

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



**Untersuchung des Einflusses verschiedener Vorbehandlungs-
protokolle auf die Verbundfestigkeit zweier 3D-gedruckter
Komposite für definitiven, festsitzenden Zahnersatz**

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

vorgelegt von
Lukas Montenbruck

aus
München

Jahr
2025

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

Erstes Gutachten: PD Dr. Dalia Kaisarly

Zweites Gutachten: PD Dr. Andreas Keßler

Drittes Gutachten: Prof. Dr. Christine Keul

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 26. November 2025

Meiner Familie gewidmet

Affidavit



Promotionsbüro
Medizinische Fakultät



Eidesstattliche Versicherung

Montenbruck, Lukas

Name, Vorname

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

„Untersuchung des Einflusses verschiedener Vorbehandlungsprotokolle auf die Verbundfestigkeit zweier 3D-gedruckter Komposite für definitiven, festsitzenden Zahnersatz“

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

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

München, 26.11.2025

Ort, Datum

Lukas Montenbruck

Unterschrift Doktorand

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	4
Inhaltsverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	6
Publikationsliste	7
1. Einleitung	8
1.1 Entwicklung der Zahnheilkunde im digitalen Zeitalter	8
1.2 Materialien zur additiven Fertigung von temporärem, festsitzendem Zahnersatz	12
1.3 Materialien zur additiven Fertigung von definitivem, festsitzendem Zahnersatz	15
1.4 Zielsetzung	19
1.5 Beitrag zu der Veröffentlichung	20
2. Zusammenfassung.....	21
3. Abstract.....	23
4. Publikation	25
5. Literaturverzeichnis	37
6. Anhang	49
Danksagung	61
Lebenslauf.....	62
Übereinstimmungserklärung.....	63

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
AG	Aktiengesellschaft
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
a.s.	Akciová společnost (= Aktiengesellschaft (Tschechien))
ASTM	American Society for Testing and Materials
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer-aided Design
CAM	Computer-aided Manufacturing
CEREC	Ceramic Reconstruction
DLP	Digital Light Processing
DMD	Digital Micromirror Device
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie
DOI	Digital Object Identifier
ISO	Internationale Organisation für Normung
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GmbH & Co. KG	Gesellschaft mit beschränkter Haftung und Compagnie Kommanditgesellschaft
Inc.	Incorporated
LC	Light curing
Ltd.	Limited Company
MIH	Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation
Sa	mittlere arithmetische Höhe
SLA	Stereolithografie
TBS	Tensile Bond Strength
TWB	Thermowechselbad
USA	United States of America
UV	Ultraviolett
v. l. n. r.	von links nach rechts
wt%	Gewichtsprozent

Publikationsliste

Englischsprachige Originalarbeit mit alleiniger Erstautorenschaft:

Montenbruck, L., Lüchtenborg, J., Elgezawi, M., Keßler, A. and Kaisarly, D. (2025) "*Influence of pretreatment strategies on the tensile bond strength of 3D printed composite resins for definitive cementation to dentin*". Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 134, Issue 3, p. 842e1-842e11, DOI: 10.1016/j.prosdent.2025.04.043

Englischsprachige Übersichtsarbeit mit Koautorenschaft:

Keßler, A., **Montenbruck, L.**, Schwendicke, F., Lüchtenborg, J. and Kaisarly, D. (2025) "*Narrative review of 3D-printed temporary and permanent dental resin restorations*". Polymer Testing, Volume 151, p. 108953, DOI: 10.1016/j.polymertesting.2025.108953

1. Einleitung

1.1 Entwicklung der Zahnheilkunde im digitalen Zeitalter

Wie die „Sechste Deutsche Mundgesundheitsstudie“ (DMS • 6) zeigt, nahm die Kariesinzidenz innerhalb der deutschen Bevölkerung im Verlauf der letzten Mundgesundheitsstudien kontinuierlich ab. Die Karieserfahrung liegt laut ihr bei 0,5 bis 17,6 Zähnen je nach Altersgruppe in Deutschland. Dennoch ist Karies nach wie vor eine weit verbreitete Erkrankung, insbesondere international. Neben dem Kariesrückgang durch etablierte zahnmedizinische Prophylaxe wurde außerdem eine reduzierte Anzahl an Zahnverlusten in allen Altersgruppen im Verlauf der bisher durchgeführten Deutschen Mundgesundheitsstudien nachgewiesen.¹

Neben Karies existieren andere nichtkariöse Zahnhartsubstanzdefekte. Ein Beispiel sind Erosionen durch verändertes Ernährungsverhalten. Die DMS • 6 ermittelte eine Erosionsprävalenz von 43,2 %. Im Vergleich zur DMS III ist die Erosionsprävalenz mittlerweile deutlich erhöht.² Ein weiterer nichtkariöser Zahnhartsubstanzdefekt ist die Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH), deren Prävalenz in der DMS • 6 mit 15,3 % bei den 12-Jährigen angegeben wurde.³

Obwohl die Kariesinzidenz in den vergangenen Jahrzehnten abgenommen hat, sind Zahnhartsubstanzdefekte dementsprechend nach wie vor weit verbreitet. Folglich entstandene Zahnhartsubstanzdefekte machen minimalinvasive Versorgung notwendig. Obgleich durch den Fortschritt der direkten Restaurationsmöglichkeiten die Indikationen für indirekte Restaurationen zunehmend strenger gestellt werden, werden diese weiterhin einen festen Bestandteil der Zahnheilkunde darstellen. Dies ist vor allem der Tatsache geschuldet, dass Millionen bereits existierender Zahnkronen voraussichtlich zu gegebener Zeit ersetzt werden müssen. Neben der etablierten konventionellen Herstellung des Zahnersatzes existieren inzwischen digitale Herstellungsmethoden.⁴

Wie in zahlreichen anderen Industrien lässt sich auch in der Zahnmedizin eine zunehmende Automatisierung von Arbeitsschritten beobachten. In den vergangenen Jahren hat die computergestützte Fertigung von individuellem Zahnersatz an Bedeutung gewonnen. Diese ermöglicht angesichts steigender Laborkosten

eine kostengünstigere Produktion.⁵ Die digitale Fertigung erfordert die Verwendung mehrerer Komponenten:

Zunächst werden die Zahn- und Kieferstrukturen mithilfe eines Scanners digitalisiert. Im Anschluss erfolgt die Verarbeitung der Daten durch eine Software und ein Datensatz wird für die Fertigung erstellt. Dieser Prozess wird als Computer-aided Design (CAD) bezeichnet. Eine Produktionstechnik stellt schließlich mithilfe dieser Daten das Endprodukt her. Dieser Vorgang wird als Computer-aided Manufacturing (CAM) bezeichnet.⁵

Die Ursprünge dieser computergestützten Fertigung lassen sich auf experimentelle Forschungsarbeiten von François Duret in den 1970er-Jahren zurückführen.^{6, 7} Die umfassende Einführung in den dentalen Bereich erfolgte in den 1980er-Jahren durch die Entwicklung des Ceramic Reconstruction (CEREC) Systems durch Werner H. Mörmann und Marco Brandestini.^{8, 9} Die Fortschritte in der zahnmedizinischen digitalen Hard- und Software sind seitdem rasch vorangeschritten. Zahlreiche neue Technologien und Produkte sind in den letzten Jahren in der Produktparte der Intraoralscanner und CAD/CAM-Domäne erschienen. Allein die Anzahl der Publikationen zum Suchwort „digital dentistry“ hat sich im Zeitraum zwischen 2017 und 2022 mehr als verdoppelt.¹⁰ Diese Entwicklung macht deutlich, dass die Digitalisierung in der Zahnheilkunde sowohl in der Forschung als auch in der Wirtschaft von großer Aktualität und Dynamik geprägt ist.

In der ursprünglichen Konzeption des digitalen Verfahrens zur Herstellung von Zahnersatz war eine subtraktive maschinelle Fertigung vorgesehen.¹¹ Die subtraktive Fertigung wird gegenwärtig weiterhin standardmäßig verwendet und häufig synonym mit dem Begriff CAD/CAM verwendet und ist die Fertigungstechnologie, mit der die meisten vertraut sind.¹²

Die Verwendung digitaler Technologien ermöglicht die Fertigung von Zahnersatz in hoher Qualität, führt zu einer hohen Patientenzufriedenheit und bietet finanzielle Vorteile. Ihre Anwendung erstreckt sich mittlerweile auf nahezu jeden Bereich der Zahnheilkunde.¹³

Allerdings ist die subtraktive Fertigung mit einigen Nachteilen verbunden. Eine Reproduktion von sehr kleinen, verwinkelten oder hohlen Geometrien ist aufgrund des beschränkten Zugangs der Werkzeuge nicht möglich.⁵ Die Oberflä-

chenauflösung ist aufgrund des Verfahrens vom Radius des kleinsten Werkzeuges und dem Werkzeug selbst determiniert. Im Rahmen der Herstellung von Zahnersatz kommt es zu einem ausgeprägten Werkzeugverschleiß sowie einem hohen Verlust an Rohmaterial. Zudem kann immer nur ein Produkt gleichzeitig gefertigt werden.^{12, 14-16}

All diese Nachteile liegen bei einer anderen Fertigungsmethode nicht vor. Sie wird als additive Fertigung oder synonym als dreidimensionaler (3D)-Druck bezeichnet.^{12, 17}

Der Ursprung der additiven Fertigung geht auf Charles W. Hull zurück, der 1986 ein Patent für einen 3D-Drucker anmeldete, der auf dem Prinzip des Stereolithografie Apparats (SLA) basierte.¹⁸ Als Mitbegründer der Firma 3D Systems (Rock Hill, South Carolina, USA) begann die Kommerzialisierung des SLA-1 Druckers als erstes 3D-Druckunternehmen überhaupt.¹⁹ Neben der SLA-Technologie sind inzwischen weitere Drucktechnologien kommerziell verfügbar, welche von der Internationalen Organisation für Normung (ISO) nach der ISO/ASTM-Norm 52900 „*Additive manufacturing - General principles - Fundamentals and vocabulary*“ in die sieben Prozesskategorien Binder Jetting, Directed Energy Deposition, Material Extrusion, Material Jetting, Powder Bed Fusion, Sheet Lamination und Vat Photopolymerization eingeteilt werden.²⁰

In der Zahnheilkunde finden vor allem Drucktechnologien der Prozesskategorie Vat Photopolymerization Anwendung. Hierzu zählen die Stereolithografie (SLA) Technologie und die Digital Light Processing (DLP) Technologie.^{17, 21, 22} In beiden Verfahren wird eine Bauplattform zyklisch in eine mit Harz gefüllte Wanne bewegt, das flüssige Material umgibt diese Plattform und härtet mittels Photopolymerisation das Material in der gewünschten Form aus. Im Anschluss wird die Plattform erneut bewegt, um von neuem flüssigen Material umgeben zu werden. Dieser Vorgang wird zyklisch wiederholt, sodass ein Objekt Schicht für Schicht hergestellt wird. Der entscheidende Unterschied zwischen den beiden Verfahren liegt in der Art der verwendeten Lichtquelle. Bei der SLA-Technologie wird ein Ultraviolett (UV)-Laser verwendet, welcher die Schicht des zu bildenden Objekts nach und nach abfährt.^{12, 17, 21} Im Gegensatz dazu wird bei der DLP-Technologie die gesamte Schicht simultan durch einen Projektor mit UV-Licht belichtet und

das Licht durch eine digitale Mikrospiegel Technologie (= Digital Micromirror Device (DMD)) projiziert, wodurch es strukturiert wird. Die Mikrospiegel können, wie Lichtschalter, einzeln an- und ausgeschaltet werden. Die Anzahl der Mikrospiegel korreliert dabei mit der Pixelauflösung des projizierten Bildes. Sie repräsentieren einzelne oder mehrere Pixel des zu produzierenden Objekts. Diese Technologie ermöglicht eine Zeitersparnis, insbesondere bei der Fertigung großer oder mehrerer Objekte.^{17, 21, 22}

Nach Abschluss des Druckvorgangs müssen die Objekte eine Nachbearbeitung, das sogenannte Postprocessing, durchlaufen, bevor sie klinisch eingesetzt werden können. Das Postprocessing sollte gemäß der Herstellerangaben erfolgen und kann die folgenden Schritte umfassen: Entfernung der Objekte von der Bauplattform, Entfernung der Stützstrukturen, Reinigung der Objekte von überschüssigem polymerisiertem Material, Nachbelichtung mit speziell dafür konstruierten Geräten zur Steigerung der Konversionsrate und Trocknung.^{12, 17} Ziel der aktuellen Forschung und Produktentwicklung ist die Vereinfachung, Verkürzung und Automatisierung dieser zeitintensiven und techniksensitiven Arbeitsschritte.²³

Das zeitintensive Postprocessing stellt einen Nachteil der additiven Fertigung dar. Demgegenüber stehen jedoch einige Vorteile gegenüber der subtraktiven Fertigungsmethode. Mehrere Objekte können simultan mit demselben Gerät hergestellt werden. Darüber hinaus ist die Herstellung von Hohlkörpern oder komplexen Geometrien möglich.^{12, 17} Im Vergleich zur subtraktiven Fertigung liegt auch eine Zeit- und Kosteneffizienz vor.²⁴

Die additive Fertigungsmethode findet vielseitige Anwendung in der Zahnmedizin, beispielsweise bei der Herstellung individueller Abformlöffel, Bonding-Trays, chirurgischer Bohrschablonen, festsitzender Restaurationen (Provisorien, Teilkronen, Kronen, Brücken, Veneers), Modellen inklusive Gingivamasken, Prothesen, Schienen und Wax-ups.^{25, 26}

Im Folgenden werden insbesondere die 3D-Druckmaterialien für die Fertigung von festsitzenden Restaurationen beleuchtet. Anhand der Verweildauer in der Mundhöhle lassen sich diese in temporäre/provisorische Materialien und Materialien für die definitive Langzeitanwendung einteilen.

1.2 Materialien zur additiven Fertigung von temporärem, festsitzendem Zahnersatz

Eine Vielzahl an Produkten ist auf dem dentalen Markt erhältlich, die für die additive Herstellung von festsitzendem, temporärem Zahnersatz geeignet sind. Ihre primäre Indikation ist die Verwendung als Provisorium (siehe Tabelle 1). Die folgende Tabelle bietet einen Überblick über einige der verfügbaren Materialien. An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass die folgende Aufstellung keinen Anspruch auf Vollständigkeit erhebt.

Tabelle 1: Übersicht über Materialien zur additiven Fertigung von temporärem Zahnersatz

Material	Firma	Druck-technik	Indikation	Referenz
3Delta Etemp	DeltaMed GmbH	DLP	temporäre Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers	27
FREEPRINT temp	DETAX GmbH	DLP	temporäre Kronen, Brücken	28
IMPRIMO LC Temp It	SCHEU-DENTAL GmbH	DLP	temporäre Kronen, Brücken und Mock Ups	29
optiprint lumina	dentona AG	DLP	temporäre Kronen, Brücken	30
printodent GR-17.1 temporary It	pro3dure medical GmbH	DLP	Prothesenzähne und temporäre Kronen, Brücken	31
SprintRay EU Temporary Crown & Teeth	SprintRay Europe GmbH	DLP	Prothesenzähne, temporäre Kronen, Brücken	32
Temp PRINT	GC Germany GmbH	DLP	temporäre Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers	33
Temporary CB Resin	Formlabs Inc.	SLA	temporäre Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers	34
V-Print c&b temp	VOCO GmbH	DLP	temporäre Kronen, Brücken und Mock Ups	35
VarseoSmile Temp	BEGO Bremer Goldschlägerei Wilhelm Herbst GmbH & Co. KG	DLP	temporäre Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers	36

Die ersten Studien zu den provisorischen, 3D-druckbaren Restaurationsmaterialien in der Zahnmedizin, die von systematischen Reviews identifiziert werden konnten, sind im Jahr 2016 erschienen.³⁷⁻³⁹ Aufgrund ihrer Materialeigenschaften eignen sich diese lediglich für den temporären Gebrauch:

Die physikalischen Eigenschaften wie Wasserabsorption, Wasserlöslichkeit und Farbstabilität sind laut Konsensus der meisten Studien als mangelhaft einzustufen.^{37, 40-44} Die Farbstabilität additiv gefertigter Provisorien ist denen subtraktiv und konventionell gefertigter Provisorien unterlegen.^{37, 45} Materialien für die subtraktive Fertigung haben aufgrund der industriellen Herstellung einen höheren Polymerisationsgrad als additive Materialien. Der geringere Polymerisationsgrad additiver Materialien führt vermutlich zu einer schlechteren Oberflächenintegrität mit einer höheren Anzahl an Restmonomeren. Wasser kann in additiv hergestellte Objekte leichter eindringen aufgrund der hohen Anzahl an Restmonomeren, des schichtweisen Aufbaues des Objekts und der Verwendung von zum Teil hydrophilen Monomeren. Es kommt somit zu einer stärkeren Wasserabsorption, woraus stärkere Dimensionsveränderungen und höhere Konzentrationen an in Lösung gehender Restmonomere resultieren. Diese Einflussfaktoren werden als Grund für die auftretenden Verfärbungen vermutet.³⁷ Mithilfe von Oberflächenbehandlungen wie Polituren, Versiegelungen und Glasuren kann die Oberflächenrauigkeit reduziert und somit die Farbstabilität 3D-gedruckter Provisorien verbessert werden.^{37, 41, 46, 47}

Die Biokompatibilität der provisorischen Materialien scheint ebenso subtraktiven und konventionellen provisorischen Materialien unterlegen zu sein. Der Kontakt von 3D-gedruckten, provisorischen Materialien und deren Eluate zu unterschiedlichen humanen Zellen führte stets zu einer Abnahme der Zellviabilität und veränderte zudem die Expression proinflammatorischer Mediatoren.⁴⁸⁻⁵⁰ Zudem konnte die Induktion von oxidativem Stress und Apoptose durch provisorische, 3D-gedruckte Materialien nachgewiesen werden.⁵⁰ Dementsprechend induzierten additiv gefertigte Provisorien stärkere zytotoxische Effekte im Vergleich zu subtraktiv und konventionell hergestellten Provisorien.^{49, 50} Als Gründe der unterschiedlichen Zytotoxizität je nach Material werden die verschiedenen chemischen Zusammensetzungen an Monomeren, das Vorhandensein und der Typ eines Photoinitiators und der Polymerisationsmodus diskutiert.⁵⁰

In Anbetracht der mechanischen Eigenschaften additiver provisorischer Materialien wurde eine erhebliche Heterogenität in sämtlichen Reviews und Meta-Analysen identifiziert.^{37, 38, 51-53} In einigen Studien waren 3D-gedruckte, provisorische Materialien den gefrästen oder konventionell hergestellten Provisorien hinsichtlich der Biegefestigkeit⁵⁴⁻⁵⁶ oder Frakturresistenz überlegen.^{57, 58} In anderen Stu-

dien unterlagen sie jedoch den konventionell oder subtraktiv hergestellten Materialien hinsichtlich der Biegefestigkeit^{45, 56, 59-61} und Frakturresistenz.⁶²⁻⁶⁴ Eine Korrelation zwischen den mechanischen Eigenschaften und dem Füllkörpergehalt der Materialien konnte festgestellt werden. Die 3D-druckbaren, provisorischen Materialien enthalten keine bis geringe Füllkörpergehalte.⁶⁵⁻⁶⁷ Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Viskosität dieser Materialien gering sein muss, um vor jedem Druckzyklus eine erneute, vollständige Benetzung der Bauplattform des 3D-Druckers durch das 3D-Druckmaterial gewährleisten zu können.^{65, 68} Die mechanischen Eigenschaften der temporären Materialien werden demnach durch den geringen Füllkörpergehalt limitiert.

Neben dem Einfluss des Materials konnte ebenso ein Einfluss der Druckorientierung, der Druckschichtstärke, der Reinigungsmethode, der Nachhärtungszeit und des Nachhärtungsgeräts auf die mechanischen Eigenschaften nachgewiesen werden.^{66, 69-80} Angesichts der Heterogenität der Ergebnisse ist es nicht möglich allgemein gültige Empfehlungen abzuleiten.

Die verbesserungswürdigen mechanischen Eigenschaften spiegeln sich auch in einer geringeren Erfolgsrate von 76,2 % in einer klinischen Studie wider im Vergleich zu konventionellen Provisorien.⁸¹ Jedoch sollte beachtet werden, dass nahezu alle vorhandenen Studien zu diesen Materialien In-vitro-Untersuchungen sind und weitere klinische Studien nötig sind, um die Langzeitperformance der Provisorien im klinischen Setting evaluieren zu können.

1.3 Materialien zur additiven Fertigung von definitivem, festsitzendem Zahnersatz

Inzwischen sind Materialien mit höheren Füllkörpergehalten erhältlich, welche für den definitiven Gebrauch zugelassen sind. Als weltweit erstes 3D-Druck Komposit mit Keramikfüllkörpern zur Herstellung von definitiven Einzelzahnrestaurationen wie Kronen, Inlays, Onlays und Veneers mittels DLP-Technologie gilt VarseoSmile Crown^{plus} von BEGO, welches im Februar 2020 erschien.^{22, 82, 83} Ansonsten sind für die additive Herstellung von festsitzendem, definitivem Zahnersatz bisher weniger Produkte erhältlich (siehe Tabelle 2). Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über einige dieser Materialien. Es wird kein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben.

Tabelle 2: Übersicht über Materialien zur additiven Fertigung von definitivem Zahnersatz

Material	Firma	Druck- technik	Indikation	Referenz
3Delta Crown	DeltaMed GmbH	DLP	definitive Kronen, Inlays, Onlays, Veneers	84
Flexcera Smile Ultra+	Desktop Metal, Inc.	DLP	definitive/temporäre Prothesenzähne, Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers, Voll-/Teilprothesen	85
FREEPRINT crown	DETAX GmbH	DLP	langzeitprovisorische Kronen, Brücken und definitive Kronen, Inlays, Onlays, Veneers, Prothesenzähne	86
Permanent Crown Resin	Formlabs Inc.	SLA	definitive Kronen, Inlays, Onlays, Veneers	87
PRO Resins Crown X	Institut Straumann AG	keine Angabe	definitive Kronen	88
saremco print CROWNTEC	SAREMCO Dental AG	DLP	Prothesenzähne, definitive/temporäre Kronen, Inlays, Onlays, Veneers	89
SprintRay EU Crown	SprintRay Europe GmbH	DLP	definitive Kronen, Inlays, Onlays, Veneers	90
VarseoSmile Crown ^{plus}	BEGO Bremer Goldschlägerei Wilhelm Herbst GmbH & Co. KG	DLP	definitive Kronen, Inlays, Onlays, Veneers	91
VarseoSmile TriniQ	BEGO Bremer Goldschlägerei Wilhelm Herbst GmbH & Co. KG	DLP	definitive Kronen, Inlays, Onlays, Veneers, Brücken, Prothesenzähne und temporäre Brücken	92

Da die 3D-gedruckten Materialien für den definitiven Gebrauch relativ neu auf dem Markt sind, ist die Studienlage bisher quantitativ spärlich und nur begrenzt zuverlässig.^{39, 93} Weil es derzeit keinen Konsens über die erforderlichen Standards für In-vitro-Studien gibt, herrscht eine Heterogenität der aktuell angewandten Forschungsprotokolle und daraus resultierenden Daten.⁹³ Die Materialien sollen definitiv als Zahnersatz eingegliedert werden, weshalb sie sowohl starken mechanischen Stress als auch den verschiedenen chemischen Vorgängen in der Mundhöhle standhalten müssen.²² Dies setzt also bessere mechanische, physikalische und biologische Eigenschaften als bei den temporär eingesetzten Materialien voraus.

Die optischen Eigenschaften scheinen abhängig von dem Material,⁹⁴⁻⁹⁸ der Oberflächenbehandlung,^{98, 99} der Dicke,¹⁰⁰ der Druckrichtung,^{100, 101} den Ernährungsgewohnheiten^{96, 98, 102} und den individuellen Prophylaxemaßnahmen⁹⁸ zu sein. Die 3D-druckbaren Materialien verfärbten sich in Studien stärker und nahmen in ihrer Transluzenz mehr ab als die subtraktiv fertigen Materialien für definitiven Zahnersatz.⁹⁴⁻⁹⁶ Die Verfärbungen waren in mehreren Studien innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs.^{94, 99, 102} Eine Studie zeigte zudem, dass Zahnschmelz unter gleichen Bedingungen stärkere Transluzenz- und Farbveränderungen zeigte als ein 3D-Druckmaterial für definitiven Zahnersatz.¹⁰² Die Polierbarkeit scheint bei den 3D-druckbaren Materialien schlechter zu sein als bei fräsbaren Materialien, was zu einer verstärkten Plaqueakkumulation führen kann.^{95, 99} Längere Polymerisationszeiten könnten die Restmonomernzahl verringern und somit die Farbstabilität erhöhen.⁹⁹

Die biologischen Eigenschaften wie Biokompatibilität und Zytotoxizität werden kontrovers diskutiert. Manche Studien konnten keine oder nur leichte Zytotoxizität, keine Mutagenität sowie keine signifikanten Veränderungen der Zellviabilität und Zellproliferation nachweisen.^{103, 104} Ein karzinogenes Potential wurde jedoch festgestellt.¹⁰³ Es wird empfohlen die Herstelleranweisungen zu befolgen, um die Anzahl an Restmonomeren und daraus resultierenden zytotoxischen Effekten zu minimieren.¹⁰⁴ Eine andere Studie ermittelte hingegen vergleichbare Biokompatibilität und Zytotoxizität wie bei provisorischen 3D-druckbaren Materialien.⁵⁰ Die Eluate reduzierten die Zellviabilität, lösten inflammatorische Reaktionen und oxidativen Stress aus und induzierten Apoptose. Die festgestellten zytotoxischen Effekte beziehen sich auf die initiale Phase nach der Eingliederung einer Restauration und nicht auf die langzeitige Toxizität. Subtraktiv gefertigte Materialien zeigten geringere zytotoxische Effekte.⁵⁰ Dies ist vermutlich auf die industrielle Herstellung mit Polymerisation unter hohen Temperaturen und hohem Druck zurückzuführen. Dies führt zu einer höheren Konversionsrate und somit weniger Restmonomeren und homogeneren Materialien mit höherem Füllkörpergehalt.

Photoinitiatoren können ebenso Grund einer gesteigerten Zytotoxizität sein. Die Biokompatibilität scheint dementsprechend vor allem vom Postprocessing abzuhängen. Eine Verlängerung der Nachpolymerisation und zusätzliches Waschen könnte die Biokompatibilität verbessern. Ein Einlegen der 3D-gedruckten Restauration in eine Flüssigkeit vor der definitiven Eingliederung könnte unpolymersierte, potenziell toxische Restmonomere eluieren lassen.⁵⁰

Die Studienlage zu den mechanischen Eigenschaften ist gering und heterogen. Die unterschiedlichen und teilweise widersprüchlichen Ergebnisse sind auf verschiedene experimentale Versuchsaufbauten, verschiedene analysierte Parameter und verschiedene getestete Materialien mit unterschiedlichen Füllkörpergehalten zurückzuführen.^{93, 105-108} Die 3D-gedruckten, definitiven Materialien zeigten im Vergleich zu gefrästen Materialien eine Unterlegenheit hinsichtlich der Biegefestigkeit.¹⁰⁵⁻¹⁰⁸ Dies ist auf eine inhomogenere Mikrostruktur der 3D-gedruckten Materialien zurückzuführen, welche den Ursprungsort für vermehrt auftretende Frakturen darstellt.¹⁰⁵ Durch das Einbringen von Nanofüllkörpern besteht die Möglichkeit, die Biegefestigkeit zu erhöhen,^{106, 109} was jedoch die Ästhetik beeinträchtigt.¹⁰⁹ Die Druckschichtstärke hat ebenso einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften. Geringere Schichtstärken von 50 µm zeigen bessere mechanische Werte als Schichtstärken von 100 µm.^{108, 110} Ebenso haben die 3D-Druck-Technologie, die Polymerisationszeit und das Postprocessing einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften.¹⁰⁷ Die Mikrohärtigkeit der 3D-gedruckten, definitiven Materialien ist niedriger als die Mikrohärtigkeit der gefrästen, definitiven Materialien.¹⁰⁶⁻¹⁰⁸ Die interne Passung und der Randschluss werden in mehreren Studien als gut bewertet und sind denen CAD/CAM gefräster Hybridkeramiken überlegen.¹¹¹⁻¹¹⁴

Additive Materialien sind im Vergleich zu subtraktiven Materialien hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften unterlegen. In der Fachliteratur wird diese Tendenz neben den unterschiedlichen Füllkörpergehalten auch auf die unterschiedlichen Polymerisationsmodi und den geschichteten Aufbau 3D-gedruckter Objekte zurückgeführt.¹⁰⁶

In Reviews wird geschlussfolgert, dass die Materialien zur kurz- und mittelfristigen Anwendung passend sein könnten,¹⁰⁶ jedoch aufgrund ihrer verbesserungswürdigen mechanischen Eigenschaften noch nicht die erste Wahl für indirekte Restaurationen sind.¹⁰⁸ Aufgrund der limitierten Evidenz besteht die Notwendigkeit für weitere Forschung in diesem Bereich. Insbesondere sind klinische Studien und Langzeit-In-vivo-Forschung erforderlich, zum Beispiel um die exakten klinischen Indikationen zu klären.^{106, 108}

Hinsichtlich klinischer Studien ist die Studienlage ausgeprägt gering. Eine klinische Studie, bei der 3D-gedruckte Kronen aus einem definitivem Material nach einem Jahr Verweildauer in der Mundhöhle auf Verfärbungen, Gingivitis, Oberflächenrauigkeit, Sekundärkaries und postoperative Sensitivitäten untersucht worden sind, zeigte vielversprechende Ergebnisse.¹¹⁵ In zwei klinischen Studien wurden nach einem Jahr Überlebensraten von 82,1 % und 84,4 % angegeben.^{115, 116} In zwei weiteren klinischen Studien wurden Überlebensraten von additiv gefertigten dreigliedrigen Brücken nach einem Jahr von 71,6 % und nach zwei Jahren von 61,0 % ermittelt.^{117, 118} Die Materialien wurden als alternative Behandlungsoption in der initialen Phase komplexer prothetischer Fälle empfohlen.¹¹⁵ Um präzisere Indikationen definieren zu können, sollte die zu erwartende Lebensdauer von 3D-gedruckten Materialien für die definitive Anwendung im Rahmen von Langzeitforschung untersucht werden.

Da die adhäsive Haftung bei definitiver Eingliederung von Restaurationen eine entscheidende Rolle für den Langzeiterfolg spielt, ist es von essenzieller Bedeutung, diese in Studien zu untersuchen. Bei temporären Restaurationen war die Haftung bislang zu vernachlässigen, da diese nicht langfristig in der Mundhöhle verbleiben sollten. Im Bereich der adhäsiven Haftung definitiver 3D-Druckmaterialien ist die Datenlage bisher gering und heterogen. Kagaoan et al.¹¹⁹ konnte in einem Review im Jahre 2024 lediglich eine Studie⁸³ identifizieren, in der die adhäsive Haftung eines definitiven Materials getestet wurde und schlussfolgerte, dass die Einflussfaktoren der adhäsiven Haftung additiv gefertigter, definitiver Materialien unbekannt sind. Inzwischen wurden wenige zusätzliche Studien durchgeführt mit heterogenen Ergebnissen.¹²⁰⁻¹³² Lediglich zwei dieser Studien^{121, 125} untersuchten die adhäsive Haftung von 3D-gedruckten Materialien an Dentin. Die Auswirkungen verschiedener Vorbehandlungsstrategien auf die adhäsive Haftung von 3D-gedruckten, definitiven Materialien an Dentin sind dementsprechend nahezu unbekannt. In diesem Forschungsgebiet der Zahnheilkunde sind weitere Studien von enormer Bedeutung, um den Wissensstand zu erweitern und so einen Erkenntnisgewinn zu erzielen.

1.4 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Dissertation war es, die Verbundfestigkeit mehrerer additiv gefertigten Komposite für definitiven, festsitzenden Zahnersatz an Dentin in vitro zu ermitteln. Insbesondere sollte der Einfluss mechanischer sowie verschiedener chemischer Vorbehandlungen der Materialien, als auch der Einfluss der Materialien selbst auf die Verbundfestigkeit untersucht werden.

Zur Bestimmung der Verbundfestigkeit sollte ein Zugversuch durchgeführt werden. Mittels diesem sollte die Haftung der Materialien am Dentin kariesfreier, extrahierter boviner Frontzähne ermittelt werden. Unterschiede der Haftwerte zwischen den unterschiedlichen Versuchsgruppen sollten dargestellt werden. Der Versagensmodus sollte anschließend mittels Fraktographie bestimmt und kategorisiert werden.

Des Weiteren wurde die Hypothese aufgestellt, dass sowohl die Oberflächenrauigkeit als auch die Konversionsrate einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben könnten. Somit sollten diese ebenso für beide 3D-Druckmaterialien bestimmt werden.

Ziel war es, durch diese Untersuchungen das Behandlungsprotokoll mit der besten Verbundfestigkeit zu identifizieren und somit eine Empfehlung für das klinische Vorgehen geben zu können und Einflussfaktoren auf die Haftung zu identifizieren.

1.5 Beitrag zu der Veröffentlichung

Bei der vorliegenden Dissertation handelt es sich um eine publikationsbasierte Dissertation. Der selbstständige Beitrag des Doktoranden für die Publikation „*Influence of pretreatment strategies on the tensile bond strength of 3D printed composite resins for definitive cementation to dentin*“ von Montenbruck et al., veröffentlicht im Journal of Prosthetic Dentistry (Volume 134, Issue 3, p. 842e1-842e11, DOI: 10.1016/j.prosdent.2025.04.043), umfasste folgende Aspekte:

Zunächst wurde durch den Doktoranden eine umfassende Literaturrecherche zum Rahmenthema des Dissertationsprojektes durchgeführt und diese fortlaufend aktualisiert. Auf dieser Grundlage erfolgte gemeinsam mit Frau Priv.-Doz. Dr. med. dent. Dalia Kaisarly und Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. Andreas Keßler die Gestaltung des Studiendesigns. Alle für den Versuchsaufbau benötigten Geräte wurden durch den Doktoranden getestet und benötigte Materialien beschafft. Zudem wurden Vorversuche von ihm durchgeführt. Im Anschluss wurden alle Prüfkörper durch den Doktoranden hergestellt und einem Zugversuch unterzogen. Im Anschluss berechnete der Doktorand die Ergebnisse anhand der Messwerte. Unter einem Lichtmikroskop wurde anschließend der Versagensmodus durch den Doktoranden bestimmt. Die vom Doktoranden erhobenen Daten wurden unter Mithilfe von Frau Priv.-Doz. Dr. med. dent. Dalia Kaisarly statistisch ausgewertet und durch den Doktoranden in Tabellen und Grafiken zur Veranschaulichung aufbereitet. Zudem wurden Fotos und Grafiken der Arbeitsabläufe durch den Doktoranden erstellt (siehe Anhang). Das Manuskript wurde durch den Doktoranden als Erstautor verfasst und von ihm durch Revisionen ergänzt.

2. Zusammenfassung

Durch die kontinuierliche Weiterentwicklung der CAD/CAM-Materialien für die Fertigung von Zahnersatz im digitalen Workflow ist es inzwischen nicht nur möglich provisorische Restaurationen additiv zu fertigen. Seit neuestem sind auch Materialien erhältlich für den 3D-Druck definitiver Restaurationen. Während die adhäsive Haftung der provisorischen Versorgungen eine untergeordnete Rolle spielte, ist die Befestigungsstrategie für definitiven Zahnersatz von äußerster Bedeutung. Es stellte sich die Frage, ob die etablierten Vorbehandlungsprotokolle für subtraktiv gefertigte Restaurationen analog übernommen werden können. Mithilfe verschiedener Variablen sollten Einflüsse auf die adhäsive Haftung getestet werden und das beste Behandlungsprotokoll identifiziert werden. Die Untersuchungen untergliederten sich in einen Zugversuch, eine Laser-Scanning-Mikroskopie und eine Raman-Spektroskopie.

Für den Zugversuch wurden 240 Prüfkörper hergestellt, die aus aneinander befestigten Dentin- und Kompositstäbchen bestanden. Die Dentinstäbchen ($2 \times 2 \times 5$ mm) wurden aus Rinderzähnen gesägt. Die Kompositstäbchen ($2 \times 2 \times 10$ mm) wurden aus zwei verschiedenen Materialien (3Delta Crown (DeltaMed GmbH), saremo print CROWNTEC (SAREMCO Dental AG)) 3D-gedruckt. Die Dentinstäbchen wurden alle mit einem Universaladhäsiv (Adhese Universal (Ivoclar AG)) chemisch konditioniert. Die Kompositstäbchen wurden zur Hälfte mit Aluminiumoxid (Al_2O_3) abgestrahlt, während die andere Hälfte nicht abgestrahlt wurde. Anschließend wurden die Kompositstäbchen mit einem von drei Haftvermittlern (Adhese Universal, Heliobond, Monobond Plus (alle von Ivoclar AG)) chemisch konditioniert. Durch die drei Variablen „3D-Druckmaterial“, „mechanische Konditionierung“ und „chemische Konditionierung“ resultierten 12 Testgruppen. Nach der Befestigung der Dentin- und Kompositstäbchen aneinander mittels Befestigungskomposit (Variolink Esthetic LC (Ivoclar AG)) wurden die Prüfkörper einer künstlichen thermischen Alterung unterzogen. Danach folgte ein Zugversuch mit anschließender Fraktographie. Die Oberflächenrauigkeit und Konversionsrate der beiden 3D-Druckmaterialien sollten ebenfalls untersucht werden, um weitere Einblicke in die Haftmechanismen zu bieten. Für beide Untersuchungen wurden neue Prüfkörper ($2,5 \times 6 \times 8$ mm) additiv hergestellt. Für die Bestimmung der Oberflächenrauigkeit wurde die Hälfte der Prüfkörper mit Al_2O_3 abgestrahlt. Danach erfolgte die Bestimmung der mittleren arithmetischen Höhe (S_a) mittels Laser-Scanning-Mikroskopie. Die Konversionsrate wurde mittels Raman-Spektroskopie an der Oberfläche ermittelt. Dazu wurden die gemessenen Spektren des flüssigen Resins und der fertig hergestellten Prüfkörper bei-

der Materialien verglichen. Alle Daten wurden einer statistischen Analyse unterzogen anhand ein-, zwei- und dreifaktorieller Varianzanalyse einschließlich Post-hoc-Tests und Weibull Analyse ($\alpha = 0,05$).

Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede der Tensile Bond Strength (TBS) zwischen den 12 Testgruppen nachgewiesen werden ($p > 0,05$). Alle Konditionierungsvarianten führten zu TBS-Werten zwischen 6,57 und 10,58 MPa. Die ermittelten Weibulldiagramme wiesen ähnliche Geradensteigungen auf und die vergleichbaren Weibullmoduli demonstrierten eine ähnliche Zuverlässigkeit des adhäsiven Verbunds. Hinsichtlich der Haftkraft zeigten sowohl das 3D-Druckmaterial, das mechanische Vorbehandeln als auch die verschiedenen Haftvermittler keine signifikanten Unterschiede. Als Versagensmodus trat vorherrschend ein adhäsives Versagen auf. In der Regel verblieben Befestigungskompositreste sowohl am Dentin- als auch am Kompositstäbchen. Dies deutet darauf hin, dass die Haftung des Befestigungskomposits zu beiden Stäbchen vergleichbar sein muss und die Schwachstelle des Prüfkörpers der adhäsive Verbund ist. Delaminationen traten keine auf. Die Laser-Scanning-Mikroskopie bewies, dass das Abstrahlen mit Al_2O_3 zu einer signifikanten Zunahme der Oberflächenrauigkeit bei beiden Materialien führt ($p < 0,05$). Die Raman-Spektroskopie zeigte, dass die Konversionsraten beider 3D-Druckmaterialien nach dem Postprocessing bei circa 70 % lagen.

Obwohl sich die Oberflächenrauigkeit signifikant durch das Abstrahlen erhöhte, wurden keine signifikant besseren Haftwerte bei den abgestrahlten Gruppen beobachtet. Ein möglicher Erklärungsansatz könnte in der chemischen Zusammensetzung der untersuchten 3D-Druckmaterialien liegen. Die Polymermatrix-Komposite enthalten einen anorganischen Füllkörpergehalt von circa 30 bis 50 wt%. Dementsprechend ist der organische Anteil an Monomeren hoch. Die ermittelten Konversionsraten von circa 70 % belegen, dass der Anteil an Restmonomeren hoch ist. Funktionelle Methacrylatgruppen der Haftvermittler können somit die radikale Polymerisation mit ungesättigten, reaktiven Kohlenstoff-Doppelbindungen der Restmonomere initiieren. Es konnte kein überlegener Haftvermittler identifiziert werden, der signifikant höhere TBS-Werte erzielte. Allerdings wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Verwendung eines Haftvermittlers zwingend notwendig sei, um die Initiierung der radikalen Polymerisation mit den Restmonomeren zu ermöglichen. Zudem scheint die Anzahl der Restmonomere eines 3D-gedruckten Komposits einen Einfluss auf die Haftkraft zu haben.

Bei der Befestigung von 3D-gedrucktem Komposit an Dentin kann es ratsam sein, dasselbe Universaladhäsiv sowohl für den Zahn als auch für die Restauration zu verwenden. Dies vereinfacht den Arbeitsablauf und erhöht den Komfort, die Praktikabilität sowie die Zeit- und Kosteneffizienz für den Anwender.

3. Abstract

Digital treatment concepts utilizing CAD/CAM have become a prevalent feature within contemporary dentistry. In the beginning, only 3D-printing resins approved for manufacturing temporary restorations were available. Nevertheless, composite resins approved for use in the fabrication of definitive restorations are now also available. While the adhesive bonding of temporary restorations played a subordinate role, the luting strategy for definitive restorations is of utmost importance. The question arose as to whether the pretreatment protocols, which have already been established for milled CAD/CAM restorations, could be adopted analogously. Various variables were used to test their influence on adhesive bonding and to identify an optimal treatment protocol. The investigations were subdivided into a tensile test, a laser scanning microscopy, and a Raman spectroscopy.

A total of 240 test specimens were fabricated for the tensile test. The specimens were composed of a dentin rod and a composite rod. Dentin rods ($2 \times 2 \times 5$ mm) were obtained by cutting from bovine teeth. Two distinct 3D-printing materials (3Delta Crown (DeltaMed GmbH), saremco print CROWNTEC (SAREMCO Dental AG)) were employed for the additive manufacturing of composite rods ($2 \times 2 \times 10$ mm). All the dentin rods were subjected to chemical conditioning with a universal adhesive (Adhese Universal (Ivoclar AG)). One half of the composite rods underwent mechanical pretreatment with Al_2O_3 , while the other half was not airborne-particle abraded. The composite rods were subjected to a chemical conditioning process with one of three bonding agents (Adhese Universal, Heliobond, Monobond Plus (all by Ivoclar AG)). The three variables, “3D-printing material”, “mechanical pretreatment”, and “chemical pretreatment”, led to a total of 12 test groups. Following the luting of the dentin and composite rods to each other with a luting composite (Variolink Esthetic LC (Ivoclar AG)), the test specimens were subjected to thermocycling. This was followed by a tensile test and subsequent fractography.

Furthermore, the surface roughness and degree of conversion of the two 3D-printing materials were analyzed, as it was hypothesized that these factors may influence the adhesive bond strength. For both tests, new test specimens ($2.5 \times 6 \times 8$ mm) were produced. To determine the surface roughness, half of the test specimens were airborne-particle abraded, while the remaining half was not subjected to any mechanical pretreatment. Subsequently, the S_a value was ascertained through laser scanning microscopy. The degree of conversion was determined using Raman spectroscopy, with the measured spectra of the liquid resin and the composite rod of both materials being compared. All data were

subjected to statistical analysis employing one-, two-, and three-way analysis of variance as well as Weibull analysis ($\alpha = 0.05$).

The results of the tensile test demonstrated no statistically significant differences between the 12 test groups ($p > 0.05$). All groups yielded comparable TBS, with values ranging from 6.57 to 10.58 MPa. The analogous directional gradients in the Weibull diagrams also indicate a comparable reliability of the adhesive bond. The 3D-printing material, the mechanical pretreatment process, and the various bonding agents utilized did not appear to exert any discernible influence on the TBS observed. The predominant failure mode was adhesive failure. The use of laser scanning microscopy revealed that the application of Al_2O_3 resulted in a notable enhancement in surface roughness for both materials ($p < 0.05$). Raman spectroscopy demonstrated that the degrees of conversion of both 3D-printing materials were approximately 70% after postprocessing.

Despite the marked enhancement of surface roughness resulting from airborne-particle abrasion, no statistically significant improvements in TBS were observed for the airborne-particle abraded groups. One potential explanation for the absence of an effect of mechanical pretreatment on adhesive strength might reside in the chemical composition of the materials under investigation. Both materials are polymer matrix composites infiltrated with inorganic fillers. 3D-printed composites characteristically exhibit a low filler content of approximately 30 to 50 wt%. Furthermore, 3D-printed composites exhibit a reduced inorganic content, indicating that the organic content with monomers is comparatively higher. The Raman spectroscopy revealed degrees of conversion of approximately 70% for both investigated materials. Consequently, a significant proportion of residual monomers remains. The functional methacrylate groups present in the bonding agents have the capacity to initiate radical polymerization with the unsaturated, reactive carbon double bonds of the residual monomers. The TBS values of the bonding agents tested were comparable. Consequently, no significant influence on TBS values attributable to the respective bonding agent could be determined. However, the hypothesis was proposed that the utilization of a bonding agent is indispensable for enabling the initiation of radical polymerization with the residual monomers. Furthermore, the quantity of residual monomers in 3D-printed composites appears to exert an influence on the bond strength.

In conclusion, when luting 3D-printed composite to dentin, it may be advisable to use the same universal adhesive for the tooth and the restoration. This simplifies the workflow and increases convenience, practicability as well as time and cost efficiency for the clinician.

4. Publikation

Im Folgenden wird die Publikation dargestellt, die als Grundlage für die publikationsbasierte Dissertation verwendet worden ist:

Title: *“Influence of pretreatment strategies on the tensile bond strength of 3D printed composite resins for definitive cementation to dentin”*

Authors: Montenbruck, L., Lüchtenborg, J., Elgezawi, M., Keßler, A. and Kaisarly, D.

Publication: The Journal of Prosthetic Dentistry

Publisher: Elsevier

Date: Available online 20. May 2025

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.04.043>

Journal Impact Factor (2024): 4.8

Journal Impact Factor Percentile (2024): 93.6%

Copyright © 2025 The Authors. Published by Elsevier Inc. on behalf of the Editorial Council of The Journal of Prosthetic Dentistry. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

JPD

THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

RESEARCH AND EDUCATION

Influence of pretreatment strategies on the tensile bond strength of 3D printed composite resins for definitive cementation to dentin



Lukas Montenbruck, DMD,^a Jörg Luchtenborg, Dipl Ing, PhD,^b Moataz Elgezawi, BDS, MSc, PhD,^c Andreas Keßler, DMD, MSc, PhD,^d and Dalia Kaisarly, BDS, MSc, PhD^e

Digitally supported dentistry is undergoing rapid development, and, alongside milling, additive manufacturing is a well-established manufacturing method within the broader field of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM).^{1–4} Additive manufacturing offers numerous advantages, including greater time-effectiveness, more affordable material costs, reduced material waste, and the possibility of fabricating multiple restorations with complex geometries concurrently on a single machine.^{3–6} Two of the most used 3-dimensional (3D) printing techniques in dentistry are stereolithography (SLA) and digital light processing (DLP).^{7–10} Both techniques use

a vat filled with a light-reactive resin, wherein a build plate descends in incremental steps and the liquid photopolymer resin is exposed to light for polymerization. While SLA uses

ABSTRACT

Statement of problem. Little is known about factors influencing the bond strength of additively manufactured materials in dentistry. The impact of diverse pretreatment strategies on the bond strength of 3-dimensionally (3D) printed composite resins indicated for definitive cementation to dentin has scarcely been investigated.

Purpose. The aim of this study was to evaluate the adhesive bond strength of two 3D printed definitive fixed restoration materials to dentin by using different pretreatment protocols.

Material and methods. Composite resin rods (2×2×10 mm, *n*=20/group) were 3D printed with 3Delta Crown and Saremco Print CROWNTEC. Half of the rods were airborne-particle abraded (APA), the other half of the rods were untreated. All rods were chemically conditioned with 1 of 3 adhesives (Adhese Universal, Heliobond, Monobond Plus). Dentin rods (2×2×5 mm) were cut from bovine teeth, pretreated with Adhese Universal, and bonded to the composite resin rods with Variolink Esthetic LC. The specimens were thermocycled (10 000 cycles) before testing for tensile bond strength (TBS) and the assessment of the failure mode. Surface roughness (SR) and degree of conversion (DC) were examined with laser scanning microscopy and Raman spectroscopy. Data were statistically analyzed with 1-, 2-, and 3-way analyses of variance (ANOVAs) and Weibull analysis ($\alpha=0.05$).

Results. TBS values ranged from 6.57 to 10.58 MPa, without significant differences among the groups (*P*>0.05). All groups demonstrated a comparable Weibull modulus and predominant adhesive failure. SR increased significantly (*P*<0.05) upon APA, and the DC ranged from 70.1% to 71.9%.

Conclusions. Regardless of the 3D printable material, SR was increased by APA, and the DC was around 70%. Different mechanical and chemical pretreatments appear to exert relatively little influence on TBS. (J Prosthet Dent 2025;134:842.e1–e11)

an ultraviolet (UV) laser or laser diode to draw a cross-section in successive layers, DLP uses a digital projector screen to transfer a single image of each layer across the

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors; bovine teeth were provided by DeltaMed GmbH. The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

^aPhD student, Department of Conservative Dentistry and Periodontology, LMU University Hospital, Ludwig-Maximilians-University of Munich, Munich, Germany.

^bSenior Scientist, Department of Prosthetic Dentistry, Center for Dental Medicine, Medical Center - University of Freiburg, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Freiburg, Germany.

^cFull Professor, Department of Restorative Dental Sciences, Imam Abdulrahman Bin Faisal University, Dammam, Saudi Arabia.

^dAssociate Professor, Department of Prosthetic Dentistry, Center for Dental Medicine, Medical Center - University of Freiburg, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Freiburg, Germany; and Associate Professor, Department of Conservative Dentistry and Periodontology, LMU University Hospital, Ludwig-Maximilians-University of Munich, Munich, Germany.

^eAssociate Professor, Department of Conservative Dentistry and Periodontology, LMU University Hospital, Ludwig-Maximilians-University of Munich, Munich, Germany. A.K. and D.K. contributed equally to this article and share last authorship.

Clinical Implications

When bonding 3D printed composite resin to dentin, it may be advisable to use the same universal chemical conditioning agent for both the tooth and the restoration to simplify the clinical workflow, thus enhancing convenience, practicality, and time- and cost-efficiency for clinicians.

entire build plate.^{1,7} The resin viscosity must be sufficiently low to flow between the vat and the build plate after each printing cycle.¹¹ Otherwise, the probability of generating misprints or inhomogeneities in the 3D printed object is increased. Consequently, initial resin formulations exhibited a low filler quantity, which resulted in inferior mechanical properties and limited their use primarily to interim restorations.^{9–17} As a result of ongoing advancements, 3D printable resins are now commercially available that have been approved for definitive restorations.^{18–21} Mechanical and esthetic properties have been promising, but conclusive evidence is still lacking, underlining the need for further long-term in vivo and clinical research.^{9,22,23}

Chemical and mechanical pretreatment of the restoration material before definitive cementation enhances the quality of the adhesive bond,^{24–28} which, in turn, affects the restoration's general longevity. As the materials are intended to remain in the oral cavity for an extended period, optimal adhesion among the restoration material, luting composite resin, and dentin must be ensured.^{29,30} For milled CAD-CAM materials, airborne-particle abrasion (APA) before bonding has been recommended.^{31–33} Similarly, in the context of direct composite resin filling repairs, it is essential to abrade the surface.^{34–36} As each material requires a distinct pretreatment protocol for protective and optimized surface activation,^{26,27} the question arose as to whether established pretreatment protocols recommended for subtractive composite resin restorations can be applied to 3D printed composite resin restorations.

Few studies have investigated the adhesive bond strength of 3D printable resins indicated for definitive use,^{21,37–41} and the impact of diverse pretreatment strategies on the bond strength of these materials to dentin is unknown. A literature review concluded that factors influencing the bond strength of additively manufactured materials in dentistry are undisclosed.³⁷ In other studies, the conversion rate,^{42–46} filler content,^{45,47} and mechanical properties^{12,22,46,47} of 3D printed materials were reported to be low. It can be hypothesized that micromechanical adhesion might be different from that of milled materials.

The study evaluated the influence of different pretreatment protocols of 2 different 3D printed composite

resins for definitive restorations on the tensile bond strength (TBS) to dentin. It was suspected that the surface roughness (SR) and degree of conversion (DC) of 3D printed materials could provide insights into the outcomes of TBS tests and bonding mechanisms and might differ from milled CAD-CAM materials. Thus, a multipronged approach was used. The null hypothesis was that no difference would be found among the different pretreatment protocols on the TBS.

MATERIAL AND METHODS

Two 3D printed composite resins (3Delta Crown; DeltaMed GmbH, Saremco print CROWNTEC; SAREMCO Dental AG) with different mechanical and chemical pretreatments were investigated. A total of 120 specimens of each material were prepared, and the TBS of the composite resins to bovine dentin was determined depending on the pretreatment protocols. In addition, the SR and the DC were analyzed.

A standard tessellation language (STL) file (2×2×10 mm) was designed and imported into a CAM software program (Asiga Composer; Asiga HQ). The specimens were nested in a vertical configuration on the build plate and 3D printed with a DLP printer (ASIGA MAX UV; Asiga HQ) with a layer thickness of 50 µm. A total of 240 rods were 3D printed from the 2 composite resins (3Delta Crown; DeltaMed GmbH, Saremco print CROWNTEC; SAREMCO Dental AG). Postprocessing was carried out according to the manufacturer's instructions. For the 3Delta Crown, the rods were wiped with a cellulose cloth to remove any remaining unpolymerized material. A postpolymerization unit (Rapid Shape 3Decure US; Rapid Shape GmbH) was used to postpolymerize the rods under vacuum for 8 minutes, and cleaning was carried out with >99.7% isopropanol in a swirling motion for 1.5 minutes with subsequent drying using compressed air. The Saremco print CROWNTEC rods were cleaned with a cellulose cloth soaked in 96% ethanol, dried with compressed air, and postpolymerized with the same unit.

A total of 240 dentin rods (2×2×5 mm) were cut from 60 sound anterior bovine teeth that had been stored in Ringer solution and 2% sodium azide with a precision saw (IsoMet Low Speed; Buehler Ltd) and a diamond saw blade (LECO Corp) under water coolant. The rods were stored in distilled water until the luting procedure on the same day. The dimensions of all composite resin and dentin rods were verified with calipers (Hoffmann SE). The workflow is illustrated in [Figure 1](#), and the materials are listed in [Table 1](#).

A total of 60 composite resin rods of each material were airborne-particle abraded with 50-µm aluminum oxide at 0.15 MPa for 10 seconds from 10 mm with a spot abrasive

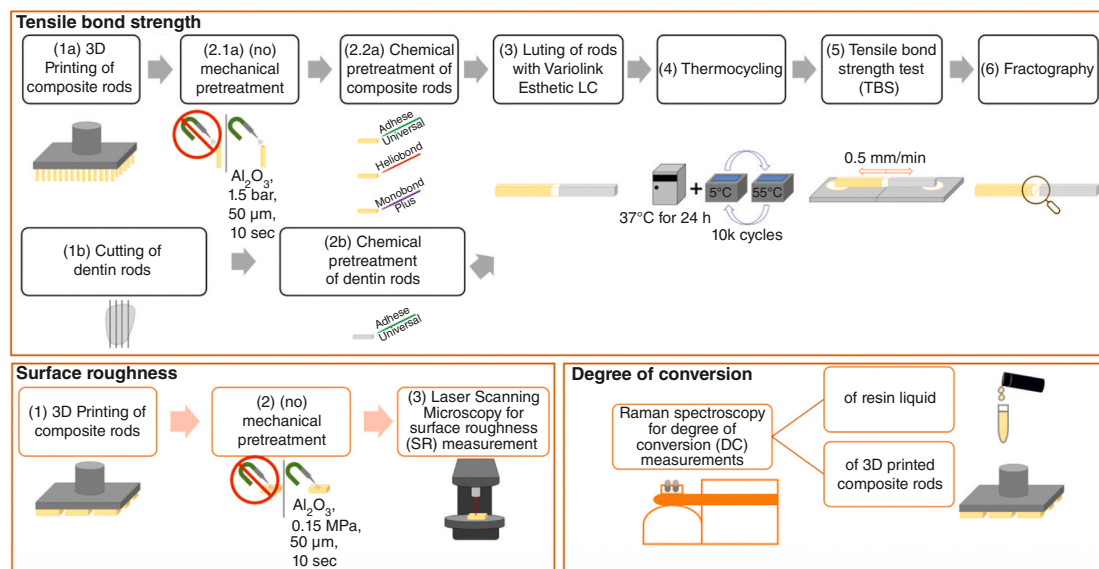


Figure 1. Workflow of tensile bond strength, surface roughness, and degree of conversion investigation.

unit (P-G 400; Harnisch+Rieth GmbH & Co.KG). The remaining rods were not airborne-particle abraded. All composite resin rods underwent a chemical pretreatment with a universal dentin bonding adhesive (DBA) (Adhese Universal; Ivoclar AG), a bonding agent (Heliobond; Ivoclar AG), or a universal primer (Monobond Plus; Ivoclar AG). All 3 were applied with a microbrush: the universal DBA for 20 seconds and the bonding agent for 15 seconds. The universal primer evaporated for 60 seconds. The excess was eliminated through compressed air. This resulted in 12 testing groups ($n=20/\text{group}$). Study variables and groups are displayed in Figure 2. The universal DBA (Adhese Universal; Ivoclar AG) was applied to all dentin rods immediately before the luting procedure and light polymerized for 10 seconds (Bluephase Style; Ivoclar AG). The light intensity of 1100 mW/cm^2 was measured with a dental radiometer (Bluephase Meter II; Ivoclar AG) before the polymerization procedure of each test group.

Dentin rods and 3D printed rods were positioned on a specially designed 3D printed specimen support structure to ensure that the rods were precisely standardized and reproducibly aligned with the 4-mm^2 bonding surface.⁴⁸ A luting composite resin (Variolink Esthetic LC; Ivoclar AG) was applied, and the rods were pressed together and light polymerized for 20 seconds from each side. Excess was removed with a polishing wheel (Mooreplastic Discs; E.C. Moore Co).

The specimens were stored in an incubator in distilled water at 37°C for 24 hours followed by thermocycling (Thermowechselbad TCS-30; Syntac) between 5°C and 55°C for 10 000 cycles, with a dwell time of 30 seconds and

a transfer time of 5 seconds representing the thermal stress occurring in 1 year in the oral cavity.⁴⁹

After thermocycling, a TBS test⁵⁰ was conducted with a tensile test system (TC 550; Syntac). The specimens were aligned horizontally, adhesively attached to the specimen holder with the luting composite resin in the tensile direction, and tested at a crosshead speed of 0.5 mm/minute until fracture. To obtain the TBS (MPa), the fracture load F (N) was divided by the bonding area A (mm^2). Failure modes were assessed with a digital light microscope (Dino-Lite Premier; Dino-Lite Europe) at $\times 90$ magnification and classified as adhesive (within the luting composite resin), cohesive (within the composite resin or dentin rod), or mixed failure.

SR and DC were measured with different specimens ($2.5 \times 6 \times 8 \text{ mm}$) after the TBS test. The STL file design, importation, nesting, 3D printing, and postprocessing of 20 rods was carried out as described. Four postpolymerized, mechanically untreated specimens per material were used for DC determination. For SR determination, 3 postpolymerized composite resin specimens per material were airborne-particle abraded with $50\text{-}\mu\text{m}$ aluminum oxide at 0.15 MPa for 10 seconds from 10 mm, while the others were mechanically untreated ($n=3/\text{material}$). SR was determined at 4 points on a single test specimen, with 3 separate test specimens per group, and measured with a laser scanning microscope (VKX-3050, VH-ZST; Keyence Corp) at $\times 20$ magnification.

Raman measurements were conducted to determine the DC with a 785-nm laser (Renishaw plc) at 100% power and 10 seconds integration time, with 3 repetitions per

Table 1. Materials used

Material	Manufacturer	Composition (Acc. to Manufacturer)	Inorganic Fillers	LOT- Number
3Delta Crown	DeltaMed GmbH	Organic Matrix Acrylates (TCDDMDA, UDMA, NPGPODA), initiators (Phenylbis(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphineoxide, TPO), pigments HEMA, bis-GMA, D3MA, MDP, ethanol, water, methacrylate-modified polyacrylic acid, silicon dioxide, camphor quinone, ethyl p-dimethyl aminobenzoate, 2-dimethyl aminoethyl methacrylate	Dibortrioxid (50 wt%, ø=0.7 µm)	2404003A
Adhese Universal	Ivoclar AG	Bis-GMA (60 wt%), Triethylene glycol dimethacrylate (40 wt%) Alcohol solution of silane methacrylate, phosphoric acid methacrylate, and sulphide methacrylate		Z06TDV
Hellobond Monobond Plus	Ivoclar AG	Bis-EMA, catalysts, inhibitors, initiators (Methyl benzoylformate, Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphineoxide) Ytterbium trifluoride, UDMA, aromatic methacrylate, GDMA, aromatic- α -liphatic UDMA, D3MA	Silanzed dental glass, pyrogenic silica (30 to 50 wt%, ø=0.7 µm) Si-Zr mixed oxide (40 vol%, ø=0.15 to 15.5 µm)	Z0614D Z059KT E988 Z055RT

measurement. Four spectra were recorded for each 3D printable composite resin liquid and postpolymerized specimens within the range of 1400-1800 cm^{-1} . The DC was calculated by comparing the relative change of the band at 1637 cm^{-1} , representing C=C stretching mode, with a reference band before and after polymerization. In saremc print CROWNTEC, the aromatic C=C band at 1609 cm^{-1} and the reference band at 1458 cm^{-1} (C-H stretching mode) were used as a reference. Because of the absence of the aromatic C=C stretching mode in 3Delta Crown, only the reference band at 1458 cm^{-1} (C-H stretching mode) was used. The DC was given by the formula

$$\text{DC}[\%] = 100 \times \left(1 - \frac{R_{\text{cured}}}{R_{\text{Resin}}}\right); R = \frac{I_{1637 \text{ cm}^{-1}}}{I_{1609 \text{ cm}^{-1}} \text{ or } I_{1458 \text{ cm}^{-1}}}$$

Data were statistically analyzed with a software program (IBM SPSS Statistics, v29; IBM Corp) ($\alpha=.05$). Data were tested for normal distribution with the Shapiro-Wilk test. Means and standard deviations of the TBS, SR, and DC were calculated. A 1-way analysis of variance (ANOVA) was conducted with a post hoc Games-Howell test for the TBS and SR. A 2-way ANOVA was conducted for SR values, and a 3-way ANOVA with post hoc Bonferroni tests for TBS values. In addition, a Weibull analysis was performed to ascertain the reliability and variation of the adhesive bond and its probability of failure in all groups.⁵¹

RESULTS

The TBS data were normally distributed ($P>.05$) (Table 2). The greatest values were obtained in group 3D-Al-Ad (10.58 $\pm$ 4.48 MPa) and the lowest in group S-X-Ad (6.57 $\pm$ 2.55 MPa). The Welch ANOVA revealed statistically significant differences among groups ($P=.022$). However, the post hoc Games-Howell test showed no statistically significant differences ($P>.05$). This discrepancy may occur because the Welch ANOVA evaluates a substantial overall difference among groups, while the post hoc Games-Howell test identifies significant differences in pair-wise comparisons between groups. ANOVA can be significant even when no pair-wise comparisons reach significance, especially if the overall effect was from a general trend in the data rather than any group being significantly different from the others. The conservative nature of the post hoc Games-Howell test can lead to the failure to detect subtle differences between specific pairs of groups, particularly in cases of high variability within groups.

The 3-way ANOVA (Table 3) did not reveal a 3-way interaction among the 3 variables 3D printing material, mechanical pretreatment, and chemical pretreatment ($P=.760$). A 2-way interaction between 3D printing material and mechanical pretreatment ($P=.021$), as well as 3D printing material and chemical pretreatment

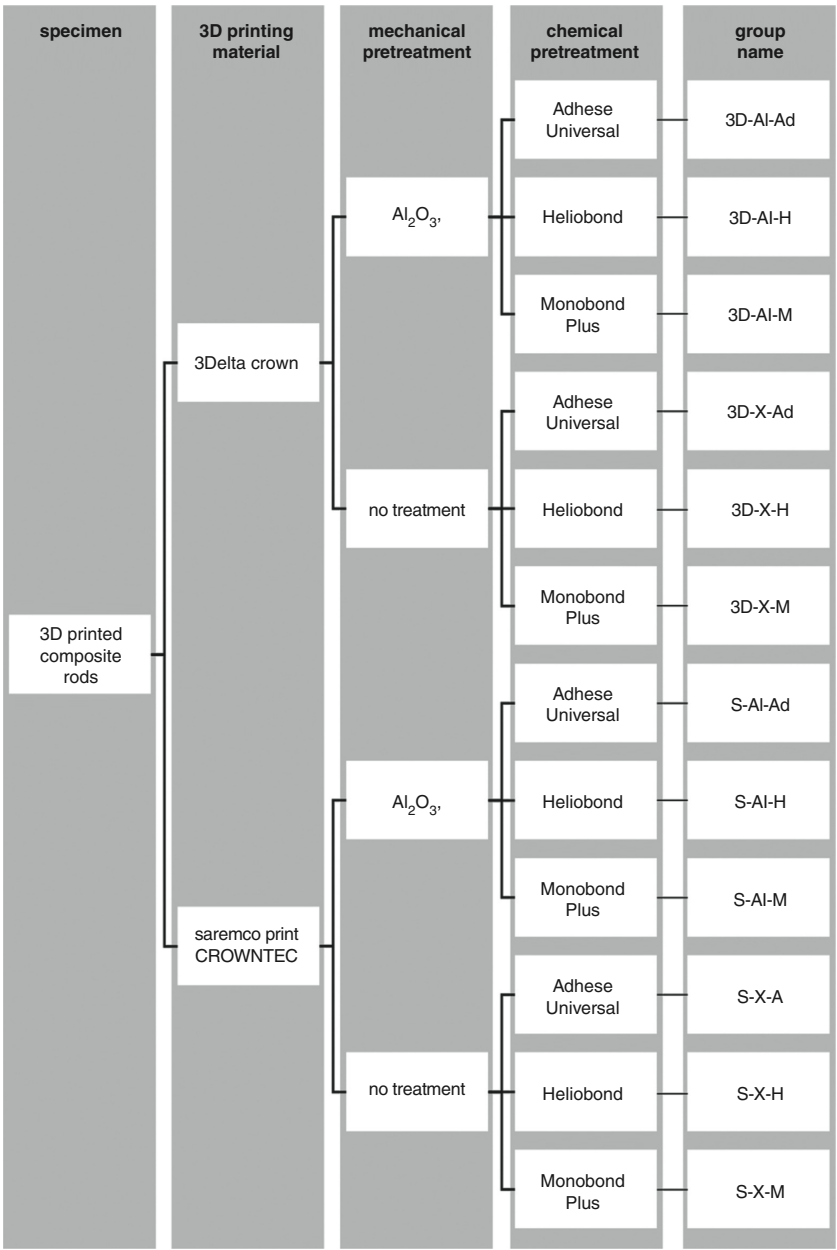


Figure 2. Study variables and groups.

($P=.019$), was significant. The interaction between the factors mechanical pretreatment and chemical pretreatment was not significant ($P=.784$). Each factor (mechanical and chemical pretreatment) on its own was significant but not when used in combination, which was determined by the insignificant interaction between

mechanical pretreatment and chemical pretreatment. The post hoc test of the variable chemical pretreatment showed no statistically significant differences in the influence of 3 types of adhesives ($P>.05$). The main effects 3D printing material ($P=.001$) and mechanical pretreatment ($P=.012$) were significant. The Weibull moduli

Table 2. Mean $\pm$ standard deviation of TBS (MPa) and Weibull analysis of TBS test

3D Printing Material	Airborne-Particle Abrasion	Adhesive	Group	n	TBS [MPa]	m	σ_0 [MPa]	R^2
3Delta Crown	Al ₂ O ₃	Adhese	3D-AI-Ad	20	10.58 $\pm$ 4.48	2.87	11.83	0.916
		Heliobond	3D-AI-H	20	8.39 $\pm$ 3.82	2.37	9.52	0.945
		Monobond	3D-AI-M	20	9.79 $\pm$ 4.65	2.02	11.14	0.968
	no Al ₂ O ₃	Adhese	3D-X-Ad	20	8.54 $\pm$ 3.91	2.44	9.68	0.971
		Heliobond	3D-X-H	20	6.94 $\pm$ 2.50	3.14	7.75	0.967
		Monobond	3D-X-M	20	6.78 $\pm$ 2.90	2.44	7.73	0.979
saremco print CROWNTEC	Al ₂ O ₃	Adhese	S-AI-Ad	20	6.59 $\pm$ 3.64	1.75	7.56	0.903
		Heliobond	S-AI-H	20	7.87 $\pm$ 3.41	2.20	8.94	0.953
		Monobond	S-AI-M	20	6.78 $\pm$ 2.64	2.84	7.63	0.966
	no Al ₂ O ₃	Adhese	S-X-Ad	20	6.57 $\pm$ 2.55	2.43	7.48	0.971
		Heliobond	S-X-H	20	7.71 $\pm$ 2.83	3.03	8.66	0.946
		Monobond	S-X-M	20	6.69 $\pm$ 3.39	2.14	7.56	0.949

m, Weibull modulus; n, sample size; R^2 , R-squared; σ_0 , characteristic bond strength.

Table 3. Three-way ANOVA results for TBS data

Source	Sum of Squares	Degrees of Freedom	Mean Square	F	P	Partial η^2
Corrected model	392.671	11	35.697	2.975	.001	0.126
Intercept	14 486.609	1	14 486.609	1207.407	<.001	0.841
3D printing Material	129.440	1	129.440	10.788	.001	0.045
Mechanical pretreatment	76.299	1	76.299	6.359	.012	0.027
Chemical pretreatment	12.689	2	6.344	0.529	.590	0.005
3D printing Material $\times$ Mechanical pretreatment	64.856	1	64.856	5.406	.021	0.023
3D printing Material $\times$ Chemical pretreatment	96.949	2	48.474	4.040	.019	0.034
Mechanical pretreatment $\times$ Chemical pretreatment	5.858	2	2.929	0.244	.784	0.002
3D printing Material $\times$ Mechanical pretreatment $\times$ Chemical pretreatment	6.579	2	3.290	0.274	.760	0.002
Error	2735.571	228	11.998			
Total	17 614.850	240				
Corrected Total	3128.241	239				

$R^2=0.126$ (adjusted $R^2=0.083$).

varied between 1.75 and 3.14, and the Weibull analysis results are presented in Table 2 and Figure 3.

Failure mode assessment revealed that complex adhesive failures predominated. The remains of luting composite resin were identified on dentin and composite resin rods, indicating that luting composite resin had failed cohesively. No solely cohesive failure of dentin or composite resin rods and only a few instances of mixed failures were observed (Table 4).

The data of SR and DC were normally distributed ($P>.05$) (Tables 5, 6). The Welch ANOVA showed statistically significant differences between Sa values ($P<.001$), with no significant difference between the 2 non-APA groups ($P>.05$) and significant differences between APA 3Delta and APA saremco ($P<.05$) groups with greater Sa values. The 2-way ANOVA (Table 7) identified no significant 2-way interaction between the 2 variables 3D printing material and mechanical pretreatment ($P=.115$). Nevertheless, a statistically significant main effect of the variables mechanical pretreatment ($P<.001$) and 3D printing material ($P=.020$) was found. Optical results of laser scanning microscopy showed a smoother surface of untreated surfaces of 3Delta Crown (Fig. 4A) and saremco print CROWNTEC (Fig. 4) and a greater surface roughness of APA surfaces of 3Delta Crown (Fig. 4C) and saremco print CROWNTEC (Fig. 4D). Raman measurements showed a similar

DC for both 3D printing materials (70.5%-71.9%) (Table 6).

DISCUSSION

Irrespective of the 3D printing material, the various mechanical and chemical pretreatment protocols yielded no discernible effect on TBS. Thus, the null hypothesis that no difference would be found among the different pretreatment protocols on the TBS was not rejected. The consistent reliability of the adhesive bond was displayed by comparable Weibull moduli and similar graphs in the Weibull diagram. Although a statistically significant increase in SR was observed after APA, the mechanically pretreated groups showed no significant difference in TBS compared with the untreated groups. This similarity was consistent with previous studies,^{21,40} which did not observe a positive correlation between APA and the adhesive bond of 3D printed materials.

The negligible effect of SR on bond strength may be attributed to the materials' chemical composition. Both are polymer matrix composite resins infiltrated with 30 to 50 wt % inorganic fillers (Table 1). A positive correlation has been reported between the filler content of composite resins and bond strength.⁵² In contrast, milled CAD-CAM composite resins contain a higher filler content of approximately 80 wt

842.e7

Volume 134 Issue 3

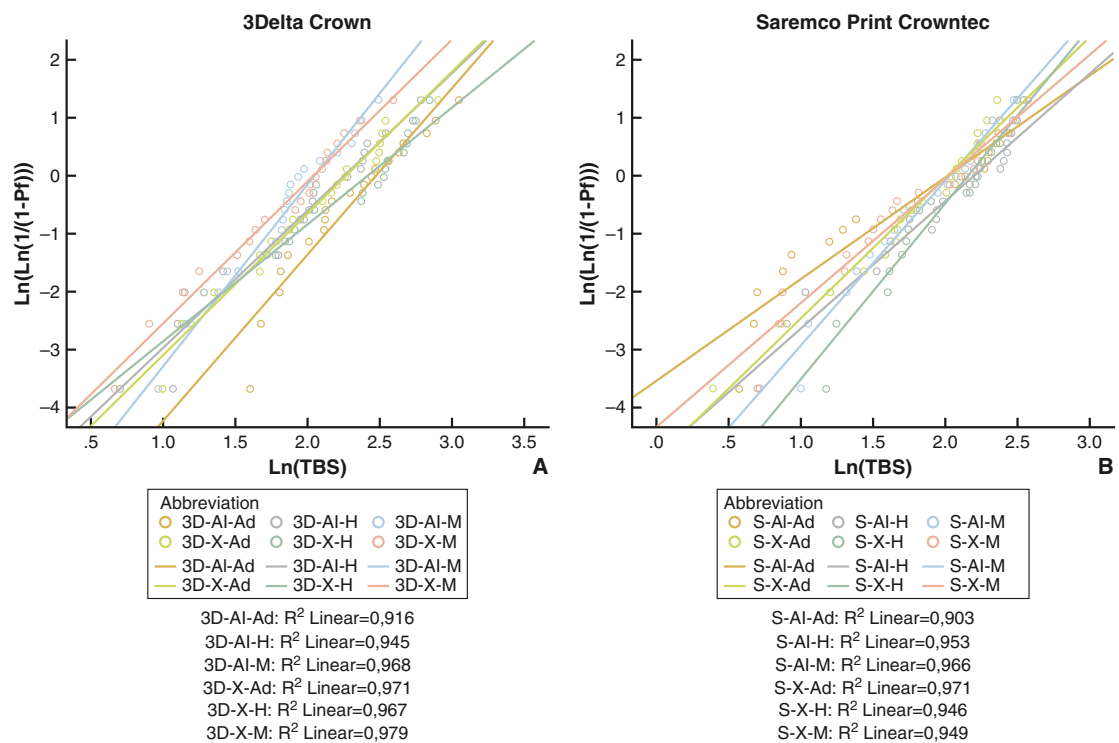


Figure 3. Weibull diagrams of A, 3Delta Crown. B, saremco print CROWNTEC. Similar graphs indicate comparable reliability of adhesive bond.

%.⁴⁷ Consequently, 3D printed composite resins contain an elevated concentration of organic monomers. The high proportion of monomers appears to override the effect of fillers on bond strength, as no significant differences in bond strength values were observed between both 3D printing materials, consistent with Donmez et al,³⁹ who did not report statistically significant differences between the bond strength of two 3D printed composite resins. This

Table 5. Mean and standard deviation of surface roughness Sa (μm) by laser scanning microscopy

3D Printing Material	Airborne-Particle Abrasion	n	Sa [μm]
3Delta Crown	Al ₂ O ₃	12	2.20 $\pm$ 0.28
	no Al ₂ O ₃	12	0.50 $\pm$ 0.08
saremco print CROWNTEC	Al ₂ O ₃	12	2.74 $\pm$ 0.88
	no Al ₂ O ₃	12	0.61 $\pm$ 0.09

Table 4. Failure modes of TBS test

3D Printing Material	Airborne-Particle Abrasion	Adhesive	Group	n	Failure Mode			
					Cohesive		Adhesive*	Mixed
					Dentin Rod	Composite Resin Rod		
3Delta Crown	Al ₂ O ₃	Adhese	3D-Al-Ad	20	0	0	20	0
		Heliobond	3D-Al-H	20	0	0	19	1
		Monobond	3D-Al-M	20	0	0	18	2
	no Al ₂ O ₃	Adhese	3D-X-Ad	20	0	0	19	1
		Heliobond	3D-X-H	20	0	0	20	0
		Monobond	3D-X-M	20	0	0	20	0
saremco print CROWNTEC	Al ₂ O ₃	Adhese	S-Al-Ad	20	0	0	19	1
		Heliobond	S-Al-H	20	0	0	20	0
		Monobond	S-Al-M	20	0	0	19	1
	no Al ₂ O ₃	Adhese	S-X-Ad	20	0	0	17	3
		Heliobond	S-X-H	20	0	0	20	0
		Monobond	S-X-M	20	0	0	18	2

* Complex adhesive failure involved adhesive failure at dentin or composite resin side and some cohesive failure of luting composite resin.

Table 6. Mean $\pm$ standard deviation of degree of conversion (%) by Raman spectroscopy

3D Printing Material	Degree of Conversion [%]	Stretching Mode
3Delta Crown	71.9 $\pm$ 0.6	C-H
saremco print	70.1 $\pm$ 3.2	aromatic C=C
CROWNTEC	70.5 $\pm$ 2.8	C-H

assumption prompted the question of residual monomer quantities of both investigated materials and the similarity of their DCs.

The polymerization of 3D printable resins can be categorized into 2 different phases. The initial light exposure occurs within the printing chamber, resulting in the initiation of radical polymerization and the formation of polymer chains from monomers. The polymer chains become entangled and form a 3D polymer network, leading to material solidification. The DC in this solid-like state is approximately 50%. A second light exposure in a postpolymerization unit during postprocessing further intensifies the cross-linking within the 3D polymer network, thereby increasing the DC.^{42–44,46}

The DC of both materials was approximately 70%, which is comparable with DCs below 100% of direct composite resin materials after light-activated polymerization.⁵³ A low DC indicates a high content of residual monomer. The 3Delta Crown material is predominantly composed of the monomers TCDDMDA and UDMA, whereas saremco print CROWNTEC primarily contains bis-EMA (Table 1). All these monomers contain unpolymerized, unsaturated, reactive carbon-carbon double bonds. The methacrylate functional groups of bonding agents can initiate radical polymerization with these monomers and form a polymer network on the material surface.^{38,54} Consequently, bond strength appears to be highly influenced by the number of residual monomers, while the effect of greater SR achieved through APA may be negligible.

In contrast, milled CAD-CAM materials for indirect restorations undergo heat-activated polymerization with high pressure during the industrial manufacturing process,⁵⁵ resulting in a high DC, homogeneous material properties, and fewer residual monomers available for chemical bonding.^{56–58} Therefore, APA exerts a more pronounced influence on the bond strength of milled

materials than on 3D printed ones by increasing the surface area for mechanical and chemical interlocking.

The investigated bonding agents were selected based on their ingredients. Heliobond contains bis-GMA, while Monobond Plus contains 10-MDP, silane, and sulfide methacrylates (Table 1). Adhese Universal contains both bis-GMA and 10-MDP (Table 1). While in milled composite resin specimens the application of additional 10-MDP and silane primers enhances bond strength compared with the pure application of methacrylate primer, this was not observed in this study. No difference in bond strength was detected depending on the pretreatment, consistent with Donmez et al,³⁹ who reported no difference with several adhesives containing 10-MDP when luting 3D printed composite resin specimens to dentin. Bonding agents may have a greater impact on the bond strength of 3D printed materials than on milled ones because of residual monomers, which can form a 3D polymer network on the 3D printed materials surface.^{38,54}

Complex adhesive failure resulting in traces of luting composite resin adhering to both dentin and 3D printed composite resin denotes comparable bond strength. Thus, the adhesive bond between dentin and the 3D printed restorative material is the weak point. Although the layers of the composite resin rods were aligned perpendicular to the tensile force, no cases of delamination were detected. Anisotropic behavior, including delamination, represents a potential challenge for 3D printed materials, occurring when interlayer porosity or weakened interfacial bonding are present.^{17,59}

Comparison of the results is challenging because of the lack of standardization in the methodology of individual test components, including TBS⁶⁰ and thermocycling protocols.⁴⁹ The TBS test has several limitations, including its technique sensitivity, the potential for pretest failures, the inconsistency across results, and the challenges in specimen preparation.^{50,60,61} A further limitation was the in vitro design of the study, as environmental factors of the oral cavity, except thermal aging, were not considered.

Further research with standardized experimental designs is required to enable a comparison of the material properties of alternative 3D printing materials for definitive use and their behavior in a range of test settings.

Table 7. Two-way ANOVA results for SR data

Source	Sum of Squares	Degrees of Freedom	Mean Square	F	P	Partial η^2
Corrected model	45.990	3	15.330	70.707	<.001	0.828
Intercept	110.174	1	110.174	508.165	<.001	0.920
3D printing Material	1.265	1	1.265	5.833	.020	0.117
Mechanical pretreatment	44.166	1	44.166	203.710	<.001	0.822
3D printing Material $\times$ Mechanical pretreatment	0.559	1	0.559	2.579	.115	0.055
Error	9.540	44	0.217			
Total	165.703	48				
Corrected Total	55.529	47				

$R^2=0.828$ (adjusted $R^2=0.816$).

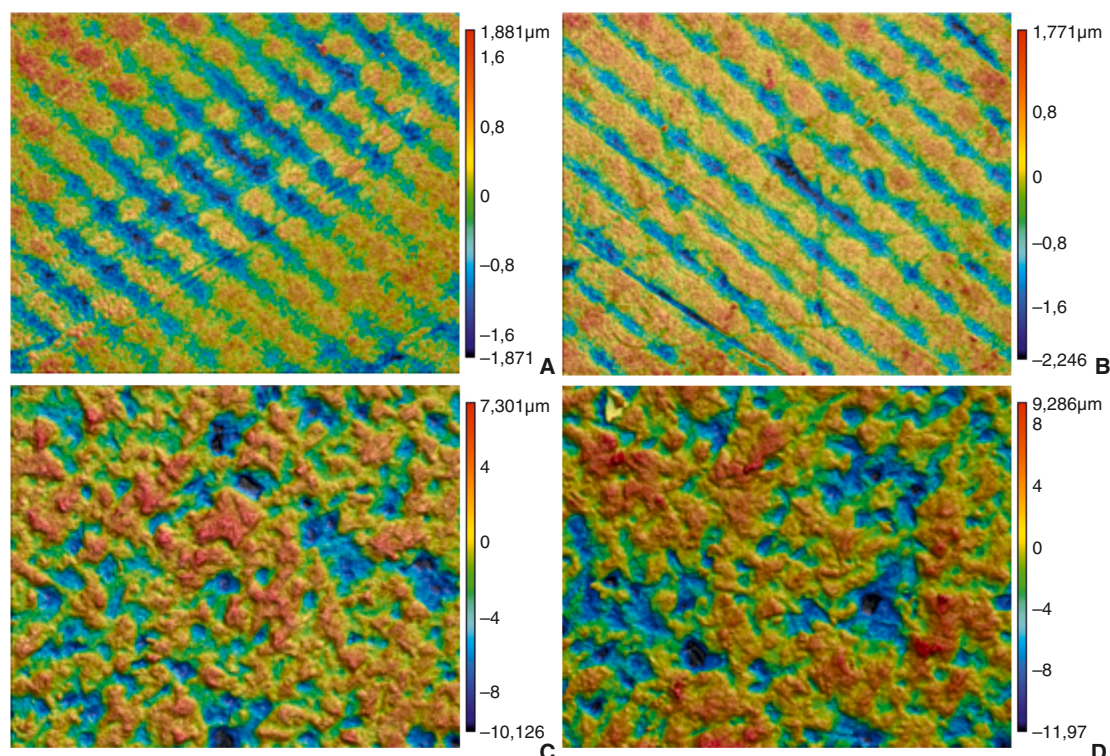


Figure 4. Laser scanning microscopy for surface roughness measurements with color scale of height (μm): A, Printed and mechanically untreated specimens of 3Delta Crown and B, saremc print CROWNTEC showing less surface roughness than C, Airborne-particle abraded specimens of 3Delta Crown and D, saremc print CROWNTEC.

CONCLUSIONS

Based on the findings of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. All the different pretreatment protocols applied yielded similar TBS values.
2. APA of 3D printed materials yielded greater SR but not significantly greater TBS values.
3. Raman spectroscopy revealed similar DC of both 3D printed composite resins.
4. The weak point of the adhesive bond was the luting composite resin, which typically remained partially attached to the dentin rod and to the composite resin rod.

REFERENCES

1. Schweiger J, Edelhoff D, Guth JF. 3D Printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10:2010.
2. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32:54–64.
3. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, et al. Dental 3D-printing: Transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers (Basel)*. 2021;13:157.
4. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28:3–12.
5. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948.
6. Goodacre BJ, Goodacre CJ. Additive manufacturing for complete denture fabrication: A narrative review. *J Prosthodont*. 2022;31:47–51.
7. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-State of the art. *Oper Dent*. 2020;45:30–40.
8. Park SM, Park JM, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials (Basel)*. 2020;13:3970.
9. Balestra D, Lowther M, Goracci C, et al. 3D printed materials for permanent restorations in indirect restorative and prosthetic dentistry: A critical review of the literature. *Materials (Basel)*. 2024;17:1380.
10. Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: A systematic review. *Dent Mater*. 2021;37:336–350.
11. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: Technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2018;16:151–160.
12. Prause E, Malgaj T, Kocjan A, et al. Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *J Esthet Restor Dent*. 2024;36:391–401.
13. Saini RS, Gurumurthy V, Quadri SA, et al. The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: A systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2024;24:66.

14. Jain S, Sayed ME, Shetty M, et al. Physical and mechanical properties of 3D-printed provisional crowns and fixed dental prosthesis resins compared to CAD/CAM milled and conventional provisional resins: A systematic review and meta-analysis. *Polymers (Basel)*. 2022;14:2691.
15. Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM. Mechanical properties of three-dimensional printed provisional resin materials for crown and fixed dental prosthesis: A systematic review. *Bioengineering (Basel)*. 2023;10:663.
16. Revilla-Leon M, Meyers MJ, Zandinejad A, Ozcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31:51–57.
17. Keßler A, Hickel R, Ilie N. In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. *Dent Mater J*. 2021;40:641–649.
18. Alharbi N, Alharbi A, Osman R. Stain susceptibility of 3D-printed nanohybrid composite restorative material and the efficacy of different stain removal techniques: An in vitro study. *Materials (Basel)*. 2021;14:5621.
19. Corbani K, Hardan L, Eid R, et al. Fracture resistance of three-unit fixed dental prostheses fabricated with milled and 3D printed composite-based materials. *J Contemp Dent Pract*. 2021;22:985–990.
20. Zimmermann M, Ender A, Egli G, Ozcan M, Mehl A. Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig*. 2019;23:2777–2784.
21. Graf T, Erdelt KJ, Guth JF, Edelhoff D, Schubert O, Schweiger J. Influence of pre-treatment and artificial aging on the retention of 3D-printed permanent composite crowns. *Biomedicine*. 2022;10:2186.
22. Pot GJ, Van Overschelde PA, Keulemans F, Kleverlaan CJ, Tribst JPM. Mechanical properties of additive-manufactured composite-based resins for permanent indirect restorations: A scoping review. *Materials (Basel)*. 2024;17:3951.
23. Donmez MB, Okutan Y. Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns: An in vitro study. *J Dent*. 2022;124:104216.
24. Sinha N, Thompson GA, Drago C, An H. Shear bond strength characteristics on surface treatment modalities of CAD-CAM resin polymers. *J Prosthodont*. 2025;34:26–32.
25. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26:382–393.
26. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig*. 2018;22:2787–2797.
27. Öñoral Ö, Ongun S, Günel B. Evaluation of surface characterization and mechanical features of resin-matrix ceramics before and after different surface treatments. *J Prosthet Dent*. 2022;127:928.e1–928.e8.
28. Malysa A, Wezgowiec J, Orzeszek S, Florjanski W, Zietek M, Wieckiewicz M. Effect of different surface treatment methods on bond strength of dental ceramics to dental hard tissues: A systematic review. *Molecules*. 2021;26:1223.
29. Lankes V, Reymus M, Liebermann A, Stawarczyk B. Bond strength between temporary 3D printable resin and conventional resin composite: Influence of cleaning methods and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig*. 2023;27:31–43.
30. Kelch M, Stawarczyk B, Mayinger F. Time-dependent degree of conversion, Martens parameters, and flexural strength of different dual-polymerizing resin composite luting materials. *Clin Oral Investig*. 2022;26:1067–1076.
31. Reymus M, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Bonding to new CAD/CAM resin composites: Influence of air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clin Oral Investig*. 2019;23:529–538.
32. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*. 2015;18:9–20.
33. Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the effect of different surface treatments on luting CAD/CAM composite resin overlay workpieces. *J Adhes Dent*. 2015;17:521–528.
34. Islam MS, Aryal ACS, El Bahra S, et al. The effect of mechanical alteration on repair bond strength of S-PRG-filler-based resin composite materials. *Polymers (Basel)*. 2024;16:1488.
35. Rashidi M, Berangi S, Chiniforush N, Ahmadi E, Ranjbar Omrani L. Microtensile repair bond strength of a composite after accelerated artificial aging: Effect of the air abrasion, bur, Er:YAG laser, two-step self-etch bonding, and universal bonding repair system. *J Lasers Med Sci*. 2022;13:e18.
36. Almutairi MA, Salama FS, Alzeghaibi LY, Albalawi SW, Alhawsawi BZ. Surface treatments on repair bond strength of aged resin composites. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2022;12:449–455.
37. Kagaoan Z, Liu X, Cameron A, Aarts J, Choi JJE. Factors influencing the bond strength of additively manufactured crown materials in dentistry: A systematic review of in vitro studies. *J Dent*. 2024;144:104908.
38. Mao Z, Schmidt F, Beuer F, Yassine J, Hey J, Prause E. Effect of surface treatment strategies on bond strength of additively and subtractively manufactured hybrid materials for permanent crowns. *Clin Oral Investig*. 2024;28:371.
39. Donmez MB, Cakmak G, Yilmaz D, et al. Bond strength of additively manufactured composite resins to dentin and titanium when bonded with dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent*. 2024;132:1067.e1–1067.e8.
40. Kang YJ, Park Y, Shin Y, Kim JH. Effect of adhesion conditions on the shear bond strength of 3D printing resins after thermocycling used for definitive prosthesis. *Polymers (Basel)*. 2023;15:1390.
41. Kagaoan Z, Liu X, Cameron A, Aarts J, Choi JJE. Prolonged post-washing in ethanol decreases bond strength of additively manufactured crown materials. *J Dent*. 2024;144:104873.
42. Reymus M, Lumkemann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: Impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent*. 2019;22:231–237.
43. Kirby S, Pesun I, Nowakowski A, Franca R. Effect of different post-curing methods on the degree of conversion of 3D-printed resin for models in dentistry. *Polymers (Basel)*. 2024;16:549.
44. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;126:104993.
45. Wuerschling SN, Hickel R, Edelhoff D, Kollmuss M. Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2022;38:1587–1597.
46. Kim D, Shim JS, Lee D, et al. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed resin for models in dentistry. *Polymers (Basel)*. 2020;12:2762.
47. Bora PV, Ahmed AS, Alford A, Pittman K, Thomas V, Lawson NC. Characterization of materials used for 3D printing dental crowns and hybrid prostheses. *J Esthet Restor Dent*. 2024;36:220–230.
48. Kessler A, Reichert T, Lindner S, Liebermann A, El Gezawi M, Kaisarly D. Influence of additive and subtractive zirconia and lithium disilicate manufacturing on tensile bond strength and surface topography. *J Prosthet Dent*. 2024;132:623.e1–623.e7.
49. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27:89–99.
50. Sano H, Chowdhury A, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev*. 2020;56:24–31.
51. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater*. 2010;26:135–147.
52. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine. *J Dent*. 1991;19:301–303.
53. Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dent Mater*. 2012;28:1146–1153.
54. Chen CL, Chi CW, Lee CY, et al. Effects of surface treatments of bioactive tricalcium silicate-based restorative material on the bond strength to resin composite. *Dent Mater*. 2024;40:102–110.
55. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*. 2011;27:527–534.
56. Atasoy S, Karademir SA. Monomer elution of additive and subtractive manufactured resins for permanent restorations. *Int J Prosthodont*. 2024;1–14.
57. Putzeys E, Vercruyssen C, Duca RC, et al. Monomer release from direct and indirect adhesive restorations: A comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2020;36:1275–1281.
58. Mourouzis P, Vladitsi M, Nikolaou C, Kalogiouris NP, Samanidou V, Tolidis K. Monomers release from direct and indirect resin-based restorations after immersion in common beverages. *Polymers (Basel)*. 2022;14:5158.
59. Vayrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2016;116:811–817.
60. Armstrong S, Geraldini S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010;26:e50–e62.
61. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26:e100–e121.

842.e11

Volume 134 Issue 3

Corresponding author:

Dr Dalia Kaisarly
Department of Conservative Dentistry and Periodontology
LMU University Hospital
LMU Munich
Goethe Straße 70
Munich 80336
GERMANY
Email: dalia.kaisarly@med.uni-muenchen.de

Acknowledgments

The authors thank Mr Thomas Obermeier, Mr Florian Röhlein, Mrs Gisela Dachs, and Mrs Evi Köbele for their efforts.

CRediT authorship contribution statement

Lukas Montenbruck: Data curation, Investigation, Visualization, Conceptualization, Methodology, Statistical analysis, Writing – original draft, Review and editing. **Jörg Lüchtenborg:** Data curation, Investigation, Writing – review and editing. **Moataz Elgezawi:** Supervision, Writing – review and editing. **Andreas Kessler:** Conceptualization, Methodology, Project administration, Supervision, Writing – review and editing. **Dalia Kaisarly:** Conceptualization, Methodology, Project administration, Statistical analysis, Supervision, Writing – review and editing. All authors have read, gave their final approval and agreed to be accountable for all aspects of the final version of the manuscript.

Copyright © 2025 The Authors. Published by Elsevier Inc. on behalf of the Editorial Council of *The Journal of Prosthetic Dentistry*. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.04.043>

5. Literaturverzeichnis

1. Jordan, A. R., Meyer-Lueckel, H., Kuhr, K., Sasunna, D., Bekes, K. and Schiffner, U. (2025) „*Caries experience and care in Germany: results of the 6th German Oral Health Study (DMS * 6)*“. Quintessence Int, 56 (11), p. S30-S39, doi: 10.3290/j.qi.b5986212
2. Schiffner, U., Jordan, A. R., Meyer-Lueckel, H., Kuhr, K. and Bekes, K. (2025) „*Erosions in younger adults in Germany: results of the 6th German Oral Health Study (DMS * 6)*“. Quintessence Int, 56 (11), p. S76-S80, doi: 10.3290/j.qi.b5982008
3. Bekes, K., Meyer-Lueckel, H., Jordan, A. R., Kuhr, K. and Schiffner, U. (2025) „*Molar incisor hypomineralization: results of the 6th German Oral Health Study (DMS * 6)*“. Quintessence Int, 56 (11), p. S70-S74, doi: 10.3290/j.qi.b5986273
4. Mackenzie, L. , Banerji, S. , Bonsor, S. J. and Parmar, D. (2023) „*Indirect restorations: an update*“. Dental Update, 50 (5), p. 331-342, doi: 10.12968/denu.2023.50.5.331
5. Beuer, F., Schweiger, J. and Edelhoff, D. (2008) „*Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*“. Br Dent J, 204 (9), p. 505-511, doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350
6. Duret, F., Blouin, J. L. and Duret, B. (1988) „*CAD-CAM in dentistry*“. J Am Dent Assoc, 117 (6), p. 715-720, doi: 10.14219/jada.archive.1988.0096
7. Williams, A. G. (1987) „*Dentistry and CAD/CAM: another French revolution*“. J Dent Pract Adm, 4 (1), p. 2-5
8. Brandestini, M. and Mörmann, W.H. (1988) „*Method and apparatus for the custom shaping of dental inlays, onlays, crowns, bridges and parts thereof*“. USA, Patent Nr. 4,766,704 A
9. Mormann, W. H. (2006) „*The evolution of the CEREC system*“. J Am Dent Assoc, 137 Suppl, p. 7S-13S, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0398
10. Bernauer, S. A., Zitzmann, N. U. and Joda, T. (2023) „*The Complete Digital Workflow in Fixed Prosthodontics Updated: A Systematic Review*“. Healthcare (Basel), 11 (5), p. 679, doi: 10.3390/healthcare11050679
11. Strub, J. R., Rekow, E. D. and Witkowski, S. (2006) „*Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities*“. J Am Dent Assoc, 137 (9), p. 1289-1296, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389
12. van Noort, R. (2012) „*The future of dental devices is digital*“. Dent Mater, 28 (1), p. 3-12, doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014
13. Suganna, M., Kausher, H., Tarek Ahmed, S., Sultan Alharbi, H., Faraj Alsubaie, B., Ds, A., Haleem, S. and Meer Rownaq Ali, A. B. (2022) „*Contemporary Evidence of CAD-CAM in Dentistry: A Systematic Review*“. Cureus, 14 (11), p. e31687, doi: 10.7759/cureus.31687
14. Bosch, G., Ender, A. and Mehl, A. (2014) „*A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes*“. J Prosthet Dent, 112 (6), p. 1425-1431, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.05.012

15. Lebon, N., Tapie, L., Vennat, E. and Mawussi, B. (2015) „*Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling*“. J Prosthet Dent, 114 (2), p. 236-247, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.021
16. Oliaei, SNB. and Karpas, Y. (2016) „*Influence of tool wear on machining forces and tool deflections during micro milling*“. Int J Adv Manuf Technol, 84, p. 1963-1980, doi: 10.1007/s00170-015-7744-4
17. Kessler, A., Hickel, R. and Reymus, M. (2020) „*3D Printing in Dentistry-State of the Art*“. Oper Dent, 45 (1), p. 30-40, doi: 10.2341/18-229-L
18. Hull, C.W. (1986) „*Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography*“. USA, Patent Nr. 4,575,330 A
19. 3D Systems, Inc. (2025) „*Über 3D Systems: Unsere Geschichte – von der Idee von Chuck Hull bis hin zu einer ganzen Branche*“. <https://de.3dsystems.com/about-us>, abgerufen am 24.05.2025
20. ISO/ASTM International (2021) „*ISO/ASTM 52900:2021(E): Additive manufacturing - General principles - Fundamentals and vocabulary*“. Switzerland
21. Revilla-Leon, M. and Ozcan, M. (2019) „*Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry*“. J Prosthodont, 28 (2), p. 146-158, doi: 10.1111/jopr.12801
22. Schweiger, J., Edelhoff, D. and Guth, J. F. (2021) „*3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing*“. J Clin Med, 10 (9), p. 2010, doi: 10.3390/jcm10092010
23. Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E. S. and Jiang, H. B. (2021) „*A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications*“. Scanning, 2021, p. 9950131, doi: 10.1155/2021/9950131
24. Daher, R., Ardu, S., di Bella, E., Krejci, I. and Duc, O. (2024) „*Efficiency of 3D printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production*“. J Prosthet Dent, 131 (5), p. 943-950, doi: 10.1016/j.prosdent.2022.08.001
25. SprintRay GmbH (2025) „*3D-Druck Materialien von SprintRay - Resine für den dentalen 3D-Druck*“. <https://sprintray.com/de-de/3d-drucker-dental/sprintray-resins/>, abgerufen am 24.05.2025
26. DeltaMed GmbH (2025) „*3D Resins Medical Applications*“. <https://www.deltamed-3d-resins.com/3d-resins/3d-resins-medical/>, abgerufen am 24.05.2025
27. DeltaMed GmbH (2023) „*Technical Data Sheet 3Delta Etemp*“. https://jimdo-storage.global.ssl.fastly.net/file/d2292566-1de3-4bd6-aa36-e897f0821adb/TDB%203Delta%20Etemp%20V01%202023-05-22_b.pdf, abgerufen am 24.05.2025
28. DETAX GmbH (2023) „*Gebrauchsanweisung FREEPRINT temp*“. https://www.detax.de/de-wAssets/docs/dental/IFU-dental/IFU_3D-Kunststoffe/IFU_Freeprint_Dental_Temp.pdf, abgerufen am 24.05.2025

29. SCHEU-DENTAL GmbH (2022) „IMPRIMO® LC Temp It Verarbeitungshinweise“. [https://scheu-dental.com/fileadmin/six/4388590 IMPRIMO LC Temp It BPZ PM035 1 DE GB FR ES.pdf](https://scheu-dental.com/fileadmin/six/4388590_IMPRIMO_LC_Temp_It_BPZ_PM035_1_DE_GB_FR_ES.pdf), abgerufen am 24.05.2025
30. dentona AG (2023) „optiprint lumina Gebrauchsanweisung“. [https://dentona.de/media/cd/5f/02/1710778436/2023-03 IFU optiprint lumina DE-EN-FR-NL-ES-IT 625x297.pdf](https://dentona.de/media/cd/5f/02/1710778436/2023-03_IFU_optiprint_lumina_DE-EN-FR-NL-ES-IT_625x297.pdf), abgerufen am 24.05.2025
31. pro3dure medical GmbH (2024) „printodent Generative Resin GR-17.1 temporary It Gebrauchsanweisung“. https://www.pro3dure.com/media/e3/61/f4/1728920519/Modul%201-EN-printodent%20GR-17.1temporary%20It%20Gebrauchsanweisung_rev10.pdf?ts=1728920519, abgerufen am 24.05.2025
32. SprintRay Europe GmbH (2024) „SprintRay EU Temporary Crown & Teeth Instructions for use“. [https://sprintray-knowledge-base-public.s3.us-west-2.amazonaws.com/support/IFU/EU/Temp+Crown+\(EU%2C+CH%2C+UK\)/Sprintray_temp_rev7 Modul1 GB US.pdf](https://sprintray-knowledge-base-public.s3.us-west-2.amazonaws.com/support/IFU/EU/Temp+Crown+(EU%2C+CH%2C+UK)/Sprintray_temp_rev7_Modul1_GB_US.pdf), abgerufen am 24.05.2025
33. GC CORPORATION (2024) „GC Temp PRINT™ Gebrauchsanweisung“. [https://www.gc.dental/europe/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/tempprint/ifu/IFU_Temp PRINT W.pdf](https://www.gc.dental/europe/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/tempprint/ifu/IFU_Temp_PRINT_W.pdf), abgerufen am 24.05.2025
34. Formlabs Inc. (2020) „Instructions for Use TEMPORARY CB“. <https://media.formlabs.com/m/11df852277870187/original/Temporary-CB-Resin-Instructions-for-Use.pdf>, abgerufen am 24.05.2025
35. VOCO GmbH (2023) „V-Print c&b temp Gebrauchsanweisung“. [https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/v-print-c b-temp ifu e1.pdf](https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/v-print-c_b-temp_ifu_e1.pdf), abgerufen am 24.05.2025
36. BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG (2022) „VarseoSmile Temp Gebrauchsanweisung“. [https://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/3D-Druck/Materialien/XX Manuals/VarseoSmileTemp/de 19577 0013 ga xx.pdf](https://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/3D-Druck/Materialien/XX_Manuals/VarseoSmileTemp/de_19577_0013_ga_xx.pdf), abgerufen am 24.05.2025
37. Jain, S., Sayed, M. E., Shetty, M., Alqahtani, S. M., Al Wadei, M. H. D., Gupta, S. G., Othman, A. A. A., Alshehri, A. H., Alqarni, H., Mobarki, A. H., Motlaq, K., Bakmani, H. F., Zain, A. A., Hakami, A. J. and Sheayria, M. F. (2022) „Physical and Mechanical Properties of 3D-Printed Provisional Crowns and Fixed Dental Prosthesis Resins Compared to CAD/CAM Milled and Conventional Provisional Resins: A Systematic Review and Meta-Analysis“. *Polymers* (Basel), 14 (13), p. 2691, doi: 10.3390/polym14132691
38. Saini, R. S., Gurumurthy, V., Quadri, S. A., Bavabeedu, S. S., Abdelaziz, K. M., Okshah, A., Alshadidi, A. A. F., Yessayan, L., Mosaddad, S. A. and Heboyan, A. (2024) „The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: a systematic review and meta-analysis“. *BMC Oral Health*, 24 (1), p. 66, doi: 10.1186/s12903-023-03826-x

39. Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F. and Stansbury, J. W. (2021) „*3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review*“. Dent Mater, 37 (2), p. 336-350, doi: 10.1016/j.dental.2020.11.030
40. Song, S. Y., Shin, Y. H., Lee, J. Y. and Shin, S. W. (2020) „*Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods*“. J Adv Prosthodont, 12 (5), p. 259-264, doi: 10.4047/jap.2020.12.5.259
41. Tasin, S., Ismatullaev, A. and Usumez, A. (2022) „*Comparison of surface roughness and color stainability of 3-dimensionally printed interim prosthodontic material with conventionally fabricated and CAD-CAM milled materials*“. J Prosthet Dent, 128 (5), p. 1094-1101, doi: 10.1016/j.prosdent.2021.01.027
42. Shin, J. W., Kim, J. E., Choi, Y. J., Shin, S. H., Nam, N. E., Shim, J. S. and Lee, K. W. (2020) „*Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study*“. Materials (Basel), 13 (23), p. 5359, doi: 10.3390/ma13235359
43. Atria, P. J., Lagos, I. and Sampaio, C. S. (2020) „*In vitro evaluation of surface roughness, color stability, and color masking of provisional restoration materials for veneers and crowns*“. Int J Comput Dent, 23 (4), p. 343-350
44. Radwan, H., Elnaggar, G. and Salah, I. (2021) „*Surface roughness and color stability of 3D printed temporary crown material in different oral media (In vitro study)*“. International Journal of Applied Dental Sciences, 7 (1), p. 327-334, doi: 10.22271/oral.2021.v7.i1e.1150
45. Shenoy, A., Rajaraman, V. and Maiti, S. (2022) „*Comparative analysis of various temporary computer-aided design/computer-aided manufacturing polymethyl methacrylate crown materials based on color stability, flexural strength, and surface roughness: An in vitro study*“. J. Adv. Pharm. Technol. Res., 13, p. 130-135, doi: 10.4103/japtr.japtr_119_22
46. Yao, Q., Morton, D., Eckert, G. J. and Lin, W. S. (2021) „*The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses*“. J Prosthet Dent, 126 (2), p. 248-253, doi: 10.1016/j.prosdent.2020.05.017
47. Temizci, T., Kölüş, T. and Servi, T. (2023) „*Comparison of color stability and surface roughness of 3D printed and conventionally produced temporary materials*“. Journal of Stomatology, 76 (3), p. 161-166, doi: 10.5114/jos.2023.131316
48. Folwaczny, M., Ahantab, R., Kessler, A., Ern, C. and Frasheri, I. (2023) „*Cytotoxicity of 3D printed resin materials for temporary restorations on human periodontal ligament (PDL-hTERT) cells*“. Dent Mater, 39 (5), p. 529-537, doi: 10.1016/j.dental.2023.04.003
49. Frasheri, I., Aumer, K., Kessler, A., Miosge, N. and Folwaczny, M. (2022) „*Effects of resin materials dedicated for additive manufacturing of temporary dental restorations on human gingival keratinocytes*“. J Esthet Restor Dent, 34 (7), p. 1105-1112, doi: 10.1111/jerd.12938

50. Wuerschling, S. N., Hickel, R., Edelhoff, D. and Kollmuss, M. (2022) „*Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses*“. Dent Mater, 38 (10), p. 1587-1597, doi: 10.1016/j.dental.2022.08.001
51. Revilla-Leon, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A. and Ozcan, M. (2019) „*A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations*“. J Esthet Restor Dent, 31 (1), p. 51-57, doi: 10.1111/jerd.12438
52. Danila, A. I., Breban-Schwarzkopf, D., Daescu, E., Olariu, I. and Dinu, S. (2025) „*Systematic Review of the Quality of Stereolithographic Three-Dimensionally Printed Materials for Provisional Dental Restorations*“. Materials (Basel), 18 (3), p. 721, doi: 10.3390/ma18030721
53. Alzahrani, S. J., Hajjaj, M. S., Azhari, A. A., Ahmed, W. M., Yeslam, H. E. and Carvalho, R. M. (2023) „*Mechanical Properties of Three-Dimensional Printed Provisional Resin Materials for Crown and Fixed Dental Prosthesis: A Systematic Review*“. Bioengineering (Basel), 10 (6), p. 663, doi: 10.3390/bioengineering10060663
54. Pantea, M., Ciocoiu, R. C., Greabu, M., Ripszky Totan, A., Imre, M., Tancu, A. M. C., Sfeatcu, R., Spinu, T. C., Ilinca, R. and Petre, A. E. (2022) „*Compressive and Flexural Strength of 3D-Printed and Conventional Resins Designated for Interim Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Comparison*“. Materials (Basel), 15 (9), p. 3075, doi: 10.3390/ma15093075
55. Park, S. M., Park, J. M., Kim, S. K., Heo, S. J. and Koak, J. Y. (2020) „*Flexural Strength of 3D-Printing Resin Materials for Provisional Fixed Dental Prostheses*“. Materials (Basel), 13 (18), p. 3970, doi: 10.3390/ma13183970
56. Cho, W.-T. and Choi, J.-W. (2019) „*Comparison analysis of fracture load and flexural strength of provisional restorative resins fabricated by different methods*“. J Korean Acad Prosthodont, 57 (3), p. 225-231, doi: 10.4047/jkap.2019.57.3.225
57. Suralik, K. M., Sun, J., Chen, C.-Y. and Lee, S. J. (2020) „*Effect of Fabrication Method on Fracture Strength of Provisional Implant-Supported Fixed Dental Prostheses*“. Prosthesis, 2 (4), p. 325-332, doi: 10.3390/prosthesis2040030
58. Ibrahim, A., Shehawy, D. E. and El-Naggar, G. (2020) „*Fracture resistance of interim restoration constructed by 3D printing versus CAD/CAM technique (in vitro study)*“. Ain Shams Dental Journal, 19 (3), p. 13-20, doi: 10.21608/asdj.2020.140010
59. Ribeiro, A. K. C., de Freitas, Rfc, de Carvalho, I. H. G., de Miranda, L. M., da Silva, N. R., de Fatima Dantas de Almeida, L., Zhang, Y., da Fonte Porto Carreiro, A. and de Assuncao, E. Souza R. O. (2023) „*Flexural strength, surface roughness, micro-CT analysis, and microbiological adhesion of a 3D-printed temporary crown material*“. Clin Oral Investig, 27 (5), p. 2207-2220, doi: 10.1007/s00784-023-04941-3
60. Digholkar, S., Madhav, V. N. and Palaskar, J. (2016) „*Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge*

- materials fabricated by different methods*". J Indian Prosthodont Soc, 16 (4), p. 328-334, doi: 10.4103/0972-4052.191288
61. Souza, A. L. C., de Oliveira, J. L., Filho, C. and da Rocha, S. S. (2023) „*Flexural strength and Vickers hardness of milled and 3D-printed resins for provisional dental restorations*“. Braz. J. Oral. Sci., 22, p. e238439, doi: 10.20396/bjos.v22i00.8668439
62. Henderson, J. Y., Koriath, T. V. P., Tantbirojn, D. and Versluis, A. (2022) „*Failure load of milled, 3D-printed, and conventional chairside-dispensed interim 3-unit fixed dental prostheses*“. J Prosthet Dent, 127 (2), p. 275.e1-275.e7, doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.005
63. Martin-Ortega, N., Sallorenzo, A., Casajus, J., Cervera, A., Revilla-Leon, M. and Gomez-Polo, M. (2022) „*Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns*“. J Prosthet Dent, 127 (2), p. 267-274, doi: 10.1016/j.prosdent.2020.11.017
64. Abad-Coronel, C., Carrera, E., Córdova, N. M., Fajardo, J. I. and Aliaga, P. (2021) „*Comparative Analysis of Fracture Resistance between CAD/CAM Materials for Interim Fixed Prosthesis*“. Materials, 14 (24), p. 7791, doi: 10.3390/ma14247791
65. Kessler, A., Reymus, M., Hickel, R. and Kunzelmann, K. H. (2019) „*Three-body wear of 3D printed temporary materials*“. Dent Mater, 35 (12), p. 1805-1812, doi: 10.1016/j.dental.2019.10.005
66. Kessler, A., Hickel, R. and Ilie, N. (2021) „*In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials*“. Dent Mater J, 40 (3), p. 641-649, doi: 10.4012/dmj.2020-147
67. Bauer, R., Zacher, J., Strasser, T., Schmid, A. and Rosentritt, M. (2023) „*Survival dependence of 3D-printed temporary materials on the filler content*“. Int J Comput Dent, 26 (2), p. 159-166, doi: 10.3290/j.ijcd.b3759607
68. Weng, Z., Zhou, Y., Lin, W., Senthil, T. and Wu, L. (2016) „*Structure-property relationship of nano enhanced stereolithography resin for desktop SLA 3D printer*“. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 88, p. 234-242, doi: 10.1016/j.compositesa.2016.05.035
69. Reymus, M., Lumkemann, N. and Stawarczyk, B. (2019) „*3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion*“. Int J Comput Dent, 22 (3), p. 231-237
70. Mayer, J., Stawarczyk, B., Vogt, K., Hickel, R., Edelhoff, D. and Reymus, M. (2021) „*Influence of cleaning methods after 3D printing on two-body wear and fracture load of resin-based temporary crown and bridge material*“. Clin Oral Investig, 25 (10), p. 5987-5996, doi: 10.1007/s00784-021-03905-9
71. Mayer, J., Reymus, M., Wiedenmann, F., Edelhoff, D., Hickel, R. and Stawarczyk, B. (2021) „*Temporary 3D printed fixed dental prosthesis materials: Impact of post printing cleaning methods on degree of*

- conversion as well as surface and mechanical properties*". Int J Prosthodont, 34 (6), p. 784-795, doi: 10.11607/ijp.7048
72. Kim, D., Shim, J. S., Lee, D., Shin, S. H., Nam, N. E., Park, K. H., Shim, J. S. and Kim, J. E. (2020) „*Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials*". Polymers (Basel), 12 (11), p. 2762, doi: 10.3390/polym12112762
 73. Alshamrani, A. A., Raju, R. and Ellakwa, A. (2022) „*Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin*". Biomed Res Int, 2022, p. 8353137, doi: 10.1155/2022/8353137
 74. Bayarsaikhan, E., Gu, H., Hwangbo, N. K., Lim, J. H., Shim, J. S., Lee, K. W. and Kim, J. E. (2022) „*Influence of different postcuring parameters on mechanical properties and biocompatibility of 3D printed crown and bridge resin for temporary restorations*". J Mech Behav Biomed Mater, 128, p. 105127, doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105127
 75. Alharbi, N., Osman, R. and Wismeijer, D. (2016) „*Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations*". J Prosthet Dent, 115 (6), p. 760-767, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.002
 76. Shim, J. S., Kim, J. E., Jeong, S. H., Choi, Y. J. and Ryu, J. J. (2020) „*Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations*". J Prosthet Dent, 124 (4), p. 468-475, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.034
 77. Siqueira, J. R. C. D. S., Rodriguez, R. M. M., Campos, T. M. B., Ramos, N. C., Bottino, M. A. and Tribst, J. P. M. (2024) „*Characterization of Microstructure, Optical Properties, and Mechanical Behavior of a Temporary 3D Printing Resin: Impact of Post-Curing Time*". Materials (Basel), 17 (7), doi: 10.3390/ma17071496
 78. Derban, P., Negrea, R., Rominu, M. and Marsavina, L. (2021) „*Influence of the Printing Angle and Load Direction on Flexure Strength in 3D Printed Materials for Provisional Dental Restorations*". Materials (Basel), 14 (12), p. 3376, doi: 10.3390/ma14123376
 79. Alghauli, M. A., Almutairi, S., Almuzaini, S., Aljohani, R., Aljohani, W. and Alqutaibi, A. Y. (2025) „*Properties and Behavior of Additively Manufactured Provisional Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review on 3D Printing Orientations Relative to Applied Materials and Postprocessing*". J Esthet Restor Dent, Online ahead of print, doi: 10.1111/jerd.13435
 80. Gad, M. M. and Fouda, S. M. (2023) „*Factors affecting flexural strength of 3D-printed resins: A systematic review*". J Prosthodont, 32 (S1), p. 96-110, doi: 10.1111/jopr.13640
 81. de Souza, F. A., Blois, M. C., Collares, K. and Dos Santos, M. B. F. (2024) „*3D-printed and conventional provisional single crown fabrication on anterior implants: A randomized clinical trial*". Dent Mater, 40 (2), p. 340-347, doi: 10.1016/j.dental.2023.12.004

82. BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG (2021) „Wissenschaftliche Studien zu VarseoSmile® Crown plus“. <https://www.bego.com/de/3d-druck/materialien/varseosmile-crown-plus/wissenschaftliche-studien/>, abgerufen am 24.05.2025
83. Graf, T., Erdelt, K. J., Guth, J. F., Edelhoff, D., Schubert, O. and Schweiger, J. (2022) „Influence of Pre-Treatment and Artificial Aging on the Retention of 3D-Printed Permanent Composite Crowns“. *Biomedicines*, 10 (9), p. 2186, doi: 10.3390/biomedicines10092186
84. DeltaMed GmbH (2023) „Technical Data Sheet 3Delta Crown“. https://jimdo-storage.global.ssl.fastly.net/file/bcaff04b-94ae-453e-902b-8a43655110bc/TDB%203Delta%20Crown%20V01%202023-05-09_b.pdf, abgerufen am 24.05.2025
85. EnvisionTEC® GmbH (2024) „Instructions for Use – Flexcera™ Smile Ultra+ Light Curable Resin“. <https://knowledge.desktophealth.com/Materials-DH/Instructions-for-Use/Flexcera-Smile-Ultra-Plus/Instructions%20for%20Use%20-%20Flexcera%20Smile%20Ultra%20plus%20US%20rev.10.pdf>, abgerufen am 24.05.2025
86. DETAX GmbH (2024) „FREEPRINT crown Gebrauchsanweisung“. https://www.detax.de/de-wAssets/docs/dental/IFU-dental/IFU_3D-Kunststoffe/IFU_Freeprint_crown.pdf, abgerufen am 24.05.2025
87. Formlabs Inc. (2025) „Instructions for Use PERMANENT CROWN Resin“. <https://media.formlabs.com/m/73a550261e0ab65b/original/-ENUS-Permanent-Crown-Resin-Instructions-for-Use.pdf>, abgerufen am 24.05.2025
88. Institut Straumann AG (2023) „Sicherheitsdatenblatt PRO Resins Crown X“. https://www.straumann.com/content/dam/media-center/digital/en/cares-digital-ifu/PRO%20Resins%20Crown%20X%20V2,0_de_2023-06-15.pdf, abgerufen am 24.05.2025
89. SAREMCO Dental AG (2024) „Gebrauchsanweisung saremco print CROWNTEC“. https://docs.saremco.ch/ifu/saremco_print_crowntec/D600219_GA_CROWNTEC_03-2025_alle%20sprachen_approved.pdf, abgerufen am 24.05.2025
90. SprintRay Europe GmbH (2022) „SprintRay Crown Instructions for use“. [https://sprintray-knowledge-base-public.s3.us-west-2.amazonaws.com/support/IFU/EU/Crown+\(EU%2C+CH%2C+UK\)/SprintRay-Crown-IFU-EU.pdf](https://sprintray-knowledge-base-public.s3.us-west-2.amazonaws.com/support/IFU/EU/Crown+(EU%2C+CH%2C+UK)/SprintRay-Crown-IFU-EU.pdf), abgerufen am 24.05.2025
91. BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG (2023) „VarseoSmile Crown plus Gebrauchsanweisung“. https://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/3D-Druck/Materialien/XX_Manuals/VarseoSmileCrown-plus/de_20740_10_bpz_de_en_scr.pdf, abgerufen am 24.05.2025
92. BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG (2023) „VarseoSmile TriniQ ONE FOR ALL“. https://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/3D-

[Druck/Materialien/VarseoSmile-TriniQ/EN/de_81036_0000_br_en.pdf](#),
abgerufen am 24.05.2025

93. Balestra, D., Lowther, M., Goracci, C., Mandurino, M., Cortili, S., Paolone, G., Louca, C. and Vichi, A. (2024) „*3D Printed Materials for Permanent Restorations in Indirect Restorative and Prosthetic Dentistry: A Critical Review of the Literature*“. *Materials* (Basel), 17 (6), p. 1380, doi: 10.3390/ma17061380
94. Tasin, S. and Ismatullaev, A. (2024) „*Effect of coffee thermocycling on the color and translucency of milled and 3D printed definitive restoration materials*“. *J Prosthet Dent*, 131 (5), p. 969.e1-969.e7, doi: 10.1016/j.prosdent.2024.01.021
95. Cakmak, G., Donmez, M. B., de Paula, M. S., Akay, C., Fonseca, M., Kahveci, C., Abou-Ayash, S. and Yilmaz, B. (2025) „*Surface roughness, optical properties, and microhardness of additively and subtractively manufactured CAD-CAM materials after brushing and coffee thermal cycling*“. *J Prosthodont*, 34 (1), p. 68-77, doi: 10.1111/jopr.13796
96. Intralawan, N., Wasanapiarnpong, T., Didron, P. P., Rakmanee, T., Klaisiri, A. and Krajangta, N. (2022) „*Surface Discoloration of 3D Printed Resin-Ceramic Hybrid Materials against Various Stain Beverages*“. *J Int Dent Medical Res*, 15 (4), p. 1465-1471
97. Vichi, A., Balestra, D., Scotti, N., Louca, C. and Paolone, G. (2023) „*Translucency of CAD/CAM and 3D Printable Composite Materials for Permanent Dental Restorations*“. *Polymers* (Basel), 15 (6), p. 1443, doi: 10.3390/polym15061443
98. Lask, M., Mayinger, F., Reymus, M., Meinen, J. and Stawarczyk, B. (2025) „*Impact of Glazing, Coating, and Polishing on the Color Stability and Surface Properties of a 3D Printed Resin and Two Veneering Composite Resins*“. *J Esthet Restor Dent*, Online ahead of print., doi: 10.1111/jerd.13462
99. Cakmak, G., Oosterveen-Ruegsegger, A. L., Akay, C., Schimmel, M., Yilmaz, B. and Donmez, M. B. (2024) „*Influence of polishing technique and coffee thermal cycling on the surface roughness and color stability of additively and subtractively manufactured resins used for definitive restorations*“. *J Prosthodont*, 33 (5), p. 467-474, doi: 10.1111/jopr.13730
100. Espinar, C., Della Bona, A., Tejada-Casado, M., Pulgar, R. and Perez, M. M. (2023) „*Optical behavior of 3D-printed dental restorative resins: Influence of thickness and printing angle*“. *Dent Mater*, 39 (10), p. 894-902, doi: 10.1016/j.dental.2023.08.003
101. Espinar, C., Della Bona, A., Perez, M. M., Tejada-Casado, M. and Pulgar, R. (2023) „*The influence of printing angle on color and translucency of 3D printed resins for dental restorations*“. *Dent Mater*, 39 (4), p. 410-417, doi: 10.1016/j.dental.2023.03.011
102. Krajangta, N., Klaisiri, A., Leelaponglit, S., Intralawan, N., Tiansuwan, P. and Pisethsalasai, N. (2024) „*Color alteration of CAD/CAM 3D-printed, milled resin-ceramic hybrid material compared to enamel*“. *Dent Mater J*, 43 (3), p. 386-393, doi: 10.4012/dmj.2023-275

103. Namsoy, E., Sadikoglu, I. S., Ozverel, C. S. and Erdag, E. (2024) „*Computational analysis of 3D printing: Selecting the better among newly released materials*“. Eur J Oral Sci, 132 (3), p. e12987, doi: 10.1111/eos.12987
104. Atria, P. J., Bordin, D., Marti, F., Nayak, V. V., Conejo, J., Benalcazar Jalkh, E., Witek, L. and Sampaio, C. S. (2022) „*3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties*“. J Esthet Restor Dent, 34 (5), p. 804-815, doi: 10.1111/jerd.12888
105. Prause, E., Malgaj, T., Kocjan, A., Beuer, F., Hey, J., Jevnikar, P. and Schmidt, F. (2024) „*Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior*“. J Esthet Restor Dent, 36 (2), p. 391-401, doi: 10.1111/jerd.13132
106. Mandurino, M., Cortili, S., Coccoluto, L., Greco, K., Cantatore, G., Gherlone, E. F., Vichi, A. and Paolone, G. (2025) „*Mechanical Properties of 3D Printed vs. Subtractively Manufactured Composite Resins for Permanent Restorations: A Systematic Review*“. Materials (Basel), 18 (5), p. 985, doi: 10.3390/ma18050985
107. Abad-Coronel, C., Duran Urdiales, D., Benalcazar Arias, M. V., Cordova, A. K., Medina, M. S. and Bravo Torres, W. (2025) „*Flexural Strength, Fatigue Behavior, and Microhardness of Three-Dimensional (3D)-Printed Resin Material for Indirect Restorations: A Systematic Review*“. Materials (Basel), 18 (3), p. 556, doi: 10.3390/ma18030556
108. Pot, G. J., Van Overschelde, P. A., Keulemans, F., Kleverlaan, C. J. and Tribst, J. P. M. (2024) „*Mechanical Properties of Additive-Manufactured Composite-Based Resins for Permanent Indirect Restorations: A Scoping Review*“. Materials (Basel), 17 (16), p. 3951, doi: 10.3390/ma17163951
109. ElMalah, N. S., Hanafy, S. A., Osman, E. M., Aboulgheit, S. A. and Baz, A. S. (2024) „*Effect of nanomodified 3D printed photopolymerizable resin on flexural strength, color, and antimicrobial efficacy: An in vitro study*“. J Prosthet Dent, 132 (1), p. 268.e1-268.e8, doi: 10.1016/j.prosdent.2024.03.036
110. Borella, P. S., Alvares, L. A. S., Ribeiro, M. T. H., Moura, G. F., Soares, C. J., Zancoppe, K., Mendonca, G., Rodrigues, F. P. and das Neves, F. D. (2023) „*Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study*“. Dent Mater, 39 (8), p. 686, doi: 10.1016/j.dental.2023.06.002
111. Abdulkareem, M. A. and Al-Shamma, A. M. W. (2024) „*Marginal adaptation and fracture resistance of 3D-printed and CAD/CAM-milled definitive resin matrix ceramic crowns*“. Int J Comput Dent, 27 (4), p. 355-363, doi: 10.3290/j.ijcd.b4494301
112. Suksuphan, P., Krajangta, N., Didron, P. P., Wasanapiarnpong, T. and Rakmanee, T. (2024) „*Marginal adaptation and fracture resistance of milled and 3D-printed CAD/CAM hybrid dental crown materials with various occlusal thicknesses*“. J Prosthodont Res, 68 (2), p. 326-335, doi: 10.2186/jpr.JPR_D_23_00089

113. Demirel, M., Diken Turksayar, A. A. and Donmez, M. B. (2023) „*Fabrication trueness and internal fit of hybrid abutment crowns fabricated by using additively and subtractively manufactured resins*“. J Dent, 136, p. 104621, doi: 10.1016/j.jdent.2023.104621
114. Donmez, M. B. and Okutan, Y. (2022) „*Marginal gap and fracture resistance of implant-supported 3D-printed definitive composite crowns: An in vitro study*“. J Dent, 124, p. 104216, doi: 10.1016/j.jdent.2022.104216
115. Prause, E., Schmidt, F., Unkovskiy, A., Beuer, F. and Hey, J. (2024) „*Survival and complications of 3D-printed, noninvasive restorations for prosthetic rehabilitations: a 12-month preliminary observational study*“. Int J Comput Dent, 27 (4), p. 379-388, doi: 10.3290/j.ijcd.b4451424
116. Lee, K. E., Kang, H. S., Shin, S. Y., Lee, T., Lee, H. S. and Song, J. S. (2024) „*Comparison of three-dimensional printed resin crowns and preformed stainless steel crowns for primary molar restorations: a randomized controlled trial*“. J Clin Pediatr Dent, 48 (3), p. 59-67, doi: 10.22514/jocpd.2024.060
117. Hobbi, P., Ordueri, T. M., Ozturk-Bozkurt, F., Toz-Akalin, T., Ates, M. and Ozcan, M. (2024) „*3D-printed resin composite posterior fixed dental prosthesis: a prospective clinical trial up to 1 year*“. Front Dent Med, 5, p. 1390600, doi: 10.3389/fdmed.2024.1390600
118. Hobbi, P., Ordueri, T. M., Ozturk-Bozkurt, F., Toz-Akaliotan, T., Ates, M. M. and Ozcan, M. (2025) „*Clinical Performance of 3D Printed Resin Composite Posterior Fixed Dental Prosthesis: A Permanent Solution?*“. Eur J Prosthodont Restor Dent, 33 (1), p. 1-10, doi: 10.1922/EJPRD_2796Hobbi10
119. Kagaoan, Z., Liu, X., Cameron, A., Aarts, J. and Choi, J. J. E. (2024) „*Factors influencing the bond strength of additively manufactured crown materials in dentistry: A systematic review of in vitro studies*“. J Dent, 144, p. 104908, doi: 10.1016/j.jdent.2024.104908
120. Mao, Z., Schmidt, F., Beuer, F., Yassine, J., Hey, J. and Prause, E. (2024) „*Effect of surface treatment strategies on bond strength of additively and subtractively manufactured hybrid materials for permanent crowns*“. Clin Oral Investig, 28 (7), p. 371, doi: 10.1007/s00784-024-05767-3
121. Donmez, M. B., Cakmak, G., Yilmaz, D., Schimmel, M., Abou-Ayash, S., Yilmaz, B. and Peutzfeldt, A. (2023) „*Bond strength of additively manufactured composite resins to dentin and titanium when bonded with dual-polymerizing resin cements*“. J Prosthet Dent, 132 (5), p. 1067.e1-1067.e8., doi: 10.1016/j.prosdent.2023.04.003
122. Kang, Y. J., Park, Y., Shin, Y. and Kim, J. H. (2023) „*Effect of Adhesion Conditions on the Shear Bond Strength of 3D Printing Resins after Thermocycling Used for Definitive Prosthesis*“. Polymers (Basel), 15 (6), p. 1390, doi: 10.3390/polym15061390
123. Kagaoan, Z., Liu, X., Cameron, A., Aarts, J. and Choi, J. J. E. (2024) „*Prolonged post-washing in ethanol decreases bond strength of additively manufactured crown materials*“. J Dent, 144, p. 104873, doi: 10.1016/j.jdent.2024.104873

124. Kariper, E. and Cilingir, A. (2025) „*Bond strength of different resin-based cements to 3D-printed permanent restorations*“. Am J Dent, 38 (1), p. 39-45
125. Aydin, N. and Uguz, H. N. (2023) „*Shear bond strength of permanent 3D-printed resin and milled zirconia to primary teeth using different luting agents*“. Am J Dent, 36 (5), p. 239-245
126. Kim, M., Lee, J., Park, C., Jo, D., Yu, B., Khalifah, S. A., Hayashi, M. and Kim, R. H. (2024) „*Evaluation of Shear Bond Strengths of 3D Printed Materials for Permanent Restorations with Different Surface Treatments*“. Polymers (Basel), 16 (13), p. 1838, doi: 10.3390/polym16131838
127. Ersoz, B., Aydin, N., Ezmek, B., Karaoglanoglu, S. and Cal, I. K. (2024) „*Effect of Surface Treatments Applied to 3D Printed Permanent Resins on Shear Bond Strength*“. J Clin Exp Dent, 16 (9), p. e1059-e1066, doi: 10.4317/jced.61884
128. Tanaka, L. E. B., da Silva Rodrigues, C., Grangeiro, M. T. V., Campos, T. M. B. and de Melo, R. M. (2024) „*Characterization of 3D printed composite for final dental restorations*“. Clin Oral Investig, 28 (11), p. 617, doi: 10.1007/s00784-024-06003-8
129. Dederichs, M., Badr, Z., Viebranz, S., Nietzsche, S., Schulze-Spate, U., Schmelzer, A. S., Lehmann, T. and Guentsch, A. (2025) „*Effect of surface conditioning on the adhesive bond strength of 3D-printed resins used in permanent fixed dental prostheses*“. J Dent, 155, p. 105621, doi: 10.1016/j.jdent.2025.105621
130. Aydin, N., Celik Oge, S., Guney, O., Okbaz, O. and Sertdemir, Y. (2024) „*A Comparison of the Shear Bond Strength between a Luting Composite Resin and Both Machinable and Printable Ceramic-Glass Polymer Materials*“. Materials (Basel), 17 (19), p. 4697, doi: 10.3390/ma17194697
131. Kucukekenci, A. S., Donmez, M. B., Dede, D. O., Cakmak, G. and Yilmaz, B. (2024) „*Bond strength of recently introduced computer-aided design and computer-aided manufacturing resin-based crown materials to polyetheretherketone and titanium*“. J Prosthet Dent, 132 (5), p. 1066.e1-1066.e8, doi: 10.1016/j.prosdent.2024.07.019
132. Sutuvén, E. O. and Yildirim, N. C. (2025) „*Bond strength of self-adhesive resin cement to definitive resin crown materials manufactured by additive and subtractive methods*“. Dent Mater J, 44 (1), p. 41-51, doi: 10.4012/dmj.2024-111

6. Anhang

Im folgenden Anhang befinden sich mehrere Abbildungen, um den genauen Arbeitsablauf zu veranschaulichen:

6.1 Ablauf der Prüfkörperherstellung – Zugversuch

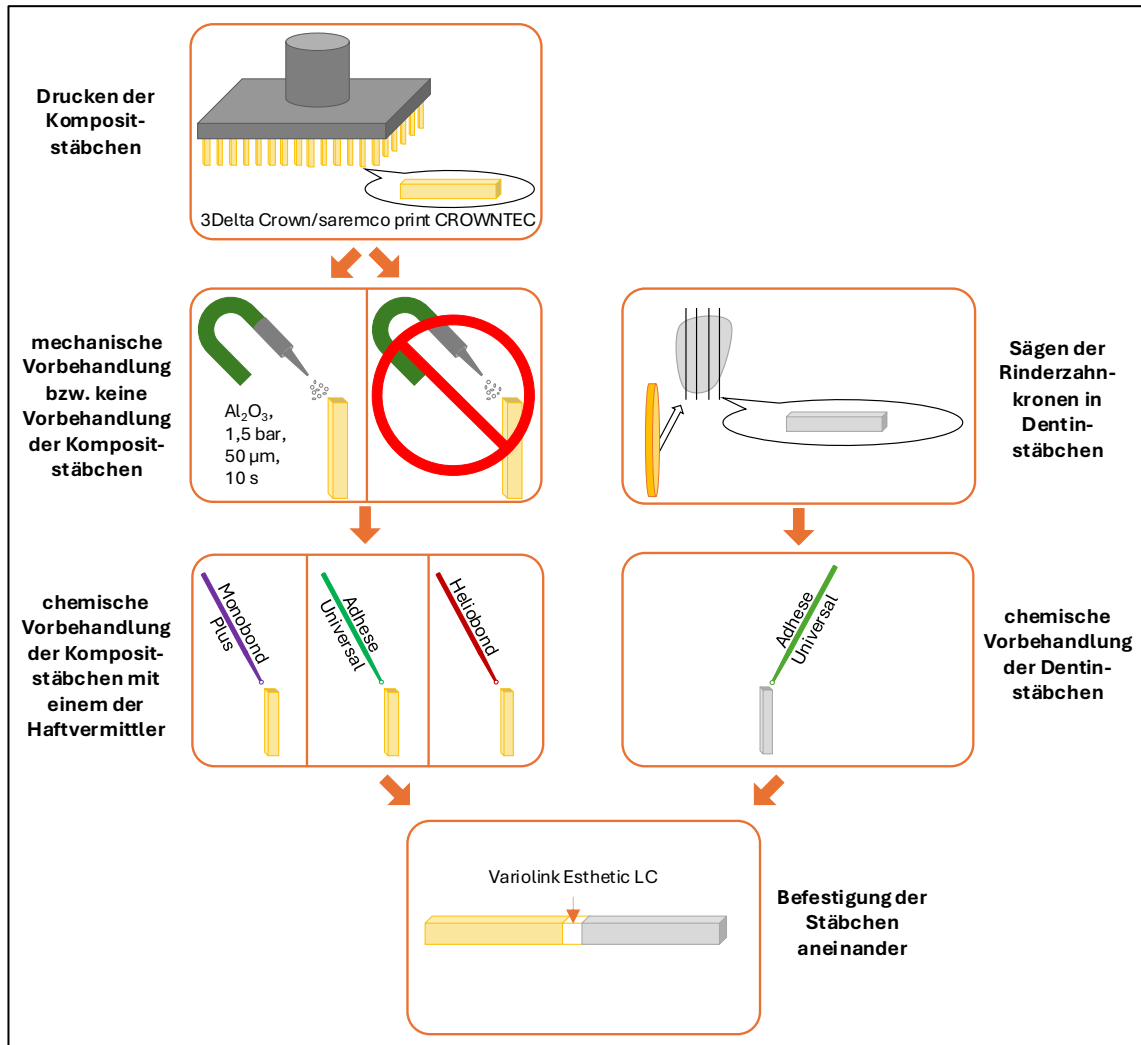


Abbildung 1: Arbeitsablauf der Prüfkörperherstellung für den Zugversuch

Montag	Dienstag	Mittwoch	Donnerstag	Freitag	Samstag	Sonntag
			Sägen Dentinstäb- chen, Befestigung Komposit- und Dentinstäb- chen, Inkubator (= Start Gruppe 1)	Gruppe 1 aus dem Inkubator herausholen und ins Thermo- wechselbad (= TWB 1) Start Gruppe 2	TWB 2 TWB auffüllen	TWB auffüllen
TWB auffüllen	TWB auffüllen	TWB auffüllen	Start Gruppe 3 TWB auffüllen	Start Gruppe 4 TWB 3 TWB auffüllen	TWB 4 TWB auffüllen	TWB auffüllen
Gruppe 1 aus dem TWB herausholen, Zugversuch (= Ende Gruppe 1) TWB auffüllen	Ende Gruppe 2 TWB auffüllen	TWB auffüllen	Start Gruppe 5 TWB auffüllen	Start Gruppe 6 TWB 5 TWB auffüllen	TWB 6 TWB auffüllen	TWB auffüllen
Ende Gruppe 3 TWB auffüllen	Ende Gruppe 4 TWB auffüllen	TWB auffüllen	Start Gruppe 7 TWB auffüllen	Start Gruppe 8 TWB 7 TWB auffüllen	TWB 8 TWB auffüllen	TWB auffüllen usw.

Dinge, die es zu beachten gilt:

- Präparierte Zahnoberfläche sollte frisch sein, d.h. am gleichen Tag Sägen und Befestigung ans Kompositstäbchen
- Am Wochenende kann nicht mit Al_2O_3 abgestrahlt werden
→ kein Start oder Ende einer Gruppe
- Start und Ende einer Gruppe dürfen nicht an einem Tag kollidieren
- Langfristig Donnerstag und Freitag immer Start einer Gruppe und Montag und Dienstag Ende einer Gruppe

Abbildung 2: Beispielhafter zeitlicher Ablauf der Prüfkörperherstellung für den Zugversuch

6.1.1 Sägevorgang

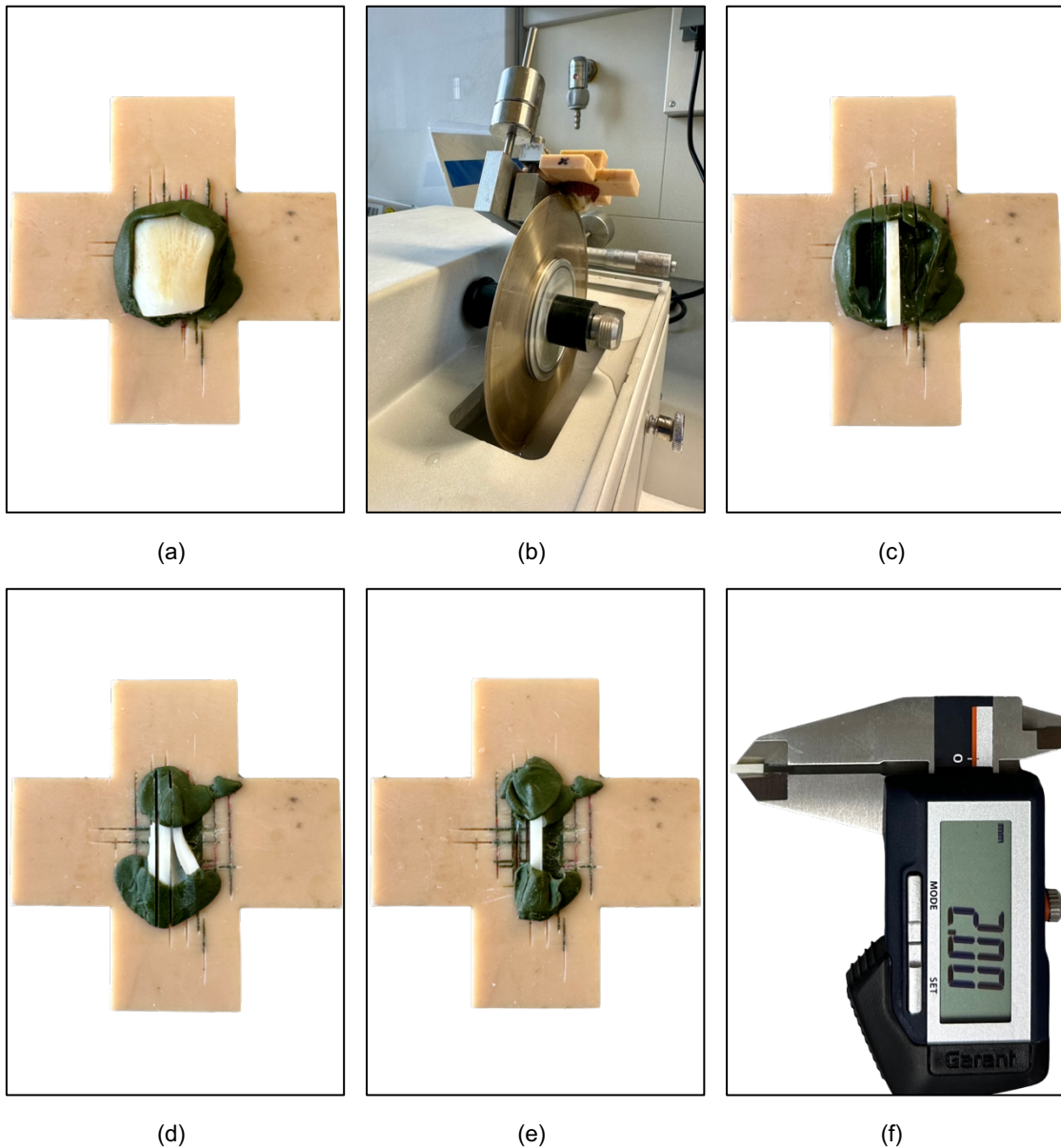


Abbildung 3: Ablauf des Sägevorgangs, um ein Dentinstäbchen herzustellen

- (a) Rinderzahnkrone befestigt mit Kerr Impression Compound (SpofaDental a.s.) auf dem 3D-gedruckten Prüfkörperhalter
- (b) Sägevorgang mit IsoMet Low Speed Präzisionstrenner (Buehler Ltd.)
- (c) herausgesägte Zahnscheibe
- (d) Zahnscheibe um 90° gedreht, wiederbefestigt und in Stäbchen zersägt
- (e) herausgesägtes Dentinstäbchen
- (f) Kontrolle der Abmessungen mittels Schieblehre

6.1.2 Konditionierung der Dentinstäbchen

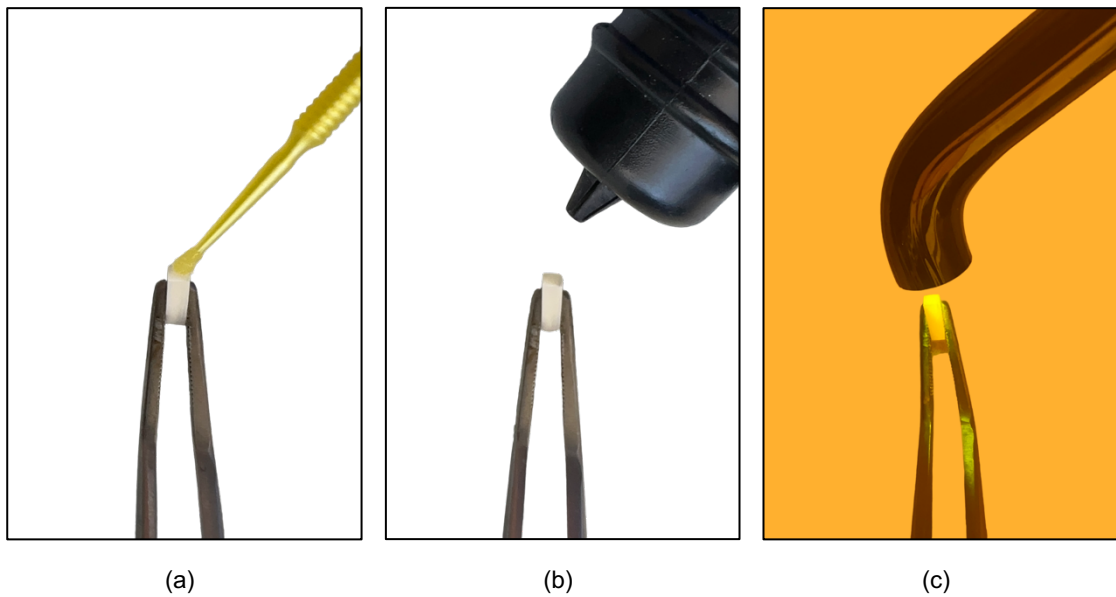


Abbildung 4: Konditionierung der Dentinstäbchen

- (a) Einmassieren des Universaladhäsivs Adhese Universal (Ivoclar AG) mit Microbrush
- (b) Verpusten des Adhäsivs mit Druckluft
- (c) Photopolymerisation des Adhäsivs mit Polymerisationslampe

6.1.3 Additive Fertigung der Kompositstäbchen



Abbildung 5: Herstellung der Kompositstäbchen

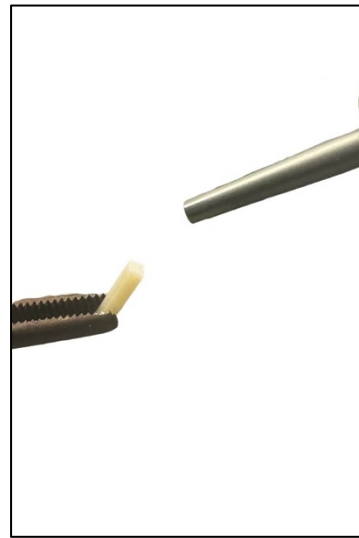
- (a) untersuchtes Kompositmaterial 3Delta Crown (DeltaMed GmbH)
- (b) untersuchtes Kompositmaterial saremco print CROWNTEC (SAREMCO Dental AG)
- (c) Druckvorgang der Kompositstäbchen mit dem 3D-Drucker ASIGA MAX UV (Asiga)
- (d) additiv hergestellte Kompositstäbchen mit überschüssigem, unpolymerisiertem Resin auf der Bauplattform
- (e) Nachpolymerisation der Kompositstäbchen mit Rapid Shape 3Decure US (Rapid Shape GmbH)
- (f) Kontrolle der Abmessungen mittels Schieblehre

6.1.4 Konditionierung der Kompositstäbchen

6.1.4.1 Mechanische Konditionierung



(a)



(b)

Abbildung 6: mechanische Konditionierung der Kompositstäbchen

(a) Punktstrahlgerät P-G 400 (Harnisch+Rieth GmbH & Co.KG)

(b) Abstrahlen des Kompositstäbchens mit Al_2O_3

6.1.4.2 Chemische Konditionierung

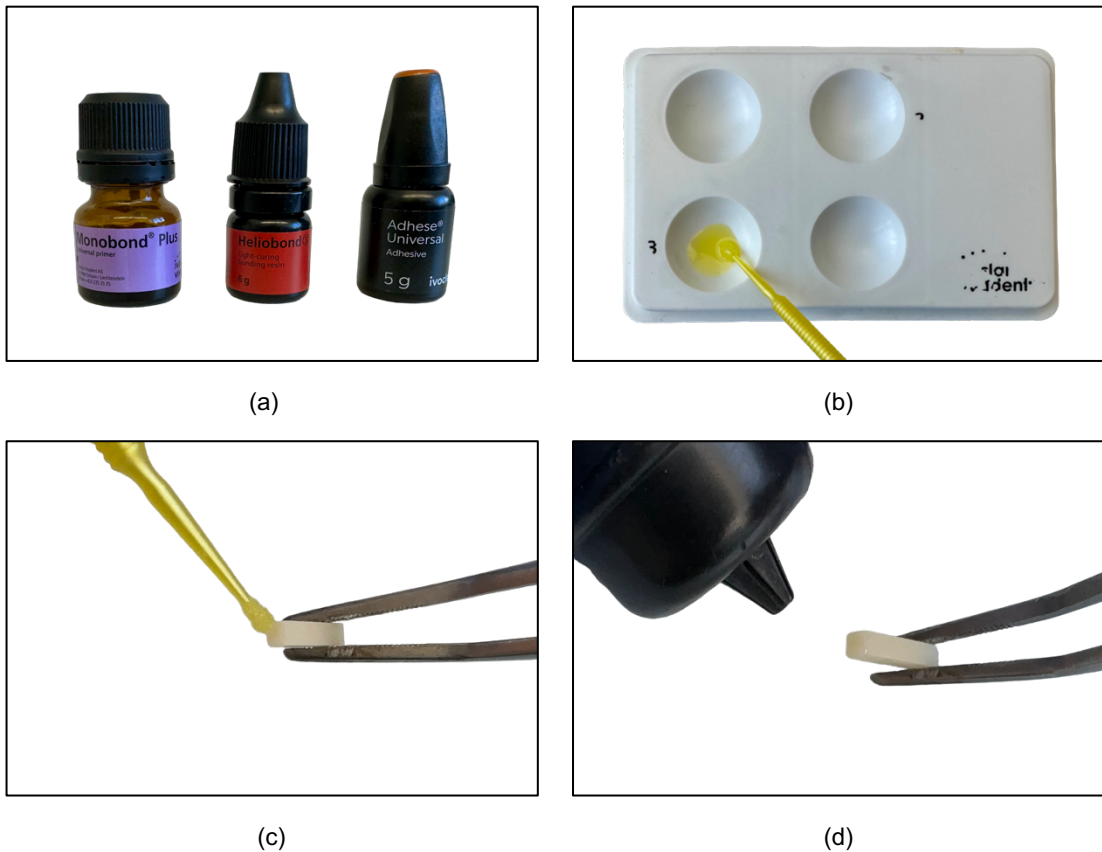


Abbildung 7: chemische Konditionierung der Kompositstäbchen

- (a) verwendete Haftvermittler: Monobond Plus, Heliobond, Adhese Universal (v. l. n. r.)
- (b) Benetzen des Microbrush mit einem der Haftvermittler
- (c) Einmassieren eines Haftvermittlers mit einem Microbrush
- (d) Verpusten eines Haftvermittlers mit Druckluft

6.1.5 Befestigung der Dentin- und Kompositstübchen

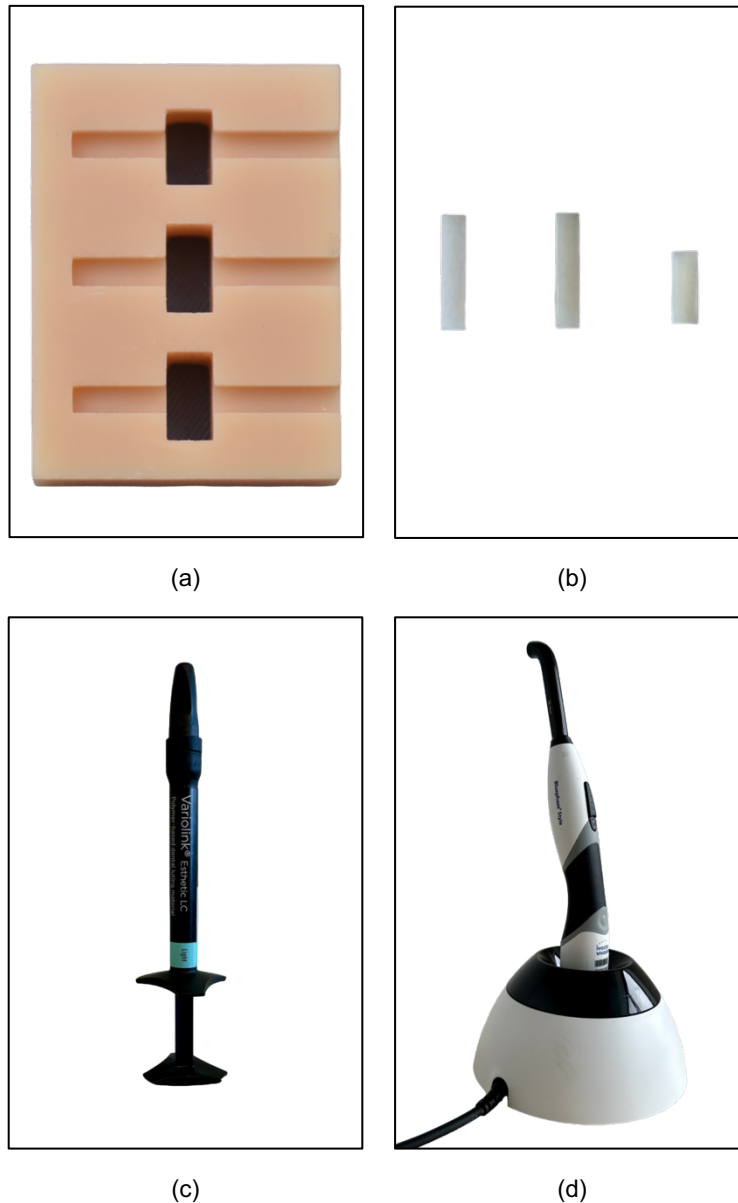


Abbildung 8: Benötigte Materialien für die Befestigung der Dentin- und Kompositstübchen aneinander

- (a) 3D-gedruckter Prüfkörperführungskörper
- (b) alle verschiedenen Stübchen im Vergleich: 3Delta Crown Stübchen, sarengo print CROWNTEC Stübchen, Dentinstübchen (v. l. n. r.)
- (c) Befestigungskomposit Variolink Esthetic LC (Ivoclar AG)
- (d) Polymerisationslampe Bluephase style (Ivoclar AG)

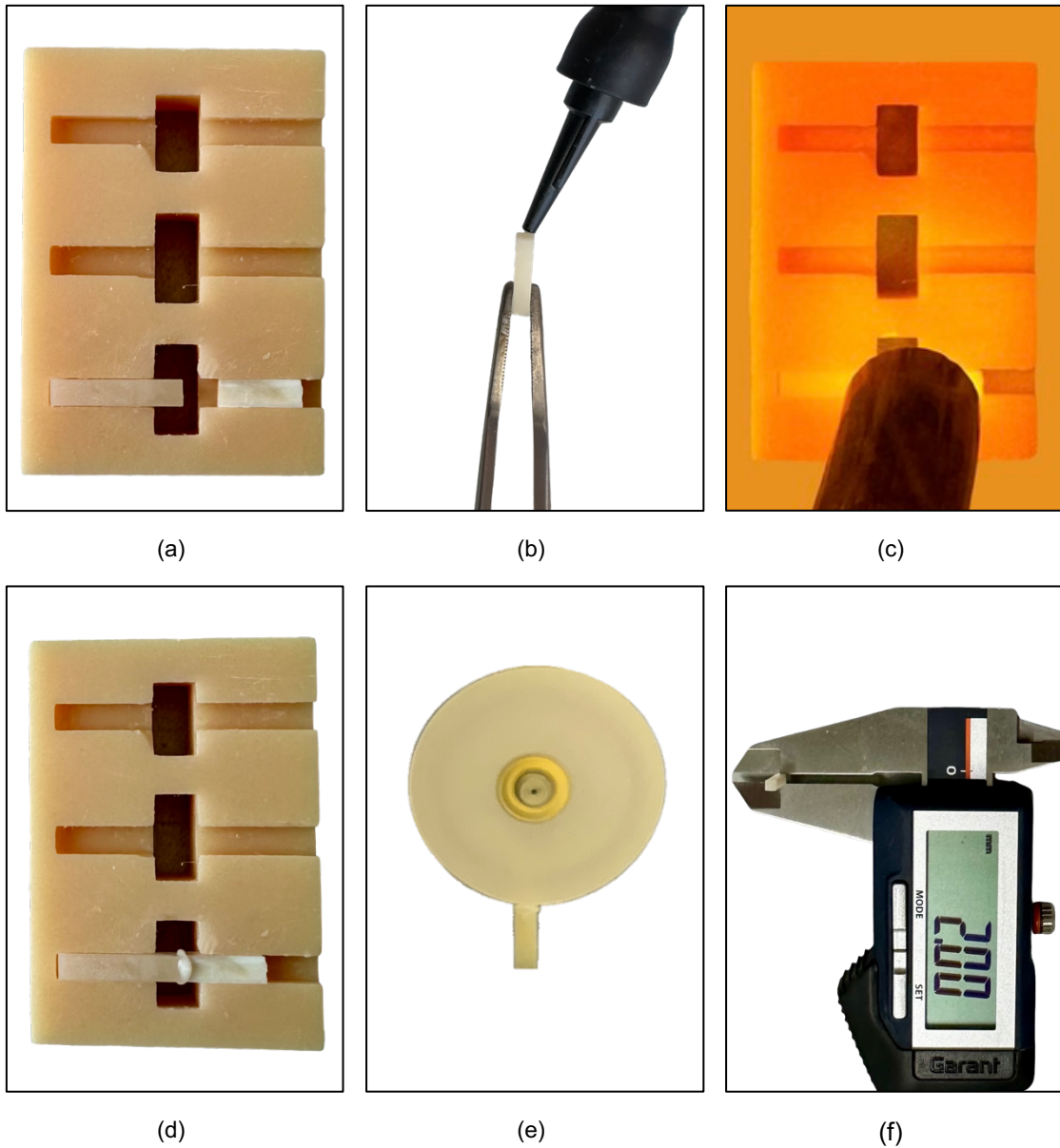


Abbildung 9: Befestigung der Dentin- und Kompositstäbchen aneinander

- (a) Komposit- und Dentinstäbchen (v. l. n. r.) im Prüfkörperführungskörper vor der Befestigung
- (b) Auftragen des Befestigungskomposits auf das Kompositstäbchen
- (c) Photopolymerisation des Befestigungskomposits mit Polymerisationslampe
- (d) Prüfkörper mit überschüssigem Befestigungskomposit im Prüfkörperführungskörper
- (e) Entfernung der Überschüsse des Befestigungskomposits mit einer Polierscheibe
- (f) Kontrolle der Abmessungen des fertiggestellten Prüfkörpers mittels Schieblehre

6.1.6 Künstliche thermische Alterung



(a)



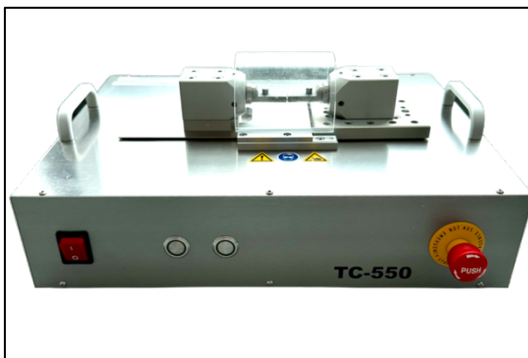
(b)

Abbildung 10: Geräte für die künstliche thermische Alterung

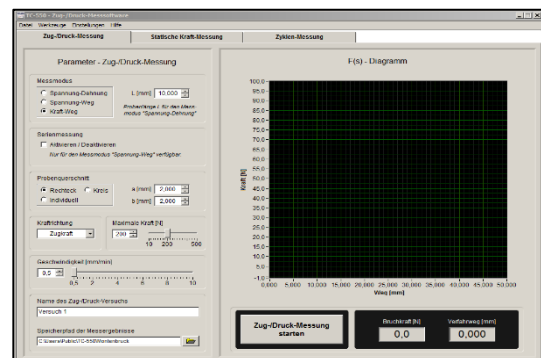
(a) Inkubator Wärmeschrank Modell 400 (Memmert GmbH & Co. KG)

(b) Thermowechselbad TCS-30 (Syndicad Ingenieurbüro)

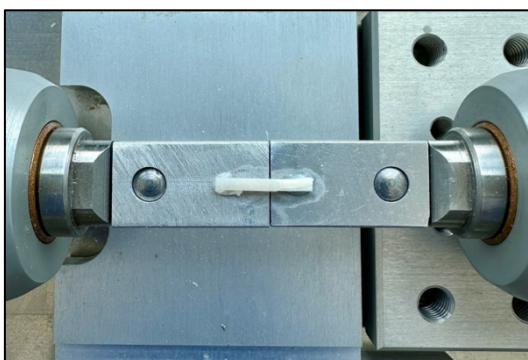
6.1.7 Zugversuch



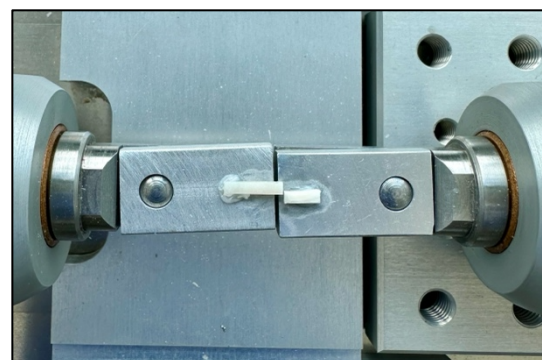
(a)



(b)



(c)



(d)

Abbildung 11: Technische Ausstattung für den Zugversuch und Versuchsablauf

(a) Zug-Druck-Prüfsystem TC-550 (Syndicad Ingenieurbüro)

(b) korrespondierende Messsoftware (Syndicad Ingenieurbüro)

(c) befestigter Prüfkörper vor dem Zugversuch

(d) frakturierter Prüfkörper nach dem Zugversuch

6.1.8 Fraktographie

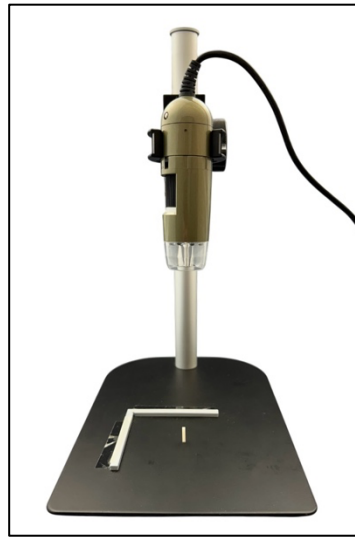


Abbildung 12: Fraktographie der Verbundfläche eines Kompositstäbchens mittels Dino-Lite Digital Microscope Premier (Dino-Lite Europe)

6.2 Ablauf Prüfkörperherstellung – Laser-Scanning-Mikroskopie und Raman-Spektroskopie

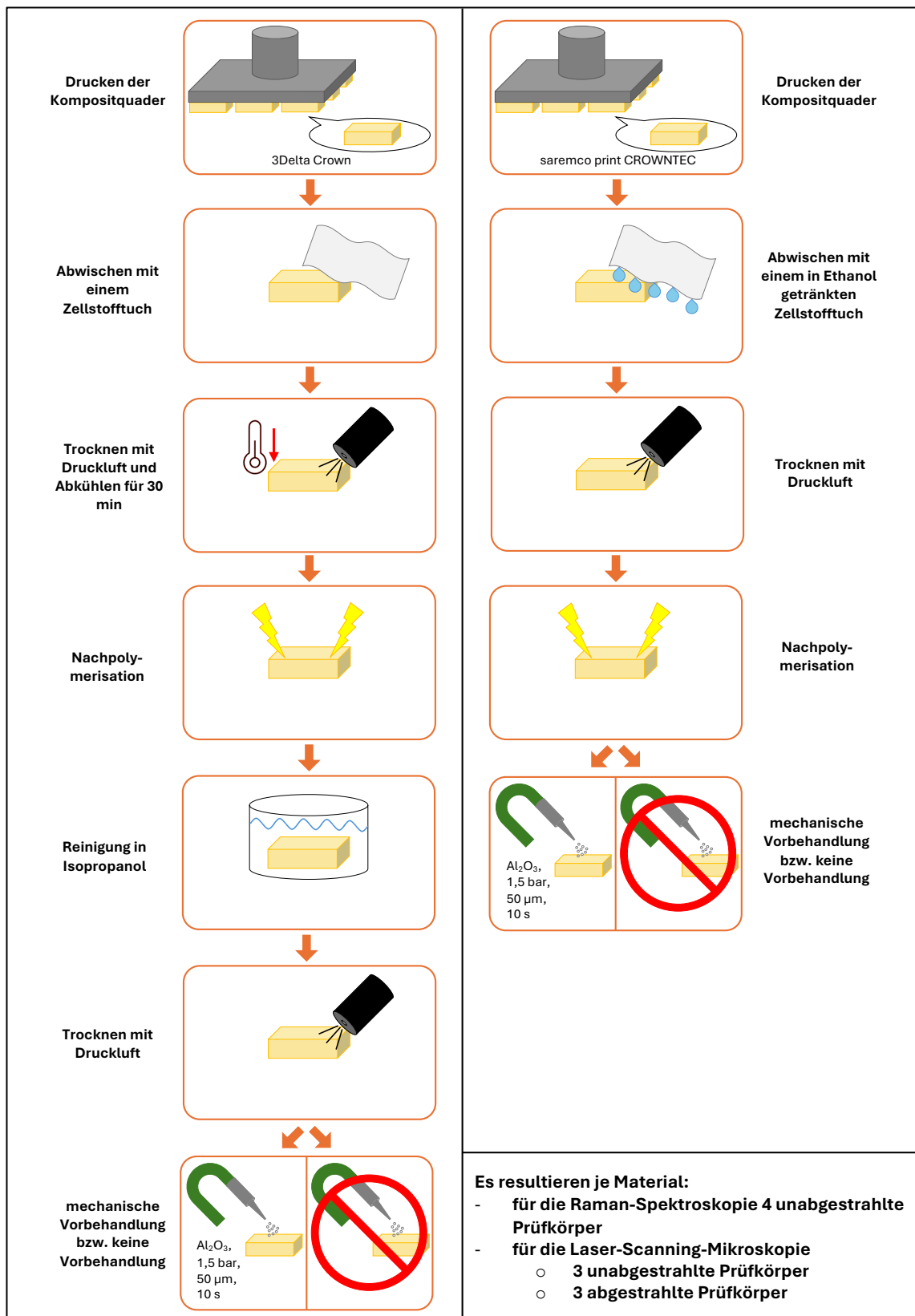


Abbildung 13: Arbeitsablauf der Prüfkörperherstellung für die Laser-Scanning-Mikroskopie und Raman-Spektroskopie

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben, meinen großen Dank aussprechen.

Mein herzlicher Dank gilt meiner Doktormutter, Frau Priv.-Doz. Dr. med. dent. Dalia Kaisarly, für die Möglichkeit, unter ihrer sowohl fachlich als auch zwischenmenschlich ausgezeichneten Betreuung zu promovieren. Bereits während des Studiums habe ich sie als betreuende Assistenzärztin sehr zu schätzen gelernt und danke ihr für die intensive, zuverlässige und hilfsbereite Begleitung bei meinem Promotionsvorhaben. Für ihr jederzeit offenes Ohr, ihr herausragendes Engagement, ihre kreativen Ideen, ihre motivierende Art und ihr geschicktes Organisationstalent bin ich ihr äußerst dankbar.

Besonderer Dank gilt ebenfalls meinem Zweitbetreuer, Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. Andreas Keßler, für seine engagierte Mitbetreuung sowohl in München als auch aus der Ferne in Freiburg. Seine zahlreichen Ideen, seine wertvolle Unterstützung, seine Motivation und insbesondere seine fachliche Expertise auf dem Gebiet der additiven Fertigung weiß ich sehr zu schätzen.

Ich danke vielmals Herrn Dr.-Ing. Jörg Lüchtenborg und Herrn Prof. Moataz Elgezawi für ihr wertvolles, engagiertes Mitwirken an unserer gemeinsamen Publikation und somit auch meiner Dissertation.

Ebenso danke ich dem Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Herrn Prof. Dr. med. dent. Falk Schwendicke, für die Möglichkeit, die Promotion in seiner Klinik durchführen zu können, und die Bereitstellung der Geräte und Materialien.

Mein Dank geht ebenfalls an Frau Gisela Dachs, Frau Eva Köbele, Herrn Thomas Obermeier und Herrn Florian Röthlein für ihre Hilfe bei technischen Fragen. Ebenfalls danke ich Herrn Dr. med. dent. Thilo Reichert für seine hilfreichen Tipps und das freundliche Zurverfügungstellen der STL-Dateien der von ihm designten Hilfskörper für den Sägevorgang und für den Befestigungsvorgang.

Meinen Eltern danke ich vom tiefsten Herzen für ihre bedingungslose Unterstützung und liebevolle Motivation auf meinem bisherigen Weg. Ohne Euch wäre all dies nicht möglich gewesen. Ebenso danke ich meinem Bruder für seinen Beistand und seine Unterstützung. Vielen Dank Euch für alles!

Zuletzt danke ich Julius, der mich durch das gesamte Studium, das Examen und die Promotion begleitet, motiviert und unterstützt hat. Ohne Dich wäre diese Zeit nicht die Gleiche gewesen - vielen lieben Dank!

Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in dieser veröffentlichten Version nicht enthalten.



Erklärung zur Übereinstimmung der gebundenen Ausgabe der Dissertation mit der elektronischen Fassung

Montenbruck, Lukas

Name, Vorname

Hiermit erkläre ich, dass die elektronische Version der eingereichten Dissertation mit dem Titel:

**Untersuchung des Einflusses verschiedener Vorbehandlungsprotokolle auf die Verbundfestigkeit
zweier 3D-gedruckter Komposite für definitiven, festsitzenden Zahnersatz**

in Inhalt und Formatierung mit den gedruckten und gebundenen Exemplaren übereinstimmt.

München, 26.11.2025

Ort, Datum

Lukas Montenbruck

Unterschrift Lukas Montenbruck