

Aus dem Institut der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

In-vitro Genauigkeit von konventionellen, gefrästen und
gedruckten Prothesenbasen nach Herstellung, hydrothermalen
Alterung und Mikrowellenbestrahlung

*In-Vitro Accuracy of Conventional, Milled and Printed Denture
Bases after Fabrication, Hydrothermal Ageing and Microwave
Irradiation*

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Gregor Frederic Wemken

aus Bremen

Datum der Promotion: 03.03.2023

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	ii
Zusammenfassung	1
Abstract	3
Manteltext	5
1 Einleitung	5
2 Material und Methodik	10
2.1 Herstellung der Probenkörper	10
2.2 Hydrothermale Alterung und Mikrowellenbestrahlung	17
2.3 Ablauf der Vermessungen	18
2.4 Statistische Analysen	20
3 Ergebnisse	22
3.1 Richtigkeit nach Herstellung	24
3.2 Richtigkeit nach hydrothermaler Alterung	26
3.3 Richtigkeit nach Mikrowellenbestrahlung	27
4 Diskussion	29
5 Literaturverzeichnis	35
Eidesstattliche Versicherung	39
Anteilerklärung an der ausgewählten Publikation	40
Auszug aus der Journal Summary List 2018	41
Druckexemplar der ausgewählten Publikation	43
Lebenslauf	52
Komplette Publikationsliste	54
Danksagung	55

Abkürzungsverzeichnis

IM	Spritzguss (<i>Injection molding</i>)
MIL	Fräsen (<i>Milling</i>)
SLA	Stereolithografie (<i>Stereolithography</i>)
RMSE	Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme (<i>Root mean square error</i>)
PMMA	Polymethylmethacrylat
CAD/CAM	Computergestützter Entwurf/Computerunterstützte Fertigung (<i>Computer-aided design/Computer-aided manufacturing</i>)
CNC	Computer Numerische Steuerung (<i>Computerized Numerical Control</i>)
DLP	Digitale Lichtverarbeitung (<i>Digital Light Processing</i>)
DMD	Digitale Mikrospiegeleinrichtung (<i>Digital Micromirror Device</i>)
STL	Standard-Tessellationssprache (<i>Standard Tessellation Language</i>)
HA	Hydrothermale Alterung
ANOVA	Varianzanalyse (<i>Analysis of Variance</i>)
+MW	positive Mittelwertabweichungen
-MW	negative Mittelwertabweichungen
VAS	Visuelle Analog

Zusammenfassung

Ziel: Die Untersuchung der Fertigungsrichtigkeit von konventionell (IM), subtraktiv (MIL) und additiv (SLA) hergestellten Prothesenbasen. Zusätzlich sollte der Einfluss von hydrothormaler Alterung und Mikrowellenbestrahlung auf die Formbeständigkeit untersucht werden. Die Nullhypothese besagt, dass es keinen Unterschied der Fertigungsrichtigkeit zwischen den Herstellungsverfahren gibt, und dass hydrothermale Alterung und Mikrowellenbestrahlung keinen Einfluss auf die Formstabilität haben.

Material und Methodik: Als Ausgangsmodell für die Prothesenherstellung diente ein zahnloses Oberkiefermodell. Von diesem wurden 16 Duplikate aus Gips hergestellt und mit einem Laborscanner digitalisiert. Auf Grundlage der Modelle erfolgte die Herstellung der Prothesen mittels konventioneller, subtraktiver und additiver Fertigungsmethode. Die additiv gefertigten Prothesenbasen wurden mit Hilfe eines SLA-Druckers, die subtraktiven mittels einer CNC-Fräsmaschine gefertigt. Die konventionellen Prothesenbasen wurden im Spritzgussverfahren hergestellt. Nach Fertigung wurden die Innenseiten der Proben eingescannt. Anschließend wurden die 16 Proben in zwei Gruppen aufgeteilt. Die erste Gruppe wurde hydrothormaler Alterung (5–55 °C, N = 5.000) unterzogen. Die zweite Gruppe wurde sechs Zyklen für 6 min bei 640 W Mikrowellenbestrahlung ausgesetzt. Abschließend wurden die Prothesen erneut eingescannt.

Zur Messung der Fertigungsrichtigkeit wurden die Scans mittels einer Vermessungssoftware vermessen. Die Protheseninnenseite wurde dabei in drei Bereiche unterteilt: Gaumen, Alveolarkamm und Randbereich. Die deskriptive Analyse umfasste die positiven und negativen Mittelwerte sowie die Wurzel der mittleren Fehlerquadratsummen (RMSE). Die Normalverteilung wurde durch Shapiro-Wilk-Tests bestimmt und die Richtigkeitsanalyse wurde mit Hilfe der RSME-Werte und mehreren einfaktoriellen Varianzanalysen durchgeführt. Im Falle von Signifikanzen wurden Post-hoc-Tukey-HSD-Tests durchgeführt ($\alpha = 0.05$).

Ergebnisse: Nach Fertigung zeigte MIL die geringsten Abweichungen ($54 \pm 16 \mu\text{m}$; $p \leq ,006$) gefolgt von IM ($72 \pm 11 \mu\text{m}$; $p \leq ,006$) und SLA ($96 \pm 17 \mu\text{m}$; $p = ,001$). Die hydrothermale Alterung hatte keinen Einfluss auf MIL und IM ($p = ,816$). Für SLA wurde eine signifikante Verschlechterung der Abweichung ($p = ,001$) deutlich. Nach Mikrowellenbestrahlung zeigten sich bei IM und MIL Abweichungen in der Richtigkeit

[Hier eingeben]

($p = ,153$), wohingegen die Prothesenbasen der additiven Herstellung formstabil blieben ($p = ,001$).

Schlussfolgerung: Die höchste Fertigungsrichtigkeit zeigte MIL, gefolgt von IM und SLA. Hydrothermale Alterung hatte lediglich Einfluss auf SLA. Mikrowellenbestrahlung hatte einzig auf SLA keinen Einfluss. Hierdurch könnte eine vereinfachte Desinfektionsmöglichkeit der Prothesen für Patienten*innen geschaffen werden. Zur abschließenden Beurteilung der klinischen Relevanz von Fertigungsabweichungen additiv hergestellter Prothesenbasen sind weitere Studien notwendig.

Abstract (englisch)

Objectives: To investigate the trueness of injection molded (IM), milled (MIL) and additively (SLA) manufactured denture bases after manufacturing. In addition, the influence of hydrothermal ageing and microwave irradiation on the dimensional stability should be evaluated. The null hypothesis states that there is no difference in trueness between the different manufacturing methods as well as that hydrothermal ageing and microwave irradiation have no influence on the dimensional stability of the denture bases.

Material and methods: An edentulous maxillary model was used for the fabrication of the denture bases. 16 plaster duplicates were made and digitized with a laboratory scanner. Based on the models, the dentures bases were fabricated using injection molding, subtractive and additive manufacturing methods. The additively manufactured denture bases were produced using a SLA printer, the subtractive ones with a CNC-milling machine. After fabrication, the samples were scanned. The 16 denture bases were then divided into two groups. The first group was subjected to hydrothermal ageing (5-55 °C, N = 5,000). The second group was exposed to 640 W microwave irradiation for six cycles for 6 min each. Subsequently, the samples were re-digitized. To evaluate the trueness, the scans were measured using an inspection software. The total intaglio surface of the scanned denture bases was divided into three areas: palatal, alveolar ridge and border seal. Descriptive analysis included the positive and negative mean deviations and root mean square error (RMSE). Normal distribution was evaluated with Shapiro-Wilk tests and trueness analysis was performed using the RSME values and multiple one-Way ANOVAs. In case of significance, post-hoc-Tukey-HSD-tests were performed ($\alpha = 0.05$).

Results: After fabrication, MIL showed the lowest deviations ($54 \pm 16 \mu\text{m}$; $P \leq .006$) followed by IM ($72 \pm 11 \mu\text{m}$; $P \leq .006$) and SLA ($96 \pm 17 \mu\text{m}$; $P = .001$). Hydrothermal ageing had no effect on MIL and IM ($P = .816$). SLA showed a significant deterioration of deviation ($P = .001$) after hydrothermal ageing. Microwave irradiation caused a deviation in trueness within group MIL and IM ($P = .153$), whereas the denture bases of SLA remained dimensionally stable ($P = .001$).

Conclusion: MIL showed the highest trueness, followed by IM and SLA. Hydrothermal ageing only had an influence on SLA. Microwave irradiation, which could present a simplified method for patients to disinfect their dentures, had no effect on SLA.

Nevertheless further studies are necessary to evaluate the clinical relevance of manufacturing deviations of additively manufactured dentures.

Manteltext

Der nachfolgende Manteltext und die Abbildungen sind in Anlehnung an die Publikation „Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases?“ (1) durch den Autor Wemken, G verfasst worden.

1 Einleitung

Die vollständige Zahnlosigkeit beschreibt das Fehlen aller natürlichen Zähne der zweiten Dentition und stellt eine weltweite Problematik dar. Die Prävalenz vollständiger Zahnlosigkeit bei Menschen über 65 Jahre liegt international zwischen 6 % und 78 % (2) und variiert erheblich zwischen den Ländern. Der Entwicklungsstand eines Landes ist nicht einzig ausschlaggebend für die Anzahl der zahnlosen Menschen in einer Bevölkerung. Im Jahr 2000 wurden 6 % der Senioren (65 und älter) Gambias als zahnlos beschrieben, wohingegen 58 % der kanadischen Senioren (ebenfalls 65 und älter) als zahnlos erfasst wurden. Vielmehr wird die Prävalenz von Zahnlosigkeit multifaktoriell beeinflusst, insbesondere durch den sozialökonomische Status, den Bildungsstand, die Kultur und den Zugang zur Gesundheitsversorgung (2, 3).

Laut der dritten deutschen Mundgesundheitsstudie im Jahr 1997 war in Deutschland jeder vierte jüngere Senior (65 bis 74 Jahre) zahnlos, 2014 war es nur noch jeder achte (4). Auch innerhalb Deutschlands können Unterschiede zwischen niedrigem (16,4 %), mittlerem (6,7 %) und hohem Sozialstatus (3,8 %) verzeichnet werden. Maßgeblich daran beteiligt ist der gesteigerte Fokus auf präventive Maßnahmen und konservierende Therapien (4).

Die Gründe für Zahnverlust reichen von kariösen Läsionen, chronischen parodontalen Erkrankungen, pathologischen Veränderungen im Kopf-Halsbereich, traumatischem Zahnverlust bis hin zur angeborenen Anodontie (angeborenes Fehlen aller Zähne) (5). Karies und chronische Parodontitis gelten dabei nach wie vor als die Hauptursachen für Zahnverlust (6).

Durch den Zahnverlust wird die Physiognomie und Kaufunktion der Patienten*innen beeinflusst, wobei durch die fehlende Abstützung der Zähne Wangen

[Hier eingeben]

und Lippen einfallen (7). Eine weitere Folge des Zahnverlusts ist der Umbau und die damit einhergehende Atrophie des Kieferknochens. Es kommt zu Knochenverlust in vertikaler sowie in horizontaler Dimension (8, 9). Die Resorption der Mandibula schreitet viermal stärker voran als die der Maxilla (10). Der Umbau beginnt wenige Wochen nach Zahnverlust und ist progressiv. Zehn Jahre nach dem Zahnverlust beträgt die Atrophie des Oberkiefers 0,05 mm und des Unterkiefers 0,20 mm pro Jahr (11, 12).

Die Kausalitäten von Zahnlosigkeit und Resorptionen des Alveolarknochens sowie weiteren Einflussfaktoren wurden in der Literatur häufig beschrieben. Kalavathy et al. (2020) zeigten, dass eine Korrelation zwischen der Menge an Vitamin D3, Kalzium und Phosphor im Serum und der Resorption der Mandibular vorliegt (13). Zusätzlich wurden Faktoren wie fehlende physiologische Stimulation, vorschreitendes Alter, Tragedauer der Prothese und auf den Knochen einwirkende Kräfte des umliegenden Gewebes beschrieben (14). Als weitere Faktoren könnte die Inkongruenz von Prothesenbasis zu Prothesenlager in Betracht gezogen werden, wobei zusätzlich eine ungleichmäßige Verteilung der Kaubelastung den pathologischen Knochenabbauprozess beschleunigt (7). Dennoch existiert zum jetzigen Zeitpunkt kein Standardprotokoll zum Vermeiden von Kieferresorptionen.

Für die Versorgung von zahnlosen Kiefern kann zwischen herausnehmbaren und festsitzenden Therapiemöglichkeiten unterschieden werden. Zahnlose Kiefer können rein festsitzend durch Implantatinsertion versorgt werden. Bei der Implantatinsertion wird ein Implantat invasiv in den Kieferknochen eingebracht. Diese Therapie ist durch den chirurgischen Eingriff mit hohem zeitlichem und finanziellem Aufwand verbunden, hat jedoch einen gesteigerten Tragekomfort für die Patienten. Des Weiteren kann der Halt einer Prothese durch die zusätzliche Verankerung an Implantaten verbessert werden, bspw. in Form einer Steg- oder Locatorprothese. Die Versorgung mit einer rein schleimhautgetragenen Totalprothese ist die am wenigsten invasive und kosteneffektivste prothetische Versorgung von zahnlosen Kiefern und daher auch nach wie vor in den meisten Fällen die Therapie der Wahl (15). Bei gering ausgeprägtem Kieferkamm ist die Retention einer rein schleimhautgetragenen Prothese am geringsten.

Der Halt einer Totalprothese ist definiert als „der Widerstand einer Prothese gegen die vertikale Bewegung weg vom Gewebe“ (16). Es wurde gezeigt, dass die Retention einer schleimhautgetragenen Totalprothese mit der wichtigste Aspekt für Patienten ist

[Hier eingeben]

(17, 18). Diese beeinflusst die Kaufunktion, die Aussprache und somit auch die Lebensqualität des Patienten (19). Die Retention der Totalprothese wird primär durch die Formkongruenz vom Kiefer zur Prothesenbasis erreicht (20). Ein weiterer Einflussfaktor für einen guten Prothesenhalt ist der „Prothesensaugeffekt“. Dieser entsteht durch die Kapillarkräfte des Speichels, einen entstehenden Unterdruck und durch Adhäsionskräfte. Bedingt werden diese Faktoren durch die formkongruente Passung der Prothese zum Kiefer. Hierbei ist der Ventilrand (Funktionsrand) der Prothese ein wichtiger Faktor für die formkongruente Passung. Im Oberkiefer wird der Ventilrand aus der labialen und bukkalen Abdichtung, der Ausdehnung der Tuberwangentaschen sowie der AH-Linie am Übergang vom harten zum weichen Gaumen gebildet. Der Ventilrand im Unterkiefer besteht ebenfalls aus der labialen und bukkalen Abdichtung, der sublingualen Abdichtung und der Fassung der retromolaren Polster. Bei der Gestaltung der Ventilränder beider Kiefer müssen die Lippen- und Wangenbändchen sowie die Lippen- und Zungenfreiheit beachtet werden (21).

Bei der konventionellen Herstellung von Totalprothesen kann zwischen unterschiedlichen Herstellungsverfahren (Press-Verfahren, Gießverfahren und Spritzguss-Verfahren) und verwendeten Materialien differenziert werden. Das am häufigsten verwendete Material ist Polymethylmethacrylat (PMMA) (22). Beim Press-Verfahren wird der Prothesenkunststoff in eine geöffnete Küvette gegeben, anschließend wird das Gegenstück der Küvette aufgesetzt und unter stetiger Druckzunahme verschlossen. Beim Gießverfahren wird der Kunststoff in eine offene Form gegossen. Die Spritzgusstechnik ist eine Kombination beider Fertigungstechniken. Dabei wird der flüssige Kunststoff durch spezielle Öffnungen in eine geschlossene Küvette mit Druck eingespritzt. Am häufigsten werden die letzten zwei Herstellungsmethoden verwendet (23). Ein Nachteil aller konventionellen Herstellungsmethoden ist die Polymerisationsschrumpfung. Sie bedingt eine Verminderung der Kongruenz, was wiederum zu einer Verminderung der Retention führt (24). Es wurden bereits unterschiedliche Bearbeitungsverfahren untersucht, um die Polymerisationsschrumpfung zu verringern. Kobayashi et al. (2004) zeigten, dass der Schrumpfstress von Prothesenbasen reduziert werden konnte, wenn die Dauer des Auskühlens in der Gipsform verlängert wurde (25). Peyton et al. (1950) beschrieben, dass eine Verarbeitung bei einer Niedrigtemperatur von 70-75 °C unter anderem die Schrumpfung verringert (26).

[Hier eingeben]

Durch Fortschritte im Bereich der computergestützten Gestaltung und Fertigung (*Computer-aided design/computer-aided manufacturing, CAD/CAM*) von Zahnersatz ist es mittlerweile auch möglich, Totalprothesen subtraktiv oder additiv herzustellen. Die Vorteile von CAD/CAM-gefertigten Prothesen im Vergleich zur konventionellen Herstellung umfassen eine reduzierte Anzahl an Terminen, verringerte Gesamtkosten sowie eine reduzierte Behandlungszeit (27, 28). Die durchschnittliche Anzahl von fünf Terminen bei der konventionellen Herstellung kann im CAD/CAM-Verfahren auf zwei Termine reduziert werden (29).

Die Herstellung von Totalprothesen im CAD/CAM-Verfahren kann entweder subtraktiv durch numerisch gesteuerte (*Computerized Numerical Control, CNC*) Fräsmaschinen oder additiv durch schnellen Prototypenbau (*Rapid Prototyping*) erfolgen. Beim subtraktiven Verfahren werden die Prothesenbasen aus vorpolymerisierten PMMA-Ronden gefräst (30), wobei keine Polymerisationsschrumpfung entsteht (28). In Studien konnte gezeigt werden, dass aufgrund der fehlenden Polymerisationsschrumpfung subtraktiv hergestellte Prothesenbasen im Vergleich zu konventionellen Prothesenbasen eine gleichwertige oder verbesserte Genauigkeit erreichen können (31, 32).

Die additive Fertigung wird am häufigsten mithilfe eines Photopolymerisationsverfahrens durchgeführt. Dabei werden lichthärtende Acrylat- oder Epoxidharze verwendet (33, 34). Das Digitale Lichtverarbeitungsverfahren (*Digital Light Processing, DLP*) und die Stereolithografie (SLA) sind innerhalb der Photopolymerisationsverfahren am weitesten etabliert (35-38).

DLP- und SLA-Druckverfahren unterscheiden sich vornehmlich in der Art der Lichtquelle. SLA verwendet einen Laser, welcher das photosensitive Harz aushärtet (39). Beim DLP-Verfahren wird ein System aus Mikrospiegeln (*Digital Micromirror Device, DMD*) verwendet. Dadurch wird ermöglicht, dass ein komplettes Bild einer Schicht auf die Plattform projiziert und ausgehärtet wird (34). Der DLP-Druck zeigt im Vergleich zur konventionellen Fertigung gleichwertige oder geringere Abweichungen (35, 36) wobei die Genauigkeit der konventionellen Fertigung zum SLA-Verfahren bislang nicht in der Literatur beschrieben wird.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist daher, die Richtigkeit zwischen den unterschiedlichen Herstellungsarten der konventionellen, additiven und subtraktiven Fertigung von Totalprothesenbasen zu untersuchen sowie den Einfluss durch
[Hier eingeben]

hydrothermale Alterung und Mikrowellenbestrahlung zu bestimmen. Die Nullhypothese nimmt an, dass es keine Unterschiede in der Richtigkeit zwischen den Herstellungsarten gibt und keine Veränderungen durch hydrothermale Alterung und Mikrowellenbestrahlung entstehen.

[Hier eingeben]

2 Material und Methodik

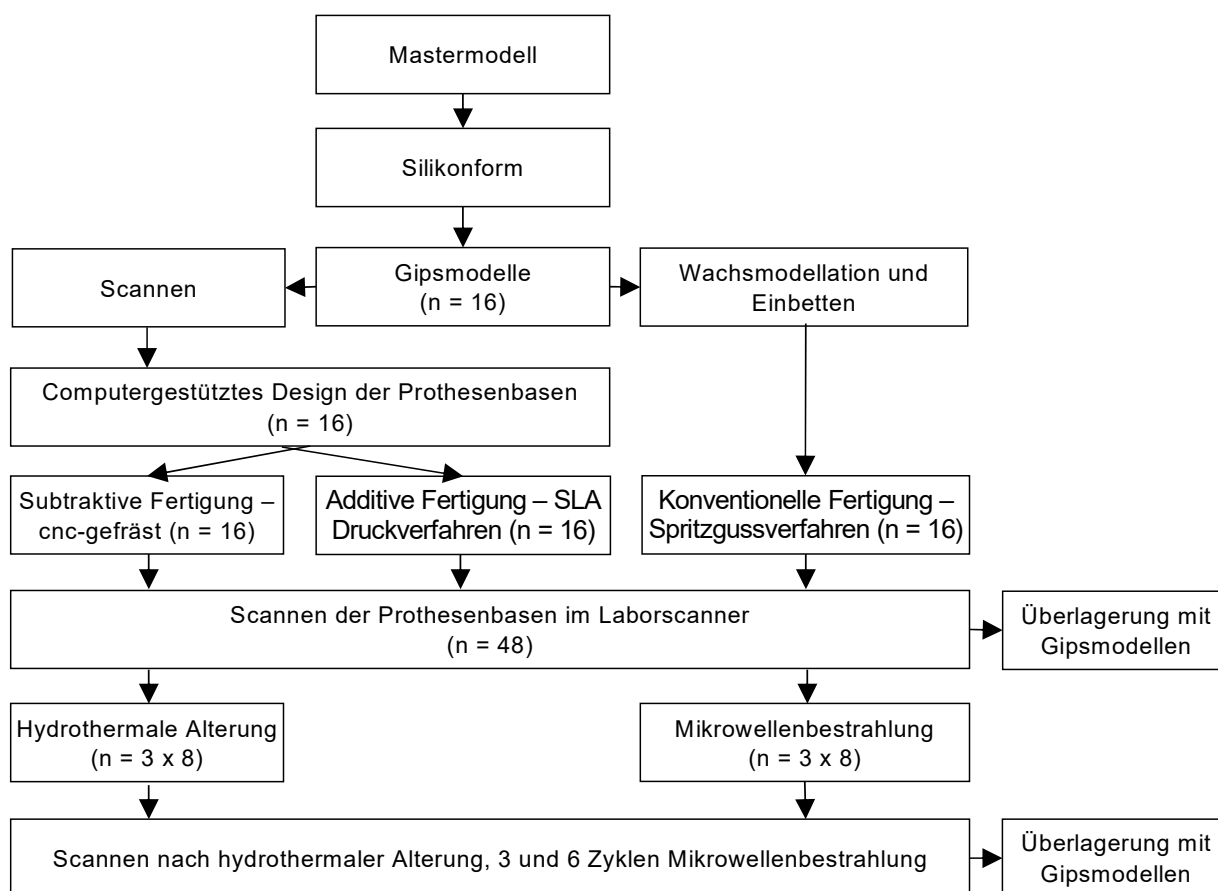


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Studienablaufs (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

2.1 Herstellung der Probenkörper

Als Grundlage zur Herstellung der Probenkörper diente ein Kunststoffmodell eines zahnlosen Oberkiefers (B-3 NH, frasaco GmbH, Tettang, Deutschland). Für die konventionelle Fertigung wurde von dem Referenzmodell eine Dublierform aus Vinyl-Polysiloxan (Dubliersilikon Standard, Orbis Dental, Münster, Deutschland) hergestellt. Diese wurde zu Beginn mit einem Typ-III-Gips (Hartgips naturblau, Omnident, Rodgau, Deutschland) ausgegossen. Es wurden 16 Gipsmodelle angefertigt. Das Mischungsverhältnis betrug entsprechend den Herstellerangaben 100 g Gips zu 30 ml Wasser und wurde mithilfe eines Vakuumanmischgeräts (RETOMIX EASY, Reitel Feinwerktechnik, Bad Essen, Deutschland) für 60 sek angemischt und in die Silikonform

[Hier eingeben]

gefüllt. Nach 60 min wurden die Gipsmodelle der Silikonform entnommen und auf Ungenauigkeiten und Lufteinschlüsse kontrolliert.

Nach 24 h Trockenlagerung bei Raumtemperatur wurden die Gipsmodelle mit einem LED-3D Laserscanner (D2000, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und die Daten als STL-Datensatz im Binär-Format abgespeichert. Die 16 verschiedenen STL-Datensätze (*Standard Tessellation Language, STL*) dienten als weitere Grundlage zur Herstellung der subtraktiv gefrästen (*Milled, MIL*) und im Stereolithografieverfahren (SLA) additiv gefertigten Prothesenbasen. Zur Herstellung der konventionellen Prothesenbasen im Spritzgussverfahren (*Injection moulding, IM*) wurde das jeweils zugehörige Gipsmodell nach der Digitalisierung verwendet.

Für die Untersuchungsgruppe IM wurde das Probenkörperdesign aus Wachs (S-U Plattenwachs, rosa Standard, Henry-Schein, Melville, Vereinigte Staaten) auf das Gipsmodell modelliert. Das Gipsmodell mit Wachs wurde anschließend aus demselben Typ-III-Gips in eine Küvette (Pluline Küvette Standard Messing, Pluradent, Freiburg, Deutschland) eingebettet. Nach einer Aushärtezeit von 60 min bei Zimmertemperatur wurde die Einbettung in der Küvette isoliert (HS-Gips-isolierung, Henry-Schein, Melville, Vereinigte Staaten) und mit Typ-III-Gips gekontert. Nach weiteren 60 min Aushärtezeit wurde das Wachs in der Küvette mithilfe eines Labormaten (Labormat TH, Dreve Dentamid, Unna, Deutschland) bei 95 °C für 10 min ausgebrüht. Als nächstes wurde der Küvettendeckel entfernt und für weitere 5 min ausgebrüht. Die sich noch im heißen Zustand befindende Küvette wurde mit Isoliermittel Gips gegen Kunststoff (Isolant/C.M.S., Dentsply Sirona, York, Vereinigte Staaten) isoliert. Nach einer Trocknungszeit von 30 min wurde die Küvette im Spritzgussverfahren mit einem Polymer (PalaXpress, Kulzer, Hanau, Deutschland) gefüllt. Das Mischungsverhältnis des Polymers betrug zwei Teile Polymer zu einem Teil Monomer. Injiziert wurde das Polymer mithilfe des Druckluft-Injektionsgeräts (Palajet, Kulzer, Hanau, Deutschland). Die abschließende Polymerisation erfolgte in einem Drucktopfwasserbad (Polymax 5, Dreve Dentamid, Unna, Deutschland) für 30 min bei 2 bar und 55 °C. Die fertigen Kunststoffprothesenbasen wurden mithilfe einer Ausbettzange (Gipszange, Omnident, Rodgau, Deutschland) ausgebettet, mit Wasser gereinigt und auf Fehler kontrolliert.

[Hier eingeben]



Abbildung 2: Konventionell gefertigte Prothesenbasis von basal (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

Für die Herstellung der CAD-CAM-gefertigten Prothesenbasen wurde von jedem Scandatensatz der Gipsmodelle eine digital konstruierte Prothesenbasis generiert. Dafür wurde der als STL-Format gespeicherte Scan in die Konstruktionssoftware (Dental Designer, 3shape, Kopenhagen, Dänemark) hochgeladen und entsprechend den Softwareschritten entworfen. Die Schichtdicke der Prothesenbasen wurde in der Software auf 2 mm festgelegt. Die fertig konstruierten Prothesenbasen wurden im STL-Format als CAD-Datensatz gespeichert und exportiert. Für die Herstellung der Prothesenbasen MIL und SLA wurde im weiteren Verlauf der gleiche CAD-Datensatz verwendet.

Die Prothesenbasen der Untersuchungsgruppe MIL wurden in einem subtraktiven Herstellungsprozess gefertigt. Dafür wurde der CAD-Datensatz in die CAM-Software (Zenotec CAM, Wieland Dental+Technik, Pforzheim, Deutschland) eingeladen. In der Software wurde der CAD-Datensatz ausgerichtet und als Auftrag an die numerisch gesteuerte Fräsmaschine (Zenotec select, Wieland Dental+Technik, Pforzheim, Deutschland) übermittelt. Für die Herstellung wurde die Fräse mit PMMA-Rohlingen
[Hier eingeben]

(IvoBase CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) bestückt. Es wurden die maschinenspezifischen Standardeinstellungen zum Fräsen von Prothesenkunststoffen ausgewählt. Die grobe Fräsung der Prothesenbasen erfolgte mit einem Fräswerkstück mit einem Durchmesser von 1 mm (Zenotec Spezial Fräser 1,0 S, Wieland Dental+Technik, Pforzheim, Deutschland). Der Standardvorschub betrug 25 mm/sek, die Drehzahl 28.000 U/min, die Bahngenaugigkeit 0,01 mm und der Bahnabstand 0,2 mm. Für die feine Fräsung wurde ein Fräswerkstück (Zenotec Spezial Fräser 0,7 S, Wieland Dental+Technik, Pforzheim, Deutschland) mit einem Durchmesser von 0,7 mm ausgewählt. Der Standardvorschub betrug hierbei 20 mm/sek, die Drehzahl 30.000 U/min, die Bahngenaugigkeit 0,01 mm und der Bahnabstand 0,075 mm. Nach der Herstellung wurden die fertigen MIL-Prothesenbasen von den Stützstrukturen gelöst, gereinigt und per Sichtkontrolle auf Fehler kontrolliert.



Abbildung 3: Numerisch gesteuerte gefräste Prothesenbasis von basal (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

Für die Untersuchungsgruppe SLA wurden die Prothesenbasen von einem SLA-Drucker (Form 2, Formlabs, Somerville, Vereinigte Staaten) gefertigt. Die CAM-Datensätze der Prothesenbasen wurden dafür in die Druckvorbereitungssoftware (PreForm, Formlabs, Somerville, Vereinigte Staaten) hochgeladen. Die Ausrichtung der

[Hier eingeben]

Prothesenbasen erfolgte im 15°-Winkel zur Bauplattform, und die Stützstrukturen wurden an die Oberseite der Prothesenbasis angefügt und hatten einen vollständigen Rafttyp. Die Stützstrukturen wurden dabei mit einer Verteilungsdichte von eins und einer Berührungspunktgröße von 0,6 mm automatisch konstruiert und inkludierten interne Stützstrukturen.



Abbildung 4: Darstellung der Druckorientierung und Verteilung von Stützstrukturen der additiv gefertigten Prothesenbasen (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

Ein photopolymerisierbares Harz (Denture Base LP V1, Formlabs, Somerville, Vereinigte Staaten) diente als Druckmaterial. Die Polymerisation erfolgte durch einen 250 mW starken Laser bei einer Wellenlänge von 405 nm. Die Schichtdicke eines Drucklayers betrug 0,05 mm. Nach der Herstellung wurden die Prothesen entsprechend dem Nachverarbeitungsprotokoll des Herstellers weiterverarbeitet. Die Prothesenbasen wurden dafür mit 99 % Isopropylalkohol (99,9 % Isopropanol, Höfer Chemie GmbH, Kleinblittersdorf, Deutschland) in einem Reinigungsgerät (Form Wash, Formlabs, Somerville, Vereinigte Staaten) für 10 min gewaschen. Dann erfolgte die Nachpolymerisation der Prothesenbasen. Dafür wurden sie in einen Glasbehälter, gefüllt mit 99 % Glycerin (Glycerol 99,5 %, ISOLATEC, Langenfeld, Deutschland), gegeben und im Nachhärtungsgerät (Form Cure, Formlabs, Somerville, Vereinigte Staaten) nachgehärtet. Die Nachhärtung dauerte zweimal 30 min bei 80 °C bei einer Strahlungsleistung von insgesamt 9,1 W durch UV-Licht mit 405 nm. Im vollständig
[Hier eingeben]

polymerisierten Zustand wurden alle Stützstrukturen mit einer Hartmetallfräse (HS-HM Fräser Kreuzverzahnung, Henry-Schein, Melville, Vereinigte Staaten) abgetrennt. Die Prothesenbasen wurden nochmals mit Wasser gereinigt und per Sichtkontrolle auf Herstellungsfehler überprüft.



Abbildung 5: Darstellung einer im Stereolithografieverfahren gefertigten Prothesenbasis von basal (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

Die Inhaltsstoffe der Materialien zur Herstellung der Prothesenbasen sind in Tabelle 1 abgebildet.

[Hier eingeben]

Tabelle 1: Auflistung der Materialbestandteile der verwendeten Materialien

Herstellungsverfahren	Produktname	Inhaltsstoffe	Menge in %
Konventionell (IM)	PalaXpress (Pulver)	Methacrylat-Copolymerisate	> 95 %
		1-Benzyl-5-phenylbarbitursäure	< 1 %
		Trioctylmethylammoniumchlorid	0–5 %
	PalaXpress (Flüssigkeit)	Methyl-methacrylat Monomer	> 90 %
		1,4-Butandiolmethacrylat	5–10 %
Subtraktiv (MIL)	IvoBase CAD	Polymethylmethacrylat	> 90 %
Additiv (SLA)	Denture Base LP V1	Methacrylate monomer	40–60 %
		Urethandimethacrylat	30–50 %
		Propylidynetrimethyl trimethacrylate	5–10 %
		Diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphinoxid	< 3 %

Quelle: Abwandlung und Übersetzung durch den Autor Wemken, G (1).

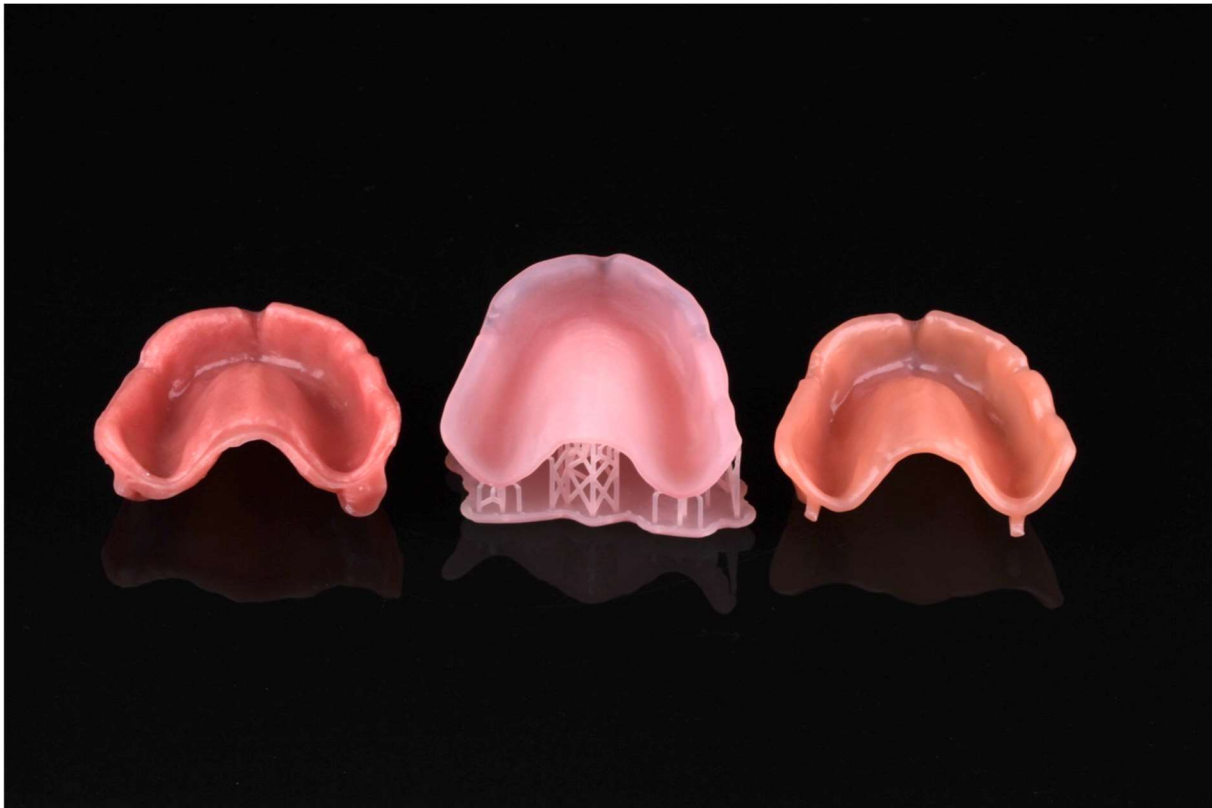


Abbildung 6: Ansicht der drei verschieden hergestellten Prothesenbasen von basal: von links nach rechts IM, SLA und MIL (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

Nach der Fertigstellung wurden die Innenseiten aller Prothesenbasen vom IM, MIL und SLA erneut mit einem LED-3D Laserscanner (D2000, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und die Daten im STL-Format abgespeichert.

2.2 Hydrothermale Alterung (HA) und Mikrowellenbestrahlung

Für jede der drei Gruppen IM, MIL und SLA wurde die Hälfte der Prothesenbasen ($n = 8$) einem simulierten Alterungsprozesses unterzogen. Die Prothesenbasen wurden dafür in einen Thermozykler (THE-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen, Deutschland) gegeben. Die Anzahl der Zyklen bezifferte sich auf 5.000 und die Temperatur der Wasserbäder betrug $5\text{ }^{\circ}\text{C}$ und $55\text{ }^{\circ}\text{C}$. Die Verweilzeit in jedem Wasserbad lag bei 30 sek mit einer Transferzeit von 5 sek. Insgesamt entspricht die simulierte Alterung einem sechsmonatigen klinischen Gebrauch (40).

[Hier eingeben]

Mit der anderen Hälfte der Proben ($n = 8$) wurde die Bestrahlung in der Mikrowelle (Samsung G643C, Samsung, Seoul, Südkorea) durchgeführt. Jede Probe wurde in 350 ml steriles Wasser gelegt und für 6 min bei 640 W erwärmt. Die Prothesenbasen durchliefen dabei insgesamt sechs Zyklen mit einer 24-stündigen Trockenlagerungspause nach jedem Zyklus. Nach dem dritten und sechsten Zyklus wurde jede Prothesenbasis erneut mit dem LED-3D Laserscanner (D2000, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) digitalisiert und der STL-Datensatz abgespeichert.

2.3 Ablauf der Vermessungen

Alle gesammelten STL-Datensätze wurden in ein Prüfsoftwareprogramm (Geomagic Control X, 3D Systems) importiert, um sie mit den Referenzscans der entsprechenden Gipsmodelle zu vergleichen. Mit Unterstützung der Prüfsoftware wurde bei den Datensätzen der Gipsmodelle die Oberfläche invertiert, sodass aus einer positiven Modellform eine negative Form wurde. Diese konnten schließlich mit den entsprechenden Scans der Proben verglichen werden. Für den Vergleich vom Referenzmodell mit der jeweiligen Prothesenbasis wurde als erstes das Referenzmodell in die Software eingeladen und als SOLL-Modell festgelegt. Anschließend wurde es in mehrere Bereiche unterteilt (Abbildung 7). Die Bereiche umfassten den Gaumen, den Alveolarkamm und den Randbereich.

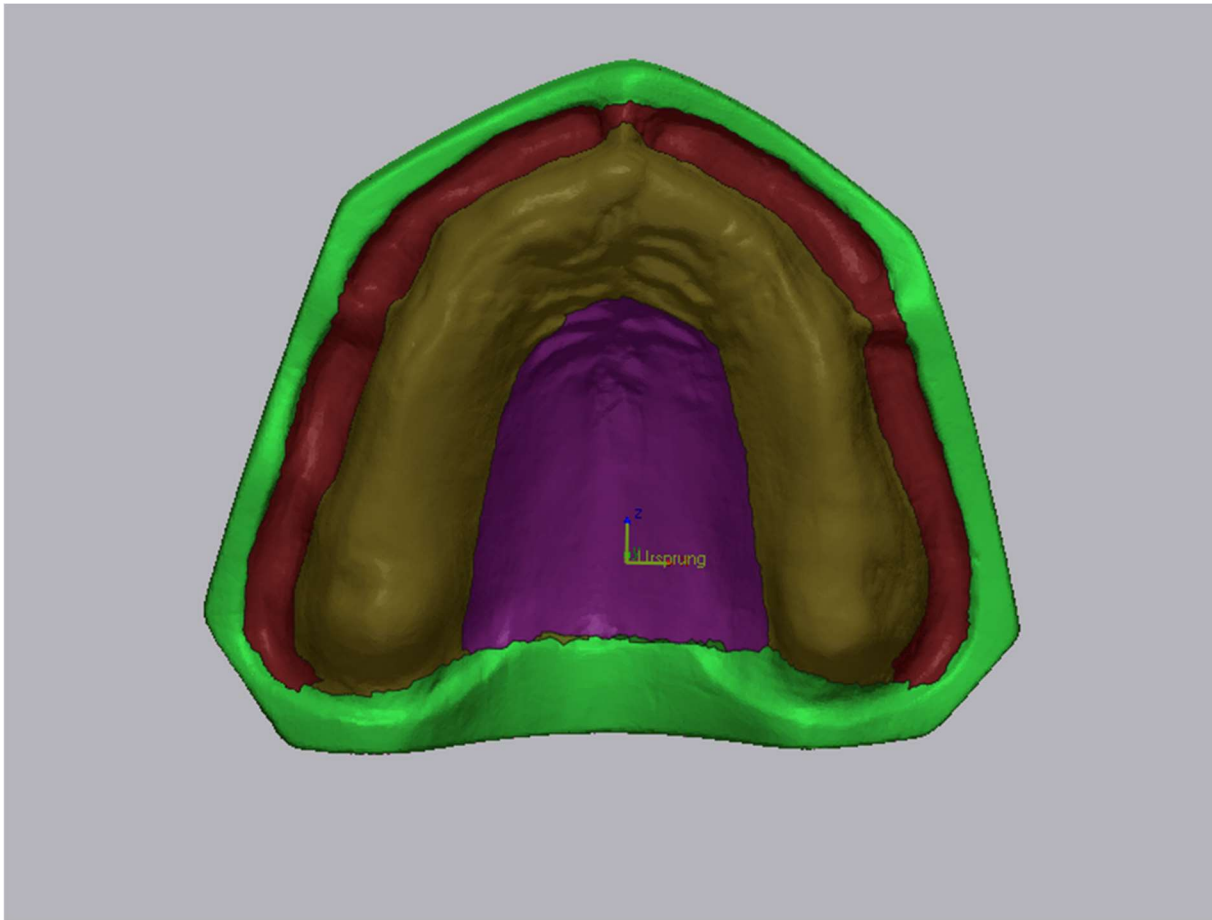


Abbildung 7: Darstellung der einzelnen Untersuchungsbereiche: lila, Gaumenbereich; dunkelgrün, Alveolarkamm; braun, Randbereich (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

Im nächsten Schritt wurde das zu vergleichende Modell der Prothesenbasis in die Software eingeladen. Beide Datensätze wurden mithilfe zweier Algorithmen zueinander ausgerichtet. Der erste Algorithmus wurde durch die Funktion „Initiale Ausrichtung“ ausgewählt und überlagert beide Flächen anhand aller Dreiecksflächen des gesamten STL-Datensatzes. Der zweite Algorithmus wurde durch die Funktion „Best-Fit Ausrichtung“ ausgewählt und ermöglicht die Zuordnung beider Flächen anhand ausgewählter Bereiche, sodass eine bestmögliche Überlagerung der Oberflächen erreicht wurde.

Sobald die Datensätze überlagert wurden, erfolgte ein explorativer 3D-Oberflächenvergleich. Dieser umfasste dabei zum einen die gesamte Oberfläche und zum anderen jeden einzelnen Bereich. Zur besseren visuellen Darstellung wurden die

[Hier eingeben]

Abweichungen mithilfe einer Falschfarbendarstellung und einer Farbkarte mit einer Toleranz von $\pm 100 \mu\text{m}$ dargestellt.

Zur Ermittlung der Abweichungen wurden die Scans mit dem jeweiligen Referenzmodell überlagert. Als erstes wurden die Scans nach der Herstellung von IM, AM, MIL mit den Referenzmodellen überlagert. Anschließend erfolgte die Überlagerung der Scans nach hydrothermalen Lagerung mit den Referenzmodellen. Zuletzt erfolgte die Überlagerung der Scans nach der Mikrowellenbestrahlung. Dadurch wurden alle Abweichungen, die nach der Herstellung, der hydrothermalen Alterung und der Mikrowellenbestrahlung entstanden sind, ermittelt. Zusätzlich wurden die Abweichungen, die zwischen den Scans nach Herstellung und hydrothermalen Alterung (Δ Alterung) sowie nach Mikrowellensterilisation (Δ Mikrowelle) entstanden sind, ermittelt.

Die erhobenen Messwerte umfassten jeweils den negativen und positiven Mittelwert sowie die Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme (*Root Mean Square Error*, RMSE) (35, 36, 41). Der RMSE gibt an, wie stark die Werte der Prothesenbasen im Durchschnitt von den Werten der Referenzmodelle abweichen.

2.4 Statistische Analysen

Für die Ermittlung einer geeigneten Fallzahl beziehungsweise Stichprobengröße wurde als Grundlage die Untersuchung von Steinmassl et al. (2018) verwendet (31), der ein ähnliches Protokoll zugrunde liegt. Andere Studien mit vergleichbarem Protokoll wurden nicht gefunden. Die Studie von Steinmassl et al. (2018) zeigte eine Abweichung von $105 \pm 19 \mu\text{m}$ für konventionelle Fertigung und $74 \pm 11 \mu\text{m}$ für die subtraktive Fertigung (31). Die Abweichungen wurden in eine Berechnungssoftware (G*Power, Apponic) eingeladen. Die Berechnung ergab einen Stichprobenumfang von $n = 8$, um Unterschiede der Mittelwerte mit $\alpha = 0,05$ und einer Power von 0,8 mit einer Effektgröße von $d = 1,99$ als signifikant darzustellen.

Für die deskriptive Statistik wurden positive und negative Mittelwerte sowie Standardabweichungen berechnet. Die Normalverteilung wurde mit Shapiro-Wilk-Tests ausgewertet. Die statistische Auswertung der Richtigkeit wurde anhand der RMSE durchgeführt. Dafür wurden einfaktorielle Varianzanalysen (*Analysis of Variance*, ANOVA) durchgeführt. Als unabhängige Variable wurde die Herstellungsweise verwendet. Die

[Hier eingeben]

entsprechenden ANOVAs wurden für die Herstellung, hydrothermale Alterung und die Mikrowellensterilisation separat durchgeführt. Signifikante Abweichungen wurden mithilfe von paarweisen Post-Hoc-Tukey-HSD-Tests berechnet ($\alpha = 0,05$).

Die statistische Auswertung wurde mit einem Softwareprogramm (IBM SPSS Statistics v22.0, IBM, Armonk, Vereinigte Staaten) durchgeführt.

3 Ergebnisse

Tabelle 2. Mittelwert und Standardabweichung der RMSE in μm , positive (+MW) und negative (-MW) mittlere Oberflächenabweichungen in μm

Zustand	Bereich	Herstellu ngs- art	RMSE in μm	+MW in μm	-MW in μm
Nach Herstellung	Gesamt	IM	$72 \pm 11^{\text{B}}$	55 ± 11	51 ± 8
		MIL	$54 \pm 16^{\text{A}}$	35 ± 15	38 ± 9
		SLA	$96 \pm 17^{\text{C}}$	53 ± 7	84 ± 16
	Gaumen	IM	$55 \pm 15^{\text{A}}$	45 ± 11	28 ± 20
		MIL	$64 \pm 27^{\text{A}}$	38 ± 30	26 ± 9
		SLA	$68 \pm 22^{\text{A}}$	47 ± 10	26 ± 10
	Alveolarkamm	IM	$61 \pm 12^{\text{B}}$	25 ± 6	54 ± 9
		MIL	$45 \pm 11^{\text{A}}$	27 ± 11	41 ± 10
		SLA	$80 \pm 11^{\text{C}}$	54 ± 6	68 ± 12
Randbereich	IM	$96 \pm 17^{\text{B}}$	83 ± 16	44 ± 11	
	MIL	$61 \pm 21^{\text{A}}$	44 ± 17	38 ± 9	
	SLA	$132 \pm 31^{\text{C}}$	61 ± 17	111 ± 27	
Nach hydrothermalen Alterung	Gesamt	IM	$61 \pm 17^{\text{A}}$	50 ± 15	38 ± 13
		MIL	$56 \pm 8^{\text{A}}$	38 ± 7	33 ± 7
		SLA	$109 \pm 24^{\text{B}}$	71 ± 18	85 ± 22
	Gaumen	IM	$56 \pm 22^{\text{A}}$	43 ± 12	42 ± 26
		MIL	$50 \pm 19^{\text{A}}$	30 ± 18	30 ± 3
		SLA	$53 \pm 14^{\text{A}}$	40 ± 12	30 ± 4
	Alveolarkamm	IM	$43 \pm 12^{\text{A}}$	24 ± 7	37 ± 11
		MIL	$38 \pm 9^{\text{A}}$	31 ± 7	34 ± 9
		SLA	$84 \pm 22^{\text{B}}$	69 ± 23	60 ± 14

[Hier eingeben]

	Randbereich	IM	94 ± 27 ^A	82 ± 25	41 ± 19
		MIL	77 ± 16 ^A	51 ± 13	31 ± 9
		SLA	160 ± 37 ^B	99 ± 23	128 ± 47
Nach Mikrowellen- bestrahlung (6 Zyklen)	Gesamt	IM	158 ± 11 ^B	99 ± 9	125 ± 14
		MIL	144 ± 8 ^B	101 ± 6	109 ± 11
		SLA	96 ± 18 ^A	60 ± 8	75 ± 18
	Gaumen	IM	113 ± 17 ^B	98 ± 15	54 ± 16
		MIL	123 ± 10 ^B	91 ± 8	58 ± 12
		SLA	90 ± 17 ^A	56 ± 10	27 ± 11
	Alveolarkamm	IM	162 ± 13 ^C	51 ± 6	138 ± 12
		MIL	128 ± 11 ^B	82 ± 7	119 ± 14
		SLA	75 ± 12 ^A	58 ± 7	61 ± 15
	Randbereich	IM	177 ± 14 ^B	140 ± 15	121 ± 20
		MIL	181 ± 6 ^B	169 ± 8	122 ± 18
		SLA	129 ± 27 ^A	77 ± 13	97 ± 24

Anmerkungen: IM, spritzgegossene; MIL, numerisch gesteuerte gefräste; SLA, stereolithografisch gedruckte Prothesenbasis nach Herstellung, hydrothermalen Alterung und Mikrowellenbestrahlung. Ergebnisse, die innerhalb eines Bereichs mit demselben hochgestellten Buchstaben gekennzeichnet sind, waren nicht signifikant unterschiedlich (Post-hoc-Tukey-HSD-Tests). Der hochgestellte Buchstabe A steht für die höchste und C für die niedrigste Genauigkeit. (Quelle: Abwandlung und Übersetzung durch den Autor Wemken, G (1)).

3.1 Richtigkeit nach Herstellung

Die Auswertung der einfaktoriellen ANOVA zeigte nach der Herstellung signifikante Unterschiede zwischen den unterschiedlich gefertigten Prothesenbasen ($p = ,001$) (Abbildung 8).

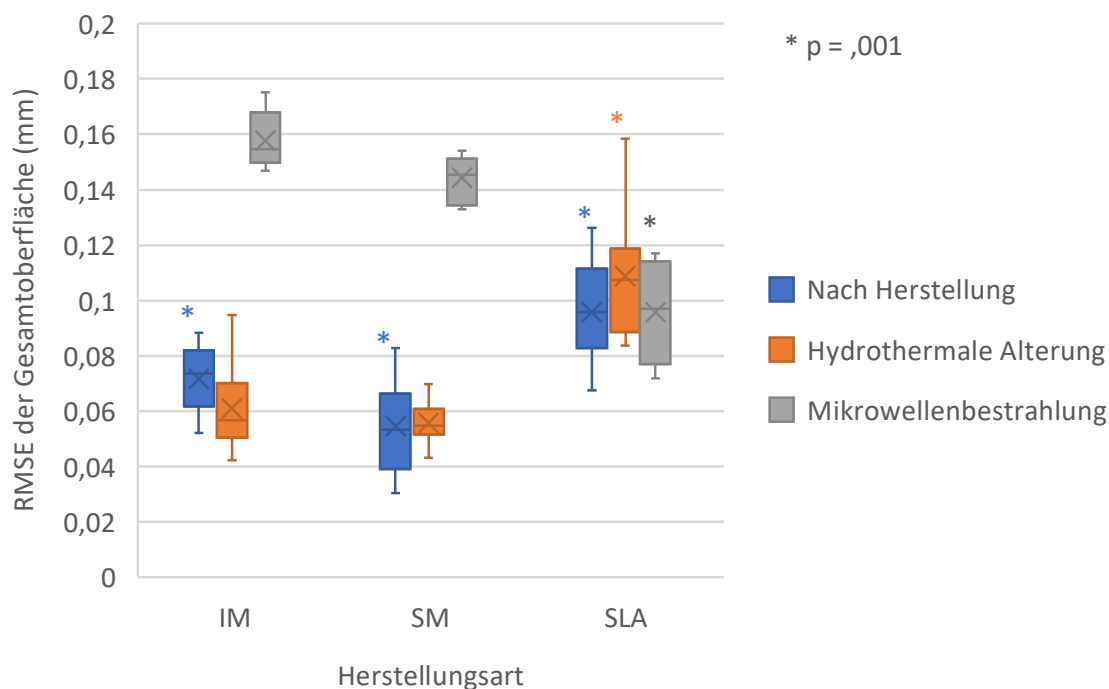


Abbildung 8: Boxplots des Gesamtbereichs mit Minimum, Maximum, Interquartilsbereich, Median und Ausreißern der RMSE-Werte: IM, spritzgegossene; MIL, numerisch gesteuerte gefräste; SLA, stereolithografisch gedruckte Prothesenbasis nach Herstellung, hydrothermaler Alterung und Mikrowellenbestrahlung (Quelle: Abwandlung und Übersetzung durch den Autor Wemken, G (1)).

Auf die Gesamtfläche bezogen, zeigte MIL den geringsten RMSE-Wert ($54 \pm 16 \mu\text{m}$), gefolgt von IM ($72 \pm 11 \mu\text{m}$) und SLA ($96 \pm 17 \mu\text{m}$). Die positiven und negativen Mittelwerte der Flächenabweichung bei MIL und bei IM waren gleichmäßig verteilt. Lediglich bei SLA ($+53 \mu\text{m}/-84 \mu\text{m}$) gab es höhere negative Werte gegenüber den positiven Werten. Die höheren negativen Werte lassen sich im Sinne einer Gewebekompression durch die Prothesenbasis verstehen und werden in Abbildung 8 als bläuliche Bereiche dargestellt.

In Bezug auf den Gaumenbereich zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen ($p = ,274$).

[Hier eingeben]

Für den Alveolarkambereich zeigten sich wiederum signifikante Unterschiede ($p = ,001$). Ähnlich wie bei der Auswertung der Gesamtfläche ergab der RMSE-Wert eine niedrigere Abweichung für MIL ($45 \pm 11 \mu\text{m}$), gefolgt von IM ($61 \pm 12 \mu\text{m}$) und am ungenauesten SLA ($80 \pm 12 \mu\text{m}$). Die positiven und negativen Mittelwerte zeigten bei allen drei Untersuchungsgruppen eine leicht vermehrt negative Verteilung (MIL = $+27/-41 \mu\text{m}$; IM = $+25/-54 \mu\text{m}$; SLA = $+54/-68 \mu\text{m}$).

Im Randbereich gab es ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen ($p = ,001$). In diesem Bereich kam es bei SLA zu den höchsten Abweichungen. Für MIL ergab sich eine Abweichung von $61 \pm 21 \mu\text{m}$, für IM $96 \pm 17 \mu\text{m}$ und für SLA $132 \pm 31 \mu\text{m}$. Die Verteilung der positiven und negativen Mittelwerte zeigte bei IM ($+83/-44 \mu\text{m}$) vermehrt positive Mittelwerte, die im Sinne einer nicht ausreichend ausgeformten, zu kurzen Prothese in den Randbereichen zu verstehen sind und in Abbildung 9 als gelbliche Bereiche dargestellt werden.

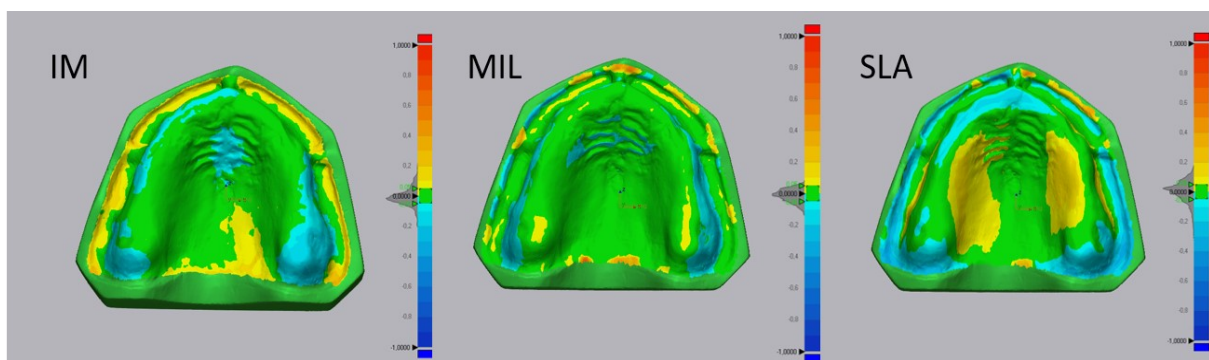


Abbildung 9: Falschfarbendarstellung des SOLL-IST-Vergleichs nach Fertigung: IM, spritzgegossene; MIL, numerisch gesteuerte gefräste; SLA, stereolithografisch gedruckte Prothesenbasis nach Herstellung. Farbliche Darstellung der Abweichungen: grün, innerhalb von $100 \mu\text{m}$; rötlich, $> 100 \mu\text{m}$; bläulich, $> -100 \mu\text{m}$ (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

3.2 Richtigkeit nach hydrothermalen Alterung

Beim Vergleich der Prothesenbasen nach hydrothermalen Alterung mit dem Referenzmodell zeigten sich bezogen auf die gesamte Prothesenoberfläche keine Unterschiede zwischen MIL und IM ($p = ,816$). Für SLA wurde eine signifikante Verschlechterung der Abweichung ($p = ,001$) deutlich.

Bei der Gesamtfläche ergab sich bei MIL ($56 \pm 8 \mu\text{m}$) die geringste Abweichung, gefolgt von IM ($61 \pm 17 \mu\text{m}$) und SLA ($109 \pm 24 \mu\text{m}$). Werden die Abweichungen nach der Alterung mit der Abweichung nach Herstellung verglichen, kam es bei IM (Δ Alterung IM = $-11 \mu\text{m}$; $p = ,001$) zu einer signifikanten Verbesserung der Abweichung. In Abbildung 10 zeigten sich bei IM wie auch in Abbildung 9 gelbliche Bereiche. Bei MIL (Δ Alterung MIL $2 \mu\text{m}$; $p = ,999$) blieb die Abweichung annähernd gleich und bei SLA (Δ Alterung SLA $13 \mu\text{m}$; $p = ,820$) konnte eine Zunahme der der Abweichung beobachtet werden, die aber nicht signifikant war.

Bei der Betrachtung des Gaumenbereichs zeigten sich erneut keine signifikanten Unterschiede ($p = ,794$) nach der hydrothermalen Alterung. Die durch hydrothermale Alterung induzierten Abweichungsänderungen im Gaumenbereich ergaben bei MIL (Δ Alterung MIL $-15 \mu\text{m}$) und SLA (Δ Alterung SLA $-15 \mu\text{m}$), sodass es zu einer geringen Reduktion der Abweichung kam.

Im Bereich des Alveolarkamms zeigten sich erneut signifikante Unterschiede ($p = ,001$) zwischen den Untersuchungsgruppen. Die gefrästen Proben (MIL $38 \pm 9 \mu\text{m}$) zeigten den geringsten RSME-Wert, gefolgt von den konventionell (IM $43 \pm 12 \mu\text{m}$) und den additiv (SLA $84 \pm 22 \mu\text{m}$) hergestellten Prothesenbasen. Nach der hydrothermalen Alterung ergab sich für MIL ($-7 \mu\text{m}$) und IM ($-18 \mu\text{m}$) eine Verbesserung der Richtigkeit und bei SLA ($+4 \mu\text{m}$) eine Verschlechterung der Abweichung.

Im Randbereich konnten lediglich signifikante Unterschiede bei der Untersuchungsgruppe SLA ($p = ,001$) beobachtet werden. Erneut war bei SLA in diesem Bereich die höchste Abweichung sichtbar. Die Veränderungen im Randbereich durch Alterung ergaben bei MIL $+16 \mu\text{m}$ und SLA $+28 \mu\text{m}$ höhere und bei IM $-2 \mu\text{m}$ geringere Abweichungen.

[Hier eingeben]

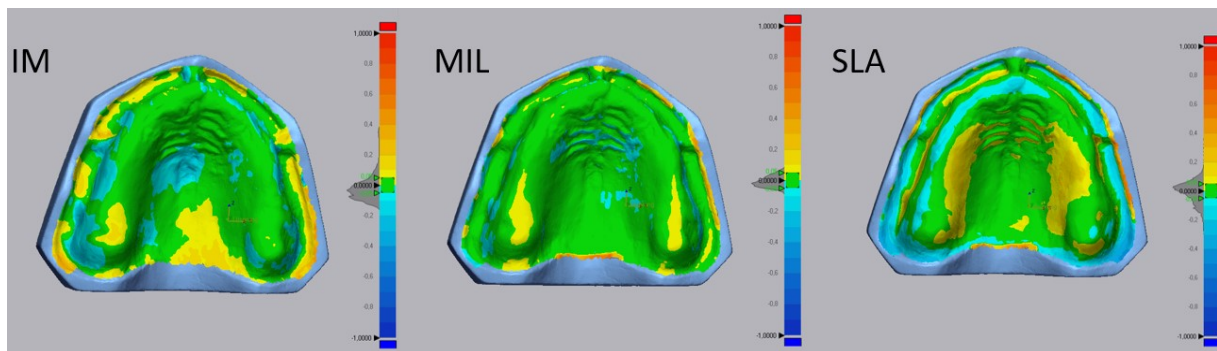


Abbildung 10: Falschfarbendarstellung des SOLL-IST-Vergleichs nach hydrothormaler Alterung: IM, spritzgegossene; MIL, numerisch gesteuerte gefräste; SLA, stereolithografisch gedruckte Prothesenbasis nach hydrothormaler Alterung. Farbliche Darstellung der Abweichungen: grün, innerhalb von $100\ \mu\text{m}$; rötlich, $> 100\ \mu\text{m}$; bläulich, $> -100\ \mu\text{m}$. (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

3.3 Richtigkeit nach Mikrowellenbestrahlung

Bei den Abweichungen der Untersuchungsgruppen nach Mikrowellenbestrahlung zeigten sich erstmalig konträre Werte. Die RSME-Werte von SLA zeigten keine signifikanten Abweichungen im Vergleich zu nach der Fertigung ($p = ,999$). Bei IM und MIL waren die Änderungen in der Abweichung in allen Bereichen signifikant höher als der Einfluss der Fertigung oder Alterung ($p = ,001$). SLA unterschied sich signifikant von IM und MIL ($p = ,001$), IM und MIL unterschieden sich nicht signifikant ($p = ,158$) voneinander. Die Abbildung 11 zeigt für IM und MIL eine Reduzierung der grünen Bereiche im Vergleich zu SLA. Bei IM und MIL entstanden die Abweichungen bereits nach den ersten drei Zyklen der Mikrowellenbestrahlung und veränderten sich bis zum sechsten Zyklus nicht mehr ($p = ,385$). Bei MIL zeigte sich im Randbereich ($\Delta\text{Mikrowelle MIL } 120\ \mu\text{m}$) die höchste Abweichung, gefolgt vom Alveolarkambereich ($\Delta\text{Mikrowelle } 83\ \mu\text{m}$) und Gaumenbereich ($\Delta\text{Mikrowelle } 59\ \mu\text{m}$). Daraus resultierend ergab sich für den Gesamtbereich eine erhöhte Abweichung der Richtigkeit von ($\Delta\text{Mikrowelle } 90\ \mu\text{m}$). Für IM zeigte sich eine Gesamtabweichung von $86\ \mu\text{m}$, resultierend aus den höchsten Abweichungen im Bereich des Alveolarkamms ($\Delta\text{Mikrowelle } 101\ \mu\text{m}$), gefolgt von dem Randbereich ($\Delta\text{Mikrowelle } 81\ \mu\text{m}$) und dem Gaumenbereich ($\Delta\text{Mikrowelle } 58\ \mu\text{m}$).

[Hier eingeben]

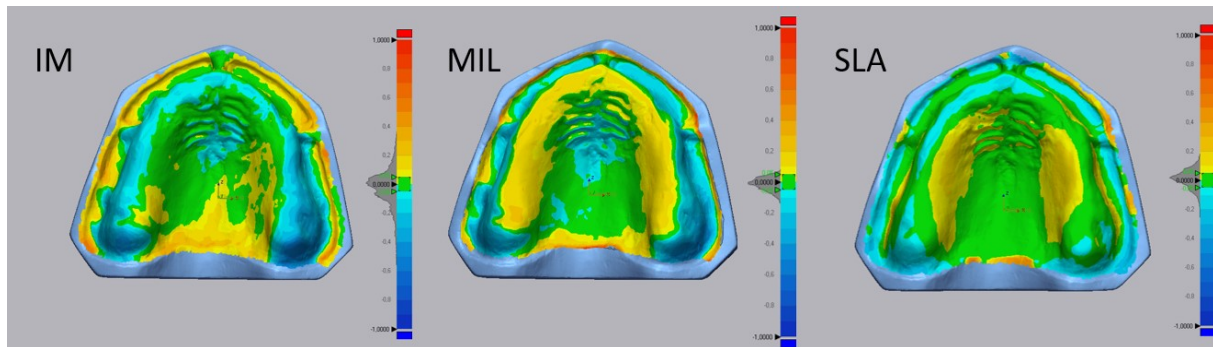


Abbildung 11: Falschfarbendarstellung des SOLL-IST-Vergleichs nach Mikrowellenbestrahlung: IM, spritzgegossene; MIL, numerisch gesteuerte gefräste; SLA, stereolithografisch gedruckte Prothesenbasis nach Mikrowellenbestrahlung. Farbliche Darstellung der Abweichungen: grün, innerhalb von 100 µm; rötlich, > 100 µm; bläulich, > -100 µm. (Quelle: Abbildung erstellt durch den Autor Gregor Wemken, 01.09.2021).

4 Diskussion

Diese In-vitro-Studie sollte die Fertigungsgenauigkeit der konventionellen und digitalen Herstellung von Prothesenbasen sowie die Formbeständigkeit nach hydrothermalen Lagerung und Mikrowellenbestrahlung evaluieren. Es wurde gezeigt, dass gefräste ($54 \pm 16 \mu\text{m}$) und konventionell hergestellte ($72 \pm 11 \mu\text{m}$) Prothesenbasen eine geringere Fertigungsabweichung besitzen als additiv gefertigte ($96 \pm 17 \mu\text{m}$) Prothesenbasen. Die hydrothermale Alterung hatte keinen Einfluss auf MIL, führte jedoch zu erhöhten Abweichungen bei SLA. Im Gegensatz dazu zeigte die Sterilisation in der Mikrowelle Abweichungen in der Genauigkeit bei IM und MIL, nicht jedoch bei SLA. Bei der Beurteilung der klinischen Anwendbarkeit müssen indes ebenfalls Aspekte wie Schleimhautresilienzen, Muskel- und Bändchenansätze berücksichtigt werden. Daher schließt die erhöhte Fertigungsabweichung alleine die klinische Anwendbarkeit von additiv hergestellten Prothesenbasen nicht aus.

In dieser Studie wurde zur Bestimmung der Richtigkeit ein regionsspezifischer 3D-Oberflächenvergleich nach einem Gauß-Best-Fit-Überlagerungsalgorithmus durchgeführt. Mithilfe dieser Methode konnte die gesamte Basaloberfläche der untersuchten Prothesenbasen untersucht werden. Dabei werden jeweils die positiven und negativen Abweichungen evaluiert.

Die statistische Analyse der erhobenen Daten erfolgte auf Grundlage des RMSE. Der RMSE berücksichtigt dabei, dass sich positive und negative Werte nicht gegenseitig aufheben. Die so ermittelten positiven und negativen Mittelwerte bestimmen die Ausrichtung der Abweichung. In früheren Studien (35, 36) wurde dieser Ansatz ebenfalls genutzt und in einer Übersichtsarbeit als die zu präferierende Messmethode beschrieben (41).

Die Genauigkeit wird definiert als Kombination aus Richtigkeit und Präzision. Dabei gibt die Richtigkeit das Maß der Übereinstimmung von dem SOLL- zu dem IST-Wert an (SOLL-IST-Vergleich). Die Präzision beschreibt das Streumaß einzelner IST-Werte. Zum Vergleich der Genauigkeit von Prothesenbasen verschiedener Fertigungswege wurde in dieser Studie ein starres Referenzmodell verwendet. Jedoch können Aussagen in Bezug auf die Genauigkeit nicht direkt auf den klinischen Halt einer Prothesenbasis übertragen werden. Anatomische Gegebenheiten wie die Ansätze der Muskulatur, Lippen- und Zungenbändchen sowie die unterschiedlichen Resilienzen der
[Hier eingeben]

Mundschleimhaut sind maßgeblich am Halt einer Prothese beteiligt. Die Gaumenschleimhaut lässt sich anatomisch in vier Bereiche einteilen: die fibröse Randzone, die fibröse Medianzone, die Fettgewebszone und die Drüsenzzone. Die fibröse Randzone beschreibt den Bereich der Schleimhaut, der mit dem Alveolarkamm verwachsen ist. Die Verwachsung der Schleimhaut mit der Sutura palatina wird als fibröse Medianzone bezeichnet. Die Resilienz der Gaumenschleimhaut entsteht durch den mittleren Teil der Gaumenschleimhaut. Er wird gebildet aus der vorderen Fettgewebszone und der hinteren Drüsenzzone (42). Aufgrund dieser Resilienz und in Kombination mit okklusalen Belastungen beschreiben Wang et al. (2020) in einer systematischen Übersichtsarbeit Abweichungen von weniger als 0,3 mm als klinisch akzeptabel (41). Es ist demzufolge denkbar, dass die Resilienz der Mundschleimhaut Ungenauigkeiten additiv gefertigter Prothesenbasen ausgleichen könnte.

Zur Bestimmung der Genauigkeit wurden die Oberkieferprothesenbasen in dieser Studie in drei Bereiche eingeteilt: Alveolarkamm, Gaumen und Umschlagfalte. Bezugnehmend auf die unterschiedlichen Resilienzen der Gaumenschleimhaut wäre eine weitere Unterteilung des Gaumens in die fibröse Medianzone und die resilienten Fettgewebs- und Drüsenzonen möglich gewesen. Abweichungen in resilienten Bereichen hätten wahrscheinlich weniger Einfluss auf den klinischen Halt als Ungenauigkeiten in fibrösen Zonen. Aufgrund der Übersichtlichkeit wurde allerdings auf eine detailliertere Unterteilung des Gaumens verzichtet.

Die Genauigkeit, die Biegefestigkeit und die Stabilität gedruckter Objekte werden unter anderem durch die Druckorientierung beeinflusst. Für diese Studie wurde der vom Hersteller vorgegebene Winkel von 15° zwischen der gedruckten Prothesenbasis und der Bauplattform gewählt. Unkovskiy et al. (2021) zeigten, dass die Genauigkeit einer gedruckten Prothesenbasis die besten Werte ergab, wenn sie in einem 90°-Winkel zur Bauplattform des Druckers ausgerichtet ist (43). Neben der Genauigkeit müssen auch die Materialeigenschaften wie Biegefestigkeit der gedruckten Prothesenbasen beachtet werden. Bei einer 90°-Druckorientierung ergaben sich bessere Werte in der Genauigkeit, gleichwohl wiesen Shim et al. (2020) nach, dass in dieser Druckorientierung die Werte der Biegefestigkeit am schlechtesten abschnitten (44). Die höchste Biegefestigkeit ergab die Druckorientierung von 0°, gefolgt von einer 45°-Ausrichtung.

[Hier eingeben]

Die Druckschichtstärke ist eine weitere einstellbare Variable im SLA-Fertigungsverfahren. In dieser Studie wurde eine Druckschichtstärke von 100 µm verwendet. Es könnte angenommen werden, dass bei einer feineren Druckschichtstärke die Genauigkeit des gedruckten Objekts erhöht werden kann. Bei der Auswahl der Schichtdicke muss indes beachtet werden, dass dünnere Schichten eine vermehrte Anzahl von Schichten bedeuten. Das könnte wiederum zu einer Fehlerpotenzierung im Herstellungsprozess und daraus resultierenden Ungenauigkeiten führen. Zusätzlich wird die Dauer des Herstellungsprozesses wesentlich verlängert.

Auch die Nachbearbeitung der Druckobjekte (sogenanntes „Post-Processing“, oder „Post-Curing“) kann Einfluss auf die Genauigkeit haben (45). Die Herstellung von Druckobjekten mittels SLA besteht aus zwei Arbeitsabschnitten. Das Druckobjekt wird mittels SLA hergestellt und während des Druckprozesses lediglich teilpolymerisiert (33). Im zweiten Arbeitsschritt erfolgt die Nachbearbeitung. Hierbei werden überschüssige Monomere, bspw. mittels Isopropanol, entfernt und das Druckobjekt in einem UV-Lichthärtegerät nachpolymerisiert. Werden die Schritte der Nachbearbeitung nicht sachgemäß eingehalten, kann es zu Verschlechterungen der Genauigkeit, der mechanischen Eigenschaften, der Biokompatibilität und letztlich der klinischen Anwendung kommen (46-48). Optimierungen und Standardisierungen des Nachbearbeitungsprozesses könnten zu einer verbesserten Genauigkeit der gedruckten Objekte führen.

Zur Simulation der Alterung dentaler Materialien wird hydrothermale Alterung als Methode in der Literatur beschrieben (40, 49, 50). Da zur hydrothermalen Alterung kein Standardprotokoll beschrieben ist (49), wurden die Proben in dieser Studie für 5.000 Zyklen in abwechselnd 55-°C- und 5-°C-Wasserbäder getaucht. Dies entspricht einer Alterung von 6 Monaten (40). Der wechselnde thermische Einfluss von warm und kalt imitiert thermische Belastung in der Mundhöhle, die durch heiße und kalte Getränke und Speisen erzeugt wird (40). Für diese Studie wurde destilliertes Wasser als Medium verwendet. Nachteilig hierbei ist, dass Speichelbestandteile wie Proteine und Enzyme fehlen. Diese könnten einen entscheidenden Einfluss auf den Alterungsprozess von dentalen Materialien haben. Die durch hydrothermale Alterung entstandenen Abweichungen der Genauigkeit bei additiv gefertigten Prothesen ergaben mit $109 \pm 24 \mu\text{m}$ die höchsten Werte. Abweichungen in diesem Bereich werden dennoch als klinisch akzeptabel beschrieben (41). Berli et al. (2020) gelangten ebenfalls zu dem

[Hier eingeben]

Ergebnis, dass additiv gefertigte Materialien anfälliger für die hydrothermale Alterung sind als subtraktive und konventionelle Materialien. Als Grund wird hierfür die Quellung der Materialien durch Wasseraufnahme genannt (46).

Wemken et al. (2021) haben gezeigt, dass additiv gefertigte Prothesenbasen bei weichbleibender Unterfütterung keinen Nachteil im Verbund aufweisen, verglichen mit konventionell oder subtraktiv gefertigten Prothesenbasen. Ebenso wurde gezeigt, dass bei direkter Unterfütterung mit einem weichbleibenden Unterfütterungsmaterial additiv hergestellte Prothesenbasen doppelt so hohe Verbundwerte aufwiesen wie konventionelle und subtraktiv hergestellte Prothesenbasen (51). Folglich könnten durch Alterung entstandene Ungenauigkeiten mittels Unterfütterung erfolgreich ausgeglichen werden. Dennoch sind weitere Untersuchungen in Bezug auf die Veränderung von Materialeigenschaften für die genauere Beurteilung von additiv gefertigten Prothesenbasismaterialien notwendig.

Bei der konventionellen Fertigung von Prothesenbasen können sich bei der Verarbeitung von Pulver und Flüssigkeit Mikroblasen bilden. Sie entstehen sowohl innerhalb der Prothese als auch auf der Prothesenunterseite. Um eine optimale Kongruenz der Prothesenbasis zum Prothesenlager zu erzielen, wird die Prothesenunterseite nicht nachbearbeitet. Mikroblasen und Porositäten an der Prothesenunterseite bieten einen geeigneten Ort für eine Bakterienadhärenz. In einer Studie von Latib et al. (2018) wird bei chronischer oder wiederkehrender Infektion mit *Candida albicans* empfohlen, die Prothesenbasis mindestens 1 mm auszuschleifen und zu unterfüttern. Der Grund hierfür ist, dass die Keime bis zu 631 µm in die Poren des Heißpolymerisats eindringen können (52). Bei additiver Fertigung entfällt die Problematik der Mikroblasenbildung. Die Wahrscheinlichkeit einer wiederkehrenden Candidiasis-Infektion könnte durch fehlende Porositäten vermindert werden. Weitere Studien sind notwendig, um die Keimadhärenz an additiv gefertigten Prothesen zu untersuchen.

Orale Candidiasis ist eine multifaktorielle Erkrankung, wobei ätiologisch der Pilz *Candida albicans* die Hauptursache darstellt. Sie ist eine der häufigsten oralen Erkrankungen (53). In Kombination mit einer herausnehmbaren Prothese wird sie als Prothesenstomatitis bezeichnet. Orale Candidiasis kann sich zu einer chronischen Erkrankung entwickeln (54). Klinisch tritt die Prothesenstomatitis meist im Oberkiefer an erythematösen oder entzündeten Bereichen auf, die mit einer Prothese bedeckt werden

[Hier eingeben]

(55, 56). Die Therapie erfolgt mit antifungalen Wirkstoffen wie Nystatin in Form von Suspensionen, Tabletten oder Salben. In vielen Fällen gestaltet sich die Behandlung von Prothesenstomatitis jedoch schwierig und es kommt zu Rezidiven (54). Santos et al. (2021) haben beschrieben, dass die Bestrahlung in der Mikrowelle eine vergleichbare Keimreduktion erzielt wie die Therapie mit antifungalen Wirkstoffen (57). Um der Chronifizierung einer Prothesenstomatitis vorzubeugen, ist die Sterilisation in einer haushaltsüblichen Mikrowelle eine kostenreduzierende und einfache Methode, die auch ohne großen Aufwand bei Patienten in Wohneinrichtungen angewandt werden könnte. In der vorliegenden Untersuchung ergaben additiv gefertigte Prothesenbasen die genauesten Werte in Bezug auf die Richtigkeit nach Mikrowellenbestrahlung ($96 \pm 18 \mu\text{m}$), gefolgt von subtraktiv ($144 \pm 8 \mu\text{m}$) und konventionell ($158 \pm 11 \mu\text{m}$) hergestellten Prothesenbasen. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass bei Fotopolymeren die Druckschichten durch trifunktionelle Monomere quervernetzt werden. Durch die Polymerisation von trifunktionellen Monomeren entstehen Duroplaste, die auch bei erhöhten Temperaturen formstabil bleiben (58). Zusätzlich hat die Mikrowellensterilisation keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit additiv gefertigter Prothesenbasismaterialien (51). Mikrowellensterilisation kann sowohl trocken als auch in Wasserlagerung durchgeführt werden. Bei einer trockenen Mikrowellensterilisation wurde weniger Deformation beschrieben. Ein Vorteil der Mikrowellensterilisation besteht darin, dass die desinfizierende Wirkung während der Wasserlagerung verbessert ist (59). Daher wurde sich in dieser Studie für Letzteres entschieden.

Um auch den Aspekt der Patientenzufriedenheit in Bezug auf CAD/CAM-gefertigte Prothesen bewerten zu können, wurden prospektive Studien durchgeführt. Patientenbewertungen unter anderem in Bezug auf die Retention von Prothesen wurden untersucht (28, 60). Bidra et al. (2016) belegten in einer prospektiven Studie unter Verwendung einer visuellen Analogskala (VAS), dass die Retention von CAD/CAM-Prothesen eine durchschnittliche Patientenbewertung von 86,2 aus 100 erhielten (60). Kattadiyil et al. (2015) wiesen nach, dass CAD/CAM-gefertigte Prothesen bessere Bewertungen im Vergleich zu konventionell hergestellten Prothesen erreichten, wenn Patienten einen Prothesensatz beider Herstellungsverfahren erhielten (28). Die Herstellung von digitalen Totalprothesen könnte besonders für multimorbide Patienten, Patienten in Pflegeheimen oder Patienten mit mangelnder Mitarbeit Vorteile hinsichtlich

[Hier eingeben]

der erneuter Herstellung bei Verlust der Prothese wie auch durch Termin- und Kostenreduzierung bieten.

Additiv hergestellte Prothesenbasen zeigen in Bezug auf die Genauigkeit nach Fertigung größere Abweichungen als MIL und IM. Nach Mikrowellenbestrahlung bleiben additiv gefertigte Prothesenbasen als einzige Gruppe formstabil. Dadurch könnte eine vereinfachte Desinfektionsmöglichkeit der Prothesen für Patienten*innen geschaffen werden. Der additive Fertigungsweg erweist sich als vorteilhaft in Bezug auf den Kostenaufwand, den zahnärztlichen und zahntechnischen Arbeitsablauf sowie den Patientenkomfort verglichen mit dem subtraktiven und konventionellen Fertigungsweg. Zukünftige Fortschritte im Bereich der additiven Fertigung, bezogen auf neue Materialien und effiziente Druckmethoden, könnten weiterhin zu einer Verbesserung des Kosten-Nutzen-Verhältnisses führen. Es sind weitere Studien notwendig, um abschließend beurteilen zu können, ob die entstehende Abweichung der Genauigkeit beim additiven Fertigungsweg klinisch relevant ist.

5 Literaturverzeichnis

1. Wemken G, Spies BC, Pieralli S, Adali U, Beuer F, Wesemann C. Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;111:103975.
2. Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community dentistry and oral epidemiology*. 2005;33(2):81-92.
3. Felton DA. Edentulism and comorbid factors. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009;18(2):88-96.
4. Jordan AR, Micheelis W. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). 1 ed. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV; 2016.
5. Jahangiri L, Choi M, Moghadam M, Jawad S. Interventions for missing teeth: Removable prostheses for the edentulous mandible. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Internet)*. 2015 (cited 2021 May 08); Issue 2. Art. No.: CD011544. Available from: doi: 10.1002/14651858.CD011544.
6. Gupta A, Felton DA, Jemt T, Koka S. Rehabilitation of edentulism and mortality: a systematic review. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(5):526-35.
7. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. Curriculum Prothetik: Band III: Kombinierte und abnehmbare Prothetik, Implantologie, Nachsorge, Lebensqualität. 3 ed. Berlin: Quintessenz Verlag; 2005.
8. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2003;23(4):313-24.
9. Araújo MG, Lindhe J. Ridge alterations following tooth extraction with and without flap elevation: an experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*. 2009;20(6):545-9.
10. Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1971;26(3):280-95.
11. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *International dental journal*. 2010;60(3):143-55.
12. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1972;27(2):120-32.
13. Kalavathy N, Anantharaj N, Sharma A, Chauhan T. Effect of serum vitamin D, calcium, and phosphorus on mandibular residual ridge resorption in completely edentulous participants: A clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Forthcoming 2021.
14. Carlsson GE. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(1):17-23.
15. Carlsson G, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010;37(2):143-56.
16. Nairn R, Shapiro N. *Guidelines in Prosthetic and Implant Dentistry*. 1 ed. London: Quintessence Publishing Co. Ltd. London; 1996.
17. Alfadda SA. The relationship between various parameters of complete denture quality and patients' satisfaction. *The Journal of the American Dental Association*. 2014;145(9):941-8.
18. Wolff A, Gadre A, Begleiter A, Moskona D, Cardash H. Correlation between patient satisfaction with complete dentures and denture quality, oral condition, and flow rate of

[Hier eingeben]

- submandibular/sublingual salivary glands. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(1):45-8.
19. Fueki K, Yoshida E, Igarashi Y. A structural equation model relating objective and subjective masticatory function and oral health - related quality of life in patients with removable partial dentures. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(2):86-94.
 20. Darvell B, Clark R. The physical mechanisms of complete denture retention. *British dental journal*. 2000;189(5):248-52.
 21. Gründler H, Stüttgen U. *Die Totalprothese*. 2 ed. München: Verlag Neuer Merkur GmbH; 2005.
 22. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(3):185-94.
 23. Artopoulos A, Juszczak AS, Rodriguez JM, Clark RK, Radford DR. Three-dimensional processing deformation of three denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(6):481-7.
 24. McLaughlin JB. Complete denture fabrication with CAD/CAM record bases. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(4):493-7.
 25. Kobayashi N, Komiyama O, Kimoto S, Kawara M. Reduction of shrinkage on heat - activated acrylic denture base resin obtaining gradual cooling after processing. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(7):710-6.
 26. Peyton FA. Packing and processing denture base resins. *The Journal of the American Dental Association*. 1950;40(5):520-8.
 27. Srinivasan M, Schimmel M, Naharro M, O'Neill C, McKenna G, Müller F. CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *Journal of dentistry*. 2019;80:75-9.
 28. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(6):818-25.
 29. Steinmassl P-A, Klauzner F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of currently available CAD/CAM denture systems. *Int J Prosthodont*. 2017;30(2):116-22.
 30. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(1):34-46.
 31. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl P-A. CAD/CAM produces dentures with improved fit. *Clinical oral investigations*. 2018;22(8):2829-35.
 32. Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(2):182-8.
 33. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical reviews*. 2017;117(15):10212-90.
 34. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*. 2016;32(1):54-64.
 35. Yoon H-I, Hwang H-J, Ohkubo C, Han J-S, Park E-J. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(6):919-26.

36. Hwang H-J, Lee SJ, Park E-J, Yoon H-I. Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019;121(1):110-7.
37. Jin M-C, Yoon H-I, Yeo I-S, Kim S-H, Han J-S. The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;123(3):473-82.
38. Yoon S-N, Oh KC, Lee SJ, Han J-S, Yoon H-I. Tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing: A clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(6):682-9.
39. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *The International journal of prosthodontics*. 2016;29(5):503-10.
40. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999;27(2):89-99.
41. Wang C, Shi Y-F, Xie P-J, Wu J-H. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(2):249-56.
42. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. *Waldeyer Anatomie des Menschen*. 18 ed. Berlin: Walter de Gruyter GmbH & Co. KG; 2009.
43. Unkovskiy A, Schmidt F, Beuer F, Li P, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P. Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(5):1070.
44. Shim JS, Kim J-E, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(4):468-75.
45. Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental materials journal*. 2020;39(3):345-54.
46. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(6):780-6.
47. Alifui-Segbaya F, Bowman J, White AR, Varma S, Lieschke GJ, George R. Toxicological assessment of additively manufactured methacrylates for medical devices in dentistry. *Acta biomaterialia*. 2018;78:64-77.
48. Wang W, Cheah C, Fuh J, Lu L. Influence of process parameters on stereolithography part shrinkage. *Materials & Design*. 1996;17(4):205-13.
49. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;29:295-308.
50. Silva CdS, Machado AL, Chaves CdAL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing reline resins. *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21(3):219-24.
51. Wemken G, Burkhardt F, Spies BC, Kleinvogel L, Adali U, Sterzenbach G, Wesemann C. Bond strength of conventional, subtractive, and additive manufactured denture bases to soft and hard relining materials. *Dental Materials*. 2021;37(5):928-38.
52. Latib YO, Owen CP, Patel M. Viability of *Candida albicans* in denture base resin after disinfection: a preliminary study. *Int J Prosthodont*. 2018;31(5):436-9.

53. Dorey JL, Blasberg B, MacEntee MI, Conklin RJ. Oral mucosal disorders in denture wearers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;53(2):210-3.
54. Reinhardt LC, Nascente PdS, Ribeiro JS, Etges A, Lund RG. A single-center 18-year experience with oral candidiasis in Brazil: a retrospective study of 1,534 cases. *Brazilian oral research*. 2018;32.
55. Rodriguez-Archilla A, Garcia-Galan C. Etiological factors related to denture stomatitis: A meta-analysis. *Dentistry and Medical Research*. 2020;8(2):37.
56. Hannah VE, O'Donnell L, Robertson D, Ramage G. Denture stomatitis: causes, cures and prevention. *Primary dental journal*. 2017;6(4):46-51.
57. Santos Sousa TM, Rodrigues de Farias O, Dantas Batista AU, Souto de Medeiros E, Santiago BM, Cavalcanti YW. Effectiveness of denture microwave disinfection for treatment of denture stomatitis: A systematic review and meta - analysis. *International Journal of Dental Hygiene*. 2021;19(1):62-77.
58. Uhl FM, Levchik GF, Levchik SV, Dick C, Liggat JJ, Snape C, Wilkie CA. The thermal stability of cross-linked polymers: methyl methacrylate with divinylbenzene and styrene with dimethacrylates. *Polymer degradation and stability*. 2001;71(2):317-25.
59. Klironomos T, Katsimpali A, Polyzois G. The effect of microwave disinfection on denture base polymers, liners and teeth: A Basic overview. *Acta stomatologica Croatica*. 2015;49(3):242-53.
60. Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo C-L. Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(5):578-86.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Gregor Frederic Wemken, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: In-vitro Genauigkeit von konventionellen, gefrästen und gedruckten Prothesenbasen nach Herstellung, hydrothormaler Alterung und Mikrowellenbestrahlung (*In-Vitro Accuracy of Conventional, Milled and Printed Denture Bases after Fabrication, Hydrothermal Ageing and Microwave Irradiation*) selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

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

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

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

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

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

Datum:

Unterschrift:

[Hier eingeben]

Anteilerklärung an der erfolgten Publikation

Artikel: Wemken, G., Spies, B. C., Pieralli, S., Adali, U., Beuer, F., & Wesemann, C. (2020). Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103975. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103975

Die Fragestellung, das Konzept und das Protokoll der vorliegenden Publikation wurde durch mich (Doktorand Gregor Wemken) in enger Abstimmung mit den Ko-Autoren Benedikt Christopher Spies (im Weiteren BC.S. genannt), Stefano Pieralli (im Weiteren S.P. genannt), Ufuk Adali (im Weiteren U.A. genannt), Florian Beuer (im Weiteren F.B. genannt) und Christian Wesemann (im Weiteren C.W. genannt) entwickelt.

Daraufhin wurden durch mich die Proben für die Untersuchung in Abstimmung mit C.W. hergestellt. Nach der Herstellung aller Proben erfolgte die Digitalisierung der Proben durch mich. Die Versuchsdurchführung mit hydrothormaler Alterung erfolgten durch mich mit Unterstützung von BC.S. Die Versuchsdurchführung mit der Mikrowellenbestrahlung erfolgt durch mich mit Unterstützung vom U.A. Die erneute Digitalisierung der Proben nach Versuchsdurchführung erfolgte durch mich.

Die Auswertung und Datenerhebung der digitalisierten Proben erfolgte durch mich mit Supervision von C.W. Die statistische Auswertung erfolgte durch C.W. in enger Abstimmung mit BC.S. und mir. Für die statistische Auswertung waren vor allem fachliche Erläuterungen durch BC.S. und mich notwendig.

Die Interpretation der Daten erfolgte im Anschluss durch mich mit Unterstützung von C.W.

Die Abbildungen 1-10 wurden durch mich zur Verdeutlichung des Studienprotokolls, zur Übersicht über die Herstellung der Probenkörper und zur Visualisierung der Ergebnisse erstellt. Die Grafiken aus Abbildung 11-14 stammen aus der statistischen Auswertung aus dem Programm SPSS durch C.W.

Die Tabellen 1 und 2 wurden durch mich erstellt und dienen der Übersicht über die Materialzusammensetzung der verwendeten Materialien und zur Veranschaulichung der Ergebnisse.

Unterschrift, Datum und Stempel des erstbetreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

[Hier eingeben]

Auszug aus der Journal Summary List 2019

Journal Data Filtered By: **Selected JCR Year: 2018** Selected Editions:
SCIE,SSCI

Selected Categories: **“ENGINEERING, BIOMEDICAL”** Selected Category
Scheme: WoS

Gesamtanzahl: 80 Journale

Rank	Full Journal Title	Total Cites	Journal Impact Factor	Eigenfactor Score
1	Nature Biomedical Engineering	1,540	17.135	0.006440
2	Annual Review of Biomedical Engineering	4,634	12.257	0.004980
3	BIOMATERIALS	109,384	10.273	0.102160
4	MEDICAL IMAGE ANALYSIS	7,694	8.880	0.013370
5	IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING	19,545	7.816	0.024990
6	Biofabrication	3,599	7.236	0.006680
7	Acta Biomaterialia	34,157	6.638	0.050150
8	Advanced Healthcare Materials	9,022	6.270	0.023290
9	Photoacoustics	512	5.250	0.001330
10	Journal of Neural Engineering	7,336	4.551	0.012190
11	IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING	23,794	4.491	0.021670
12	Artificial Cells Nanomedicine and Biotechnology	3,209	4.462	0.003030
13	IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems	3,380	4.252	0.006910
14	CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH	13,819	3.825	0.015930
15	EUROPEAN CELLS & MATERIALS	3,184	3.682	0.003620
16	Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation	4,974	3.582	0.008800
17	ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN MEDICINE	2,462	3.574	0.002960

[Hier eingeben]

18	Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials	9,407	3.485	0.019210
19	IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING	6,548	3.478	0.008600

Copyright © 2019 Clarivate Analytics

[Hier eingeben]

Druckexemplar der ausgewählten Publikation

Wemken, G., Spies, B. C., Pieralli, S., Adali, U., Beuer, F., & Wesemann, C. (2020). Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases?. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103975. (<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103975>)

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

[Hier eingeben]

Lebenslauf

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

[Hier eingeben]

Lebenslauf

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

[Hier eingeben]

Freiburg, 30.11.2021

Publikationsliste (Stand November 2021)

Gregor Frederic Wemken

Zahnarzt und wissenschaftlicher Mitarbeiter

Email: gregor.wemken@uniklinik-freiburg.de

Artikel Wemken, G., Spies, B. C., Pieralli, S., Adali, U., Beuer, F., & Wesemann, C. (2020). Do hydrothermal aging and microwave sterilization affect the trueness of milled, additive manufactured and injection molded denture bases? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103975. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103975

Wesemann, C., Spies, B. C., Sterzenbach, G., Beuer, F., Kohal, R., Wemken, G., ... & Pieralli, S. (2021). Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dental Materials*, 37(3), 432-442. DOI: 10.1016/j.dental.2020.11.020

Wemken, G., Burkhardt, F., Spies, B. C., Kleinvogel, L., Adali, U., Sterzenbach, G., ... & Wesemann, C. (2021). Bond strength of conventional, subtractive, and additive manufactured denture bases to soft and hard relining materials. *Dental Materials*, 37(5), 928-938. DOI: 10.1016/j.dental.2021.02.018

Lüchtenborg, J., Burkhardt, F., Nold, J., Rothlauf, S., Wesemann, C., Pieralli, S., ... & Spies, B. C. (2021). Implementation of Fused Filament Fabrication in Dentistry. *Applied Sciences*, 11(14), 6444. DOI: 10.3390/app11146444

Nold, J., Metzger, M. C., Schwarz, S., Wesemann, C., Wemken, G., Pieralli, S., ... & Spies, B. C. (2021). Air seal performance of personalized and statistically shaped 3D-printed face masks compared with market-available surgical and FFP2 masks. *Scientific Reports*, 11(1), 1-11. DOI: 10.1038/s41598-021-98963-0

[Hier eingeben]

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Zweitbetreuer Herrn Dr. Christian Wesemann, für seine Betreuung und Unterstützung in der Erstellung dieses Projektes. Darüber hinaus möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Florian Beuer, Direktor der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Funktionslehre und Alterszahnmedizin der Charité, für die bereichernde Erfahrung in seiner Abteilung ganz herzlich bedanken. Mein Dank für die erfolgreiche Zusammenarbeit gilt den in diesem Projekt beteiligten Koautoren: Herrn Professor Dr. Benedikt Christopher Spies, Herrn Dr. Stefano Pieralli und Herrn Dr. Ufuk Adali. Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern Ela und Bernd, meiner Schwester Alice, meinen Zweiteltern Gerhild und Jürgen und meiner Verlobten Laura ganz herzlich bedanken: Eure Unterstützung und Motivation ist mir unendlich wichtig.