insertion von *orthodontischen* Mini-Implantaten hervorragend geeignet ist, da hier die Knochendichte ausreichend und die Risiken *iatrogener* Schäden gering sind. Dabei zeigte sich weiterhin das ein *posteriorer* Neigungswinkel im anterioren Bereich und ein anteriorer Neigungswinkel im *posterioren* Bereich von Vorteil war bei der Insertion von *orthodontischen* Mini-Implantaten. [37] Die Insertion von Mini-Implantaten ist in der T-Zone sowohl im *medianen* als auch im *paramedianen* Bereich möglich.[38] Weitere Untersuchungen untermauern die Struktur dieser T-Zone und empfehlen diesen Bereich für die Insertion.[38, 39]

Weitere geeignete Stellen wurden auf dem *Alveolarkamm* zwischen dem zweiten *Prämolaren* und dem ersten *Molaren* identifiziert,[40] sowie zwischen dem seitlichen Schneidezahn und dem ersten *Prämolaren*. [41] Hierbei zeigte der mittlere Gaumenbereich die geringste Misserfolgsrate mit 1,3 %, [32, 42] Siebenunddreißig Studien zusammengenommen belegten hier eine Misserfolgsrate von insgesamt 9,2 %, [43-45] wobei sowohl im *medianen* als auch im *paramedianen* Bereich die Insertion von *orthodontischen* Mini-Implantaten möglich und

Risiken fast ausgeschlossen sind.[5] Im *paramedianen* Bereich betrug die Misserfolgsrate 4,8 % und lag damit knapp unter dem medianen Bereich am *anterioren* Gaumen. An dieser Stelle befindet sich daher eine ebenfalls geeignete Insertionsstelle für *orthodontische* Mini-Implantate, die insbesondere bei wachsenden Patienten mit nicht vollständig verknöchelter *Sutur* beliebt ist.[46, 47]

Auf der anderen Seite zeigten *orthodontische* Mini-Implantate, die im Unterkiefer zwischen den ersten *Molaren* und den zweiten *Prämolaren*[5] sowie solche, die im Jochbeinfeiler inseriert wurden, die höchsten Misserfolgsraten mit bis zu 16,4% entlang des Jochbeinfortsatzes.[5, 48] Vor dem ersten *Prämolaren* ist die Gefahr der Verletzung des *Nervus nasopalatinus* am höchsten.[49] Im Unterkiefer befindet sich die am häufigsten verwendete Insertionsstelle zwischen dem ersten *Molaren* und dem zweiten *Prämolaren* mit einer berichteten Misserfolgsrate von 13,5%.[33, 50]

Untersuchungen zeigten, dass *orthodontische* Mini-Implantate, die im Bereich der *crista zygomaticoalveolaris* inseriert werden, in der *Kortikalis* verankert werden sollten, um den Boden der Kieferhöhle zu schonen.[51]

Neben der Lokalisation ist der Insertionswinkel des Implantats ein weiterer wichtiger Faktor bei der Insertion von *orthodontischen* Mini-Implantaten. Hier wird angeraten, im Oberkiefer einen Winkel von 10-20° im Verhältnis zur Zahnachse und entsprechend im Unterkiefer einen Winkel von 30-40° einzuhalten,[39, 52-54] wobei auch berichtet wurde, dass der Insertionswinkel nur an den posterioren und *anterioren medianen* Positionen, nicht aber den Bereichen mit dem größten Knochenangebot im *medianen* Bereich von Relevanz war.[37]

1.5 Einflüsse auf den Implantationserfolg

Zwar ist die Effizienz von *orthodontischen* Mini-Implantaten durch etliche Studien gut belegbar, dennoch ist die Misserfolgsrate und damit der vorzeitige Verlust des *orthodontischen* Mini-Implantats oder die iatrogene Verletzung von Nachbarstrukturen im Vergleich zu *dentalen* Implantaten hoch.[50, 55-57]

Die korrekte Position des kieferorthopädischen Mini-Implantats ist enorm wichtig, wobei unterschiedliche Faktoren, wie die Nähe zu Zahnwurzeln, die Dicke des Weichgewebes, der vorhandene Knochen und andere anatomische Voraussetzungen eine Rolle bei der Auswahl des Implantationsortes spielen. [58]

Die Stabilität von *orthodontischen* Mini-Implantaten wird unter anderem von der Art derselben beeinflusst, der Mundhygiene des Patienten, Vorerkrankungen, der *Gingiva* des Patienten, Zeitpunkt, Richtung, Ausmaß der Belastung und des Insertionsvorgangs.[17]

Studien zeigten, dass das *interradikulare* Inserieren von *orthodontischen* Mini-Implantaten verglichen mit der *bukkalen* oder *palatinalen* Insertionsstelle eine erhöhte Gefahr von Misserfolgen birgt, die wahrscheinlich mit den intrinsischen Eigenschaften der gewählten Stelle, der Knochenqualität und dem interradiikulären Raum einhergeht. Zusammengenommen können diese Faktoren zu einer Verringerung der Primärstabilität führen, was ein Versagen der *orthodontischen* Mini-Implantate zur Folge und erhebliche Auswirkungen auf die Kontrolle der Verankerung hat.[50, 57] Eine Studie ergab, dass die Primärstabilität von dem Durchmesser der Vorbohrung, dem Insertionsdrehmoment sowie der Insertionstiefe abhängt.[39] Allerdings zeigte eine weitere Untersuchung, dass der Durchmesser von *orthodontischen* Mini-Implantaten das entscheidende geometrische Merkmal der *orthodontischen* Mini-Implantate selber ist, ist in Bezug auf die daraus entstehende Primärstabilität. [59] Auch hängt die Erfolgsrate der Insertion mit der Länge des *orthodontischen* Mini-Implantats zusammen. Hier stellte sich heraus, dass die Tiefe der Insertion von größerer Bedeutung war als ihre Position oder die Länge des *orthodontischen* Mini-Implantats. Als Mindesttiefe wurden 6 mm empfohlen.[6, 60]

Insbesondere bei jugendlichen Patienten wird von einigen Autoren aufgrund der unvollständigen Verknöcherung der *Sutura palatina mediana* empfohlen, eine *mediane* Insertion zu vermeiden.[61] Bis heute wird dieser Aspekt jedoch kontrovers diskutiert.

Von einigen Autoren wird angemerkt, dass ein Mangel an Genauigkeit der Insertion bei der Implantation zur Beschädigung von Nachbarzähnen oder dem vorzeitigen Verlust der *orthodontischen* Mini-Implantate führen könnte.[62-64] So ist eine der häufigsten Komplikationen, von der berichtet wird, die iatrogene Verletzung benachbarter Wurzeln oder des *parodontalen Ligaments*, da hier die Prognose des betroffenen Zahns negativ beeinflusst werden kann.[65]

1.6 Insertionsschablonen

Insertionsschablonen können in der Kieferorthopädie als Einbringhilfe für *orthodontische* Mini-Implantate eingesetzt werden. Sie sind individualisierbar und auf unterschiedliche Arten herstellbar. Sie können auf Gipsmodellen hergestellt oder auch mit Hilfe von Intraoralscannern und 3D-Bildgebungsverfahren sowie *CAD* (Computer aided design) Software modelliert und gedruckt werden.[66-68] Die Herstellung von Insertionsschablonen kann zum einen in einem

analogen Workflow aus Kunstharzen und Silikonen oder aus Tiefziehfolien erfolgen [69, 70] oder sie können mittels 3D-Druckverfahren hergestellt werden, wobei hier zumeist ebenfalls Resine zum Einsatz kommen.[71]

Hier ist es möglich, entweder im Rahmen der vollständigen Navigation Führungshülsen in die 3D gedruckten Bohrschablonen einzulassen oder sie können ohne Führungshülsen in der teilgeführten Navigation verwendet werden. Laut einer Studie schien die Verwendung von Metallhülsen allerdings keine Verbesserung der Genauigkeit des Insertionsvorgangs zu erzeugen.[72] Bei kieferorthopädischen Implantaten wird zumeist auf Führungshülsen verzichtet und lediglich auf eine friktionsfreie Gestaltung geachtet, wobei meist ein fully-guided Konzept zum Einsatz kommt.

Ziel der Insertionsschablonen ist beispielsweise das Sicherstellen der Parallelität beim Inserieren sowie die korrekte Platzierung im Knochen[68]

1.6.1 Vorteile von Insertionsschablonen

Verschiedene Studien konnten bisher die Vorteile von Insertionsschablonen beim Einbringen von *orthodontischen* Mini-Implantaten belegen.[73, 74]

Studien haben gezeigt, dass *TADs*, die mithilfe von Schablonen eingesetzt werden, im Vergleich zu herkömmlich eingesetzten *TADs* geringere Misserfolgsraten und eine höhere Stabilität aufweisen. Zudem ergab eine Untersuchung, dass bei freihändig eingesetzten Implantaten der Insertionswinkel im Durchschnitt um $7,63^\circ$ abweicht, während bei der Verwendung von Bohrschablonen eine Abweichung von nur $2,19^\circ$ festgestellt wurde. Auch die *laterale* Abweichung am *koronalen* Ende des Implantats lag im Durchschnitt bei 0,42 mm bei Verwendung einer Bohrschablone, während sie ohne Schablone bei 1,27 mm lag. Auch erfahrene Behandler können durch den Einsatz einer Bohrschablone eine höhere Vorhersehbarkeit und Genauigkeit erreichen.[75] Des Weiteren können Einbringhilfen dazu dienen, Klinikern die Ungewissheit in Bezug auf Einbringrichtung, Position und Einbringtiefe zu nehmen und es so auch unerfahrenen Behandlern ermöglichen, *orthodontische* Mini-Implantate zu verwenden. Gleichzeitig erlaubt die computerassistierte Platzierung von *orthodontischen* Mini-Implantaten mit Hilfe einer Einbringschablone die Behandlung in einer einzelnen Sitzung. Somit kann die Apparatur in der gleichen Sitzung eingebracht werden.[76, 77] Der Einsatz von Schablonen wird mit einer präziseren Insertion von Mini-Implantaten, geringeren Misserfolgsraten und einer verbesserten Implantatstabilität assoziiert.[40] Es wurde zudem festgestellt, dass zahngetragene Schablonen im Vergleich zu schleimhautgetragenen eine

höhere Präzision bieten.[40, 41] Untersuchungen haben ergeben, dass auch die Qualität des intraoralen Scanners oder der Röntgenbildquelle die Präzision bei der geführten Implantat-Insertion beeinflussen kann.[5, 74] Eine *In-vitro*-Studie konnte darstellen, dass bei *dentalen* Implantaten die computergestützte statische Navigationstechnik die Genauigkeit der Platzierung beeinflusst und eine niedrigere Abweichung als die konventionelle Freihandtechnik zeigt.[78] Insbesondere beim Platzieren zwischen benachbarten Wurzeln ist eine röntgenologische Abklärung inklusive einer Insertionsschablone ratsam, um die benachbarten Strukturen zu schonen.[79] Daher wird die Verwendung einer Insertionsschablone empfohlen, um Wurzelkontakt oder Verletzungen zu vermeiden. Vor allem bei *palatinal impaktierten* Eckzähnen oder *retinierten* Zähnen und der Platzierung von *orthodontischen* Mini-Implantaten zwischen dem ersten *Molaren* und dem zweiten *Prämolaren* können durch die Verwendung von Insertionsschablonen nicht nur Wurzelverletzungen vermieden, sondern auch die Erfolgsquoten verbessert werden.[80]

Die genaue Platzierung eines *orthodontischen* Mini-Implantats durch eine Insertionsschablone wird durch viele Studien belegt[77, 81] und ist damit das sicherste Mittel, um eine präzise Insertion sicher zu stellen.[82, 83] Darüber hinaus kann der Einsatz einer Insertionsschablone zu einer idealen Knocheninsertionstiefe und Parallelität zwischen mehreren *orthodontischen* Mini-Implantaten und somit zu einem vorhersehbaren Ergebnis beitragen.[68]

1.6.2 Nachteile von Insertionsschablonen

Der Einsatz von Insertionsschablonen ist nur mit wenigen Nachteilen verbunden, dennoch muss erwähnt werden, dass er einhergeht mit zusätzlichen Kosten und Aufwand[76] und dass auch mit Insertionsschablonen inserierte Implantate Abweichungen unterliegen können. Faktoren, die dazu beitragen, sind unter anderem Ungenauigkeiten beim Scannen und im Bereich der dreidimensionalen radiologischen Bildgebung (DVT – digitale Volumentopografie) sowie Fehler im Rahmen des Drucks der Insertionsschablone. Zuletzt kann auch der Behandler selbst zu Abweichungen beitragen,[84] weil beispielsweise durch den Einsatz einer Insertionsschablone Sicht und Zugang des Behandlers eingeschränkt sein können und es dadurch zu Komplikationen kommt. Überdies ist es möglich, dass eine Insertionsschablone während des Einsatzes frakturiert.[85]

Der Insertionsschablone darf deshalb nicht blind vertraut werden und es bleibt für den Behandler zu beachten, dass bei ihrer Verwendung ein erhöhter Widerstand auf einen Wurzelkontakt hinweisen könnte und der Inserierungswinkel angepasst werden muss.[86]

1.6.3 3D-gedruckte Insertionsschablonen

Die wohl am weitesten verbreitete Möglichkeit der Herstellung von Insertionsschablonen ist neben den herkömmlichen Frästechniken der 3D Druck. Hier hat die Industrie seit der Mitte der 80er große Fortschritte gemacht. Bereits 1986 entwarf Charles Hull den ersten Stereolithografie-(SLA) Drucker und Scott Crump meldete bereits 1989 das erste Patent für einen *Fused Deposition Modelling* (FDM)-Drucker an. Heute kann man neben den häufig verwendeten FDM und dem Laser-Sinter Verfahren die *Vat Polymerization*, Druckverfahren mit flüssigem Resin, in SLA (Stereolithografie), DLP (*Direct Light Processing*) sowie LCD (*Liquid Crystal Display*) einteilen.

Bei SLA Druckverfahren wird das flüssige Resin mithilfe von Spiegeln und Lasern im Resinbecken (*Vat*) auf der Bauplattform (Buildplate) gehärtet. Bei DLP Druckverfahren sorgt das UV-Licht des Digital Micromirror Device (DMD) innerhalb des Projektors für das Aushärten des Resins im Resinbecken auf der Bauplattform. LCD-Druckverfahren senden ebenfalls Ultravioletten (UV)-Licht aus. Dieses entstammt in diesem Fall einer Light Emitting Diode (LED)-Lampe mit einem nachgeschalteten LCD-Bildschirm, der das Bild des durchgelassenen UV-Lichtes kontrolliert.

Insertionsschablonen lassen sich sehr effektiv und präzise durch 3D-Druckverfahren herstellen.[87] Dabei können diese auch auf Desktop 3D-Druckern aus Resin-basierten Materialien hergestellt werden.[88] Dadurch ist es möglich, präzise Insertionsschablonen sowohl zeitnah als auch zu relativ kleinen Kosten zu produzieren.[89] Es wurde unter anderem berichtet, dass in Zahnlaboren hergestellte Insertionsschablonen immer noch zwischen 275-700 US-Dollar kosten würden, wobei die Kosten der Selbstherstellung auf etwa 20-70 US-Dollar geschätzt wurden mit initialen Investments von etwa 7000 US-Dollar für den Drucker und wiederum 2000-3000 US-Dollar für die Planungssoftware. Einzig der hohe technische Aufwand und das Aneignen des nötigen Wissens sowie eine kurze Einarbeitungszeit wurden hier als initiale Hindernisse erwähnt.[84]

Im *Rapid-Prototyping* wird eine Insertionsschablone in einer CAD Software entworfen, die die ideale Position der *orthodontischen* Mini-Implantate widerspiegelt und die direkt mit einem 3D Drucker hergestellt werden kann. Ebenfalls ist es möglich, hier die *orthodontische* Apparatur zu entwerfen und ebenfalls im CAD-CAM (*Computer-Aided Design-Computer-Aided Manufacturing*) Verfahren zu produzieren.[76] In den vergangenen Jahren ist die Entwicklung der Desktop 3D-Drucker stetig vorangeschritten. Es wurde möglich, die mit verfügbaren *Open Source* Programmen oder mit proprietärer Software als Medizinprodukten erstellten Insertionsschablonen sowohl kostengünstig als auch schnell in der Praxis selbst zu drucken.[87]

Es ist davon auszugehen, dass die weiteren Fortschritte sowohl bei den Herstellern der *Desktop* 3D-Drucker als auch bei den diversen *CAD*-Softwareanbietern die Kosten weiter senken werden.

1.6.4 Sterilisation

Sterilisationsverfahren lassen sich in vier große Kategorien einteilen: Trockene Hitze (Öfen), Dampf und Druck (Autoklaven), chemische Sterilisation (Formaldehyde oder Glutaraldehyde) sowie Strahlung (Beta- oder Gammastrahlung). Insertionsschablonen gelten nach EU-Recht als Medizinprodukte (kritisch A) und müssen vor ihrem Einsatz sterilisiert werden. Deshalb kommen zur Herstellung nur solche Kunststoffe zur Anwendung, die die nötigen Anforderungen erfüllen. Für die meisten auf dem Markt erhältlichen Kunststoffe trifft dies zu.[90]

Diese Klassifizierung verpflichtet Hersteller dazu, Materialien und Verfahren einzusetzen, die den Sterilisationsanforderungen standhalten, ohne die Sicherheit oder Funktionalität der Schablonen zu beeinträchtigen.

Für die Herstellung von Insertionsschablonen kommen daher ausschließlich Kunststoffe zum Einsatz, die sterilisationstauglich sind und nachweislich ihre Formstabilität und mechanischen Eigenschaften auch nach einer Sterilisation behalten. Übliche Materialien sind biokompatible photopolymere Resine, die speziell für die Autoklaven-Sterilisation oder andere Methoden zertifiziert sind. Die Auswahl des Materials richtet sich neben der Biokompatibilität auch nach den Anforderungen an Dimensionsstabilität und Oberflächenbeschaffenheit. Hier zeigten diverse unterschiedliche Materialien in Studien unterschiedliches Verhalten auf den Sterilisationsprozess. [91],

1.7. Ziele der Arbeit

Da Insertionsschablonen am Patienten zum Einsatz kommen und die Auswirkungen der verschiedenen Sterilisationsverfahren auf die Formstabilität von 3D-gedruckten Insertionsschablonen bislang nur unzureichend untersucht sind, wurden in dieser Studie die Einflüsse unterschiedlicher Resin- und Druckerkombinationen sowie verschiedener Autoklavenprogramme systematisch analysiert. Ziel der Arbeit war es, sowohl den Einfluss des Druckprozesses als auch die Auswirkungen der Sterilisation auf die Dimensionsstabilität von 3D-gedruckten Insertionsschablonen zu bestimmen. Dabei lag der Fokus speziell auf *orthodontischen* Insertionsschablonen.

Die Originalität dieser Untersuchung liegt insbesondere in der gezielten Betrachtung des von Insertionsschablonen für *orthodontische* Mini-Implantate. Während bisherige Studien häufig allgemeine chirurgische Schablonen betrachteten, adressiert diese Arbeit das besondere Schablonendesign, dass für die erfolgreiche Anwendung und sichere Verankerung von Mini-Implantaten in der Kieferorthopädie notwendig ist. Damit trägt die Studie wesentlich zur Verbesserung der klinischen Zuverlässigkeit und Anwendbarkeit dieser patientenspezifischen Hilfsmittel bei.

2. PUBLIZIERTE ORIGINALARBEIT

Samuel David | Mira Hüfner | Nicole Rauch | Robert Kerberger | Dieter Drescher | Giulia Brunello | Kathrin Becker, (2025), Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D Printed Guides for Orthodontic Mini-Implant Insertion – An In Vitro Study, Clinical and Experimental Dental Research (Volume 11, Issue 1, e70111. doi: 10.1002/cre2.70111. Erratum in: Clinical and Experimental Dental Research 2025 (Volume 11, Issue 1, e70125)

ORIGINAL ARTICLE OPEN ACCESS

Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D-Printed Guides for Orthodontic Mini-Implant Insertion – An In Vitro Study

Samuel David¹ | Mira Hüfner¹ | Nicole Rauch² | Robert Kerberger³ | Dieter Drescher¹ | Giulia Brunello^{2,3,4} | Kathrin Becker³

¹Department of Orthodontics, University Hospital of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany | ²Department of Oral Surgery, University of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany | ³Department of Orthodontics and Dentofacial Orthopaedics, Charité - Universitätsmedizin, Freie Universität Berlin and Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Germany | ⁴Department of Neurosciences, School of Dentistry, University of Padua, Padua, Italy

Correspondence: Giulia Brunello (giulia.brunello@med.uni-duesseldorf.de)

Received: 24 May 2024 | **Revised:** 16 February 2025 | **Accepted:** 25 February 2025

Funding: The authors received no specific funding for this work.

Keywords: 3D printing | insertion guide | micro-CT | optical 3D scanner | sterilization

ABSTRACT

Objectives: This study aimed to assess the effect of the printing process itself and steam autoclaving on the geometrical stability of 3D-printed guides for mini-implant insertion.

Material and Methods: Fifty guides ($n = 10$ per group) were printed with five printer/resin combinations (PRCs) from the same STL file using either digital light processing (DLP/EG, DLP/Next, DLP/Opti), desktop stereolithography (SLA/DSG) or liquid crystal display stereolithography printers (LCD/Amber). Half were sterilized by steam autoclaving with Cycle 1 (121°C, 1 bar, 20.5 min), half with Cycle 2 (134°C, 2 bars, 5.5 min). Before (T0) and after sterilization (T1) the guides were scanned with a structured light 3D scanner, and selected guides also with micro-CT for validation. Linear measurements were performed in three axes on STL, and on T0 and T1 scans. Linear mixed-effects models were used, followed by post-hoc tests in case of significance.

Results: Measurements at T0 and T1 differed significantly from STL in both x - and y -axis (4 and 3 PRCs, respectively) ($p < 0.05$); in z -axis only DLP/Next showed significant differences between T0 and STL ($p < 0.001$). The comparison between T0 and T1 revealed significant differences in x -axis for DLP/Next and DLP/Opti after Cycle 1 and Cycle 2, respectively ($p < 0.05$), while in the y -axis no intra-group difference was recorded. In the z -axis all PRCs except for SLA/DSG exhibited significant shrinkage (for Cycles 1 or 2). Differences between the two cycles at T1 were registered only in z -axis (DLP/Next and LCD/Amber).

Conclusions: Compared with the original, all PRCs except for SLA/DSG presented significant changes in their dimensional stability owing to the printing process itself and/or the sterilization. If these changes are of clinical significance, they remain to be verified.

Clinical Relevance: With the utilized design, the guides fabricated with SLA provided lower dimensional changes as compared to the ones produced by the other printing techniques.

Samuel David and Mira Hüfner contributed equally to this article.

Giulia Brunello and Kathrin Becker contributed equally to this article.

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) License, which permits use, distribution and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2025 The Author(s). *Clinical and Experimental Dental Research* published by John Wiley & Sons Ltd.

1 | Introduction

Since their first conception in 1989 (Arthur and Berardo 1989), orthodontic mini-implants have been successfully used for a variety of indications, including tooth intrusion, extrusion, or molar distalization, with a reduced need for patient compliance. Meanwhile, mini-implants offer a form of anchorage that does not involve other teeth and does not lead to undesired movement of the anchorage unit (Leo et al. 2016; Li et al. 2020; Magkavali-Trikka et al. 2018).

The correct position of orthodontic mini-implants is of great importance and factors such as root proximity, bone support and soft tissue thickness contribute to the selection of an ideal implant site (Shinohara et al. 2013). Several studies have reported that a lack of accuracy during the insertion process of orthodontic mini-implants could lead to the damage of adjacent teeth as well as to undesired implant loss (Mihit Mihit et al. 2023; Reynders et al. 2009). Even experienced clinicians could profit from computer-guided implant placement (Vermeulen 2017), which also offers orthodontics the chance to place the mini-implants and the orthodontic appliance, designed based on the digital planning, in a single session (Wilmes et al. 2019).

The evaluation of the insertion pathway is needed to minimize the risk of iatrogenic damages to the neighboring structures (Giudice et al. 2021; Inchingolo et al. 2023). Despite the currently available low-dose scanning protocols of CBCT scans, it is preferable not to expose especially young patients to ionizing radiations, if not strictly necessary (Scarfe 2012). This has led to the search for a safe space in the palate for the insertion without the need for routine cone beam computed tomography (CBCT) examinations. The so-called T-Zone is assumed to be an ideal area for mini-implant insertion in the anterior palate with sufficient available bone of adequate density and low risk for iatrogenic damage (Becker et al. 2019). The T-Zone consists of a T-shaped area in the anterior palate located posteriorly to the palatal rugae. This T-Zone allows for the insertion of mini-implants either in the median or paramedian area (Wilmes et al. 2016). Suitable sites for the insertion of mini-implants were also identified about 2–5 mm from the alveolar crest in the palate between the second premolar and the first molar (Poggio et al. 2006), as well as in the area between the lateral incisor and the first premolar (Alsamak et al. 2013). Nonetheless, the correct placement and angulation of the mini-implants is fundamental to guarantee the safety of the procedure. Recent studies have shown the advantages of using insertion guides for orthodontic mini-implants in the anterior palate over free-hand placement (Kniha et al. 2021). Guides are associated with an increase in accuracy in the mini-implant insertion, lower failure rates, and increased implant stability (Jedliński et al. 2021). In addition, it has been reported that tooth-borne guides are more precise compared to mucosa-borne ones (Jedliński et al. 2021; Möhlhenrich et al. 2019). Studies have shown that the quality of intraoral scanner or cone beam computed tomography (CBCT) scanners could also have an effect on the precision of guided implant insertion (Gimenez et al. 2015; Tadinada et al. 2015).

Complications and difficulties can arise when using insertion guides, such as limited access and visibility due to the presence of the guide, or the fracture of the guide itself (Sicilia and

Botticelli 2012). Guides are commonly produced by desktop 3D printers utilizing resin-based materials (D'haese et al. 2017), but CAD/CAM milling is reported to offer similar levels of transfer accuracy (Schwärzler et al. 2024). This offers the possibility to fabricate precise insertion guides in a timely manner and at a relatively low cost (Deeb et al. 2017). The majority of the resins available for this purpose fulfills the necessary requirements to be used as guides for implant placement. Indeed, these guides qualify under US and EU law as Medical Devices (IA/critical A), and thus their sterilization is required before usage (Regulation [EU] 2017; Rutala et al. 2008). In a previous study of our group, autoclaving process seemed to have an effect on the mechanical properties of the 3D-printed guides (Kirschner et al. 2022), and changes in the Vickers hardness were registered after autoclaving for several tested materials. Nevertheless, changes in flexural modulus were detected only for one material out of five tested, which presented a significant decrease in the flexural modulus only when using the highest temperature and pressure and not after autoclaving at 121°C and 1 bar for 20.5 min. However, the influence of autoclaving parameters on the dimensional stability of the insertion guides produced with those printer/resin combinations (PRCs) remains to be investigated.

We have previously assessed the impact of autoclaving on the dimensional stability of 3D-printed guides for dental implant insertion in a study with the same design as herein (Hüfner et al. 2024). Thus, the present study may be considered somehow repetitive. Nevertheless, there are not only major differences between orthodontic and dental implants (e.g., dimensions, installation, location, and related template shape) but also implantology and orthodontics have a different readership, and orthodontists would most probably not consider a paper on surgical guides relevant; this, in turn justified the current study.

Therefore, the null hypothesis was that the printing process and the sterilization via autoclaving had no significant influence on the dimensional stability of 3D-printed resin-based mini-implant insertion guides. Therefore, this study aimed to evaluate the influence of the printing process and of steam autoclaving parameters on the dimensional stability of the insertion guides, manufactured using different combinations of resin materials and printing methods.

2 | Methods

The article is reported in compliance with the modified Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) guidelines for reporting in vitro studies on dental materials (Appendix 1) (Faggion 2012).

2.1 | Design of an Insertion Guide for Orthodontic Mini-Implants

A maxillary model (Frasaco GmbH, Tatt nang, Germany) was scanned with an intraoral scanner (3Shape TRIOS, Copenhagen, Denmark) and an insertion guide for orthodontic mini-implants was designed on the resulting STL file using Blender (Stichting Blender Foundation, Amsterdam, Netherlands)

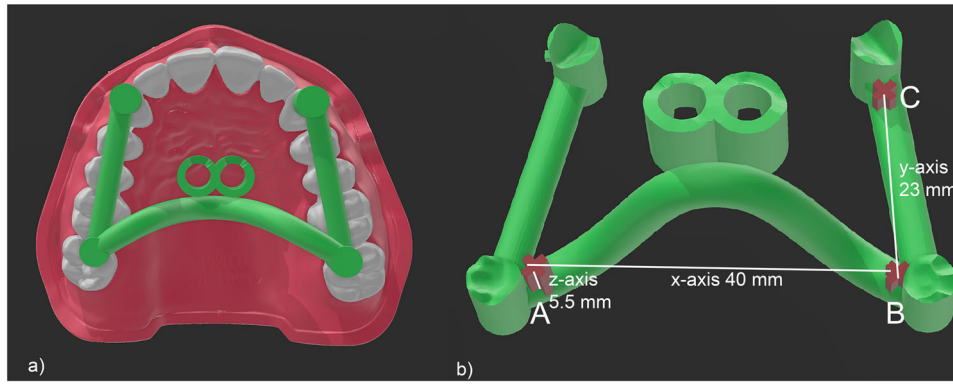


FIGURE 1 | (a) Scanned maxillary model with insertion guide. (b) Computer-aided design (CAD) model of the designed insertion guide. The three markers (A, B, C) and the distances for x-, y-, and z-axis are indicated in white.



FIGURE 2 | Representative image of a 3D-printed guide.

(Figure 1). Three cross-shaped markers (A, B, C) were added to the 3D model of the insertion guide using the software 3D Builder (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) to enable the measurement of possible dimensional changes after autoclaving. The markers A, B, and C were designed so that the distances between them were the following: A–B = 40 mm, B–C = 23 mm, A height = 5.5 mm.

2.2 | 3D Printers and Resins

50 skeletonized insertion guides for orthodontic mini-implants were printed with five different PRCs ($n = 10$ per group) starting from the same guide design (Figure 2), as summarized in Table 1. Three different digital light processing (DLP) printers, one desktop stereolithography (SLA) printer, and one liquid crystal display stereolithography (LCD-SLA) printer were utilized. All printer/resin combinations were printed at a layer height of 100 μm except for DLP/EG at a layer height of 50 μm . All investigated guides were printed parallel to the print bed with their intaglio surfaces facing away from the print bed. The respective manufacturers' post-processing guidelines were followed for all materials. All guides were cleaned in a 99.9% isopropyl alcohol solution and subsequently post-cured for 10 min.

All the resins but one (i.e., DLP/EG) were authorized by the manufacturers for steam autoclaving and printing with the printer used. DLP/EG was authorized by the manufacturer for immersion disinfection but not for steam autoclaving.

2.3 | Sterilization Process

All templates were sterilized by vacuum steam autoclaving (Vacuklac 44-B, MELAG oHG, Berlin, Germany). To assess the effect of autoclaving parameters (i.e. temperature pressure, and time), half of the templates ($n = 5$ per group) were sterilized at 121°C, 1 bar and 20.5 min (Cycle 1), whereas the other half at 134°C, 2 bar and 5.5 min (Cycle 2).

2.4 | Structured Light 3D Scanning

Before (T0) and after (T1) autoclaving, all templates were scanned using a structured light 3D scanner (Freedom UHD, DOF Inc. Seoul, South Korea) with an accuracy of 7 μm , using the triangulation method.

The markers (A, B, C) displayed in the 3D models were used as measuring points to determine changes in the 3D geometry by one blinded examiner (S.D.) using Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Netherlands) (Blender Online Community 2018) (Figure 3).

Changes within the x-axis were monitored by measuring the distance between the lateral concave vertex of the cross-shaped marker A and the mesial concave vertex of the cross-shaped marker B (both positioned in the molar zone, as shown in Figure 1). Regarding the y-axis, changes were monitored by measuring the distance between the posterior concave vertex of the cross-shaped markers B and the posterior concave vertex of the cross-shaped marker C (positioned in close proximity to the canine stop, as shown in Figure 1). The height of marker A on the orthodontic mini-implant templates was used to measure changes in the z-axis. All the measurements were performed before (T0) and after (T1) autoclaving, as well as in the original STL files.

2.5 | Microcomputed Tomography (Micro-CT) and Image Processing

To validate the structured light 3D (SL) scanning measurements, 2 templates per group were scanned with a micro-CT scanner (VivaCT 80, Scanco Medical AG, Brüttisellen, Switzerland) before and after autoclaving (T0 and T1, respectively). The scans were

TABLE 1 | Details of the 3D printers, resins, and post-processing methods used in the five groups.

Group acronym ^a	Printing method	3D Printer	Resin materials	Resin	Manufacturer(s)	Post-processing
DLP/EG	DLP	Micro Plus XL	Acrylate/methylacrylated oligomers and monomers, photo initiators, colorants/dyes and absorbers	E-Guide	Envisiontec Inc. Dearborn, MI, USA	Otoflash G171 (NK-Optik) 2 × 1000 flashes once each side under inert nitrogen gas
DLP/Next	DLP	NextDent 5100	Monomer based on acrylic esters, ethoxylated bisphenol A, Methacrylic oligomer, Phosphine oxide	NextDent SG	Vertex-Dental B.V., Soesteborg, Netherlands	RS cure (Rapidshape) 10 min
DLP/Opti	DLP	ASIGA MAX	Bifunctional methacrylate, phosphine oxide	Optiprint Guide	Pluradent GmbH & Co. KG, Offenbach, Germany (printer); dentona AG, Dortmund, Germany (resin)	Otoflash G171 (NK-Optik) 2 × 2000 flashes once each side under inert nitrogen gas
SLA/DSG	SLA	Form 3	Ethoxylated bisphenol A dimethacrylate, 7,7,9(or 7,9,9)-trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxo-5,12-diazahexadecane-1,16-diyl bismethacrylate, phenyl bis(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphine oxide	Dental SG	Formlabs Inc. Sommerville, MA, USA	Form Cure (Formlabs) 10 min at 60°C
LCD/Amber	LCD-SLA	Slash Plus	Acrylate monomer, acrylate oligomer, photo initiator(s)	zSG Amber	UniZ Technology LLC., San Diego, CA, USA	U Cure (Uniz) both sides 1 min level 2

Abbreviations: DLP, digital light processing; LCD-SLA, liquid crystal display stereolithography; SLA, stereolithography.
^an = 10 per group.

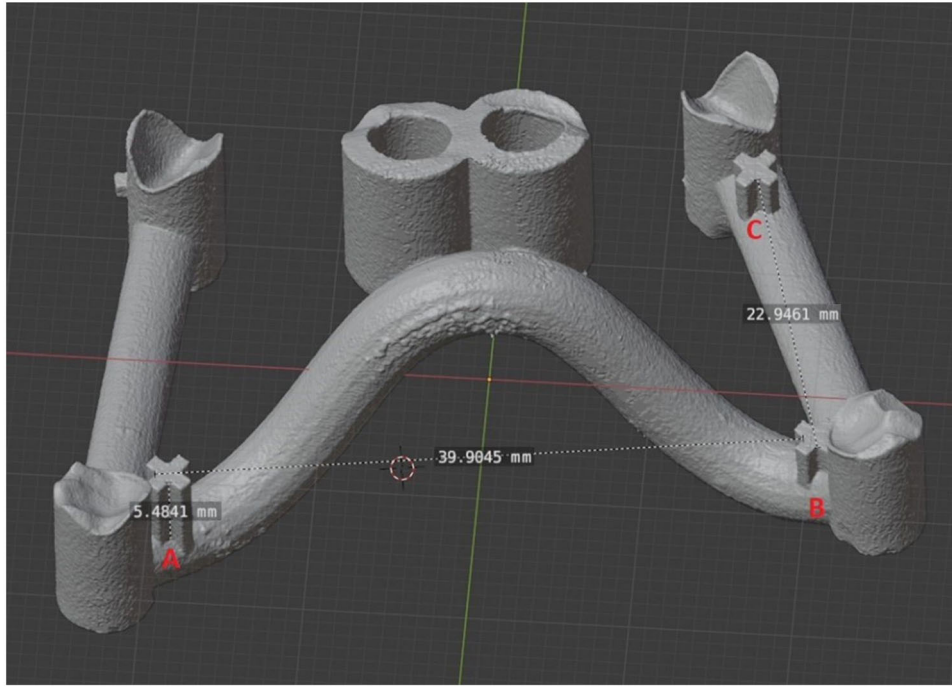


FIGURE 3 | Representative image of measurement collection.

performed at 45 kVp, 88 μ A, and 107 ms integration time and reconstructed to a nominal isotropic voxel size of 39 μ m. Conversion to STL was performed using an internally programmed script based on Image Processing Language (IPL) (Scanco Medical AG, Brüttisellen, Switzerland). First, in the `uct_evaluation` software (Scanco Medical AG), the outer boundaries of the templates were roughly drawn in the form of a volume of interest (VOI) by two trained observers (R.K./N.R.). The script, then, segmented the templates within the VOI with a threshold of 4.2% and the segmented image was converted to an STL file.

The segmented guides were exported as STL files and evaluated in Blender (Blender Foundation) (Blender Online Community 2018). The same distances from A to B and B to C, as well as the height of A in z-axis, were measured. These measurements were used to compare the relative distances for micro-CT and their respective SL scan counterpart to assess the reliability of the SL scans, not to evaluate the accuracy of the 3D scanning itself.

2.6 | Intrarater Reliability

All micro-CT and SL scans were measured by one trained and blinded observer (S.D.). Measurements were performed on micro-CT scans of 10 guides (two for each printer/resin combination), which were re-measured after 2 and 3 weeks from the first assessment. The procedure was carried out for both T0 and T1 micro-CT scans. The respective SL scans were re-measured at 12 and 13 weeks after the first measurement.

2.7 | Statistical Analysis

Data was analyzed using the open-source program R (R Core Team 2022) and boxplots were created for descriptive purposes with the R package `ggplot2` (Wickham 2016). A convenient

sample size was selected based on previous publications on the topic (Bayarsaikhan et al. 2021; Pop et al. 2022). To assess the reliability of the SL scanning/manual measurements, intraclass correlation coefficients (ICC) were calculated for the repeated measurements. The Bland Altman analyses were performed for method comparison between SL and micro-CT measurements (Datta 2017). The ICC was computed to assess intra- and inter-observer agreement. For each of the five resin/printer combinations, the dimensional values (mean $\pm$ standard deviation) in the three axes of the printed guides before (T0) and after autoclaving (T1) were calculated. To assess if there were dimensional alterations per axis among the different time points (i.e., original STL, printed guides at T0 and T1), linear mixed-effects analyses were carried out with the R package `lme4` (Bates et al. 2015). The dimensional values of the original STL file, of the printed guides before (T0) and after autoclaving (T1 – Cycle 1, T1 – Cycle 2) were entered as fixed effects into the model. For random effects, intercepts for the guides were defined. Likelihood-ratio tests were used to obtain P values by comparing the model with and without the effect in question. When significant, a Tukey post-hoc test was conducted using the `glht`-package (Hothorn et al. 2008). No obvious deviation from homoscedasticity or normality was revealed at visual inspection of residual plots. Statistical significance was set at a P value of 0.05.

3 | Results

Details on the adherence to the modified CONSORT criteria (Faggion 2012) are shown in Appendix 2.

3.1 | SL Scan Reliability

The correlation coefficient between measurements performed on micro-CT and SL scans resulted to be 0.999 (95% CI:

0.999–1.0, $p < 0.001$) (ICC: 1, $p < 0.001$), thus confirming the high reliability of the measurements. In one SL scan of the LCD/Amber combination (at T0) the markers on the guide were not clearly detectable, even after numerous attempts. Therefore, this SL scan and related micro-CT scan could not be considered for the analysis.

3.2 | Intrarater Reliability

For repeated measurements of SL scans the correlation coefficient amounted to 1 ($p < 0.001$). Similarly, the correlation coefficient for repeated measurements performed on micro-CT scans resulted equal to 1 ($p < 0.001$).

3.3 | Dimensional Changes

Dimensional values recorded in the three axes are presented in Figure 4 and Table 2.

When comparing the original STL to the scans taken at T0 and T1, only SLA/DSG exhibited no significant changes in any axis. All the remaining four printer/resin combinations showed significant changes in the x -axis ($p < 0.001$). Two printer/resin combinations (DLP/EG and LCD/Amber) showed significant changes in the y -axis ($p < 0.001$), and DLP/Next in the z -axis ($p < 0.001$).

As reported in Table 2, when comparing STL to T0, four guides presented significant expansion in the x -axis, two in the y -axis

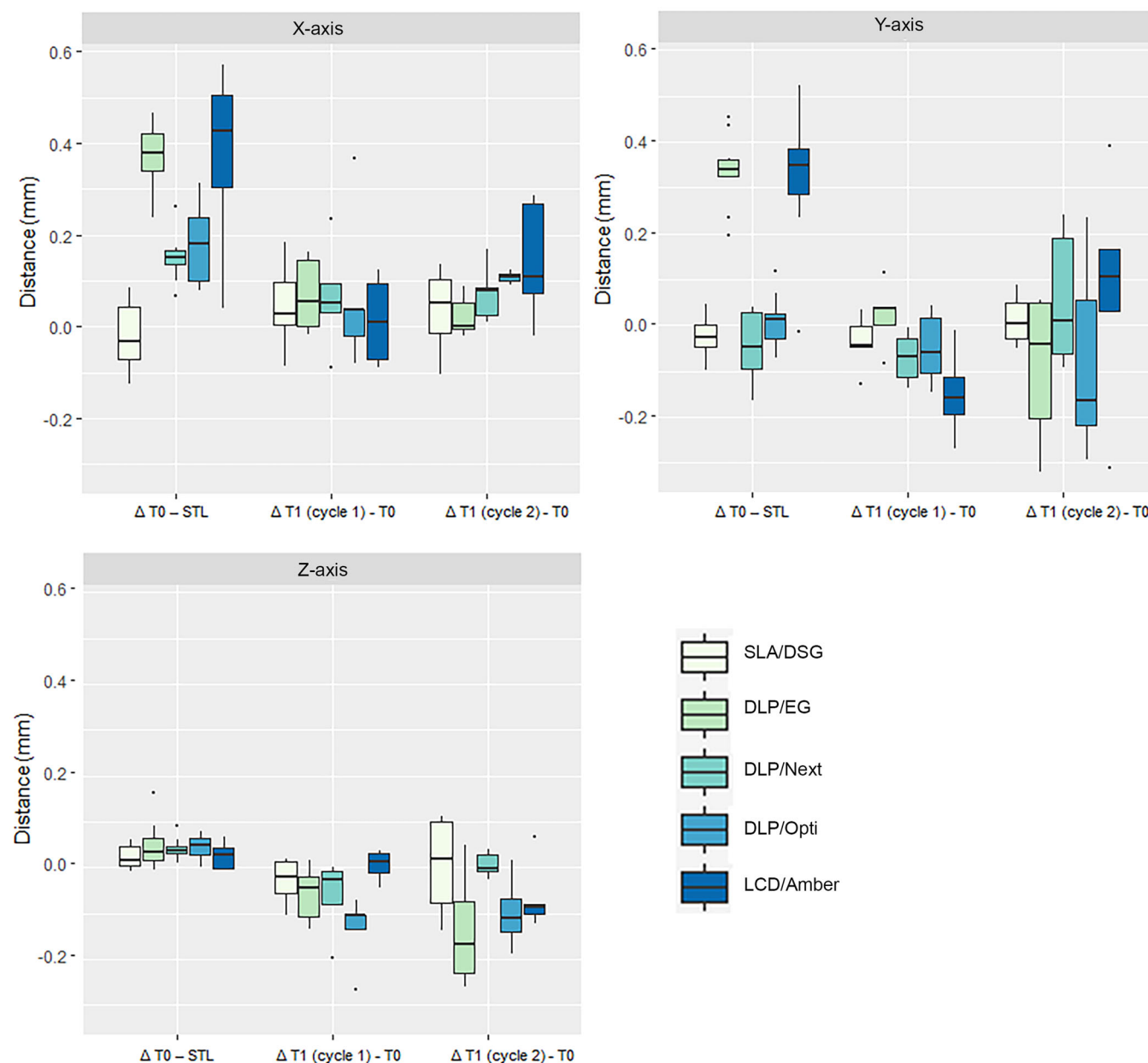


FIGURE 4 | Dimensional changes in the three axes between the original.stl file (STL) and the printed guides before (T0) and after (T1) autoclaving.

TABLE 2 | Dimensional values (mm) in the three axes of the original STL file and of the 3D-printed guided before (T0) and after autoclaving (T1).

Group	Axis	Original STL	T0	T1 (Cycle 1) ^a	T1 (Cycle 2) ^a	p values between time points/cycles
DLP/EG	x	39.97***1,2,3	40.35***1	40.39***2	40.39***3	< 0.001***
	y	23.07***1,2,3	23.41***1	23.43***2	23.33***3	< 0.001***
	z	5.51	5.56*	5.48	5.44*	0.026*
DLP/Next	x	39.97***1,2,3	40.12***1,*	40.21***2,*	40.17***3	< 0.001***
	y	23.07*	23.03	22.96*	23.09	0.048*
	z	5.51*1,2	5.55*1,**1	5.49**1,2	5.55*2,**2	< 0.001***
DLP/Opti	x	39.97***1,2,3	40.15***1,*	40.23***2	40.31***3*	< 0.001***
	y	23.07	23.08	23.05	22.99	0.240
	z	5.51*	5.55***, **	5.43***, *	5.44**	< 0.001***
SLA/DSG	x	39.97	39.95	39.99	39.99	0.598
	y	23.07	23.05	23.01	23.06	0.098
	z	5.51	5.53	5.50	5.53	0.412
LCD/Amber	x	39.97***1,2,3	40.35***1	40.44***2	40.44***3	< 0.001***
	y	23.07***1,2,3	23.40***1	23.35***2	23.39***3	< 0.001***
	z	5.51	5.53**1	5.53**2	5.47**1,2	0.003**

Note: In the outer right column, p values from likelihood-tests from mixed-effects models comparing the dimensional values among time points are reported. If significant, p values from the post-hoc test are coded with the following symbols: *p = < 0.05, **p = < 0.01, ***p = < 0.001.

^aMean ± standard deviation in mm.

and only one in the z-axis. The greatest changes ($\Delta T0 - STL$) were registered in the x- and y-axis, in particular in DLP/EG (x-axis 0.38 mm and y-axis 0.34 mm) and LCD/Amber (x-axis 0.38 mm and y-axis 0.33 mm), as seen in Table 2.

When comparing the scans taken at T0 to the ones at T1, DLP/Next showed significant expansion in the x-axis for Cycle 1 and DLP/Opti for Cycle 2. None of the resin/prINTER combinations showed significant changes in the y-axis when comparing T0 with T1 scans. Four out of the five investigated printer/resin combinations presented significant changes in the z-axis between T0 and either Cycle 1 (DLP/Next), Cycle 2 (DLP/EG, LCD/Amber), or both (DLP/Opti).

All guides but one (SLA/DSG) presented significant expansion between STL and T1 for both cycles in the x-axis. Significant differences between STL and T1 (Cycles 1 and/or 2) were detected in the y- and z-axis in three (DLP/EG, DLP/Next, and LCD/Amber) and two (DLP/Next and DLP/Opti) printer/resin combinations, respectively.

When comparing Cycle 1 to Cycle 2, significant differences were found only in the z-axis (DLP/Next, LCD/Amber).

4 | Discussion

The printing process and autoclaving were found to affect the dimensional stability of four out of five 3D-printed insertion guides. Therefore, the null-hypothesis was rejected for all PRCs but SLA/DSG. Indeed, the Dental SG resin performed the best and interestingly it was the same material selected by other authors after preliminary tests due to the absence of dimensional imbalances and material changes after sterilization at 135°C for 18.23 min (Ludwig et al. 2022). In Ludwig et al. (2022), the sterilization process resulted in an improvement in the accuracy of CAD/CAM insertion guides for mini-implant positioning. In particular, at the head of the implants, which is the most relevant position for the fitting of the pre-fabricated orthodontic appliance, the lower mean deviation of the mini-implant from the digitally planned position was observed in the sterilized group and amounted to 0.057 mm, which is considered clinically acceptable.

Several studies have demonstrated the advantages of orthodontic mini-implant placement with the use of insertion guides over a free-hand approach in terms of precision (Bae et al. 2013; Iodice et al. 2022). Also a reduced number of appointments may be needed if the appliance is inserted directly after implant placement, as reported by Wilmes et al. for maxillary molar distalization appliances (Wilmes et al. 2019).

Since these guides come in contact with the mucous membranes, blood and, eventually, bone, their sterilization is recommended before usage. The effect of sterilization on the insertion guides has attracted little attention from researchers so far. However, steam autoclaving is commonly accepted as being suitable for sterilizing 3D-printed guides (Török et al. 2020). In the present study, DLP/EG presented high dimensional changes. It is to be noted that this is the only resin among the tested materials not authorized for steam autoclaving by the manufacturer. However,

it was tested since it is commonly autoclaved in dental practices in the attempt to comply with the US and EU law for Medical Devices (IA/critical A) (European Parliament and Council, 5 April 2017; Rutala et al. 2008).

Although information derived from the field of surgical guides for the placement of dental implants can be partially transferred to orthodontic mini-implant insertion guides, there is a scarcity of studies explicitly focused on the latter. In a previous study of our group, findings were reported using the same PRCs and assessment methods but with a guide design intended for dental implant insertion (Hüfner et al. 2024). In comparison with the former one, the currently investigated insertion guide presents a slenderer skeletonized rod-like design, characterized by punctiform supporting occlusal contacts and absence of an extended structure englobing all the upper teeth with transpalatal supporting struts.

In Hüfner et al. (2024), the printing process was associated with significant dimensional changes in all the PRCs, contrary to the present study, where SLA/DSG resulted not to be affected by both the printing process and the sterilization. However, both studies registered the highest printing-correlated expansion values in both x- and y-direction using DLP/EG and LCD/Amber.

When comparing the measurements before and after autoclaving taken on the surgical guides (Hüfner et al. 2024), only the ones produced as in the DLP/EG group were not affected by the sterilization process independently of the cycle. Whereas the guides here investigated mini-implant insertion printed with the same material and method exhibited a significant shrinkage in the z-axis after Cycle 2. In detail, autoclaving-induced changes in the z-direction were noticed in all mini-implant insertion guides but one for at least one of the cycles, while in Hüfner et al. (2024) they were registered only with DLP/Next and SLA/DSG; however in both studies, the shrinkage was below 0.1 mm. Nonetheless, it has to be noted that the study design was not composed to assess the shape of an insertion template or drilling guide has an impact on dimensional changes following printing and autoclaving. Therefore, future studies are needed to study if the template design affects dimensional changes induced by to the autoclaving and 3D-printing process.

In a recent study, steam sterilization both at 121°C and 134°C was found to alter the mechanical properties of surgical guides for orthodontic implants and therefore the authors concluded that autoclaving is not a recommended method for the sterilization of insertion guides intended for mini-implant placement (Pop et al. 2022).

With the rapidly expanding catalog of available printing technologies, printers, and resins (Tian et al. 2021), it has become crucial to understand how different resins printed using compatible printers perform after sterilization. In the present study, five printer/resin combinations currently utilized in clinical practice were selected and tested. The same combinations were also investigated in a previous study of our group aiming at comparing the Vickers hardness and the flexural modulus of 3D-printed specimens specifically designed for mechanical testing (Kirschner et al. 2022). Changes in Vickers hardness were observed in 3 out of 5 groups (DLP/EG, DLP/Opti, and

SLA/DSG), while a statistically significant decrease in the flexural modulus was detected only in one group (DLP/Next) after Cycle 2. Hence, using lower temperatures and pressures and longer sterilization durations might be advisable when sterilizing 3D-printed guides (Kirschner et al. 2022).

The autoclaving-induced dimensional changes were particularly pronounced in the z-axis affecting all but one printer/resin combination (SLA/DSG) for either Cycles 1 and/or 2. However, it has to be noted that the linear measurements of the z-axis were particularly difficult to be obtained as the landmark that was used to measure the z-axis was set on a sloped base.

The layer height also has an impact on the accuracy when printing parallel to the print bed, as previously reported (Stansbury and Idacavage 2016). All printer/resin combinations except for DLP/EG were printed at a layer height of, similar to other studies (Oh et al. 2019; Vara et al. 2023). All investigated guides were printed parallel to the print bed with their intaglio surfaces facing away from the print bed to ensure the readability of the landmarks and to avoid printing supports interfering with the measuring process. This printing orientation was selected since a parallel placement as well as an angle of 45° to the print bed had resulted in a higher accuracy of the printed guide morphology (Dalal et al. 2020; Unkovskiy et al. 2018).

Although the printer/resin combinations behaved differently from one another, another study found clinically acceptable levels of accuracy and none of the 3D printers investigated was statistically superior (Tsolakis et al. 2022).

In the present study, only one printing orientation was chosen for all the specimens, and this may represent a limitation. Nevertheless, previous studies found this orientation to be well suited and analyzing the impact of the printing angle was not the goal of the present investigation. Due to the in vitro nature of the study, it was not possible to verify in patients the actual accuracy of orthodontic mini-implant position with respect to the virtual planning. Furthermore, the morphology of the portion of the guide at the interface with the teeth was not evaluated and this might affect the fitting of the guide and its stability during insertion.

Finally, we investigated the effect of PRCs, since the proposed combinations are commercialized and used for clinical applications contextually. Nevertheless, the resin material itself rather than the printing process is likely to dominate the dimensional changes during autoclaving. Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR) analysis could be considered in future studies to determine possible molecular changes or degree of conversion changes through different sterilization cycles.

5 | Conclusions

Within the scope and the limitations of this study, we can conclude that the printing process as well as the steam autoclaving could affect the dimensional stability of the 3D-printed orthodontic mini-implant guides. The tested printer/resin combinations behaved differently from one another and

only the SLA/DSG group showed no significant changes in any of its axes. With the current skeletonized insertion guide, the deviations from the original guide design accumulated until the end of the entire workflow including autoclaving were always below 0.5 mm in all axes. Future clinical trials or ex vivo studies in human cadavers should assess the accuracy of mini-implant placement performed with the help of rod-like skeletonized guides and the subsequent fitting of mini-implant anchored orthodontic appliances produced based on the digital planning. Indeed, a perfect fitting would allow the delivery of the appliance in the same appointment of mini-implant insertion, being advantageous for both the patient and the clinician in terms of time-saving.

Author Contributions

Samuel David: methodology, software, validation, investigation, data curation, writing – original draft preparation, visualization, funding acquisition. **Mira Hüfner:** formal analysis. **Nicole Rauch:** software. **Robert Kerberger:** software, writing – review and editing. **Dieter Drescher:** resources, writing – review and editing. **Giulia Brunello:** conceptualization, writing-original draft preparation, writing – review and editing. **Kathrin Becker:** conceptualization, methodology, formal analysis, investigation, resources, data curation, writing – review and editing, supervision, project administration, funding acquisition. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Acknowledgments

The DLP/Next and DLP/Opti insertion guides were provided free of cost by Dentalstudio-Sankt Augustin GmbH. The rest of the guides were provided by 3D Agency oHG at a reduced cost. Dentes Fräszentrum GmbH performed the 3D scanning at a reduced cost. The authors highly appreciate the help of Viktoria Trelenberg-Stoll in the conception of the study. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Ethics Statement

The authors have nothing to report.

Consent

The authors have nothing to report.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflicts of interest.

Data Availability Statement

The data that support the findings of this study are available from the corresponding author upon reasonable request.

References

- Alsamak, S., S. Psomiadis, and N. Gkantidis. 2013. "Positional Guidelines for Orthodontic Mini-Implant Placement in the Anterior Alveolar Region: A Systematic Review." *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28, no. 2: 470–479. <https://doi.org/10.11607/jomi.2659>.
- Arthur, G., and N. Berardo. 1989. "A Simplified Technique of Maxillomandibular Fixation." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 47, no. 11: 1234. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(89\)90024-4](https://doi.org/10.1016/0278-2391(89)90024-4).
- Bae, M. J., J. Y. Kim, J. T. Park, et al. 2013. "Accuracy of Miniscrew Surgical Guides Assessed From Cone-Beam Computed Tomography

- and Digital Models." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 143, no. 6: 893–901. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.02.018>.
- Bates, D., M. Mächler, B. Bolker, and S. Walker. 2015. "Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4." *Journal of Statistical Software* 67, no. 1: 1–48. <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>.
- Bayarsaikhan, E., J. H. Lim, S. H. Shin, et al. 2021. "Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material." *Polymers* 13, no. 8: 1180. <https://doi.org/10.3390/polym13081180>.
- Becker, K., J. Unland, B. Wilmes, N. E. Tarraf, and D. Drescher. 2019. "Is There an Ideal Insertion Angle and Position for Orthodontic Mini-Implants in the Anterior Palate? A CBCT Study in Humans." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 156, no. 3: 345–354. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.09.019>.
- Blender Online Community. 2018. Blender – A 3D Modelling and Rendering Package: Blender Foundation. <http://www.blender.org>.
- D'haese, J., J. Ackhurst, D. Wismeijer, H. De Bruyn, and A. Tahmaseb. 2017. "Current State of the Art of Computer-Guided Implant Surgery." *Periodontology* 2000 73, no. 1: 121–133. <https://doi.org/10.1111/prd.12175>.
- Dalal, N., R. Ammoun, A. A. Abdulmajeed, G. R. Deeb, and S. Bencharrit. 2020. "Intaglio Surface Dimension and Guide Tube Deviations of Implant Surgical Guides Influenced by Printing Layer Thickness and Angulation Setting." *Journal of Prosthodontics* 29, no. 2: 161–165. <https://doi.org/10.1111/jopr.13138>.
- Datta, D. 2017. blandr: A Bland-Altman Method Comparison package for R. In.
- Deeb, G. R., R. K. Allen, V. P. Hall, D. Whitley, D. M. Laskin, and S. Bencharrit. 2017. "How Accurate Are Implant Surgical Guides Produced With Desktop Stereolithographic 3-Dimensional Printers?" *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 75, no. 12: 2559.e1–2559.e8. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.08.001>.
- Faggion, Jr. C. M. 2012. "Guidelines for Reporting Pre-Clinical In Vitro Studies on Dental Materials." *Journal of Evidence Based Dental Practice* 12, no. 4: 182–189. <https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2012.10.001>.
- Gimenez, B., M. Ozcan, F. Martinez-Rus, and G. Pradies. 2015. "Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Wavefront Sampling Technology for Implants Considering Operator Experience, Implant Angulation, and Depth." Supplement, *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17, no. Suppl 1: e54–e64. <https://doi.org/10.1111/cid.12124>.
- Giudice, A. L., L. Rustico, M. Longo, G. Oteri, M. A. Papadopoulos, and R. Nucera. 2021. "Complications Reported With the Use of Orthodontic Miniscrews: A Systematic Review." *Korean Journal of Orthodontics* 51, no. 3: 199–216. <https://doi.org/10.4041/kjod.2021.51.3.199>.
- Hothorn, T., F. Bretz, and P. Westfall. 2008. "Simultaneous Inference in General Parametric Models." *Biometrical Journal* 50, no. 3: 346–363. <https://doi.org/10.1002/bimj.200810425>.
- Hüfner, M., S. David, G. Brunello, et al. 2024. "Autoclaving-Induced Dimensional Changes of Three-Dimensional Printed Surgical Guides: An In Vitro Study." *Clinical Oral Implants Research* 35, no. 8: 821–829. <https://doi.org/10.1111/clr.14158>.
- Inchingolo, A. M., G. Malcangi, S. Costa, et al. 2023. "Tooth Complications After Orthodontic Miniscrews Insertion." *International Journal of Environmental Research and Public Health* 20, no. 2: 1562. <https://doi.org/10.3390/ijerph20021562>.
- Iodice, G., R. Nanda, S. Drago, et al. 2022. "Accuracy of Direct Insertion of TADs in the Anterior Palate With Respect to a 3D-assisted Digital Insertion Virtual Planning." *Orthodontics & Craniofacial Research* 25, no. 2: 192–198. <https://doi.org/10.1111/ocr.12525>.
- Jedliński, M., J. Janiszewska-Olszowska, M. Mazur, L. Ottolenghi, K. Grocholewicz, and G. Galluccio. 2021. "Guided Insertion of Temporary Anchorage Device in Form of Orthodontic Titanium Miniscrews With Customized 3D Templates—A Systematic Review With Meta-Analysis of Clinical Studies." *Coatings* 11, no. 12: 1488.
- Kirschner, A., S. David, G. Brunello, et al. 2022. "Impact of Steam Autoclaving on the Mechanical Properties of 3D-Printed Resins Used for Insertion Guides in Orthodontics and Implant Dentistry." *Applied Sciences* 12, no. 12: 6195.
- Kniha, K., M. Brandt, A. Bock, et al. 2021. "Accuracy of Fully Guided Orthodontic Mini-Implant Placement Evaluated by Cone-Beam Computed Tomography: A Study Involving Human Cadaver Heads." *Clinical Oral Investigations* 25, no. 3: 1299–1306. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03436-9>.
- Leo, M., L. Cerroni, G. Pasquantonio, S. G. Condò, and R. Condò. 2016. "Temporary Anchorage Devices (TADs) in Orthodontics: Review of the Factors That Influence the Clinical Success Rate of the Mini-Implants." *La Clinica Terapeutica* 167, no. 3: 70–77. <https://doi.org/10.7417/ct.2016.1936>.
- Li, G. F., Z. J. Yang, T. C. Wang, et al. 2020. "Meta-Analysis Dataset Comparing Orthodontic Mini-Implants and Conventional Anchorage Reinforcement for Maximum Orthodontic Anchorage." *Data in Brief* 32: 106010. <https://doi.org/10.1016/j.dib.2020.106010>.
- Ludwig, B., L. Krause, and A. Venugopal. 2022. "Accuracy of Sterile and Non-Sterile CAD/CAM Insertion Guides for Orthodontic Mini-Implants." *Frontiers in Dental Medicine* 3: 768103. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2022.768103>.
- Magkavali-Trikka, P., G. Emmanouilidis, and M. A. Papadopoulos. 2018. "Mandibular Molar Uprighting Using Orthodontic Miniscrew Implants: A Systematic Review." *Progress in Orthodontics* 19, no. 1: 1. <https://doi.org/10.1186/s40510-017-0200-2>.
- Mihit Mihit, F. Z., Á. Zubizarreta-Macho, J. M. Montiel-Company, and A. Albaladejo Martínez. 2023. "Systematic Review and Network Meta-Analysis of the Accuracy of the Orthodontic Mini-Implants Placed in the Inter-Radicular Space by Image-Guided-Based Techniques." *BMC Oral Health* 23, no. 1: 383. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03079-8>.
- Möhlhenrich, S. C., M. Brandt, K. Kniha, et al. 2019. "Accuracy of Orthodontic Mini-Implants Placed at the Anterior Palate by Tooth-Borne or Gingiva-Borne Guide Support: A Cadaveric Study." *Clinical Oral Investigations* 23, no. 12: 4425–4431. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02885-1>.
- Oh, K. C., J. M. Park, J. S. Shim, J. H. Kim, J. E. Kim, and J. H. Kim. 2019. "Assessment of Metal Sleeve-Free 3D-printed Implant Surgical Guides." *Dental Materials* 35, no. 3: 468–476. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.001>.
- Poggio, P. M., C. Incorvati, S. Velo, and A. Carano. 2006. "'Safe Zones': A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch." *Angle Orthodontist* 76, no. 2: 191–197. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2006\)076\[0191:Szagfm\]2.0.Co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2006)076[0191:Szagfm]2.0.Co;2).
- Pop, S. I., M. Dutescu, S. G. Mihali, M. Păcurar, and D. C. Bratu. 2022. "Effects of Disinfection and Steam Sterilization on the Mechanical Properties of 3D SLA- and DLP-Printed Surgical Guides for Orthodontic Implant Placement." *Polymers* 14, no. 10: 2107. <https://doi.org/10.3390/polym14102107>.
- R Core Team. 2022. R: A Language and Environment for Statistical Computing. In: R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.
- Regulation (EU). 2017. European Parliament and Council, April 5 2017. 2017/745.
- Reynders, R., L. Ronchi, and S. Bipat. 2009. "Mini-Implants in Orthodontics: A Systematic Review of the Literature." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135, no. 5: 564.e1–564.e19. discussion 564–565. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.026>.
- Rutala, W. A., and M. D. Weber, Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee. 2008. Guideline for Disinfection and Sterilization

in Healthcare Facilities. Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee.

Scarfe, W. C. 2012. "Radiation Risk in Low-Dose Maxillofacial Radiography." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 114, no. 3: 277–280. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.07.001>.

Schwärzler, A., B. Ludwig, P. Chitan, S. Lettner, B. Sagl, and E. Jonke. 2024. "Transfer Accuracy of 3D Printed Versus CAD/CAM Milled Surgical Guides for Temporary Orthodontic Implants: A Preclinical Micro CT Study." *Journal of Dentistry* 146: 105060. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105060>.

Shinohara, A., M. Motoyoshi, Y. Uchida, and N. Shimizu. 2013. "Root Proximity and Inclination of Orthodontic Mini-Implants After Placement: Cone-Beam Computed Tomography Evaluation." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 144, no. 1: 50–56. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.02.021>.

Sicilia, A., and D. Botticelli. 2012. "Computer-Guided Implant Therapy and Soft- and Hard-Tissue Aspects. The Third EAO Consensus Conference 2012." Supplement, *Clinical Oral Implants Research* 23, no. Suppl 6: 157–161. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02553.x>.

Stansbury, J. W., and M. J. Idacavage. 2016. "3D Printing With Polymers: Challenges Among Expanding Options and Opportunities." *Dental Materials* 32, no. 1: 54–64. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018>.

Tadinada, A., E. Jalali, A. Jadhav, G. P. Schincaglia, and S. Yadav. 2015. "Artifacts in Cone Beam Computed Tomography Image Volumes: An Illustrative Depiction." *Journal of the Massachusetts Dental Society* 64, no. 1: 12–15.

Tian, Y., C. Chen, X. Xu, et al. 2021. "A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications." *Scanning* 2021: 1–19. <https://doi.org/10.1155/2021/9950131>.

Török, G., P. Gombocz, E. Bognár, et al. 2020. "Effects of Disinfection and Sterilization on the Dimensional Changes and Mechanical Properties of 3D Printed Surgical Guides for Implant Therapy – Pilot Study." *BMC Oral Health* 20, no. 1: 19. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-1005-0>.

Tsolakis, I. A., W. Papaioannou, E. Papadopoulou, M. Dalampira, and A. I. Tsolakis. 2022. "Comparison in Terms of Accuracy Between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing." *Dentistry Journal* 10, no. 10: 181.

Unkovskiy, A., P. H. B. Bui, C. Schille, J. Geis-Gerstorfer, F. Huettig, and S. Spintzyk. 2018. "Objects Build Orientation, Positioning, and Curing Influence Dimensional Accuracy and Flexural Properties of Stereolithographically Printed Resin." *Dental Materials* 34, no. 12: e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>.

Vara, R., W. Lin, J. K. Low, et al. 2023. "Assessing the Impact of Resin Type, Post-Processing Technique, and Arch Location on the Trueness and Precision of 3D-Printed Full-Arch Implant Surgical Guides." *Applied Sciences* 13, no. 4: 2491.

Vermeulen, J. 2017. "The Accuracy of Implant Placement -by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model." *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32, no. 3: 617–624. <https://doi.org/10.11607/jomi.5065>.

Wickham, H. 2016. *ggplot2: Elegant Graphics for Data Analysis*. New York: Springer-Verlag.

Wilmes, B., B. Ludwig, S. Vasudavan, M. Nienkemper, and D. Drescher. 2016. "The T-Zone: Median vs. Paramedian Insertion of Palatal Mini-Implants." *Journal of Clinical Orthodontics* 50, no. 9: 543–551.

Wilmes, B., S. Vasudavan, and D. Drescher. 2019. "CAD-CAM-Fabricated Mini-Implant Insertion Guides for the Delivery of a Distalization Appliance in a Single Appointment." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 156, no. 1: 148–156. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.12.017>.

Supporting Information

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

CORRECTION OPEN ACCESS

Correction to “Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D-Printed Guides for Orthodontic Mini-Implant Insertion—An In Vitro Study”

David, S., Hübner, H., Rauch, N., Kerberger, R., Drescher, D., Brunello, G., and Becker B. “Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D-Printed Guides for Orthodontic Mini-Implant Insertion—An In Vitro Study.” *Clinical and Experimental Dental Research* 11, 2025: e70111.

On page 1, the text “Samuel David and Mira Hübner contributed equally to this article.” is incorrect and should not have appeared. Samuel David is the first author and Mira Hübner is the second author, with no shared first authorship.

We apologize for this error.

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution](#) License, which permits use, distribution and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2025 The Author(s). *Clinical and Experimental Dental Research* published by John Wiley & Sons Ltd.

3. DISKUSSION

In der modernen Kieferorthopädie spielen Mini-Implantate bei einer Vielzahl von Indikationen eine immer wichtigere Rolle. Um die präzise Insertion dieser Mini-Implantate zu gewährleisten, werden in vielen Studien Insertionsschablonen empfohlen. Der 3D-Druck erlaubt es dabei, in kurzer Zeit und mit relativ geringen Kosten individuelle Insertionsschablonen für einen Patienten herzustellen. Da Insertionsschablonen in ihrer Anwendung sowohl mit der Schleimhaut als auch dem Blut und Knochen des Patienten in Kontakt kommen, ist eine Sterilisation der Insertionsschablonen erforderlich. In der vorliegenden Arbeit wurden die Auswirkungen des Autoklaviervfahrens und des 3D Drucks selbst auf die Formstabilität von 3D-gedruckten Insertionsschablonen für *orthodontische* Mini-Implantate untersucht. Hier wurden fünf Drucker/Resin-Kombinationen unterschiedlicher Hersteller ausgewählt. Mit diesen wurden jeweils zehn Insertionsschablonen für *orthodontische* Mini-Implantate gedruckt.

3.1 Auswirkungen des Drucks

Bis auf die SLA/DSG Kombination zeigten alle Drucker/Resin-Kombinationen in einer oder mehreren Achsen signifikante Änderungen beim Vergleich der Messungen der ursprünglichen STL Datei und den Messungen bei T0 und/oder T1.

Studien ergaben, dass die Genauigkeit von Dentalmodellen und Insertionsschablonen vom verwendeten Resin und der Drucktechnik abhängig sein können.[79, 92, 93] Die Studien ergaben außerdem, dass 3D-gedruckte Modelle nicht immer höhere Genauigkeiten als traditionell hergestellte Gipsmodelle erzielen. Dennoch besitzen sie eine hinreichende Genauigkeit für kieferorthopädische Zwecke.[94, 95] Dabei besitzen Typ-IV Gipsmodelle nach ISO-Norm 6873 Abweichungen von bis zu 0,05mm[96] und die Durchschnittsabweichungen der unterschiedlichen 3D Drucktechniken betragen weniger als 0,05mm.[97] Unterschiedliche Studien halten hier Genauigkeiten von 0,2-0,5 mm für klinisch ausreichend.[93] [97, 98]

Sowohl die Position auf der Druckplattform als auch die Ausrichtung des Drucks entlang der Z-Achse haben einen Einfluss auf die Druckgenauigkeit. Dabei erwiesen sich in einer Studie die Ausrichtung von 45° und die Platzierung in der Mitte der Druckplattform am genauesten, wobei eine 90° Ausrichtung zu den höchsten Biegefestigkeiten und Biegemodulen führte.[99] In dieser Studie wurden alle Insertionsschablonen für *orthodontische* Mini-Implantate parallel zum Druckbett und der Innenfläche nach außen zeigend gedruckt, um zu verhindern, dass die Stützstrukturen mit den Messpunkten kollidieren. Allerdings birgt auch die Entfernung der gedruckten Objekten von der Druckplattform wegen der erhöhten Haftung in der Mitte der

Druckplattform die Gefahr, die Insertionsschablone zu beschädigen oder zu verformen.[99] Auch die Druckschichtdicke (Layer Height) kann einen Einfluss auf die Genauigkeit des 3D-Drucks haben, wobei in dieser Studie alle Insertionsschablonen mit einer Schichtdicke von 100 µm gedruckt wurden, bis auf die Insertionsschablonen der DLP/EG Kombination, die mit 50 µm gedruckt wurden.[92] Eine andere Studie fand hingegen heraus, dass im klinischen Alltag die erhöhten Schichtdicken beim Druck keine Auswirkung zu haben scheinen, da hier die koronalen Anteile des gedruckten Modells in Richtung der Plattform gedruckt und mit Stützstrukturen versehen sind und vielmehr die Genauigkeit mit der Konstruktion des Objekts zusammen zu hängen scheint.[100] Ähnlich Ergebnisse mit Genauigkeiten von <0,1 mm¹⁷) und <0,06 mm¹⁶) wurden auch in weiteren Studien beobachtet.[101]

3.2 Auswirkungen der Sterilisation

Der mögliche Kontakt zu Blut macht die Sterilisation von Insertionsschablonen notwendig. In der vorliegenden Studie wählten wir für die Sterilisation der 3D-gedruckten Insertionsschablonen für *orthodontische* Mini-Implantate zwei Autoklavierungsprogramme aus, die dem klinischen Alltag entsprechen. Zyklus 1 wurde bei 121°C, 1 bar für 20,5 Minuten autoklaviert und Zyklus 2 bei 134°C, 2 bar für 5,5 Minuten. Bei den Drucker/Resin-Kombinationen von DLP/Next und DLP/Opti waren in Zyklus 1 und 2 signifikante Ausdehnungen in der x-Achse im Vergleich zu den bei T0 aufgenommenen Scans sichtbar, während keine signifikanten Unterschiede zwischen T0 und T1 in der y-Achse erkennbar waren, wobei die Kombinationen DLP/EG und LCD/Amber die größten gemessenen Veränderungen von jeweils 0,26mm und 0,24mm zeigten. DLP/EG war hier als einziges Material nicht vom Hersteller für die Sterilisation mit einem Autoklaven zugelassen. Sowohl im Zyklus 1 als auch im Zyklus 2 waren für alle Drucker/Resin-Kombinationen bis auf SLA/DSG in der z-Achse signifikante Änderungen sichtbar. In der Z-Achse war auf Grund des Schablonen- und Marker-Designs die Messung am schwierigsten und damit auch die linearen Messungen in diesem Bereich besonders Fehler anfällig.

Zwar wird das Autoklavieren generell für geeignet gehalten, um 3D-gedruckte Insertionsschablonen zu sterilisieren[91], allerdings zeigten Studien, dass 3D gedruckte orthognathe Schienen bei Hitzesterilisation zu Deformationen neigen[102] und Hitzesterilisationen bei 121°C und 134°C die mechanischen Eigenschaften von Insertionsschablonen beeinflussen können. Hier wurde stattdessen empfohlen, eine Tauchdesinfektion mit 4% Gigasept durchzuführen.[103] Dieser Empfehlung kann mit der Einteilung der Insertionsschablonen in die Risikoklasse Medizinprodukte IIa -sobald diese in

den direkten Kontakt zu Blut, Knochen und Mundschleimhaut kommen- nicht uneingeschränkt gefolgt werden.[104]

Eine Studie unserer Gruppe, die ein anderes Bohrschablonen Design für *dentale* Implantate, aber die gleichen Drucker/Resin Kombinationen und gleichen Versuchsparemetere verwendete, kam zu dem Schluss, dass der Autoklavierungsprozess einen kleinen, aber signifikanten Effekt auf die Formstabilität von 3D- gedruckten Bohrschablonen haben kann [105]. Und eine weitere Studie unserer Gruppe stellte fest dass das sterilisieren bei niedrigeren Temperaturen von Vorteil sein könnte bei 3d gedruckten Resinobjekten [106]. Eine weitere Studie zeigte, dass die Sterilisation bei 121°C keine signifikanten Auswirkungen auf die Dimensionsstabilität oder die Materialeigenschaften von 3D gedruckten Insertionsschablonen hatte und dass sowohl Nieder- als auch Hochtemperatursterilisation eine geeignete Methode darstellen, um 3D- gedruckte Insertionsschablonen zu sterilisieren.[107]

3.3 Auswirkungen des Scanners

Auch die Art des Ausmessens der Insertionsschablonen kann einen Effekt auf die Messgenauigkeit haben, sowohl beim Erstellen der Scandaten für die Herstellung der individuellen Insertionsschablone als auch bei den Messungen in der vorliegenden Studie. So zeigten sowohl manuelle Modellanalysen mit der Schieblehre, sowie digitale Scans eines Modells in einer Studie eine durchschnittliche Abweichung von 0,5 mm, [108] wobei Intraoralscanner verschiedener Hersteller sowohl unterschiedliche Genauigkeitsniveaus als auch Standardabweichungen aufwiesen.[109, 110] Dabei stehen die Ungenauigkeiten von oralen Scansystemen meist in Korrelation mit der Ausdehnung des zu erfassenden Bereichs und ihre Anwender sollten sich darüber im Klaren sein, dass sich Intraorale Scans und CBCT's um wenige Millimeter unterscheiden können.[74]

3.4 Vickershärte und Biegemodul

In einer früheren Studie unserer Gruppe wurde mit denselben Drucker/Resin Kombinationen das Biegemodul sowie die Vickershärte verglichen. Signifikante Veränderungen der Vickershärte wurden hier bei 3 von 5 Drucker/Resin Kombinationen (DLP/EG, DLP/Opti und SLA/DSG) beobachtet und nur [106] Die Biegefestigkeit des Resins kann zum einen durch die dem Resin zugeführten Zusatzstoffe beeinflusst werden als auch den Druck selber und die Nachbereitung des gedruckten Modells. Beim Druck kann hier durch Druckausrichtung und

Druckhöhe die Biegefestigkeit beeinflusst werden. Sowohl eine Verlängerung der Nachpolymerisationszeit als auch der Verzicht auf eine verlängerte Nachspülzeit können sich positiv auf die Biegefestigkeit auswirken.[111] In Versuchen konnte die Vickershärte bei einer Verlängerung der Nachhärtezeit von bis zu 120 Minuten signifikant gesteigert werden.[112] Desweiteren wurde festgestellt, dass die Biegefestigkeit auch signifikant von der verwendeten Nachhärtungstemperatur abhängt. Hier wurde vermutet, dass die Verwendung der korrekten Nachhärtetemperatur zur Verbesserung der Anisotropie und damit zu einem homogenen Aushärten führen könnte. Auch die Vickershärte zeigte signifikante Veränderungen bei unterschiedlichen Aushärtetemperaturen.[112]

3.5 Empfehlungen und Ausblick

Eine Vielzahl an Studien hat die Vorteile der Insertion von *orthodontischen* Mini-Implantaten unter Verwendung von Insertionsschablonen dargelegt. Insbesondere wird hier immer wieder die höhere Präzision gegenüber der freihändigen Insertion erwähnt, [113, 114] zusätzlich ermöglicht es diese Methode, die Insertion und das Einbringen der *orthodontischen* Geräte in nur wenigen Terminen durchzuführen.[75] Elastischere Materialien erfordern bei gleicher Übertragungsgenauigkeit eine dickere Ausführung als härtere Materialien.[115] Zwar erleichtert speziell programmierte dedizierte Software den klinischen Ablauf maßgeblich, dennoch können auch mit einer nicht-*dentalen* Open-Source-Software wie 3D Slicer/Blender das Design einer Insertionsschablone erstellt werden, ohne Abstriche in Punkto Genauigkeit machen zu müssen.[100, 116]

Obwohl andere Studien zu dem Schluss kamen, dass klinisch akzeptable Genauigkeiten sowohl mit LCD, DLP- und SLA-Druckern möglich sind und keiner der dort untersuchten 3D-Drucker statistisch überlegen wäre, wird an anderer Stelle gesagt, dass zwar sowohl mit DLP- als auch mit LCD-Druckern kieferorthopädische Apparaturen und Modellen hergestellt werden können,[117] jedoch von der Benutzung von LCD 3D Druckern der Einstiegsklasse abgeraten wird. [118, 119]Eine andere Studie beschrieb die höchste Genauigkeit für Insertionsschablonen, die mit (NextDent™ SG) hergestellt wurden.[100] Dennoch zeigten auch die biokompatiblen Resine von Drittanbietern akzeptable Ergebnisse hinsichtlich ihrer Dimensionsstabilität bei Sterilisation, so dass sie für den Einsatz in Hauseigenen Laboren erwogen werden können.[120]

Abschließend lässt sich festhalten, dass im Resin 3D Druckverfahren hergestellte Insertionsschablonen für das Einbringen von *orthodontischen* Mini-Implantaten eine

Möglichkeit des sicheren Inserierens darstellen und die Schablonen sowohl eine ausreichende Präzision ermöglichen, als auch Fehler beim Inserieren nahezu ausschließen.[67]

Die von uns untersuchten Materialien unterschieden sich in unserer Studie in ihrem Verhalten voneinander und nur die SLA/DSG Kombination zeigte keine signifikante Veränderung.[121] Anders als in einer früheren Studie von Hüfner et al., in der zwar die gleichen Resin-Drucker Kombinationen und Sterilisationszyklen sowie Untersuchungsmethoden verwendet wurden, aber ein Schablonendesign für die Insertion von traditionellen *dentalen* Implantaten verwendet wurde. In der Studie von Hüfner et al zeigten sich Druck- und Nachbearbeitungsbedingte Änderungen in den Dimensionen der gedruckten Insertionsschablonen in allen Resin-Druckerkombinationen. Anders verhielt es sich in dieser Studie. Hier zeigte SLA/DSG keine signifikanten Veränderungen bedingt durch den Druckvorgang. Sowohl in der Studie von Hüfner et al. [105] als auch in dieser Studie zeigte sich die größte Größenveränderung durch den Druckvorgang in der x- sowie der y-Achse, die sowohl bei DLP/EG und LCD/Amber berichtet wurden. In der Studie von Hüfner et al. [105] stellte man weiterhin fest, dass ausschließlich die DLP/EG- unabhängig vom Sterilisationszyklus keine durch die Autoklavierung bedingten Veränderungen aufwiesen. Im Gegensatz dazu zeigten die in dieser Studie untersuchten Mini-Implantat-Schablonen, obwohl sie mit demselben Material und Druckverfahren gefertigt wurden, nach dem zweiten Autoklavierzyklus eine deutliche Schrumpfung entlang der Z-Achse. Bei allen bis auf eine Resin-Drucker Kombinationsgruppe ließ sich in mindestens einem Sterilisationszyklus eine Veränderung in der z-Achse beobachten. Während in der Arbeit von Hüfner et al. solche Verformungen lediglich bei den Gruppen DLP/Next und SLA/DSG dokumentiert wurden. Es bleibt zu erwähnen, dass die gemessenen Veränderungen in beiden Studien stets unter 0,1 mm lagen. [121]

Welchen Einfluss die erwähnten statistisch signifikanten Veränderungen der Formstabilität der Insertionsschablonen auf die tatsächliche Genauigkeit der gesetzten Implantate hat, erfordert weitere Studien, da es sich hier um eine *In-vitro* Studie handelte die nicht das inserieren von *orthodontischen* Mini-Implantaten beinhaltete. Zukünftige Studien sollten sich mit der tatsächlichen Position des Implantats sowie der Auswirkung unterschiedlicher Insertionsschablonendesigns beschäftigen.

Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Birnie, D., *Mini-implants in orthodontics: innovative anchorage concepts*, B. Ludwig, S. Baumgartel, SJ Bowman (Eds.), Quintessence, Illinois (2008), Price:£ 98.00, ISBN 978-3-938947-47-0. 2009, Churchill Livingstone.
2. Ludwig, B. and B. Böhm, *Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: innovative Verankerungskonzepte*. 2007: Quintessenz-Verlag-GmbH.
3. Nienkemper, M., J. Handschel, and D. Drescher, *Systematic review of mini-implant displacement under orthodontic loading*. Int J Oral Sci, 2014. **6**(1): p. 1-6.
4. Nienkemper, M., et al., *Impact of mini-implant length on stability at the initial healing period: a controlled clinical study*.
5. Mohammed, H., et al., *Role of anatomical sites and correlated risk factors on the survival of orthodontic miniscrew implants: a systematic review and meta-analysis*. Prog Orthod, 2018. **19**(1): p. 36.
6. Kim, H.J., et al., *Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **130**(2): p. 177-82.
7. Sumer, A.P., et al., *The evaluation of palatal bone thickness for implant insertion with cone beam computed tomography*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2016. **45**(2): p. 216-20.
8. Ashith, M.V., et al., *Comparison of success rate of stainless steel and titanium alloy orthodontic mini-implants under immediate loading: A split-mouth randomized clinical trial*.
9. Mecenas, P., et al., *Stainless steel or titanium mini-implants?* Angle Orthod, 2020. **90**(4): p. 587-597.
10. Jambi, S., et al., *Reinforcement of anchorage during orthodontic brace treatment with implants or other surgical methods*. Cochrane Database Syst Rev, 2014. **2014**(8): p. CD005098.
11. Yassir, Y.A., et al., *Which anchorage device is the best during retraction of anterior teeth? An overview of systematic reviews*. Korean J Orthod, 2022. **52**(3): p. 220-235.
12. Becker, K., et al., *Efficacy of orthodontic mini implants for en masse retraction in the maxilla: a systematic review and meta-analysis*. Int J Implant Dent, 2018. **4**(1): p. 35.
13. Fortini, A., et al., *Dentoskeletal effects induced by rapid molar distalization with the first class appliance*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **125**(6): p. 697-704; discussion 704-5.
14. Bussick, T.J. and J.A. McNamara, Jr., *Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2000. **117**(3): p. 333-43.
15. Ghosh, J. and R.S. Nanda, *Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1996. **110**(6): p. 639-46.
16. Cha, B.K., et al., *Maxillary protraction with miniplates providing skeletal anchorage in a growing Class III patient*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **139**(1): p. 99-112.
17. Leo, M., et al., *Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants*. Clin Ter, 2016. **167**(3): p. e70-7.
18. Wilmes, B., et al., *The B-Mesialslider for non-compliance space closure in cases with missing upper laterals*. Seminars in Orthodontics, 2018.
19. Magkavali-Trikka, P., G. Emmanouilidis, and M.A. Papadopoulos, *Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review*. Prog Orthod, 2018. **19**(1): p. 1.

20. Li, G.F., et al., *Meta-analysis dataset comparing orthodontic mini-implants and conventional anchorage reinforcement for maximum orthodontic anchorage*. Data Brief, 2020. **32**: p. 106010.
21. Wilmes, B., et al., *Maxillary expansion and protraction using mini-implants and the benefit direct mechanism*. Journal of clinical orthodontics : JCO, 2022. **56**: p. 708-715.
22. Jenner, J.D. and B.N. Fitzpatrick, *Skeletal anchorage utilising bone plates*. Aust Orthod J, 1985. **9**(2): p. 231-3.
23. Roberts, W.E., K.J. Marshall, and P.G. Mozsary, *Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site*. Angle Orthod, 1990. **60**(2): p. 135-52.
24. Chang, C.H., L.Y. Lin, and W.E. Roberts, *Orthodontic bone screws: A quick update and its promising future*. Orthod Craniofac Res, 2021. **24 Suppl 1**: p. 75-82.
25. Becker, K., B. Wilmes, and D. Drescher, *Skeletal anchorage for orthodontic treatment of impacted teeth: a clinical review*. 2019.
26. Kanomi, R., *Mini-implant for orthodontic anchorage*. J Clin Orthod, 1997. **31**(11): p. 763-7.
27. Inchingolo, A.M., et al., *Tooth Complications after Orthodontic Miniscrews Insertion*. Int J Environ Res Public Health, 2023. **20**(2).
28. Giudice, A.L., et al., *Complications reported with the use of orthodontic miniscrews: A systematic review*. Korean J Orthod, 2021. **51**(3): p. 199-216.
29. Scarfe, W.C., *Radiation risk in low-dose maxillofacial radiography*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol, 2012. **114**(3): p. 277-80.
30. Bundesrepublik, D., *Strahlenschutzgesetz (StrlSchG), § 83 Abs. 1; Strahlenschutzverordnung (StrlSchV), § 7*
Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung. Deutschland: Bundesgesetzblatt.
31. Poon, Y.C., et al., *Palatal bone thickness and associated factors in adult miniscrew placements: A cone-beam computed tomography study*. Kaohsiung J Med Sci, 2015. **31**(5): p. 265-70.
32. Kim, Y.H., et al., *Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(1): p. 66-72.
33. Papageorgiou, S.N., I.P. Zogakis, and M.A. Papadopoulos, *Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2012. **142**(5): p. 577-595 e7.
34. Hourfar, J., et al., *Three dimensional anatomical exploration of the anterior hard palate at the level of the third ruga for the placement of mini-implants--a cone-beam CT study*. Eur J Orthod, 2015. **37**(6): p. 589-95.
35. Gracco, A., et al., *Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **134**(3): p. 361-9.
36. Lyu, X., et al., *Assessment of available sites for palatal orthodontic mini-implants through cone-beam computed tomography*. Angle Orthod, 2020. **90**(4): p. 516-523.
37. Becker, K., et al., *Is there an ideal insertion angle and position for orthodontic mini-implants in the anterior palate? A CBCT study in humans*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2019. **156**(3): p. 345-354.
38. Wilmes, B., et al., *The T-Zone: Median vs. Paramedian Insertion of Palatal Mini-Implants*. J Clin Orthod, 2016. **50**(9): p. 543-551.
39. Wilmes, B., Y.Y. Su, and D. Drescher, *Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants*. Angle Orthod, 2008. **78**(6): p. 1065-70.
40. Poggio, P.M., et al., *"Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch*. Angle Orthod, 2006. **76**(2): p. 191-7.

41. Alsamak, S., S. Psomiadis, and N. Gkantidis, *Positional guidelines for orthodontic mini-implant placement in the anterior alveolar region: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(2): p. 470-9.
42. Kang, Y.G., J.Y. Kim, and J.H. Nam, *Control of maxillary dentition with 2 midpalatal orthodontic miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. **140**(6): p. 879-85.
43. Al-Falahi, B.A., et al., *Intrusion of maxillary incisors by mini-screw anchorage of Angle Class II division 2 malocclusion cases*. Int J Orthod Milwaukee, 2012. **23**(4): p. 29-35.
44. Ohnishi, H., et al., *A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case*. Angle Orthod, 2005. **75**(3): p. 444-52.
45. Nayak, U.s.K., et al., *Comparison of Skeletodental Changes Occurring during Deep Overbite Correction with Mini-Implant Anchorage System and the Utility Arches Reinforced by a Transpalatal Arch*. The Journal of Indian Orthodontic Society, 2011. **46**: p. 9-14.
46. Lee, H.-a. and Y.-c. Park, *Treatment and posttreatment changes following intrusion of maxillary posterior teeth with miniscrew implants for open bite correction*. Korean Journal of Orthodontics - KOREAN J ORTHOD, 2008. **38**.
47. Yao, C.C., et al., *Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions*. Angle Orthod, 2005. **75**(5): p. 754-60.
48. Liou, E.J., B.C. Pai, and J.C. Lin, *Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces?* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **126**(1): p. 42-7.
49. Kawa, D., et al., *What is the best position for palatal implants? A CBCT study on bone volume in the growing maxilla*. Clin Oral Investig, 2017. **21**(2): p. 541-549.
50. Dalessandri, D., et al., *Determinants for success rates of temporary anchorage devices in orthodontics: a meta-analysis (n > 50)*. Eur J Orthod, 2014. **36**(3): p. 303-13.
51. Toscano, P., C. Toscano, and M. Del Fabbro, *Mini-invasive Implant Placement in Combination with Maxillary Sinus Membrane Perforation During Transcrestal Sinus Floor Elevation: A Retrospective Study*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2016. **36**(2): p. 199-211.
52. Kyung, H.M., et al., *Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage*. J Clin Orthod, 2003. **37**(6): p. 321-8; quiz 314.
53. Lee, J.S., H.S. Park, and H.M. Kyung, *Micro-implant anchorage for lingual treatment of a skeletal Class II malocclusion*. J Clin Orthod, 2001. **35**(10): p. 643-7; quiz 620.
54. Park, H.S., O.W. Kwon, and J.H. Sung, *Uprighting second molars with micro-implant anchorage*. J Clin Orthod, 2004. **38**(2): p. 100-3; quiz 92.
55. Cheng, S.J., et al., *A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(1): p. 100-6.
56. Park, H.S., S.H. Jeong, and O.W. Kwon, *Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **130**(1): p. 18-25.
57. Motoyoshi, M., et al., *Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(1): p. 109-14.
58. Shinohara, A., et al., *Root proximity and inclination of orthodontic mini-implants after placement: cone-beam computed tomography evaluation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013. **144**(1): p. 50-6.
59. Migliorati, M., et al., *Orthodontic miniscrews: an experimental campaign on primary stability and bone properties*. Eur J Orthod, 2015. **37**(5): p. 531-8.
60. Tseng, Y.C., et al., *The application of mini-implants for orthodontic anchorage*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2006. **35**(8): p. 704-7.
61. Schlegel, K.A., F. Kinner, and K.D. Schlegel, *The anatomic basis for palatal implants in orthodontics*. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 2002. **17**(2): p. 133-9.

62. Miyawaki, S., et al., *Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003. **124**(4): p. 373-8.
63. Kravitz, N.D. and B. Kusnoto, *Risks and complications of orthodontic miniscrews*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(4 Suppl): p. S43-51.
64. Mizrahi, E. and B. Mizrahi, *Mini-screw implants (temporary anchorage devices): orthodontic and pre-prosthetic applications*. J Orthod, 2007. **34**(2): p. 80-94.
65. Almeida, M.R., *Biomechanics of extra-alveolar mini-implants*. Dental Press J Orthod, 2019. **24**(4): p. 93-109.
66. Tosun, T., A. Keles, and N. Erverdi, *Method for the placement of palatal implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(1): p. 95-100.
67. Morea, C., et al., *Precise insertion of orthodontic miniscrews with a stereolithographic surgical guide based on cone beam computed tomography data: a pilot study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(4): p. 860-5.
68. Maino, B.G., et al., *A Three-Dimensional Digital Insertion Guide for Palatal Miniscrew Placement*. J Clin Orthod, 2016. **50**(1): p. 12-22.
69. De Gabriele, O., et al., *The easy driver for placement of palatal mini-implants and a maxillary expander in a single appointment*. J Clin Orthod, 2017. **51**(11): p. 728-737.
70. Wang, Y.T., et al., *Developing Customized Dental Miniscrew Surgical Template from Thermoplastic Polymer Material Using Image Superimposition, CAD System, and 3D Printing*. Biomed Res Int, 2017. **2017**: p. 1906197.
71. Liu, H., et al., *Accuracy of surgical positioning of orthodontic miniscrews with a computer-aided design and manufacturing template*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(6): p. 728 e1-728 e10; discussion 728-9.
72. Pieralli, S., et al., *How Accurate Is Oral Implant Installation Using Surgical Guides Printed from a Degradable and Steam-Sterilized Biopolymer?* J Clin Med, 2020. **9**(8).
73. Wilmes, B. and D. Drescher, *A miniscrew system with interchangeable abutments*. J Clin Orthod, 2008. **42**(10): p. 574-80; quiz 595.
74. Kniha, K., et al., *Accuracy of fully guided orthodontic mini-implant placement evaluated by cone-beam computed tomography: a study involving human cadaver heads*. Clin Oral Investig, 2021. **25**(3): p. 1299-1306.
75. Vermeulen, J., *The Accuracy of Implant Placement by Experienced Surgeons: Guided vs Freehand Approach in a Simulated Plastic Model*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2017. **32**(3): p. 617-624.
76. Wilmes, B., S. Vasudavan, and D. Drescher, *CAD-CAM-fabricated mini-implant insertion guides for the delivery of a distalization appliance in a single appointment*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2019. **156**(1): p. 148-156.
77. Iodice, G., et al., *Accuracy of direct insertion of TADs in the anterior palate with respect to a 3D-assisted digital insertion virtual planning*. Orthod Craniofac Res, 2022. **25**(2): p. 192-198.
78. Torres, P.R., et al., *Influence of the Computer-Aided Static Navigation Technique on the Accuracy of the Orthodontic Micro-Screws Placement: An In Vitro Study*. J Clin Med, 2021. **10**(18).
79. Park, J.H., et al., *Evaluation of factors influencing the success rate of orthodontic microimplants using panoramic radiographs*. Korean J Orthod, 2018. **48**(1): p. 30-38.
80. Wilmes, B., et al., *"Bone first" principle with CAD/CAM insertion guides for mini-implant-assisted rapid palatal expansion*. J Clin Orthod, 2022. **56**(3): p. 158-166.
81. Cassetta, M., et al., *Palatal orthodontic miniscrew insertion using a CAD-CAM surgical guide: description of a technique*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2018. **47**(9): p. 1195-1198.
82. Bae, S.-M., et al., *Clinical application of micro-implant anchorage*. Journal of clinical orthodontics : JCO, 2002. **36**: p. 298-302.

83. Maino, B.G., et al., *The spider screw for skeletal anchorage*. J Clin Orthod, 2003. **37**(2): p. 90-7.
84. Deeb, G.R., et al., *How Accurate Are Implant Surgical Guides Produced With Desktop Stereolithographic 3-Dimensional Printers?* J Oral Maxillofac Surg, 2017. **75**(12): p. 2559.e1-2559.e8.
85. Jedliński, M., et al., *Guided Insertion of Temporary Anchorage Device in Form of Orthodontic Titanium Miniscrews with Customized 3D Templates—A Systematic Review with Meta-Analysis of Clinical Studies*. Coatings, 2021. **11**(12): p. 1488.
86. Morea, C., et al., *Surgical guide for optimal positioning of mini-implants*. J Clin Orthod, 2005. **39**(5): p. 317-21.
87. Whitley, D., 3rd, et al., *In-office fabrication of dental implant surgical guides using desktop stereolithographic printing and implant treatment planning software: A clinical report*. J Prosthet Dent, 2017. **118**(3): p. 256-263.
88. Mohlhenrich, S.C., et al., *Accuracy of orthodontic mini-implants placed at the anterior palate by tooth-borne or gingiva-borne guide support: a cadaveric study*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(12): p. 4425-4431.
89. Tadinada, A., et al., *Artifacts in Cone Beam Computed Tomography Image Volumes: An Illustrative Depiction*. J Mass Dent Soc, 2015. **64**(1): p. 12-5.
90. Union, E., *Verordnung (EU) 2017/745 des europäischen Parlaments und des Rates vom 05. April 2017 über Medizinprodukte, zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG)*
Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009 und zur Aufhebung der Richtlinien 90/385/EWG und 93/42/EWG des Rates. 2017.
91. Yazigi, C., et al., *The Effect of Sterilization on the Accuracy and Fit of 3D-Printed Surgical Guides*. Materials, 2023. **16**(15): p. 5305.
92. Stansbury, J.W. and M.J. Idacavage, *3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities*. Dent Mater, 2016. **32**(1): p. 54-64.
93. Kim, S.Y., et al., *Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2018. **153**(1): p. 144-153.
94. Jang, Y., et al., *Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts*. J Prosthet Dent, 2020. **123**(1): p. 135-142.
95. Park, M.E. and S.Y. Shin, *Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(5): p. 861 e1-861 e7.
96. Standardization, I.O.f., *ISO 6873:2013 Dentistry - Gypsum products*. 2013.
97. Zhang, Z.C., et al., *Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy*. J Orofac Orthop, 2019. **80**(4): p. 194-204.
98. Hazeveld, A., J.J. Huddleston Slater, and Y. Ren, *Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2014. **145**(1): p. 108-15.
99. Unkovskiy, A., et al., *Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin*. Dent Mater, 2018. **34**(12): p. e324-e333.
100. Johansson, C., et al., *Accuracy of 3D printed polymers intended for models and surgical guides printed with two different 3D printers*. Dent Mater J, 2021. **40**(2): p. 339-347.
101. Braian, M., R. Jimbo, and A. Wennerberg, *Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications*. Dent Mater, 2016. **32**(7): p. 853-61.
102. Shaheen, E., et al., *Evaluation of Dimensional Changes of 3D Printed Models After Sterilization: A Pilot Study*. Open Dent J, 2018. **12**: p. 72-79.

103. Pop, S.I., et al., *Effects of Disinfection and Steam Sterilization on the Mechanical Properties of 3D SLA- and DLP-Printed Surgical Guides for Orthodontic Implant Placement*. Polymers (Basel), 2022. **14**(10).
104. Standardization, I.O.f., *ISO 17664-1:2021 Processing of health care products – Information to be provided by the medical device manufacturer for the processing of medical devices – Part 1: Critical and semi-critical medical devices*. 2021, ISO: Geneva, Switzerland.
105. Hübner, M., et al., *Autoclaving-induced dimensional changes of three-dimensional printed surgical guides: An in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2024. **35**(8): p. 821-829.
106. Kirschner, A., et al., *Impact of Steam Autoclaving on the Mechanical Properties of 3D-Printed Resins Used for Insertion Guides in Orthodontics and Implant Dentistry*. Applied Sciences, 2022. **12**(12): p. 6195.
107. Torok, G., et al., *Effects of disinfection and sterilization on the dimensional changes and mechanical properties of 3D printed surgical guides for implant therapy - pilot study*. BMC Oral Health, 2020. **20**(1): p. 19.
108. Koretsi, V., et al., *Intra-observer reliability and agreement of manual and digital orthodontic model analysis*. Eur J Orthod, 2018. **40**(1): p. 52-57.
109. Abduo, J. and M. Elseyoufi, *Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 2018. **26**(3): p. 101-121.
110. Rutkunas, V., et al., *Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review*. Eur J Oral Implantol, 2017. **10 Suppl 1**: p. 101-120.
111. Gad, M.M. and S.M. Fouda, *Factors affecting flexural strength of 3D-printed resins: A systematic review*. J Prosthodont, 2023.
112. Bayarsaikhan, E., et al., *Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material*. Polymers (Basel), 2021. **13**(8).
113. Mihit Mihit, F.Z., et al., *Systematic review and network meta-analysis of the accuracy of the orthodontic mini-implants placed in the inter-radicular space by image-guided-based techniques*. BMC Oral Health, 2023. **23**(1): p. 383.
114. Reynders, R., L. Ronchi, and S. Bipat, *Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(5): p. 564.e1-19; discussion 564-5.
115. Mang de la Rosa, M.R., et al., *Accuracy of palatal orthodontic mini-implants placed by conventionally or CAD/CAM-based surgical guides: a comparative in vitro study*. Angle Orthod, 2023. **93**(1): p. 79-87.
116. Talmazov, G., et al., *Accuracy of Implant Placement Position Using Nondental Open-Source Software: An In Vitro Study*. J Prosthodont, 2020. **29**(7): p. 604-610.
117. Tsolakis, I.A., et al., *Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing*. Dentistry Journal, 2022. **10**(10): p. 181.
118. Lo Giudice, A., et al., *Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based 3D printers: a study using surface-based superimposition and deviation analysis*. Clin Oral Investig, 2022. **26**(1): p. 303-312.
119. Venezia, P., et al., *Accuracy of orthodontic models prototyped for clear aligners therapy: A 3D imaging analysis comparing different market segments 3D printing protocols*. J Dent, 2022. **124**: p. 104212.
120. Sharma, N., et al., *Effects of Steam Sterilization on 3D Printed Biocompatible Resin Materials for Surgical Guides—An Accuracy Assessment Study*. Journal of Clinical Medicine, 2020. **9**(5): p. 1506.
121. David, S., et al., *Impact of Autoclaving on the Dimensional Stability of 3D-Printed Guides for Orthodontic Mini-Implant Insertion - An In Vitro Study*. Clin Exp Dent Res, 2025. **11**(1): p. e70111.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Kathrin Becker für die Übernahme der Betreuung dieser Arbeit sowie für ihre fachliche Begleitung während des gesamten Promotionsvorhabens. Ihre wissenschaftlichen Anregungen, ihre Unterstützung bei konzeptionellen und methodischen Entscheidungen sowie ihre kritischen Rückmeldungen zur Überprüfung und Einordnung der erhobenen Daten haben maßgeblich zur Weiterentwicklung dieser Arbeit beigetragen. Darüber hinaus danke ich ihr für ihre konstruktiven Hinweise während der Ausarbeitung des Manuskripts und der Dissertation sowie für die Bereitstellung der erforderlichen Ressourcen und der finanziellen Rahmenbedingungen.

Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel danke ich herzlich für seine wertvollen wissenschaftlichen Hinweise. Insbesondere seine kritischen Rückmeldungen zu den gewählten methodischen Ansätzen haben zur Schärfung und Weiterentwicklung des methodischen Vorgehens beigetragen.

Priv.-Doz. Dr. Giulia Brunello, PhD, danke ich für ihre außerordentliche Unterstützung. Sie hat mich insbesondere bei der strukturierten Aufbereitung der Daten, der sorgfältigen Überprüfung der Ergebnisse und deren wissenschaftlicher Einordnung begleitet. Ebenso danke ich ihr für ihre umfassende Unterstützung bei der Formulierung und Ausarbeitung des Manuskripts sowie der Dissertation. Ihre Expertise, Motivation und kontinuierliche Hilfsbereitschaft haben wesentlich zur Qualität und Klarheit dieser Arbeit beigetragen.

Für die Unterstützung bei der Planung und Durchführung der experimentellen Arbeiten danke ich Frau Dr. med. dent. Nicole Rauch sowie Herrn Robert Kerberger, deren engagierte Mitarbeit, praktische Expertise und Einsatzbereitschaft entscheidend zum Erfolg der Versuchsreihen und zur Qualität der Datenerhebung beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt außerdem Frau Dr. med. dent. Mira Hübner für ihre Unterstützung im Bereich der statistischen Analysen. Ihre Expertise bei der Aufbereitung, Überprüfung und Interpretation der Daten war von zentraler Bedeutung für die Qualität der statistischen Auswertung.

Allen Genannten danke ich herzlich für ihre Zeit, ihre Expertise und die stets angenehme Zusammenarbeit, durch die dieses Projekt in allen Phasen bereichert wurde.