

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Vergleich von Verschleiß und Bruchlast additiv, subtraktiv und konventionell verwendeter Aufbisschienen- Materialien

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von

Anna-Maria Nadjeschda Lutz

aus **Landshut**

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatterin:

PD Dr. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc

Mitberichterstatter:

Prof. Dr. Christoph Benz

PD Dr. Dr. Christoph Pautke

Mitbetreuung durch den Mitarbeiter:

Dipl. Ing. (FH) Rüdiger Hampe, M.Sc

Dekan:

Prof. Dr. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung:

03.05.2018

Anmerkung:

Teile vorliegender Dissertation wurden bereits publiziert, beziehungsweise eingereicht:

Titel: Additive Fertigung von Harzschienen

Autoren: Anna-Maria Lutz, Dipl. Ing. Rüdiger Hampe M.Sc, Nina Lümke mann M.Sc,
PD Dr. Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk, M.Sc

Journal: Quintessenz Zahntechnik.2017;43:1342-1336

Titel: Fracture resistance and two-body wear of 3D printed bite splints

Autoren: Anna-Maria Lutz, Dipl. Ing. Rüdiger Hampe, M.Sc, PD Dr. Malgorzata Roos, Nina
Lümke mann M.Sc, Marlis Eichberger, PD Dr. Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk, M.Sc

Journal: The Journal of Prosthetic Dentistry, eingereicht am 02.11.2017

Impact Factor: 2,095

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Klinische Aspekte der Schienentherapie	3
2.1.1	Reflexschienen	3
2.1.2	Positionierungsschienen	5
2.1.3	Äquilibrationsschienen.....	6
2.2	Materialtechnische Aspekte der Schienentherapie	8
2.2.1	Polymethylmethacrylat (PMMA).....	8
2.2.2	Thermoplastische Tiefziehfolien.....	10
2.2.3	Polycarbonat.....	12
2.2.4	Tiefzieh-Technik	12
2.2.5	Manuelle Verarbeitung.....	13
2.2.6	Computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM)	13
2.2.7	3D-Druck.....	14
2.3	3D-Druck in der Schienenherstellung	14
2.3.1	Stereolithographie (SLA)	15
2.3.2	Digital light processing (DLP)	17
2.3.3	Tintenstrahldruck (PolyJet/MultiJet).....	19
2.3.4	Fotosensitive Kunstharze für die Schienenherstellung	21
2.4	Verschleißmessungen	24
2.5	Stabilitätsmessungen	26
3	Ziel der Dissertation	28
4	Material und Methoden	29
4.1	Vorstudie zur Replikatechnik.....	29
4.2	Materialien.....	31

4.3	Methoden	31
4.3.1	Vorbereitungen zur Replikatechnik	32
4.3.2	Herstellung der Prüfkörper	33
4.3.3	Befestigen	40
4.3.4	Verschleißsimulation im Kausimulator	40
4.3.5	Oberflächenerfassung durch Abformungen	42
4.3.6	Digitalisierung der Abformungen	43
4.3.7	Bruchlastmessungen	46
4.3.8	Statistische Methoden	48
5	Ergebnisse	49
5.1	Ergebnisse der Kausimulation	49
5.2	Ergebnisse der Bruchlastmessungen	52
5.3	Kategorisierung der Bruchmuster	55
6	Diskussion	57
6.1	Werte der Materialvolumenverluste und klinische Übertragbarkeit der Kausimulation 57	
6.2	Werte der Bruchlastmessungen	59
6.3	Einfluss der chemischen Zusammensetzung und der Druckparameter	60
6.4	Einfluss der Härte auf Verschleiß und Bruchmuster	62
7	Schlussfolgerung	64
8	Zusammenfassung	65
	Literaturverzeichnis	LXVII
	Anhang	LXXXII
	Danksagung	LXXXV
	Eidesstattliche Versicherung	LXXXVI

1 Einleitung

Aufbissschienen werden in der Zahnheilkunde vor allem zur Behandlung von nächtlichen Parafunktionen wie Bruxismus angewandt, um somit die Zähne vor exzessivem okklusalen Verschleiß zu schützen, die angrenzenden Muskeln zu entspannen und um die myogenen Symptome von Kiefergelenkserkrankungen zu verbessern oder abzumildern. Dafür wurden verschiedene Arten von Aufbissschienen entwickelt, deren Design von der therapeutischen Funktion bestimmt wird. Eine der bekanntesten Schienenarten ist die Michiganschiene, eine harte Kunstharzschiene mit Eckzahnführung und einem frontalen Plateau [1, 2].

Lange Zeit waren die Herstellungsmöglichkeiten für Aufbissschienen auf die Tiefziehtechnik, das Streuen und Anteigen von Kunststoff [3] oder eine Kombination dieser Techniken [4, 5] begrenzt. Jedoch führt das manuelle Anrühren oder Streuen von Kunststoff immer zur polymerisationsbedingten Abbindekontraktion und aufgrund des geringen Umsetzungsgrades zu einem nicht unerheblichen Anteil an Restmonomer [6], der allergische Reaktionen und Mundbrennen hervorrufen kann [7]. Nach der Einführung von computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) in den frühen 1980er Jahren [8] können Schienen auch subtraktiv durch Frästechnik hergestellt werden [9, 10]. Da die industriell hergestellten Fräsrohlinge aus Polymethylmethacrylat (PMMA) bereits fertig auspolymerisiert sind, entfallen bei dieser Fertigungstechnik sowohl die problematische Abbindekontraktion, als auch damit vergesellschaftete Passungsschwierigkeiten [11]. Durch die rasante Entwicklung leistungsstarker Intraoralkameras ist es aktuell möglich ganze Schienen bereits komplett digital herzustellen ohne die Verwendung von Abdrücken oder Gips [10]. Da die meisten Schienen über den ganzen Zahnbogen ausgedehnt sind, können nur maximal zwei Schienen aus einem typischen Fräsrohling gewonnen werden, während das restliche Material verworfen werden muss.

Die additive Fertigung – umgangssprachlich auch 3D-Druck genannt – stellt einen relativ neuen Ansatz zur Vermeidung dieser Problematik dar. Das erste Verfahren dieser Art wurde 1986 von Charles W. Hull zum Patent angemeldet [12]. Derzeit haben sich bereits verschiedene additive Fertigungstechniken erfolgreich in der Zahnmedizin etabliert [13, 14]. Beispielsweise können Kronen, Brücken [15] oder Prothesengerüste [16] durch das selektive Lasersintern oder -schmelzen [14] hergestellt werden. Aber es ist nicht nur möglich Metallpulver zu drucken, sondern auch Polymere thermisch mit fused deposition modeling (FDM) zu formen und fotosensitive Kunstharze mit Schichttechniken wie Stereolithographie (SLA),

Tintenstrahldruck (Polyjet) und digital light processing (DLP) zu härten [17]. Somit können Zahnmodelle gedruckt werden, über die thermoformbare Folien für Schienen, Retainer oder Aligner tiefgezogen werden können [18]. Auch Interimskronen konnten bereits mit DLP-Druck gefertigt werden [19]. Zudem ermöglicht das Beimengen von UV-Absorbern das Drucken transparenter Objekte [17]. Dies ist besonders interessant für die Herstellung von Aufbissschienen, Bohrschablonen und transparenten OP-Planungsmodellen. Kombiniert mit Daten, die aus Computertomographie (CT) oder digitaler Volumetomographie (DVT) generiert wurden, können präzise Modelle hergestellt werden [20]. Ebenfalls wurden additiv hergestellte Schienen bereits erfolgreich zur orthognathen Kiefer-Repositionierung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie eingesetzt [21, 22]. Ebenso unproblematisch ist es akkurate Bohrschablonen herzustellen [23], da diese Schienenarten nur kurz mit den Schleimhäuten in Kontakt sind und keiner Belastung ausgesetzt sind. Demgegenüber werden Aufbissschienen für Bruxismus-Patienten für längere Zeitspannen genutzt und sind stärker beansprucht, da während des Knirschens immense Kräfte auftreten können, die die normalen Kaukräfte übersteigen können [24, 25]. Um die Patienten nicht in Gefahr zu bringen zerborstenes Schienenmaterial zu verschlucken oder zu aspirieren, ist es wichtig über Bruchlast und Verschleißverhalten der neuen 3D-Druck-Materialien Kenntnis zu haben.

In dieser Dissertation sollten daher Bruchlast und Verschleiß eines neuen 3D-Druck-Schienenmaterials, im Vergleich zu dem von gefrästem PMMA und von konventionell heißpolymerisiertem Schienenkunststoff mithilfe eines Kausimulators ermittelt werden. Zudem sollte die Bruchlast nicht gealterter Prüfkörper bestimmt werden, um den Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlasten zu analysieren.

2 Literaturübersicht

Aufbissschienen können anhand der klinischen Verwendungsmöglichkeiten und Herstellungstechniken differenziert werden. Da zwischen den einzelnen Schienenarten große Unterschiede hinsichtlich des Einsatzes und des therapeutischen Nutzens existieren, soll der erste Abschnitt der Literaturübersicht zunächst darüber einen Überblick bieten. Darauf aufbauend werden die werkstoffkundlichen Gesichtspunkte anhand der verschiedenen Herstellungsverfahren aufgezeigt. Hier liegt der Fokus nicht nur auf den konventionellen Verfahren, sondern auch auf der innovativen, additiven Fertigungsmöglichkeit von Aufbissschienen. Abschließend sollen in einem Exkurs in die Tribologie und die Stabilitätsmessungen, die Prinzipien der Zwei-Körper-Verschleiß-Messungen und der Bruchlastmessungen veranschaulicht werden, da in der vorliegenden Arbeit diese Verschleißart simuliert, sowie Bruchlastmessungen vorgenommen wurden.

2.1 Klinische Aspekte der Schientherapie

Welche Art von Aufbissschienen besser zur Therapie von Kiefergelenkserkrankungen geeignet ist, wird seit langem kontrovers diskutiert. Der Großteil der wissenschaftlichen Studien spricht dafür, dass harte Schienen besser zur Symptomreduzierung von Kiefergelenksproblematik geeignet sind als weiche [1, 26, 27]. Im Folgenden werden verschiedene Schienen, deren Gestaltung, Indikationen und Effektivität anhand der aktuellen wissenschaftlichen Datenlage vorgestellt.

2.1.1 Reflexschienen

Reflexschienen wurden vor der Einführung des 3D-Drucks aus thermoplastischen Polyethylen (PE)-Folien durch Tiefziehen über Gipsmodelle hergestellt und sperren den Biss um die Stärke der Folie von üblicherweise 1,5-2 mm. Ohne Adjustierung der Kaufläche entsteht dadurch ein Vorkontakt, der die habituelle Okklusion aufhebt und somit den parafunktionellen Reflexkreis unterbricht [28]. Die veränderte Vertikaldimension bedingt eine Dehnung der Muskelfasern, welche deren Aktivität senkt [29]. Daraufhin verringert die erniedrigte Muskelaktivität wiederum die Schmerzsymptomatik. Bei Interzeptorschienen sperrt ein punktförmiger, bilateraler Kontakt die Okklusion um zirka 2-5 mm. Indikationen sind parafunktionelle Myopathien psychogenen Ursprungs, bei denen durch Äquilibrationsschienen, wie beispielsweise die Michiganschiene, keine Beschwerdefreiheit erreicht werden konnte [28].

Weitere Reflexunterbrechungsschienen sind frontale Aufbisse. Diese Art von Schienen wird im Oberkiefer getragen und ist über alle Frontzähne oder auch die ersten Prämolaren ausgedehnt. Die antagonistischen Unterkieferzähne treffen dabei auf ein Plateau auf. Das Aufeinanderpressen der Zähne soll dadurch verhindert werden, dass sich die distalen Zähne bei Parafunktionen oder Schließbewegungen nicht berühren und parafunktionelle Regelkreise ebenfalls unterbrochen werden. Nach demselben Prinzip funktionieren „Minianterior appliances“ wie der Lucia jig oder das Nociceptive Trigeminal Inhibition Tension Suppression System (NTI-Schiene) [1]. Sie werden aus hartem Kunststoff hergestellt, der lediglich die Oberkieferfrontzähne umfasst und zwei bis vier antagonistischen Unterkieferfrontzähnen ein Plateau bietet. Allerdings besteht die Gefahr der Aspiration oder des Verschluckens, da das Gerät sehr klein ist [1]. Weiterhin besteht bei langer Tragedauer das Risiko einer Intrusion der abgestützten Zähne, mit Elongation der posterioren, nicht abgestützten Zähne und einem daraus resultierenden frontal offenen Biss. Indikationen für ein anteriores Plateau sind Kiefergelenksdistraktionen und Myopathien durch okklusale Störkontakte im Seitenzahnbereich [28].

Eine Übersichtsarbeit zu den NTI-Schienen zeigte, dass diese Geräte erfolgreich zur Behandlung von Bruxismus und Kiefergelenksproblematiken verwendet werden konnten. Allerdings müssen dabei regelmäßige Kontrollen und gegebenenfalls Anpassungen durchgeführt werden, um oben genannte, unerwünschte Nebeneffekte zu vermeiden. Dann kann die NTI-Schiene besonders als Notfalltherapie für Patienten mit akuten Kiefergelenksschmerzen und eingeschränkter Kieferöffnung dienen. Durch die Eingliederung wird die Vertikaldimension erhöht, mit dem erwünschten Ziel einer Reduktion der elektromyographischen Aktivität bei Pressen und Knirschen [30].

Über die Jahre wurden viele Modifikationen dieser Schienenart entwickelt, wie die Hawley- oder die Sved-Schiene [31]. Da diese Apparaturen nach dem gleichen Prinzip funktionieren, wird hier nicht weiter darauf eingegangen.

Weiterhin können weichbleibende Schienen – auch Resilienzschienen genannt – bei Patienten angewandt werden, bei denen Äquilibrationsschienen keine Beschwerdefreiheit erbringen. Sie sollen nur als Kurzzeitschiene bei psychogenem Stress oder bei dentogen bedingten Myopathien verwendet werden. Bei arthrogenen Beschwerden sind sie kontraindiziert. Individuelle Resilienzschienen können ebenfalls durch Tiefziehen thermoplastischer Folien hergestellt werden, wobei die weichbleibenden Materialien nur schlecht okklusal angepasst

werden können. Die fehlende Adjustierung kann bei länger Anwendung zu Zahnwanderungen mit konsekutiven Okklusionsstörungen führen. Gerade konfektionierte Resilienzschienen, wie der Aqualizer sollten nicht unkontrolliert verschrieben werden [28]. Der Aqualizer besteht aus zwei Wasserkissen, die in einer weichen Nylonfolie eingebettet sind. Beide Kissen sind miteinander verbunden und sollen die auftreffenden Kaukräfte nach dem hydrostatischen Prinzip auf beide Kieferhälften verteilen [32]. Der Unterkiefer soll nach Lerman, dem Erfinder des Aqualizers, seine ideale Position selbst finden, da die Schiene dem Unterkiefer keine Position aufzwingt [33]. Weiche Aufbissschienen können zur Verringerung oder Befreiung von vaskulärem Kopfschmerz und Migräne führen. Allerdings ist ihr Nutzen bei Spannungskopfschmerz nicht belegt [34]. Bezogen auf die nächtliche Muskelaktivität sind harte Schienen den weichen jedoch überlegen. In einer Studie von Okeson [26] führten die weichen Schienen bei 50 % der Patienten sogar zu erhöhter nächtlicher Muskelaktivität. Wright et al. [35] fanden heraus, dass weiche Schienen effektiv zur Kurzzeitbehandlung schmerzender Kaumuskulatur verwendet werden können, ohne dass dadurch okklusale Veränderungen hervorgerufen werden. Eine weitere Studie zeigte hingegen, dass es in der Behandlung von schmerzhafter Kiefergelenksproblematik keine signifikanten Unterschiede zwischen harten und weichen Aufbissschienen gibt [36]. Ein Vergleich harter, wassergefüllter und weicher Schienen zeigte hingegen eine Symptomreduktion bei allen Geräten, wobei dies mit den harten Schienen schneller erreicht werden konnte [27].

2.1.2 Positionierungsschienen

Das Ziel der Behandlung mit Positionierungsschienen ist eine Veränderung der horizontalen Kieferrelation in Form einer vorverlagerten Position des Unterkiefers. Dafür wird der Unterkiefer über ein Registrat nach anterior verlagert und in dieser therapeutischen Position verschlüsselt [28]. Die Schiene wird durch Auftragen einer Führungsfläche aus Acryl im vorderen Drittel des Oberkiefers so konstruiert, dass der Unterkiefer bei Kieferschluss nach anterior geführt wird. Indiziert war ein solches Gerät ursprünglich bei Patienten mit anterioren Diskusverlagerungen mit Repositionierung. Durch die neue Unterkieferlage sollte der Diskus wieder an ursprünglicher Stelle fixiert und das Gelenk dadurch entlastet werden, damit Schmerzfreiheit eintreten kann. Bei Langzeitanwendung besteht allerdings die Gefahr von dentalen und skelettalen Adaptationen [1]. Nach Verbesserung der klinischen Symptomatik sollte die Schiene allmählich so adjustiert werden, dass der Unterkiefer wieder in seine ursprüngliche Position zurückkehren kann, wobei der Diskus schrittweise in seine physiologische Position zurückgeführt werden sollte. Allerdings kehrten dabei bei einem

Großteil der Patienten ebenfalls die Symptome wieder zurück [37]. Um dieses Problem zu umgehen und die neue Kondylus-Diskus-Relation zu sichern, muss die in der vorverlagerten Position eingetretene Nonokklusion durch umfangreiche kieferorthopädische, restaurative oder operative Maßnahmen behandelt werden. Es wurde weiterhin lange angenommen, dass Verbesserungen der Gelenksgeräusche, der Unterkieferbeweglichkeit und eine Abnahme der Schmerzen, die durch die Schientherapie auftraten, das Ergebnis eines Wiedereinfangens des Diskus [38] oder einer Gelenksentlastung [39] sind [2]. Die invasiven Maßnahmen, die sich der Repositionierungstherapie anschließen scheinen allerdings sehr fragwürdig, wenn bedacht wird, dass nach 6-monatiger Repositionierungsbehandlung bei 33 % der Patienten bereits erneut Diskusverlagerungen auftraten [40]. Ebenso reduzierte sich die Zahl der anfänglich erfolgreich behandelten 70 % der Patienten nach zwei Jahren auf 56 % und nach drei Jahren auf lediglich 36 % in einer weiteren Studie [41]. Zudem deckten radiologische Untersuchungen auf, dass schmerzhaftes Kiefergelenksgeräusche nicht immer eine Diskusverlagerung mit Reposition implizieren [42] und daher in diesen Fällen keine Indikation einer Repositionierungstherapie vorliegt. Aufgrund der teils widersprüchlichen Studienergebnisse wird diese Therapieform sehr kontrovers diskutiert [1, 2, 37, 40, 43]. Momentan wird daher empfohlen, Repositionierungsschienen zurückhaltend und nur als temporäres Gerät zu verordnen, aber nicht um den Diskus permanent an neuer Position zu fixieren [1].

2.1.3 Äquilibrationsschienen

Bei Äquilibrationsschienen- oder auch Stabilisierungsschienen wird die horizontale Unterkieferlage im Vergleich zu den Positionierungsschienen nicht verändert. Die Michiganschiene ist einer der häufigsten Vertreter dieser Schienenart. Die Hauptgestaltungsmerkmale der Michiganschiene sind „freedom in centric“ [44] und eine Eckzahnführung, die Balancekontakte bei exzentrischen Bewegungen verhindern soll [31]. Mithilfe des Okklusionskonzepts „freedom in centric“ erhält das Kiefergelenk mehr Bewegungsspielraum. Weiterhin okkludieren alle antagonistischen Zähne gleichzeitig und gleichmäßig auf der Schiene in flachen, zentrischen Stopps. Da alle Zähne abgestützt sind und die Schiene stabil darauf verankert ist, werden Zahnwanderungen oder -kippen verhindert. Durch die Eliminierung von okklusalen Störkontakten kann sich der Unterkiefer über die plane Schiene selbst repositionieren. Die stabilisierte Schlussbisslage und die Selbstausrichtung der Kiefergelenke ermöglichen so ein neuromuskuläres Gleichgewicht [31, 45]. Ferner sollte die vertikale Höhe so gering wie möglich gestaltet werden und die Schiene stets im Oberkiefer eingesetzt werden, da sie beim Kieferschluss so den Unterkieferzähnen den stabilsten Halt gewährleistet.

Indikationen für Michiganschienen sind Bruxismus, okklusale Traumata, Arthro- und Myopathien dentogenen oder dysfunktionellen Ursprungs [31].

Da Michiganschienen bereits sehr lange verwendet werden, gibt es eine Vielzahl an Studienergebnissen: Ramford und Ash [46] konnten beispielsweise zeigen, dass die Michiganschiene zur kurzzeitigen Unterstützung bei Muskel- und Gelenksschmerzen beiträgt. Baldissari et al. [47] lieferten fundierte Beweise dafür, dass es möglich ist diese Schienen zur Behandlung kranio-mandibulärer Dysfunktion einzusetzen. Weitere Studien bestärkten, dass die Schientherapie zur Schmerzreduktion beiträgt [48] und eine Abnahme der masticatorischen Muskelaktivität bewirken kann [49].

Fricton et al. [50] führten eine systematische Übersichtsarbeit und Metaanalyse randomisierter kontrollierter Studien durch, die bis zum Jahr 2006 veröffentlicht worden sind. Dazu wurde der Therapieeffekt verschiedener intraoraler Geräte in der Behandlung von Kiefergelenksschmerzen untersucht. Zudem wurde der Behandlungserfolg mit einer Placebo-Kontrollgruppe, mit keiner Behandlung, oder mit anderen Therapieformen verglichen. Im Vergleich zu nichtokkludierenden Geräten oder keiner Therapie sprach dabei vieles dafür, dass ordentlich adjustierte, harte Aufbissschienen einen moderaten Therapieeffekt in der Behandlung von Kiefergelenksschmerzen haben. Insgesamt haben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der Schientherapie, der minimalen und keiner Therapie ergeben.

Im Jahr 2012 wurde dieselbe Fragestellung erneut in einer weiteren systematischen Übersichtsarbeit und Metaanalyse untersucht [51], da die bisherigen Übersichtsarbeiten allesamt wesentliche Einschränkungen hatten und zudem neue Literatur publiziert worden war. Es ergaben sich moderate Nachweise dafür, dass die Schientherapie einen wesentlichen Effekt in der Schmerzreduktion bei Patienten mit Kiefergelenkserkrankungen hat.

Da Ebrahim et al. [51] die untersuchten Studien nicht in Kurz- oder Langzeiteffekte unterteilt haben, wurde diese Fragestellung in einer weiteren Metaanalyse untersucht [52]. Bezogen auf eine verringerte Muskelempfindlichkeit und verbesserte Mundöffnung zeigte sich dabei ein Vorteil in der kurzzeitigen Therapie mit Stabilisierungsschienen. Eine Bewertung der Langzeiteffekte der Schientherapie zeigte keine signifikanten Vorteile zu anderen Behandlungsmöglichkeiten. Insgesamt konnte durch die Auswertungen allerdings bestätigt werden, dass Patienten mit myogenen Kiefergelenksbeschwerden einen signifikanten Nutzen durch Stabilisierungsschienen haben können

Die methodischen Schwächen vieler Studien [50, 51, 53] erlauben keinen abschließenden Vergleich der Effektivität unterschiedlicher Therapiemöglichkeiten. Dies erfordert weitere, besser durchdachte und kontrollierte Studien [54]. Problematisch gestaltet sich auch das Design der Placebo-Geräte für die Kontrollgruppen. Eine weitere Schwierigkeit stellt das Standardisieren der Schienen aufgrund von unterschiedlichen Krankheitsbildern der Patienten und Ansprüchen der Behandler dar [31].

Abschließend lässt sich sagen, dass das individuell passende Behandlungsgerät für jeden Patienten sorgfältig ausgewählt werden muss. Obwohl die Gründe für die Schmerzreduktion bei den Patienten noch nicht ausreichend geklärt worden sind, ließen sich doch durch die konservative Schienentherapie in den meisten Fällen Verbesserungen feststellen. Dies rechtfertigt deren Einsatz und veranschaulicht die Bemühungen um die verbesserte Anwendung für Patient und Behandler.

2.2 Materialtechnische Aspekte der Schienentherapie

Die herkömmlichen Anfertigungsmöglichkeiten dentaler Schienen sind mit großem Laboraufwand verbunden und daher relativ teuer. Aufgrund der Tatsache, dass sich der Anteil der Patienten mit Anzeichen von Bruxismus zwischen den Jahren 1966 und 2003 signifikant erhöht hat [55], resultiert aber ein gesteigerter Therapiebedarf. Um patientenfreundlichere, einfachere und vor allem günstigere Schienen produzieren zu können, wurden über die Jahre viele Techniken entwickelt, die zusammen mit den gebräuchlichsten Materialien im Folgenden vorgestellt werden.

2.2.1 Polymethylmethacrylat (PMMA)

PMMA ist ein thermoplastischer Kunststoff (Ester der Methacrylsäure), der 1901 zum ersten Mal durch Otto Röhm beschrieben wurde und später als Plexiglas patentiert wurde [56, 57]. Im Jahre 1936 wurde das Monomer Methylmethacrylat (MMA) durch Gottfried Roth weiterentwickelt und als Pulver-Flüssigkeitsverfahren für die Zahnmedizin zur Prothesenherstellung nutzbar gemacht [58]. Dabei wird ein Polymerpulver mit Monomerflüssigkeit vermischt, welches dadurch in einer exothermen, radikalischen Kettenreaktion polymerisiert wird. Bei der Polymerisation von reinem MMA-Monomer verändert sich die Dichte von $0,94 \text{ g/cm}^3$ auf $1,19 \text{ g/cm}^3$. Daraus resultiert ein Volumenverlust von 21 % durch Schrumpfung [59].

Die Polymerisation von Monomeren kann durch folgende Mechanismen initiiert werden [60]:

- Zerfall von Benzoylperoxiden aufgrund von Hitze
- chemische Aktivierung mit Dimethyl-p-toluidine
- sichtbares Licht
- Mikrowellen

Beim Autopolymerisat fungiert ein tertiäres Amin als Aktivator (Dimethyl-p-toluidine), während Benzoylperoxid als Initiator dient. Bei Vermischen der Komponenten katalysiert das Amin den Zerfall des Benzoylmoleküls in zwei freie Radikale [59].

Trotz der unterschiedlichen Polymerisationsmethoden ist eine gänzliche Monomerumwandlung nicht umsetzbar und unreaktiertes Monomer bleibt im Werkstück zurück, das bei Patienten zu Sensibilisierungen, Mundbrennen [7] und allergischen Reaktionen [61] führen kann. Aber auch das zahnmedizinische und zahntechnische Personal kann Kontaktallergien entwickeln [61, 62]. Daher wurden über die Jahre viele Ansätze entwickelt, um den sogenannten Restmonomergehalt so gering wie möglich zu halten.

Fletcher et al. [63] entdeckten, dass heißpolymerisiertes PMMA signifikant weniger Restmonomer enthält als autopolymerisiertes PMMA und, dass dickere Bereiche geringere Konzentrationen an Restmonomer aufweisen als dünnere. Diese Erkenntnis stimmt mit der Studie von Vallittu et al. [64] überein, die herausfanden, dass autopolymerisierte Harze einen höheren Restmonomergehalt enthalten als heißpolymerisierte Prothesenkunststoffe. Eine weitere Untersuchung stellte fest, dass der Restmonomergehalt bei der Heißpolymerisation durch eine Erhöhung der Temperatur und der Aushärtungszeit verringert werden kann, bei einer gleichzeitigen Zunahme der Zugfestigkeit und einer Abnahme der Wasseraufnahme [65]. Im Bereich der Heißpolymerisation konnte durch Verwendung eines Autoklavs eine signifikante Abnahme des Restmonomergehalts und ein signifikanter Anstieg der Härte erreicht werden [60]. Bei den autopolymerisierenden Harzen konnte der Restmonomergehalt durch Mikrowellenaushärtung verringert und die mechanischen Eigenschaften dadurch verbessert werden [66].

PMMA wird aber nicht nur zur Herstellung von Prothesen verwendet, sondern auch zur Anfertigung herausnehmbarer Apparaturen in der Kieferorthopädie (KFO) benutzt. Werden die Prothesen meist durch Anteigen des Polymers gefertigt, so wird in der KFO das Streuen von autopolymerisierendem Kunststoff bevorzugt [67]. Da autopolymerisierende Harze mehr

Restmonomer als heißpolymerisierende Harze enthalten [63, 68], sollten die KFO-Apparaturen gestreut werden, da daraus ein geringerer Restmonomergehalt resultiert als beim Anteigen der autopolymerisierenden Harze [69].

Weiterhin besitzt PMMA eine Glasübergangstemperatur (T_g) von zirka 105 °C oberhalb derer es plastisch verformbar ist [70]. Daher eignet es sich beispielsweise zur Herstellung von Schienen, Retainern und Immediatprothesen mittels Tiefziehtechnik. Das Material liegt dabei in Form industriell gefertigter Folien – wie Biocryl C – vor, die laut Hersteller kein Monomer mehr enthalten [71]. Dogan et al. [72] fanden heraus, dass sich die mechanischen Eigenschaften von PMMA während therapeutischer Bestrahlung verbessern, während keine Veränderung in der chemischen Struktur festzustellen war. Somit können die Prothesen auf PMMA-Basis auch während der Bestrahlungstherapie getragen werden, oder in Form tiefgezogener PMMA-Folien als Strahlenschutzschienen dienen.

2.2.2 Thermoplastische Tiefziehfolien

Polymere werden entsprechend dem Grad der Kristallinität entweder als amorph oder semikristallin eingestuft. Dabei zählen Thermoplaste zu den geläufigsten Polymeren, die umgangssprachlich als „Plastik“ bezeichnet werden. Zu den kommerziell wichtigen, amorphen Polymeren gehören Polymere, die bei Raumtemperatur glas- oder gummiartig sind. Werden diese Stoffe über die T_g erhitzt, verhalten sich die Polymere zäh und können gedehnt werden, darunter verhalten sie sich glasartig. Viele amorphe Polymere, wie das ataktische Polystyrol oder PMMA bilden nach Abkühlen der Schmelze spröde Gläser [73].

Da die meisten amorphen Polymere passierbar für sichtbares Licht sind, sind sie transparent. Kristalline Polymere sind hingegen opak, da sie eine Mischung aus amorphen und kristallinen Polymeren mit unterschiedlichen Brechungsindizes enthalten [74]. Die verschiedenen transparenten Thermoplaste eignen sich daher zur Herstellung ästhetischer, kieferorthopädischer Aligner oder Retainer.

Für Retainer werden am häufigsten die Polymere Polypropylen (PP), PE oder Co-Polyester verwendet [75]. Allerdings zeigte sich in-vivo bereits nach wenigen Monaten eine geringe Haltbarkeit der Retainer aus Co-Polyester aufgrund der geringen Abrasionsbeständigkeit inzisaler und okklusaler Oberflächen [76]. Im Gegensatz dazu war die Abrasionsbeständigkeit von Retainern aus Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PET-G) höher. Im Vergleich zu Thermoplasten auf Polypropylen-Basis zeigte sich sogar eine 3,7-fach höhere Abrasionsbeständigkeit [75]. Bei in-vitro Verschleißmessungen von PMMA- und PE-basierten

Literaturübersicht

Retainern ließ sich eine höhere Abrasionsbeständigkeit der PMMA-basierten Schienen feststellen [77].

Eine Studie von Ryokawa et al. [78] untersuchte die mechanischen Eigenschaften verschiedener Tiefziehfolien. Sie ermittelten, dass sich die Streckgrenze nach Simulation intraoraler Bedingungen verringert. Ahn et al. [74] fanden dagegen heraus, dass sich der Elastizitätsmodul (E-Modul), die Drucklast, die Zugspannung und die Streckgrenze unter in-vivo-Bedingungen erhöhen, so dass sich nach 6-monatiger Tragezeit steifere Schienen ergeben. Da die tiefgezogenen Retainer während intraoraler Benutzung kaltverformt werden, resultiert dies in erhöhter Härte und Abrasionsbeständigkeit der thermoplastischen Polymere [75]. Tabelle 1 zeigt einen Überblick der aktuell verfügbaren Tiefziehfolien.

Tabelle 1: Übersicht der gängigen Tiefziehfolien [79-95] (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

Thermoplast	Abkürzung	Hersteller/Name	Indikation
Ethylenvinylacetat	EVA	Scheu Dental/ Bioplast Xtreme	Sportmundschutz
		Erkodent/ ErkoFlex95	Aufbissschienen
Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester	PET-G	Scheu Dental/ Duran	Miniplast-, Aufbiss-, Interims- & Fluoridierungsschienen, Bohrschablonen, Retainer, Provisorien
		Erkodent/ Erkodur	
Polyethylenterephthalat	PET	Dreve Dentamid/ Biolon	Aufbissschienen, KFO-Geräte
Polystyrol	PS	Scheu Dental/ Imprelon	OSAMU-Retainer, Miniplast- & Aufbissschienen, Retainer
Polypropylen	PP	Scheu Dental/ Copyplast C	Langzeitretainer, Invisible-Retainer
		Erkodent/ Erkolign	
Thermoplastisches Polyurethan/ Polycarbonat	TPU/PC	Scheu Dental/ Durasoft	Unzerbrechliche, abrasionsfeste, Verbundfolie, harte und weiche Folienseite
Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester/ Ethylenvinylacetat	PET-G/EVA	Dreve Dentamid/ Kombiplast	Aufbissschienen
Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester/ Thermoplastisches Polyurethan	PET-G/TPU	Erkodent/ Erkoloc pro	Hart/weiche Folie für Aufbiss-, Miniplast- & Knirscherschienen

2.2.3 Polycarbonat

Ein weiterer amorpher, thermoplastischer Werkstoff ist Polycarbonat [73]. Für die Synthese von zahnmedizinisch verwendetem Polycarbonat werden die Monomere Bisphenol A (BPA) und Phosgen (COCl_2) verwendet [96].

Klinisch wird Polycarbonat beispielsweise für Prothesenzähne oder provisorische Kronen verwendet. Takahashi et al. untersuchten die BPA-Freisetzung aus provisorischen Polycarbonat-Kronen, die in unterschiedlichen Medien gelagert wurden. Sie ermittelten eine Korrelation von freigesetztem BPA mit dem Zerfall von Polycarbonat [96]. Ebenfalls wurden kieferorthopädische Plastik-Brackets, sowie Heißpolymerisations- und Injektionskunststoffe, für Prothesenbasen auf Polycarbonat-Basis, auf die Freisetzung von BPA untersucht. So konnte herausgefunden werden, dass während der Synthese von Polycarbonat nicht-reagiertes BPA im Material verbleibt, das in organischen Lösungsmitteln oder Wasser freigesetzt werden kann [97].

Die Freisetzung von BPA wird allerdings kritisch bewertet, da BPA die Transkription von human telomerase reverse transcriptase (hTERT) [96] aktiviert. Dies ist eine katalytische Untereinheit des Enzyms Telomerase, dessen Aktivierung die Zell-Überlebenszeit erhöht [98] und daher bei den meisten Tumorzellen aktiv ist [99].

Im Bereich der Schienentherapie wird Polycarbonat mithilfe von CAD/CAM-Technik aus industriell gefertigten Rohlingen gefräst. Die Schienen werden für Bruxismus-Patienten und zur Schienung von Kieferbrüchen [100] angefertigt. Weiterhin können zahnfarben eingefärbte Polycarbonat-Rohlinge als Langzeitprovisorien zur Eingewöhnungsphase vor umfangreichen prothetischen Maßnahmen dienen, da die industriell gefertigten Rohlinge homogenere Eigenschaften besitzen, die in präziserer Passung, größerer Form- und Farbbeständigkeit, besserer Biokompatibilität und geringerem Verschleiß resultieren. Da Polycarbonat zudem flexibler als PMMA ist, können die Schienen ohne Erhöhung des Frakturrisikos sehr grazil gestaltet werden [101].

2.2.4 Tiefzieh-Technik

Bei der Tiefziehtechnik werden thermoplastische Polymerfolien mit Infrarotlicht erwärmt und nach Erreichen des plastischen Zustands mittels Vakuum über die Zahnmodelle gezogen. Dadurch entstehen nicht-adjustierte Schienen oder kieferorthopädische Retainer [102]. Zur Adjustierung der Okklusalfäche kann anschließend autopolymerisierender Kunststoff aufgetragen werden, der sich mit den meisten Thermoplasten verbindet [4]. Um den

Laboraufwand zu vereinfachen und Schienen in einer Sitzung fabrizieren zu können, wurde eine Technik entwickelt mit der intraoral lichthärtendes Urethandimethacrylat (UDMA) zur Adjustierung der Okklusalfäche aufgetragen werden kann [103]. Weiterhin wird die Tiefziehtechnik in der Aligner-Technologie angewandt [104], bei der die thermoplastischen Folien über, im 3D-Druck gefertigte, Modelle tiefgezogen werden [18].

2.2.5 Manuelle Verarbeitung

Bei der manuellen Schienenherstellung ergeben sich für jede Schiene unterschiedliche Oberflächen. Zuerst müssen untersichgehende Bereiche mit Wachs ausgeblockt werden. Dann wird die Schiene in Wachs gestaltet, mit besonderem Augenmerk auf flache okklusale Kontakte. Anschließend kann die Wachsschiene eingebettet und in heißpolymerisierendes [105] oder autopolymerisierendes [106] PMMA überführt werden. Ebenfalls beschrieben wurde das Anteigen von Kunststoff, der manuell zwischen die im Artikulator befestigten Modelle adaptiert wurde. Dadurch ließen sich allerdings keine Führungsflächen realisieren [107]. Eine andere Vorgehensweise ist das Streuen von Kunststoff auf das gewünschte Modell [3] oder zwischen die im Artikulator befestigten Modelle. Das überschüssige Acrylat wird folgend so weit getrimmt, dass nur noch feine Zahnimpressionen resultieren. Die Tiefe der daraus resultierenden Mulden und die Qualität der polierten Oberfläche wird bei allen konventionellen Techniken demzufolge vom subjektiven Empfinden des Zahntechnikers bestimmt. Klinisch schränken diese Mulden die freien Bewegungen des Unterkiefers ein, da die Antagonisten dazu neigen dort einzurasten. Allerdings wird die freie Beweglichkeit benötigt, um die festgefahrenen muskulären Regelkreise zu durchbrechen [9].

2.2.6 Computer aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM)

Im Gegensatz zur manuellen Fertigung liefert die digitale Schienenherstellung reproduzierbare Qualität bei schnelleren Fertigungsgeschwindigkeiten. Ein neuer teildigitalisierter Arbeitsablauf wurde 2008 beschrieben. Hierbei wurden die Gipsmodelle zuerst einzeln und anschließend zusammen mit einem Zentrikregistrat eingescannt, so dass die digitalen Modelle im virtuellen Artikulator in der therapeutischen Position ausgerichtet werden konnten. Mithilfe einer CAD-Software wurde das gewünschte Schienendesign konstruiert. Um die Datenmenge zu minimieren und den Fräsprozess zu vereinfachen wurde lediglich die Oberfläche der Schiene gestaltet und folgend gefräst. Dabei wurde der Oberkiefer, analog zur konventionellen Fertigung, zuerst mit Acrylat bestreut, um die Zähne akkurat in Kunststoff zu fassen. Anschließend wurde das digital gestaltete Schienendesign mithilfe einer computerized

numerical control (CNC)-Fräse in das überschüssige Acrylat gefräst. Der präzise Fräsprozess erforderte keine abschließende Politur [9].

Dieser Herstellungsansatz schafft zwar reproduzierbare und glattere Oberflächen, allerdings bestehen weiterhin gewisse Einschränkungen in der Werkstoffqualität. So können bei der konventionellen Herstellung Inhomogenitäten durch Schrumpfungsprozesse oder Poren entstehen und zudem ist der Anteil an Restmonomer erhöht [9]. Diese Problematik konnte durch die industrielle Herstellung von PMMA-Rohlingen verbessert werden, die sich durch einen höheren Vernetzungsgrad, geringeren Restmonomergehalt, weniger Poren und keine polymerisationsbedingte Abbindekontraktion auszeichnen [10].

Mittlerweile erlaubt die Weiterentwicklung der Frästechnik und der Intraoralscanner eine komplett gipsfreie, digitale Schienenherstellung am Patienten. Beim volldigitalisierten Arbeitsablauf ersetzen Intraoralscans beider Kiefer die Abformnahme am Patienten. Die Kieferrelation des Patienten kann ebenfalls eingescannt werden. Die Gestaltung der Schiene und der Kontaktpunkte kann so im virtuellen Artikulator vorgenommen werden. Umgesetzt wird das Schienendesign mithilfe von Fräsmaschinen, die die Schienen aus PMMA-Rohlingen herausfräsen. Verglichen mit der konventionellen Herstellung können somit Schienen mit klinisch akzeptabler Passung gefertigt werden. Der große Vorzug dieser Technik liegt allerdings in der vereinfachten Herstellung und der damit verbundenen Zeiteinsparung [10].

2.2.7 3D-Druck

Aus der sperrigen Geometrie der Schienen, die meistens einen ganzen Kiefer bedecken, resultiert ein relativ großer Materialverwurf, da sich maximal zwei Schienen aus einem typischen Rohling herausfräsen lassen [108]. Im 3D-Druck wird das Material nicht subtraktiv, sondern additiv schichtweise zusammengefügt. Der Materialverwurf existiert daher nicht in dem Maße. Beispielsweise lässt sich der Verwurf beim 3D-Druck von Metallen um 40 % reduzieren, verglichen mit subtraktiver Fertigung. Zusätzlich können bis zu 98 % des verwendeten Materials recycelt werden [109]. Die verschiedenen additiven Verfahren zur Schienenherstellung sind im nächsten Abschnitt detailliert beschrieben.

2.3 3D-Druck in der Schienenherstellung

Grundlegende Gemeinsamkeiten aller Drucktechniken beinhalten folgende Schritte: Zuerst werden die Daten digital erfasst, aus denen ein dreidimensionales CAD-Modell erstellt wird. Dieses Modell wird in das standard tessellation language-Format (stl) umgewandelt. Die CAM-Software wiederum bereitet das Modell zum Druck vor und berechnet die Schichten, in die das

Modell zerlegt wird. Je nach Ausrichtung wird berechnet wo zusätzliche Stützstrukturen erzeugt werden müssen, die überhängende Strukturen des Druckobjekts stabilisieren. Aus diesen berechneten Schichten wird schließlich das Objekt schichtweise, je nach Verfahrensart, gedruckt [110, 111].

2.3.1 Stereolithographie (SLA)

Im Jahre 1986 wurde der erste 3D-Drucker von Charles W. Hull unter dem Namen “Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography” zum Patent angemeldet [12]. Nach dem Prinzip der schichtweisen Polymerisation fotosensitiver Kunstharze wird die Konstruktion untersichgehender Strukturen und komplexer Formen ermöglicht. Das Harz liegt in einer Wanne vor, in der sich eine absenkbare Bauplattform befindet, die von einem Laser punktuell abgefahren wird. Das Auftreffen des UV-Lichts initiiert eine punktuelle Polymerisation der ersten Schicht, an der das zu bildende Objekt verankert wird. Nachdem der Laserstrahl alle Punkte der ersten Schicht abgefahren hat, senkt sich die Plattform um die Höhe der neu entstandenen Schicht ab. Bevor die nächste Schicht belichtet wird, zieht eine Rakel das Harz glatt. Nach der punktuellen Polymerisation dieser Schicht wiederholt sich der Vorgang des Absenkens und Glättens, sodass das Objekt Schicht für Schicht errichtet wird (Abbildung 1). Die untersichgehenden Bereiche werden von Stützstrukturen stabilisiert, die aus demselben Material gedruckt werden. Je genauer die Auflösung wird, desto kleiner werden die Schichten und desto länger dauert der Bauprozess [14, 17, 112, 113]. Geringere Schichtstärken führen zu einer Erhöhung der Streckgrenze, der Zugfestigkeit, der Schlagzähigkeit und zu einer Verringerung der Eigenspannung [114]. Nach Beendigung des Druckvorgangs wird überschüssiges Harz durch ein Lösungsmittelbad vom Druckobjekt entfernt. Zur Nachpolymerisation wird das Objekt anschließend in einem UV-Ofen gehärtet. Die stabilisierenden Stützstrukturen müssen abschließend noch manuell abgetrennt werden [14].

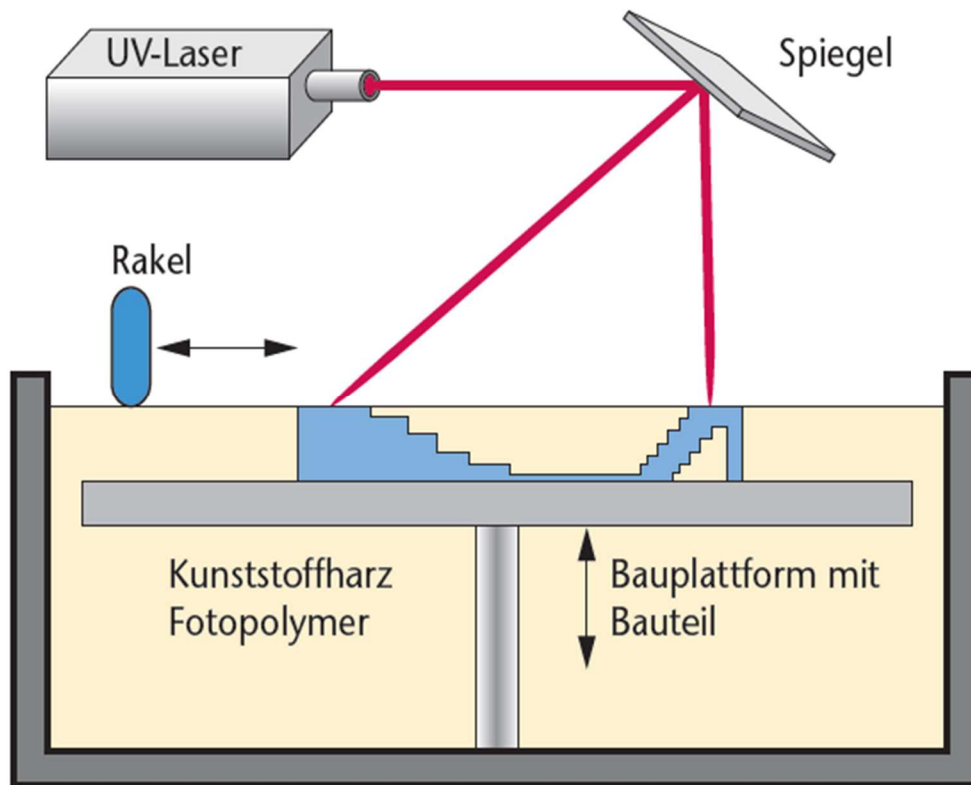


Abbildung 1: Schemazeichnung des SLA-Verfahrens [113]

Puebla et al. [115] stellten für ein nicht dental einsetzbares SLA-Harz fest, dass Druckwinkel, Schichtstärke, Polymerisationstiefe- und umsetzungsgrad, Lasergeschwindigkeit- und intensität, sowie Abbindekontraktion zwischen den Schichten, Faktoren sind, die Einfluss auf die mechanischen und physikalischen Eigenschaften des gedruckten Materials besitzen. Zudem ist die Schichtorientierung für statistisch relevante Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften verantwortlich, so dass mit SLA fabrizierte Objekte anisotrop sind.

Ebenfalls zeigte eine Untersuchung zur Anisotropie der Biegefestigkeit eines SLA-Schienenmaterials, dass eine vertikale Druckausrichtung optimal ist, um Frakturen zu widerstehen. Zudem konnte gezeigt werden, dass die Biegefestigkeit durch Wasserlagerung signifikant verringert wird und dies einen stärkeren Einfluss auf die Biegefestigkeit besitzt als unterschiedliche Druckausrichtungen [116].

Ferner konnte ein Einfluss der Druckausrichtung auf die mechanischen Eigenschaften von dentalen Kronenprovisorien aufgezeigt werden. So veranschaulichten Alharbi et al. [117], dass vertikal gedruckte Prüfkörper, mit Schichtorientierung senkrecht zur Belastungsrichtung, signifikant höhere Druckfestigkeit aufweisen als horizontal gedruckte.

Eine weitere Genauigkeitsuntersuchung bestätigte, dass Repositionierungsschienen für die orthognathe Kieferchirurgie, die durch SLA hergestellt wurden, eine akzeptable Präzision aufweisen [118]. Ferner können Bohrschablonen und Tiefziehmodelle für Retainer und kieferorthopädische Apparaturen mit SLA hergestellt werden [119].

2.3.2 Digital light processing (DLP)

Bei diesem Verfahren werden die entstehenden Objekte, ähnlich zur SLA, schichtweise gefertigt. Allerdings unterscheiden sich die beiden Techniken in mehreren Punkten. Zum einen im Aufbau und zum anderen in der Art der Belichtung. Die Bauplatzform ist oberhalb des Harzbeckens angebracht und senkt sich während des Druckprozesses in das flüssige Harz ab. Weiterhin befindet sich am Boden des Harzbeckens ein lichtdurchlässiger Bereich, unterhalb dessen Hochleistungs-LEDs das Licht auf einen Flächenlichtmodulator (digital micromirror device) projizieren. Dieser ist aus vielen Mikrospiegeln zusammengesetzt, die durch dynamische Lichtreflexion Pixel mit unterschiedlicher Lichtintensität in Richtung der Bauplatzform projizieren (Abbildung 2). Durch diese Technik wird jede Schicht, also der ganze Querschnitt des Objekts, auf einmal flächig belichtet. Nach der Belichtung wird die polymerisierte Schicht durch Anheben der Bauplatzform vom Boden der Wanne abgelöst. Somit kann das Harz nachfließen und auf eine Rakel verzichtet werden. Das flächige Belichten ermöglicht höhere Druckgeschwindigkeiten verglichen mit der punktuellen Polymerisation bei der Stereolithographie. Nachbearbeitungsschritte, wie beispielsweise das Entfernen der Stützstrukturen, müssen analog zur Stereolithographie durchgeführt werden [17, 113].

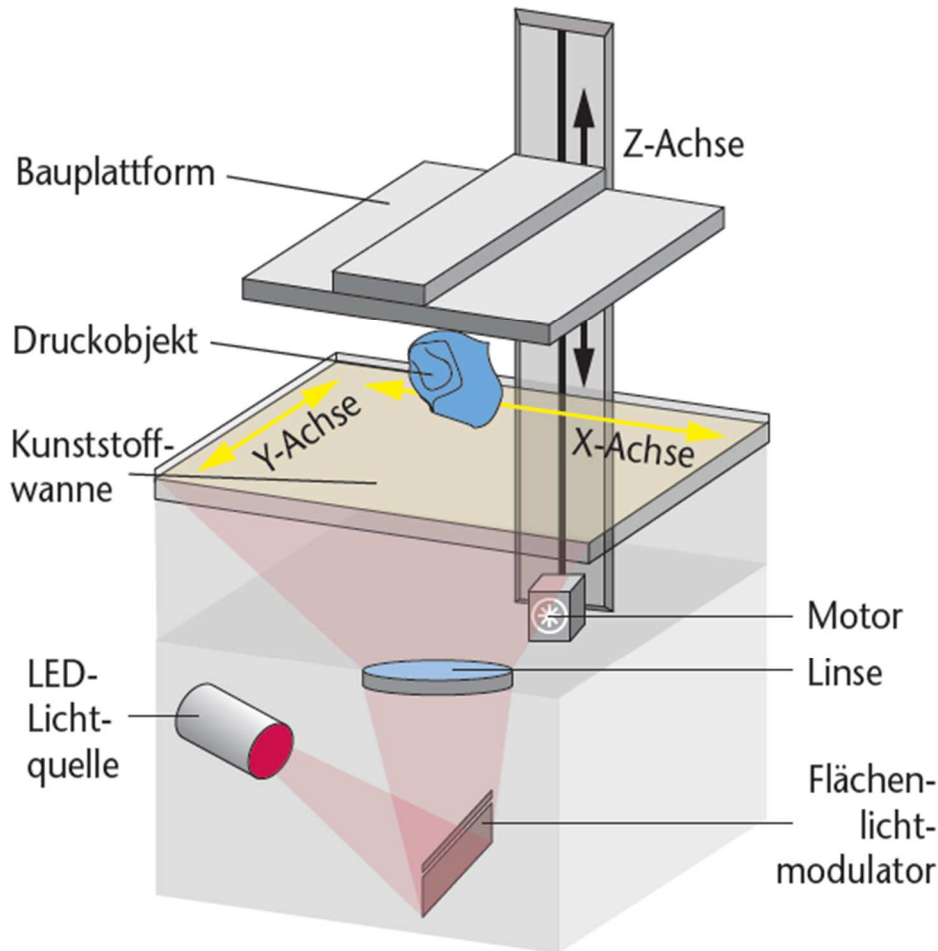


Abbildung 2: Schemazeichnung des DLP-Drucks [113]

Eine Weiterentwicklung des DLP-Drucks wurde 2016 von Tumbleston [120] vorgestellt. Mittels einer continuous liquid interface production-Vorrichtung (CLIP) wird das schichtweise Drucken nun von einem eher kontinuierlichen Vorgang abgelöst. Das lichtdurchlässige Fenster am Boden des Harzbeckens besteht bei dieser Variante aus sauerstoffdurchlässigem Teflon, das eine kontrollierte Sauerstoffinhibitionsschicht bewirkt. In diesem Bereich findet keine Polymerisation statt, so dass das Harz dort flüssig bleibt. Durch kontinuierlichen Zug der Bauplattform wird ein Ansaugeneffekt für das nachfließende Harz erzeugt. Folglich entfällt das Ablösen der fertig polymerisierten Schicht und das Wiedereintauchen in das Harzbecken resultierend in einem insgesamt wesentlich beschleunigten Druckvorgang.

Bei einer Untersuchung DLP gedruckter, provisorischer Kronen konnte festgestellt werden, dass die Ausrichtung des Druckobjekts auf der Bauplattform Auswirkungen auf die Genauigkeit der Kronen hat. Dabei wurden die besten Ergebnisse mit den Winkeln 135° und 210° zwischen Druckobjekt und Plattform erzielt. Allerdings lagen die Ungenauigkeiten bei

einem Druckwinkel von 210° im Bereich der Präparationsgrenze, was vermieden werden sollte um Undichtigkeiten in den provisorischen Versorgungen vorzubeugen [19].

Im Jahr 2014 untersuchte eine Studie die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit verschiedener Drucktechniken im Vergleich zu konventionellen Gipsmodellen. Dabei ließen sich, verglichen mit den Gipsmodellen, lediglich geringe Genauigkeitsabweichungen beim DLP- und Tintenstrahldruck erkennen, womit beide Techniken eine ausreichende Präzision zur Fertigung kieferorthopädischer Apparaturen oder zur indirekten Schienenherstellung über das Tiefziehverfahren besitzen [110]. Inzwischen können Aufbissschienen direkt im DLP-Druck gefertigt werden. Eine bereits existierende in-vitro Studie zum Vergleich von additiv, subtraktiv und konventionell hergestellten Aufbissschienen fand vergleichbare Polierbarkeit und ähnliche Abrasionsbeständigkeit in allen Gruppen [121].

2.3.3 Tintenstrahldruck (PolyJet/MultiJet)

Beim Poly- oder MultiJet-Verfahren wird ebenfalls schichtweise gearbeitet. Allerdings wird das fotosensitive Kunstharz hier tröpfchenweise aus dem Druckkopf appliziert und unmittelbar polymerisiert. Die Druckköpfe sind horizontal beweglich und mit UV-Lampen ausgestattet (Abbildung 3). Die Verwendung mehrerer Druckköpfe ermöglicht das simultane Applizieren unterschiedlicher Materialien mit differenten Eigenschaften. So können die Stützstrukturen eine gallertige Konsistenz aufweisen und in Wasser, verschiedenen Lösungsmitteln oder durch Erhitzen leichter rückstandslos entfernt werden als durch mechanische Manipulation [112, 113, 122]. Auf eine Nachpolymerisation kann bei manchen Polymersystemen verzichtet werden [123].

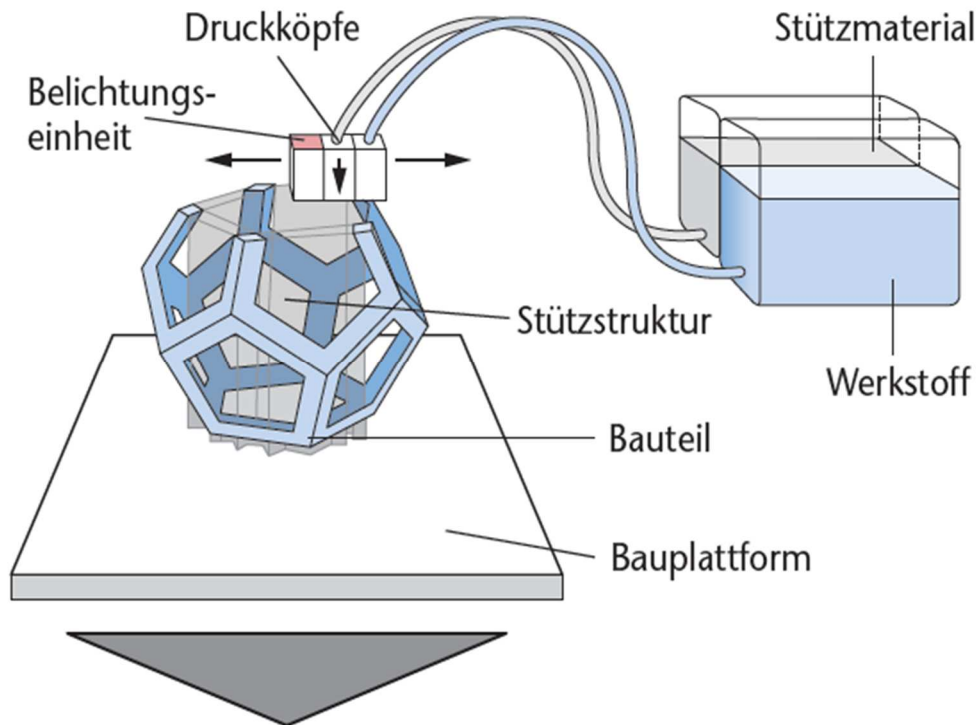


Abbildung 3: Schemazeichnung des Tintenstrahlendrucks [113]

In der Herstellung provisorischer Kronen konnte durch die PolyJet-Technologie eine deutliche Verbesserung der Passung, vor allem im okklusalen Bereich, erreicht werden [124]. Die Drucker, die mit dieser Technologie arbeiten, verfügen über größere Bauplattformen und werden daher bevorzugt in der KFO zur Herstellung von Tiefziehmodellen für Aligner verwendet. Auch mit allen anderen, oben beschriebenen, additiven Verfahren können Modelle für das Tiefziehen thermoplastischer Folien fabriziert werden, über die Aufbisschienen, Retainer oder Aligner gefertigt werden können.

Auch FDM, eine weitere additive Technologie, ermöglicht die Fertigung dieser Modelle [18]. Im Gegensatz zur Polymerisation fotosensitiver Kunstharze werden bei dieser Technologie Stränge von thermoformbarem Material direkt im Druckkopf erhitzt und auf eine absenkbare Druckplattform appliziert (Abbildung 4) [125].

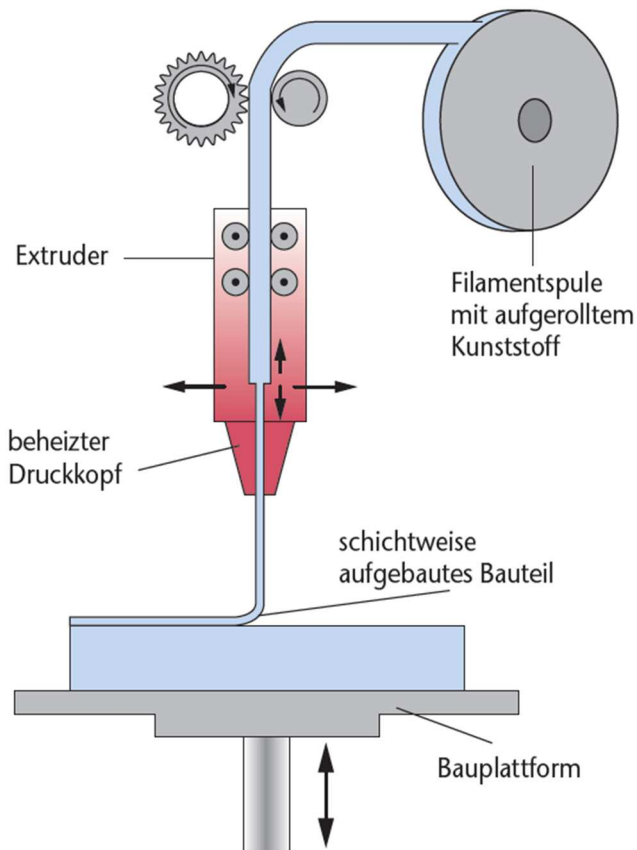


Abbildung 4: Schemazeichnung fused deposition modeling [113]

Die Recherche der aktuell verfügbaren Literatur ließ allerdings keinen kommerziellen Einsatz dieser Technologie in der Tiefziehtechnik und der Schienenherstellung erkennen.

2.3.4 Fotosensitive Kunstharze für die Schienenherstellung

Bei der Herstellung von Tiefzieh-Modellen spielen Biokompatibilität und Wasserlöslichkeit der Tiefzieh-Modelle keine Rolle, da diese Materialien nicht im Mund verwendet werden. Hingegen muss jeder oral eingesetzte Stoff, nach Anhang IX der Richtlinie 93/42/EWG, gewissen Anforderungen entsprechen, die im Medizinproduktegesetz (MPG) §9, Absatz 1 definiert sind. Sollen die Stoffe dauerhaft im Mund verbleiben, müssen sie die Zulassung nach MPG IIa besitzen. Die meisten Kunststoffe für gedruckte Aufbissschienen besitzen lediglich eine Zulassung nach MPG Klasse I und dürfen somit nicht länger als 30 Tage ununterbrochen getragen werden.

Tabelle 2 und Tabelle 3 zeigen einen Überblick der Anbieter, Anwendungsmöglichkeiten, sowie der entsprechenden Medizinproduktklassen aktuell verfügbarer, druckbarer Schienenmaterialien.

Literaturübersicht

Tabelle 2: Aktuell verfügbare druckbare Schienenmaterialien (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

Firma	Drucker	Technik	Material	Basis	Initiator & Wellenlänge
Bego [126]	Varseo	DLP	Vareso WaxSplint	Methacrylat-Basis	TPO, 405 nm
Deltamed [127]	Rapidshape HA30	DLP	3Delta Guide	UDMA	TPO, 385 nm
Dentona [128]	Pro3dure fab 12	DLP	GR 10	Methacrylate	385 nm
Detax [129, 130]	auf allen offenen Systemen anwendbar	auf allen offenen Systemen anwendbar	Freeprint splint UV, Freeprint ortho UV	Urethanacrylat bei "splint", Urethan Dimethacryl bei "ortho"	TPO, 405 nm oder 378-388 nm
Dreve Dentamid [131]	Varseo (Bego), D30, D40 RapidShape	DLP	FotoDent splint	Urethan-methacrylat	Acyl Phosphine oxide, 405nm
DWS [132]	Digitalwax 020D	DLP, Galvanometer	DS Serie	keine Angabe vom Hersteller	BluEdge Laser
Envision-TEC [133]	PixCera, DDDP, P3 DDP, P4 DDP, Vida	DLP	E-Guard	Acrylester Methacryl oligomere	Phosphine Oxide, 315-400 nm
Formlabs [134]	Form2	SLA	Dental SG	Methacrylester	Phosphine Oxide
Kulzer [135]	cara Print 4.0	DLP	dima Print Ortho	keine Angabe vom Hersteller	405nm
LuxaPrint [136]	3Delux (DMG), Voyager (Sharebot)	DLP	LuxaPrint Ortho	Methacrylat-Basis	385 oder 405nm
NextDent [137, 138]	für Drucker mit Wellenlängen von 365-385nm	-	OrthoClear, OrthoRigid = bläulich (405 nm)	Methacrylat-Basis	Phosphine oxide, 365-385 nm
Shera [139]	Shera ecoprint	DLP mit FFT	Shera print-ortho plus	Methacrylatbasis mit Urethanacrylat	TPO, 405 nm
Stratasys [140]	Objet Eden 260VS, Objet 260/500	Polyjet	MED610	Acrylformulierung	TPO, nm= unbekannt
Voco [141]	SolFlex 650, 350	DLP	V-Print ortho	Methacrylat-Basis	378-388nm

Literaturübersicht

Tabelle 3: Weitere Informationen zu obengenannten, druckbaren Schienenmaterialien

Firma	MPG-Zulassung	Klinische Indikationen	Nachhärtung	Schutzgas (N2)
Bego [126]	Klasse I	Aufbissschienen, Knirscherschienen	HiLite Power, 20 Hz Blitzfrequenz, 390–540 nm für 7,5 Minuten	nein
Deltamed [127]	Klasse I	Bohrschablonen	Otoflash G171, jeweils 2000 Blitzen für Ober- und Unterseite	ja
Dentona [128]	keine Angabe vom Hersteller	Bohrschablonen, Aufbissschienen	medical CD-1, 3-4 Minuten	ja
Detax [129, 130]	Klasse IIa	Bohrschablonen, Aufbissschienen, Zahnspangen	Otoflash G171: 2*2000 Blitze (2*100W) oder blaues UV-A für 5 Min (71W)	ja
Dreve Dentamid	Klasse I	Aufbissschienen	HiLite Power, für 2 Minuten	keine Angabe vom Hersteller
DWS [132]	keine Angabe vom Hersteller	Bohrschablonen	keine Angabe vom Hersteller	keine Angabe vom Hersteller
Envision-TEC [133]	Klasse I	Aufbissschienen, Knirscherschienen	315-400 nm, 10 Minuten bei 72 Watt & 129,6 kJ	nein
Formlabs [134]	Klasse I	Bohrschablonen	10 Minuten bei 108W, 315–400 nm (UV-A), 400–550 nm (UV-B) bei 60°C	nein
Kulzer [135]	keine Angabe vom Hersteller	Aufbissschienen	HiLite Power 3D:300W50-60Hz, 390-540nm	keine Angabe vom Hersteller
LuxaPrint [136]	Klasse IIa	Schienen, KFO-Apparaturen	Otoflash G171: 2*2000 Blitze (2*100W) oder blaues UV-A für 5 Min (71W)	ja
NextDent [137, 138]	Klasse IIa	Aufbissschienen, Knirscherschienen	315-400, 10 Minuten bei 72 Watt und 129,6 kJ oder 43,2 kJ für OrthoRigid	nein
Shera [139]	Klasse IIa	Bohrschablonen, Aufbissschienen, Röntgenschienen, Stabilisatoren für KFO	2*2000 Blitze	ja
Stratasys [140]	Klasse I	Zahnspangen, Bohr-schablonen, Schienen	keine Angabe vom Hersteller	keine Angabe vom Hersteller
Voco [141]	Klasse IIa	Zahnspangen, Schienen, Bohr-schablonen	keine Angabe vom Hersteller	keine Angabe vom Hersteller

2.4 Verschleißmessungen

Bei Bruxismus-Patienten manifestiert sich exzessiver Verschleiß in-vivo besonders deutlich [142]. Da abgeriebene, anorganische Mikro- und Nanopartikel aus dentalen Restaurationen unter Verdacht stehen mit Leber-, Nieren- [143] und Darmerkrankungen [144] assoziiert zu sein, spielt die Kenntnis über das Verschleißverhalten von neuen Schienenmaterialien für Bruxismus-Patienten eine besondere Rolle. Verschleißmessungen sind in-vivo allerdings schwierig umzusetzen und zeitaufwändig [145], daher wurden verschiedene Methoden zur in-vitro Verschleißsimulation entwickelt. Verschleißsimulatoren sollen die Parameter nachahmen, die in der Mundhöhle während der Mastikation auftreten: Kaukraft, Kraftverteilung, Kontaktzeit, Lateralbewegung und Abtransport von verschlissenen Material. Durch Verschleißmessungen kann der Einfluss einzelner Parameter auf den in-vitro Verschleiß genauer beobachtet werden. Da die unterschiedlichen Verschleißtests verschiedene Mechanismen untersuchen, erscheint es sinnvoll mindestens zwei verschiedene Methoden anzuwenden um das Verschleißverhalten eines neuen Materials zu überprüfen [146]. Allerdings lassen sich die verschiedenen in-vitro Verschleißtests nur bedingt mit in-vivo Verschleißmessungen vergleichen [147]. Brauchbare in-vitro Verschleißsimulatoren sind Kausimulatoren (Abbildung 5), die Kaubewegungen zu einem gewissen Grad nachahmen [148]. Dabei wird der Verschleiß durch Belastung des untersuchten Materials mit einem Antagonisten generiert.

Neben den Kausimulatoren kann Verschleiß auch über Zahnbürstensimulatoren generiert werden. Bereits 1999 wurde dafür eine technische Anforderung zum Verschleiß durch Zähneputzen [149] von der International Standard Organization (ISO) veröffentlicht, gefolgt von der technischen Anforderung zum Verschleiß durch Zwei-Körper- und/oder Drei-Körper-Abrieb [150].

Beim Drei-Körper-Verschleiß werden die Oberflächen durch einen Brei aus abrasiven Partikeln abgerieben. Diese Verschleißform findet im Mund während der Mastikation statt und wird durch abrasive Kost verstärkt [151]. Der Drei-Körper-Verschleiß kann beispielsweise mit dem Verschleißtest nach ACTA (Academical Centrum Tandheelkunde Amsterdam) simuliert werden. Dabei drehen sich zwei, in engem Kontakt zueinanderstehende Metallräder, in einem abrasiven Medium in entgegengesetzte Richtungen, ohne sich dabei zu berühren. Die Prüfkörper befinden sich an dem Rad mit dem größeren Durchmesser, während das kleinere Rad als Antagonist fungiert. Der Verschleiß wird über den Anpressdruck der Räder durch Wechselwirkung mit dem abrasiven Medium generiert [148, 152, 153].

Die häufigsten Verschleißmessungen sind Zwei-Körper-Verschleißsimulationen [154]. Beim Zwei-Körper-Verschleiß werden die Oberflächen durch direkten Kontakt abgerieben. Da auf mikroskopischer Ebene alle Oberflächen uneben sind, frakturieren diese Unebenheiten beim direkten Kontakt miteinander. Dabei arbeitet sich die härtere Oberfläche in die weichere hinein [155]. Der kumulative mikroskopische Verlust präsentiert sich folglich als Verschleiß. Im Mund manifestiert sich Zwei-Körper-Verschleiß überwiegend während nicht-mastikatorischen Zahnbewegungen und insbesondere bei Bruxismus [151]. In-vitro kann der Zwei-Körper-Verschleiß mit dem simplen Pin-on-disc-Verfahren simuliert werden [152]. Komplexere Testgeräte zur Simulation des Zwei-Körper-Verschleißes sind obengenannte Kausimulatoren [148, 151]. Um vergleichbare Aussagen zu den verschiedenen Kausimulatoren treffen zu können, müssen mehrere Variablen, wie Kaukraft, Frequenz, Lateralbewegung, Kauzyklenanzahl, Medium des Schmiermittels, Härte, Poissonzahl, sowie Material, Form und E-Modul der Antagonisten genau beschrieben werden.



Abbildung 5: Beispiel für einen Kausimulator: CS-4 (SD Mechatronik)

Die Antagonisten für die Kausimulation können aus folgenden Materialien bestehen: Zahnschmelz, Gold, Keramik, Edelstahl, Aluminiumoxid und Steatit [151]. Letzteres ist ein synthetisches Material, das hauptsächlich aus Magnesiumsilikat besteht und als brauchbares Substitut zu Schmelz von einigen Autoren angesehen [156, 157], von anderen aber abgelehnt [158, 159] wird. Aufgrund unterschiedlicher anatomischer Form müssen Antagonisten aus Schmelz standardisiert werden. Da die Schmelzstruktur anisotrop aufgebaut ist können

verschiedene Faktoren wie Kristallgröße, aprismatische Schmelzschicht, Prismenform und -ausrichtung den Verschleiß beeinflussen [151]. Ein weiterer wichtiger Testparameter ist die Temperatur, da Temperaturschwankungen einen weichmachenden Effekt auf das untersuchte Material ausüben können. Die Kausimulation kann daher isotherm oder mit Thermolastwechsel durchgeführt werden [151]. Verglichen mit isothermer Temperatur übt eine Prüfung mit Thermolastwechsel einen materialabhängigen Effekt auf den Verschleiß aus [148]. So zeigte sich bei einigen Materialien verringerter, bei anderen erhöhter oder gleichbleibender Verschleiß [160, 161]. Zur Quantifizierung der simulierten Volumenverluste wurden sowohl mechanische als auch optische Vorgehensweisen entwickelt. Zur mechanischen Auswertung zählt die taktile Profilometrie, bei der die Volumenverluste über mechanisches Abtasten der Oberfläche mittels einer Diamantnadel errechnet werden. Dieses relativ günstige System liefert eine gute Präzision und wird nicht von Transparenz oder Farbe der Materialien beeinflusst. Nachteilig ist die lange Untersuchungsdauer, dass harte Oberflächen erfordert werden [145] und bestimmte Bereiche innerhalb des tiefsten Punkts nicht erfasst werden können [162]. Bei den optischen Methoden (wie Laserscanning) werden die untersuchten Materialien hingegen berührungslos ausgemessen, wodurch störende Wechselwirkungen zwischen Sensor und Oberfläche vermieden werden können. Nachteilig ist hier, dass dieses Vorgehen opake, diffus reflektierende Oberflächen benötigt. Bei semitransparenten Materialien muss die Oberfläche mit Scanpulver oder -spray beschichtet werden, da der Laserscanner sonst die Oberfläche durchdringt, was zu Fehlern führen kann [162].

2.5 Stabilitätsmessungen

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten die Stabilität eines Werkstoffs zu überprüfen. Klassischerweise werden zur Festigkeitsüberprüfung Drei- [163] und Vier-Punkt-Biegeprüfungen [164], sowie Druck- und Zugversuche [165] angewandt. Bei diesen Prüfverfahren stehen für jede Werkstoffgruppe eigene Normen fest – beispielsweise DIN EN ISO 6872 für dentale Keramiken [166] – anhand derer die Prüfkörper standardisiert hergestellt werden. Aufgrund dieser standardisierten Verfahren können keine klinisch relevanten Geometrien geprüft werden. Um Geometrien wie Implantat-Abutments [167], Wurzelstiftaufbauten [168, 169], Veneers [170], Kronen [171, 172], Brücken [173] und Inlays [174] dennoch auf Stabilität überprüfen zu können, werden Bruchlastmessungen angewandt. Bei diesen Messungen werden die Prüfkörper mittels einer Universalprüfmaschine

bis zum Materialversagen belastet. Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erreichen, bedarf es allerdings gleichbleibender Prüfparameter und Prüfkörpergeometrien.

Bei den Bruchlastmessungen treffen meist halbkugelförmige [167, 173] Edelstahl-Prüfstempel auf die Prüfkörper auf. Um punktuelle Kraftspitzen zu vermeiden, wird zwischen Prüfkörper und -stempel eine 0,5 [167, 170, 173] oder 0,6 mm [171, 175] dicke Zinnfolie eingelegt, die die Prüfkraft homogen auf den Prüfkörper verteilen soll. Je nach Art der zu untersuchenden Geometrie werden die Prüfkörper entweder vertikal oder exzentrisch belastet. Um die Bruchlast von Wurzelstiftaufbauten endodontisch behandelte Zähne zu überprüfen, wird meist im Winkel von 45° belastet [168, 169, 176]. Bei der Untersuchung der Bruchlast von Kronen und Brücken wird die Prüfkraft hingegen typischerweise auf die zentrale Fossa des Prüfkörpers appliziert [171-173]. Die Prüfgeschwindigkeit liegt zwischen 0,5 [169] und 2 mm/min [175], wobei die Prüfkraft über einen Kraftmesser in der Prüfmaschine ermittelt wird. Sobald ein Materialversagen auftritt, wird ein Kraftabfall registriert, so dass die Prüfung unterbrochen wird. Die zum Zeitpunkt des Materialversagens auftretende Belastung wird als Bruchlast bezeichnet.

3 Ziel der Dissertation

Das Verschleißverhalten verschiedener konventioneller Schienenmaterialien ist seit langem Gegenstand diverser Untersuchungen [157, 177-179]. Obwohl die Möglichkeit präzise Aufbissschienen zu drucken bereits 2013 beschrieben wurde [180], dauerte es weitere drei Jahre bis eine erste in-vitro Studie die mechanischen Eigenschaften von mit SLA gedrucktem Schienenmaterial untersuchte [116]. Die Abrasionsbeständigkeit und Polierbarkeit eines DLP gedruckten Schienenkunststoffs wurde kurz darauf von Huettig et al. [121] untersucht. Doch an Untersuchungen zur Bruchlast von additiven Schienenmaterialien mangelt es hingegen weiterhin. Daher ist das Ziel dieser Studie Verschleiß und Bruchlast eines neuen 3D-Druck-Materials zu erörtern. Weiterhin sollen diese Daten mit den Verschleiß- und Bruchlastwerten klinisch bereits etablierter Schienenmaterialien verglichen werden, die sich jeweils in den Herstellungstechniken unterscheiden. So werden neben dem gedruckten Material, gefrästes PMMA und ein konventionelles Pulver-Flüssigkeitsgemisch getestet. Der Oberflächenverschleiß soll dabei isotherm im Kausimulator mittels Schmelzantagonisten generiert werden, wobei die Verschleißvolumina nach Simulation eines Monats und anschließend eines halben Jahrs Mastikation ermittelt werden sollen. Um den Versuchsaufbau während der Messungen nicht verändern zu müssen und, um longitudinale Messungen vornehmen zu können, soll der Verschleiß mittels Oberflächenabformungen erfasst werden, welche anschließend mithilfe eines Laserscanners digitalisiert werden. Weiterhin soll die Bruchlast der gealterten Materialien mit der Bruchlast nicht gealterter Prüfkörper verglichen werden, um den Einfluss der Kausimulation auf die Bruchlasten darzustellen.

Folgende Hypothesen wurden aufgestellt:

1. Alle Materialien zeigen vergleichbaren Materialverlust unabhängig vom Alterungslevel.
2. Alle Materialien zeigen vergleichbare Bruchlasten unabhängig vom Alterungslevel.

4 Material und Methoden

Da in dieser Studie longitudinale Verschleißmessungen vorgenommen wurden, sollte eine Replikatechnik sicherstellen, dass die Positionierung der Prüfkörper während der Versuche zur Oberflächenanalyse nicht verändert werden musste.

4.1 Vorstudie zur Replikatechnik

Um die Genauigkeit der Replikatechnik zu verifizieren, wurde vor Beginn der Untersuchungen eine Vorstudie an einem Prüfkörper aus einer früheren Dissertation von Alexander Grau [181] durchgeführt. Dazu wurde der gleiche Prüfkörper mit drei verschiedenen additionsvernetzenden Silikonem abgeformt (Abbildung 6), die Abformungen eingescannt (LAS-20, SD Mechatronik, Feldkirchen, Deutschland), ausgewertet (R Foundation for Statistical Computing, vormals AT&T, jetzt Lucent Technologies) und mit den Werten der Dissertation von Alexander Grau verglichen. Zur Auswertung wurde die automatische geometrische Methode zur Quantifizierung von Volumenverlusten, die von Stöckl [182] erarbeitet und von Grau [183] verbessert wurde, leicht verändert: das 99. Perzentil der Residuen wurde genutzt, um eine Obergrenze für die Aufwölbungen der gescannten Abdrücke zu definieren.



Abbildung 6: Prüfkörper mit verschiedenen Abformmassen

Material und Methoden

Zuerst wurde je eine Abformung pro Material (Imprint^{TM4} Regular (3M, Seefeld, Deutschland); Imprint^{TM4} Light (3M); Flexitime Fast&Scan, Light Flow (Kulzer, Hanau, Deutschland)) vorgenommen. Anschließend wurden die Abformungen mittels Laserscanner digitalisiert (Abbildung 7) und mithilfe der Software R (Lucent Technologies) ausgewertet. Dabei lieferte die Abformmasse Flexitime (3M) die besten optischen Eindrücke. Folgend wurden drei weitere Abformungen mit Flexitime (3M) durchgeführt, eingescannt und ausgewertet (Abbildung 7).

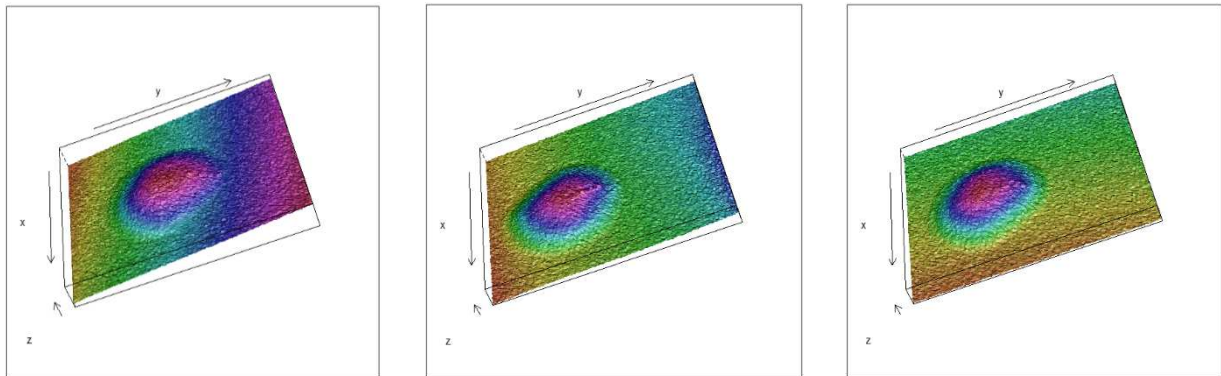


Abbildung 7: Eingescannte Flexitime-Abformungen

In der Dissertation von Grau wurde an einem Prüfkörper mit dem konfokalem Laserscanningmikroskop (LSM) VK-X200 (Keyence, Osaka, Japan), das als Goldstandard festgelegt war, ein Volumenverlust von $0,264 \text{ mm}^3$ ermittelt. Die mit den Flexitime-Abformungen gewonnenen Werte ($0,246 \text{ mm}^3$, $0,271 \text{ mm}^3$ und $0,259 \text{ mm}^3$) zeigten eine geringe Streuung um diesen Wert und ließen damit auf eine gute Genauigkeit der Replikatechnik schließen (Abbildung 8).

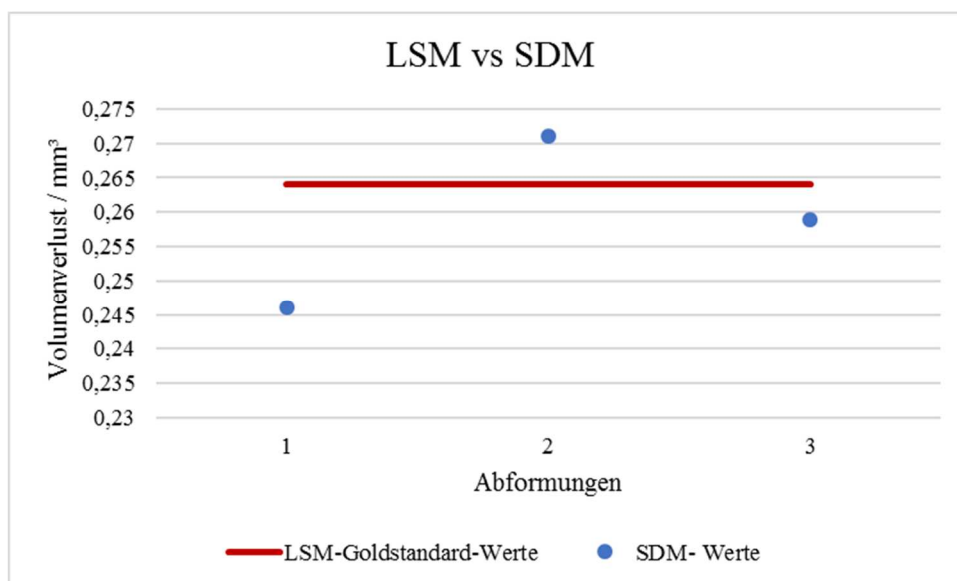


Abbildung 8: Vergleich der generierten Werte der Vorstudie (SDM) mit dem Goldstandardwert der Dissertation von Grau (LSM)

4.2 Materialien

Für diese Studie wurden drei verschiedene Schienenmaterialien ausgewählt, die in drei verschiedenen Techniken verarbeitet wurden. Aus jedem Material (Tabelle 4) wurden 32 Prüfkörper hergestellt.

Tabelle 4: Übersicht der verwendeten Materialien

Material	Hersteller	LOT-Nr.	Basis	Methode
FotoDent splint	Dreve Dentamid, Unna, Deutschland	JG-1-87-1	UDMA	DLP-Druck
Temp Basic Transpa 95H16	Zirkonzahn, Gais, Italien	8238, 8104	PMMA	Frästechnik
Castdon	Dreve Dentamid, Unna, Deutschland	2016009394, 2016009078	PMMA	Injektionsverfahren

4.3 Methoden

Die unterschiedlich gefertigten Prüfkörper wurden auf Verschleiß und Bruchlast untersucht. Eine Zusammenfassung des Ablaufs ist folgendem Flussdiagramm zu entnehmen (Abbildung 9):

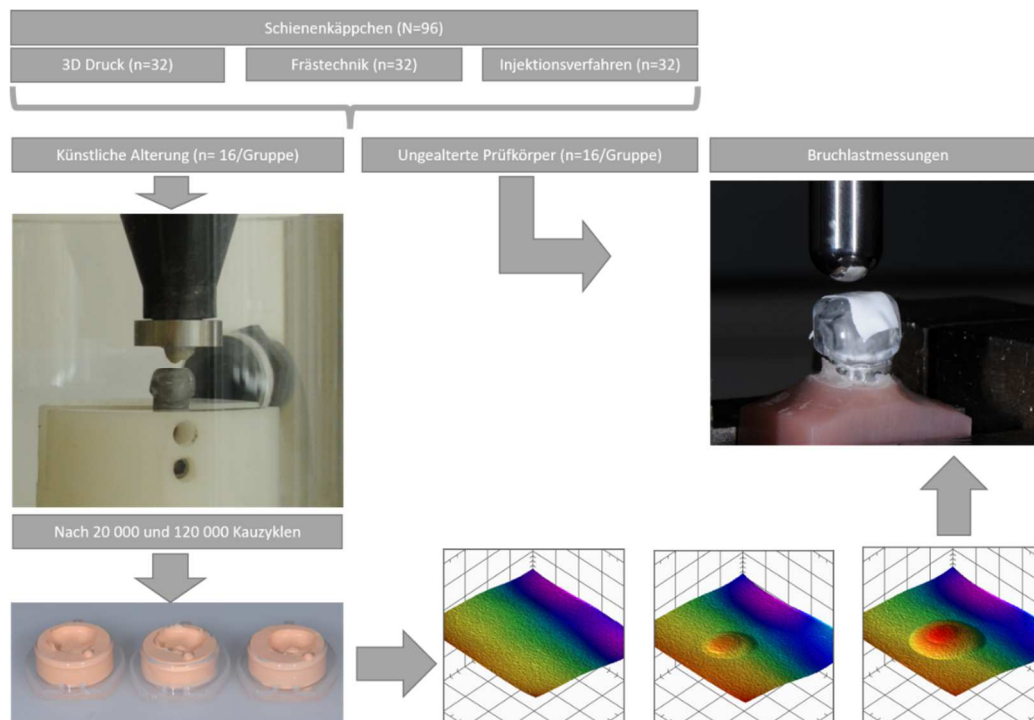


Abbildung 9: Ablauf der durchgeführten Versuche

4.3.1 Vorbereitungen zur Replikatechnik

Für das Abformen im Kausimulator wurden Abformlöffel und Abformhilfen als Hilfsmittel entwickelt, deren Herstellung im Folgenden beschrieben wird.

Der Deckel von 5 ml Eppendorf Tubes (Eppendorf AG, Hamburg, Germany, LOT: D1566645L) erwies sich als geeignetes Formteil zur Konstruktion eines Abformlöffels. Der Deckel wurde abgetrennt, geglättet und mit einem Rosenbohrer (\varnothing 1,5 mm) perforiert, um Ablaufmöglichkeiten und Retentionen für die Abformmasse zu schaffen. Die resultierenden Löffel wiesen basal plane Flächen auf und konnten aufgrund der Geometrie daher reproduzierbar und standardisiert zur weiteren Auswertung im Scanner positioniert werden (Abbildung 10).



Abbildung 10: Entwickelter Abformlöffel

Bei der klinischen zahnärztlichen Abdrucknahme am Patienten entsteht durch das Aufsetzen des Abformlöffels auf die Zahnreihen ein Druck, der Blasen in der Abformung verhindert. Da bei diesem Versuchsaufbau kein Gegenstück den benötigten Druckaufbau gewährleisten konnte, um das Wegfließen der Abformmasse oder Durchdrücken des Löffels zu verhindern, wurde eine Abformhilfe entwickelt.

Diese Abformhilfe wurde aus Knetsilikon (Orbis dental, Münster, Deutschland) und einer 20 ml Einwegspritze (BD Discardit 2, Becton Dickinson, Franklin Lakes, USA) (s. langer Pfeil, Abbildung 11) gefertigt. Dabei wurde das Silikon plan getrimmt und mit einer Orientierungsmarkierung versehen (s. kleiner Pfeil, Abbildung 11), die die Ausrichtung der Abformungen bei der darauffolgenden Scanner-Auswertung erleichtern sollte. Durch den Kunststoffring (s. langer Pfeil, Abbildung 11) konnte ein enges Anliegen der Silikonmasse an den Prüfkörpern (s. dicker Pfeil, Abbildung 11) sichergestellt werden.

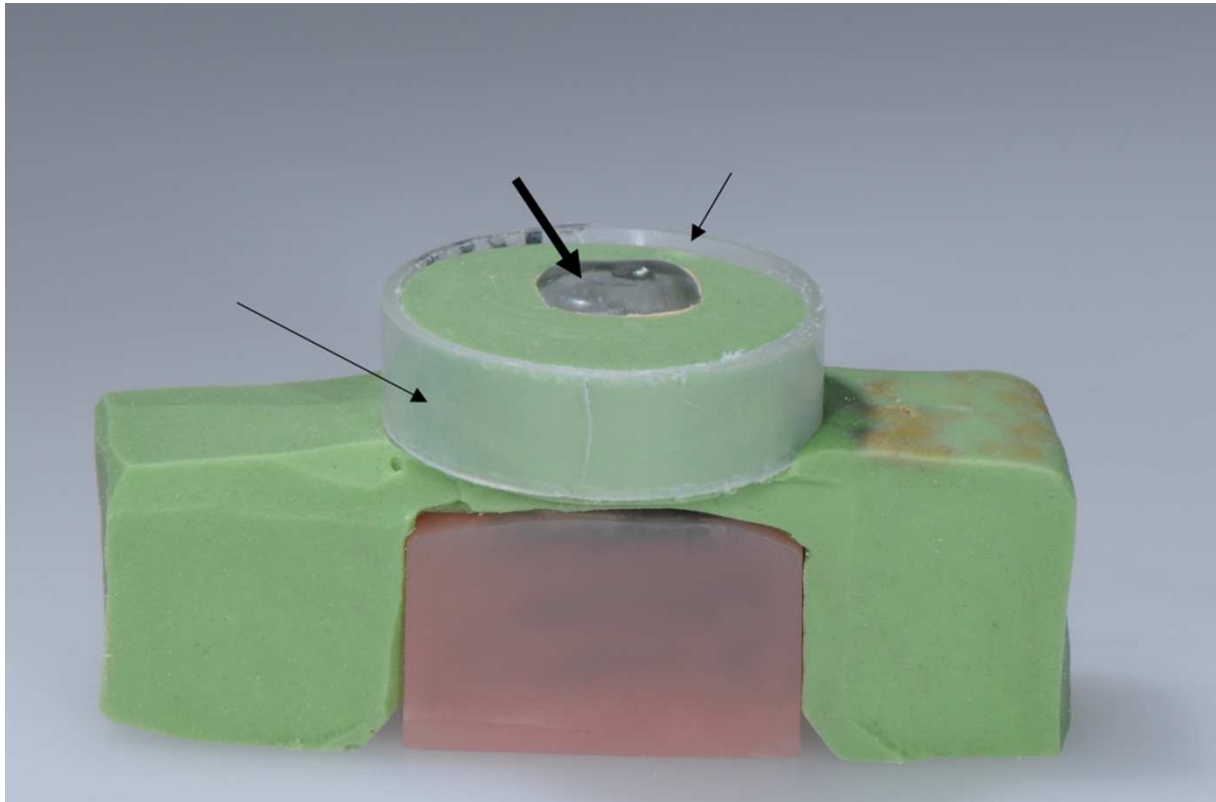


Abbildung 11: Entwickelte Abformhilfe

4.3.2 Herstellung der Prüfkörper

Als Prüfkörperform wurde ein Schienenkappchen, in Form einer vereinfachten Krone, mit einer okklusalen Schichtstärke von 1,5 mm gewählt. Dazu wurde ein leicht konischer, 5 mm hoher Cobalt-Chrom (CoCr) Kronen-Stumpf eingescannt (D700, 3 Shape Kopenhagen, Dänemark). Dieser Stumpf ist basal in einen PMMA-Block einpolymerisiert, besitzt apikal einen mesio-distalen Durchmesser von 7,85 mm und einen apikalen vestibulo-oralen Durchmesser von 7,35 mm. Über das digitale Stumpfmodell wurde eine vereinfachte Vollkrone mit einer CAD-Software (Dental Designer, 3 Shape) konstruiert (Abbildung 12) und als Master stl-Datensatz

gespeichert. Die Prüfkörper wurden anschließend in drei verschiedenen Herstellungsverfahren angefertigt.

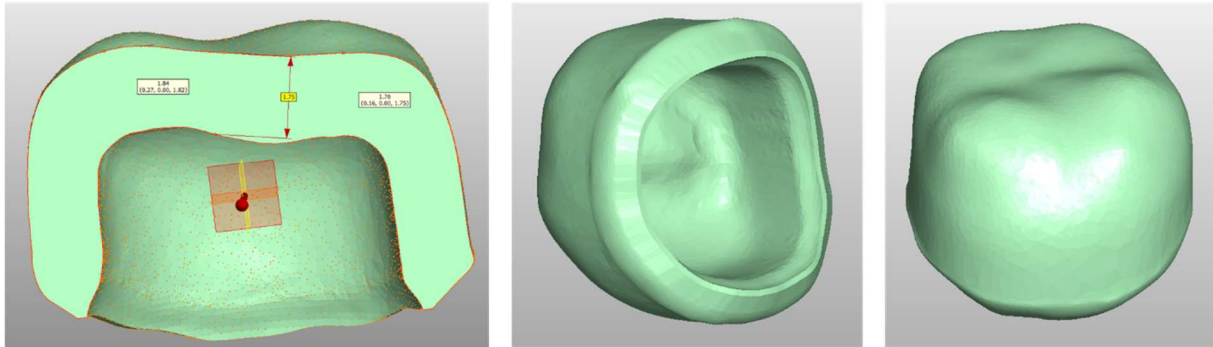


Abbildung 12: Virtuelles Prüfkörperdesign

Für das erste Herstellungsverfahren wurde der Master-stl-Datensatz an einen DLP-Drucker (Varseo, BEGO, Bremen, Deutschland) exportiert. Aus dem Material FotoDent splint (Dreve Dentamid) wurden $n = 32$ Prüfkörper vom Hersteller Dreve Dentamid, mit einer Belichtungszeit von 6,5 s pro Schicht und einer Schichtstärke von 50 μm angefertigt. Folgend wurden die Schienenkappchen in Isopropanol gereinigt und zur Nachpolymerisation dreimal 180 s lang in einem Lichtpolymerisationsgerät (HiLite, Kulzer, Hanau, Deutschland) belichtet. Diese Nachbearbeitungsschritte wurden ebenfalls vom Hersteller durchgeführt. Anschließend wurden die Schienenkappchen an die Poliklinik für zahnärztliche Prothetik (Klinikum Universität München, LMU) versandt und dort weiterbearbeitet (Abbildung 13).



Abbildung 13: Gedruckte Prüfkörper vor Bearbeitung

Die okklusalen Stützstrukturen wurden mit einer Trennscheibe entfernt, mit einer Polierscheibe verschliffen und die Oberfläche mit zwei weiteren kegelförmigen Gummipolierern (9424, 9432, 9433, Kunststoff-Polierer, Komet) mit aufsteigender Körnung geglättet. Zum Erreichen von Hochglanz wurden die Kappchen zuerst mit einer Ziegenhaarbürste und blauer Polirapid-Paste (Polirapid, Singen, Deutschland) bearbeitet. Der definitive Hochglanz konnte durch wiederholte Anwendung von blauer Polirapid-Paste mithilfe eines Schwabbers erreicht werden (Abbildung 14). Alle Polierschritte wurden mit einem KaVo-Handstück (EWL Typ 4941, KaVo, Biberach, Deutschland) bei 4000 bis maximal 8000 U/Minute und geringem Anpressdruck durchgeführt.



Abbildung 14: Gedruckte, konventionell hergestellte und gefräste Schienenkappchen nach Politur (v. l. n. r.)

Als zweites Material wurde gefrästes PMMA verwendet. Dazu wurden $n = 32$ Prüfkörper mit Hilfe des Master-stl-Datensatzes in der Software Zirkonzahn.Nesting (Zirkonzahn) in einen 16 mm hohen PMMA-Rohling (Temp Basic, Transpa 95H16, Zirkonzahn, LOT: 8238, 8104) genestet (Abbildung 15), aus dem die Kappchen mit der Fräseinheit M1 (Zirkonzahn) gefräst wurden (Abbildung 16).

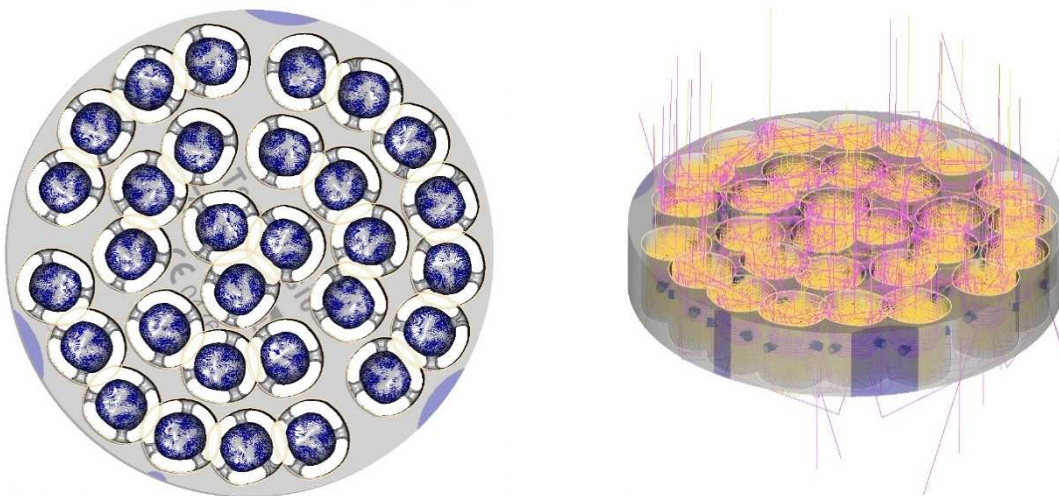


Abbildung 15: Nestings der PMMA-Rohlinge

Danach wurden die Käppchen aus dem PMMA-Rohling herausgetrennt. Dabei wurden die Verbinder mit einer schmalen konischen Fräse getrennt. Die anschließenden Polierschritte wurden analog, und wie für die 3D-gedruckten Käppchen beschrieben, durchgeführt.



Abbildung 16: PMMA-Rohling

Als drittes Material wurde ein konventioneller PMMA-Kunststoff als Pulver-Flüssigkeit-Gemisch verwendet (Castdon, Dreve Dentamid). Um das Problem der Abbindekontraktion zu umgehen, homogenere Materialeigenschaften und Formgleichheit zu den anderen Prüfkörpern zu erreichen, wurde eine Injektionstechnik analog zur Totalprothesen-Herstellung angewandt. Dazu wurden aus dem Master-stl-Datensatz $n = 32$ Prüfkörper in der Software Zenotec-CAM (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim) in einen Rohling aus Fräs wachs (Wax ivory, 98H16, Zirkonzahn, LOT: 1611) genestet und mit der Fräseinheit i-mes (Wieland, Dental + Technik GmbH & Co. KG) herausgefräst. Nach dem Fräsvorgang wurden die Käppchen durch Zertrennen der Verbinder aus dem Rohling entfernt (Abbildung 17).



Abbildung 17: Aus Wachs gefräste Käppchen

Zum Einbetten wurde Blaugips (pico crema-soft, picodent, Wipperfürth, Deutschland) laut Herstellerangabe für 60 Sekunden unter Vakuum im Gerät Multivac-4 (Degussa) angerührt und in die Unterseite einer mit Vaseline isolierten Küvette eingefüllt. In den noch weichen Blaugips wurden die Wachs-Käppchen so eingebracht, dass die Kaufläche leicht in Gips gefasst war. Nach Erhärten des Gipses wurde ein Zu- und Ablaufsystem aus Wachs (PalaXPress Kanalwachs, Kulzer) an die Käppchen und den Gips angewachst. Danach wurden alle untersichgehenden Bereiche und die Außenflächen der Käppchen bis knapp unter den Kronenrand mit Silikon (Fifty-Fifty, Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg) ausgeblockt. In das noch weiche Silikon wurden mit einem Aufwachs-Instrument Retentionen für den Gips eingekerbt.

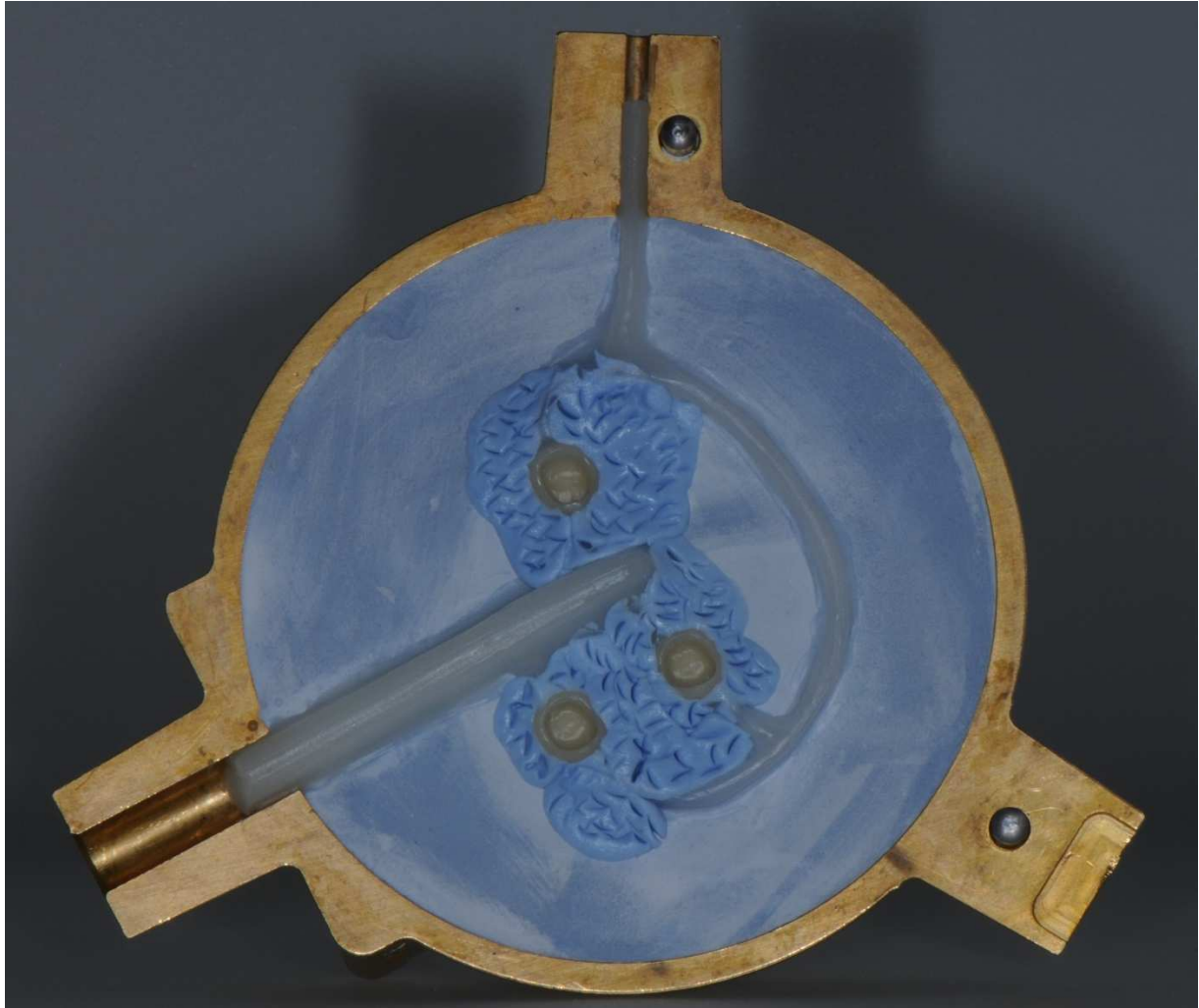


Abbildung 18: Kuvette mit in Gips eingebetteten Wachskronen

Danach wurde der Gips gegen Gips isoliert (Ideal Isoliermittel, Klasse 4 Dental GmbH), das mit Vaseline isolierte Kuvettenoberteil aufgesetzt und die Kuvette fest verschlossen. Der erneut unter Vakuum angerührte Blaugips wurde folgend auf dem Rüttler von oben in die verschlossene Kuvette gefüllt. Um Gipsblasen zu vermeiden, wurden die Innenflächen der Käppchen mithilfe eines dünnen Pinsels portionsweise mit Gips befüllt. Nach Aushärten des Gipses wurde das Wachs mittels heißem Wasser ausgeschwemmt. Hierfür wurde die Kuvette 10 min lang in ein Ausbrühgerät (Wapo Ex-12, Wassermann, Hamburg, Deutschland) gelegt, anschließend geöffnet und die einzelnen Teile wurden ein weiteres Mal für 5 min mit 85 °C warmem Wasser ausgebrüht. Da das Fräs wachs einen hohen Kunststoffanteil und einen höheren Schmelzpunkt als das Wachs für das Zulaufsystem besitzt, konnten auch durch längere Ausbrühzeiten nicht alle Wachskäppchen gänzlich entfernt werden. Durch Abdampfen mit heißem Wasserdampf (Wasi-Steam 2, Wassermann) ließen sich diese Wachsreste allerdings gänzlich entfernen. Die noch heißen Kuvettenteile wurden dreimal nacheinander mit Gips

Material und Methoden

gegen Kunststoff-Isolierung (Aislar, Kulzer) isoliert. Nachdem die Küvettenteile auf Raumtemperatur abgekühlt waren, wurden sie wieder fest verschlossen und in das Druckluft-Injektionsgerät PalaJet (Kulzer) eingebracht. Monomer und Polymer wurden laut Herstellerangaben (Castdon, Dreve Dentamid, LOT:2016009394, 2016009078) abgemessen und in einem Keramiktiegel mittels Zementspatel angerührt. Nachdem eine homogene Masse entstanden war, wurde der Kunststoff in dünnem Strahl in einen Injektionsbecher umgefüllt, in dem er wenige Minuten anteigen konnte. Sobald die Masse zähflüssigen Zustand erreicht hatte, wurde der Becher in das Injektionsgerät montiert und der Kunststoff unter 5 bar Druck verpresst. Völliges Entweichen der Luft aus der Küvette zeigte sich durch Austreten der ersten Tropfen Kunststoff aus dem Ablaufsystem. Nach 5 min wurde die Küvette entfernt und in einen auf 55 °C vorgeheizten, mit Leitungswasser gefüllten, Drucktopf (Palamat elite, Kulzer) gegeben. Dort polymerisierte der Kunststoff bei 55 °C und 2 bar für 30 min aus. Die Küvette wurde nach Abkühlen geöffnet, die Schienenkämpchen zum Ausbetten vorsichtig mit einem Hammer von Gips befreit (Abbildung 19), das Kanalsystem mittels einer Trennscheibe von den Kämpchen entfernt und grob mit einer kreuzverzahnten Hartmetallfräse verschliffen. In den Kämpchen verbliebener Gips wurde bei niedrigen Umdrehungen mit einem dünnen Rosenbohrer (Ø 1,5 mm) entfernt.



Abbildung 19: Konventionell hergestellte Kronen nach Ausbetten aus der Küvette

Trotz gewissenhafter Durchführung konnten einige Gips- respektive Kunststoffblasen nicht vermieden werden. Daher musste der Sitz dieser Schienenkämpchen auf den CoCr-Stümpfen mit einseitiger Okklusionsfolie optimiert werden. Zur Wahrung der okklusalen

Mindestschichtstärke von 1,5 mm wurde jedes Schienenkappchen nach Aufpassen auf die Stümpfe mithilfe eines Tasterzirkels auf ausreichende Schichtstärke kontrolliert. Die Politur erfolgte analog zu den anderen Prüfkörpern.

4.3.3 Befestigen

Jedes fertig vorbereitete Schienenkappchen wurde adhäsiv auf den eingescannten Metallstümpfen mit dualhärtendem Befestigungskunststoff (SmartCem2, DENTSPLY DeTrey, Konstanz, Deutschland, LOT: 130430) fixiert. Dafür wurden die Stümpfe unter 2 bar Druck mit 50 µm Aluminiumoxid-Pulver (Orbis dental, LOT:20122617), für 10 s abgestrahlt (Renfert basic Quattro IS), dann 10 min lang in destilliertem Wasser in einem Ultraschallbad (Transistor/ Ultrasonic T-14, L&R Manufacturing Company, Kearny, USA) gereinigt und anschließend kurz mit Ethanol entfettet. Das Befestigungsmaterial wurde über die dazugehörige Applikator-Pistole angemischt und in die Schienenkappchen gespritzt. Nun wurden die Schienenkappchen auf die gereinigten Stümpfe aufgesetzt und mittels Befestigungshilfe 2 min lang mit 750 g belastet, um einen konstanten, zentralisierten Druck zu gewährleisten. Nach kurzer Belichtung der Überschüsse mit einem LED-Polymerisationsgerät (Elipar FreeLight 2, 3M, 430-480 nm), ließen sich diese mittels Skalpell leicht entfernen, da sich das Material nach kurzer Belichtung in der Gelphase befindet. Anschließend wurde jede Seite des Schienenkappchens (lingual, mesial, distal, bukkal, okklusal) für 40 s gehärtet. Folgend wurden alle zementierten Schienenkappchen bei 37 °C für 24 h in destilliertem Wasser im Brutschrank (HERA cell, Kulzer) gelagert, um eine komplette Aushärtung des Kunststoffs vor der Weiterverarbeitung zu gewährleisten.

4.3.4 Verschleißsimulation im Kausimulator

Das Verschleißverhalten der Hälfte aller unterschiedlich hergestellten Prüfkörper wurde im Kausimulator untersucht. Dazu wurde der Zwei-Körper-Verschleiß simuliert, da diese Verschleißart in-vivo besonders bei Bruxismus beobachtet werden kann [151]. Die verwendeten Antagonisten stammten aus Zahnarztpraxen von anonymen Spendern aus dem Raum München. Die Zähne wurden nach Extraktion zuerst für 7 Tage in einer 0,5 %igen Chloramin-T-Lösung (Sigma-Aldrich Laborchemikalien, Seelze, Germany) gelagert. Anschließend wurden sie für maximal 6 Monate bei 5 °C in destilliertem Wasser gelagert. Der mesiobukkale Höcker kariesfreier Molaren wurde abgetrennt und apikal mit Retentionen versehen, um den Höcker mittels Amalgam (Dispersalloy, DENTSPLY DeTrey, LOT:120823) in einen Edelstahladapter für den Kausimulator einzubetten. Aufgrund der individuellen Form jedes Zahnes, wurden alle verwendeten Höcker mithilfe einer Ständerbohrmaschine und eines

Material und Methoden

diamantierten Hohlschleifers (\varnothing 1,5 mm, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) mit 40 μ m und 8 μ m Körnung unter Wasserkühlung in eine einheitliche Kuppelform geschliffen. Dieses Vorgehen sollte eine standardisierte Antagonistengeometrie sicherstellen (Abbildung 20).



Abbildung 20: Schmelzantagonist in Edelstahladapter

Die Hälfte der unterschiedlich hergestellten Prüfkörper ($n = 16$ /Gruppe) wurde in sechs verschiedenen Serien randomisiert auf die Kammern des Kausimulator aufgeteilt (CS-4, SD Mechatronik) und isotherm bei 37° C insgesamt mit 120.000 Kauzyklen belastet (Abbildung 21).



Abbildung 21: Prüfkörper mit Schmelzantagonist in einer Kammer des Kausimulators

Zur Bestimmung der Materialvolumenverluste wurden die Schienenkappchen vor Kausimulation (T0), nach 20.000 (T1) und 120.000 Kauzyklen (T2) via Replikatechnik abgeformt. Die entsprechenden Parameter der Kausimulation sind in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5: Testparameter des Kausimulators

	Testparameter	Werte
Z-Achse (vertikal)	Aufwärtshub [mm]	2,0
	Abwärtshub [mm]	1,0
	Aufwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	60,0
	Abwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	20,0
X-Achse (horizontal)	Horizontalbewegung [mm]	0,7
	Horizontalgeschwindigkeit [mm/s]	20,0
	Bewegungsrichtung	Vor-Zurück
Bewegungsparameter	Zeitoptimierte Bewegung	Aus
	Minimaler Impuls beim Auftreffen	An
	Intervallbetrieb	Aus
	Zyklenzahl	T1 20.000 T2 120.000
Sonstige	Frequenz [Hz]	1,1
	Gewicht pro Kammer [kg]	5
Spülung	Thermozyklus	Aus
	Temperatur Kaltwasser [°C]	37
	Temperatur Warmwasser [°C]	37
	Warmzeit [sec]	30
	Kaltzeit [sec]	30
	Flüssigkeit	Aqua dest

Nach Beendigung der Kausimulation wurde die Bruchlast aller gealterten Schienenkappchen geprüft.

4.3.5 Oberflächenerfassung durch Abformungen

Die Oberfläche der Schienenkappchen wurde vor Kausimulation (T0), nach 20.000 (T1) und 120.000 (T2) Kauzyklen mit Flexitime Fast& Scan, Light Flow (Kulzer, LOT: R010021, R010022) abgeformt (Abbildung 22). Aufgrund der oben beschriebenen Vorteile wurde die Abformhilfe vor jeder Abformung an den Kronen angebracht und anschließend wieder entfernt, um die Kausimulation nicht zu beeinträchtigen. Um ein Verkleben des Abformsilikons mit der

Material und Methoden

Abformhilfe zu verhindern wurde diese mit GiMask Universal Separator (Coltène/Whaledent, Altstätten, Schweiz, LOT:H59817) isoliert. Die Käppchen wurden vor dem Abformen mit destilliertem Wasser und Kosmetiktüchern gesäubert. Vor der Abformnahme wurde die Oberfläche zusätzlich kurz mit Druckluft aus der Dose (Druckluft 67, CRC Industries, Iffezheim, Deutschland) gereinigt. Die Abformmasse wurde mithilfe einer Mischpistole in Einwegspritzen (Intraoral Syringes-Green, 3M, LOT: 575904) abgefüllt, aus denen die angemischte Paste in die Abformlöffel gefüllt wurde. Vor Aufsetzen des Abformlöffels wurde eine kleine Portion der Masse direkt auf die Kronen appliziert, die mit dosierten Druckluftstößen verpustet wurde um eine vollständige Oberflächenbenetzung sicherzustellen und Blasenbildung zu verhüten.



Abbildung 22: von links nach rechts: Abformungen T0, T1 und T2 mit Orientierungsmarkierung (Pfeil)

4.3.6 Digitalisierung der Abformungen

Die aus der Kausimulation resultierenden Abformungen (3 Abformungen \times 16 Prüfkörper/3 Gruppen = 144) wurden mit einem Laserscanner (LAS-20, SD Mechatronik) digitalisiert (Tabelle 6, Abbildung 23, Abbildung 24, Abbildung 25).

Tabelle 6: Scanparameter des Laserscanners LAS-20

Horizontale Auflösung	Vertikale Auflösung	Scanbereich
0,2 μm	0,8 μm	5 \times 5 mm

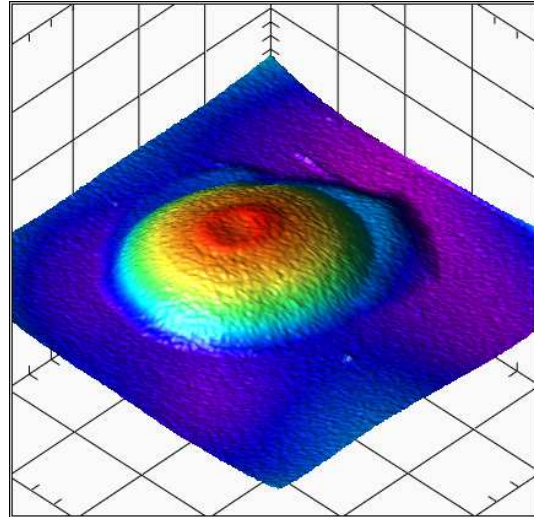
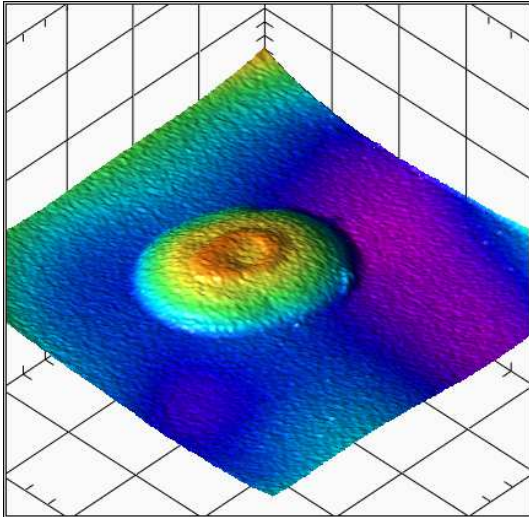


Abbildung 23: Gedrucktes Material nach 20.000 (li.) und 120.000 (re.) Kauzyklen

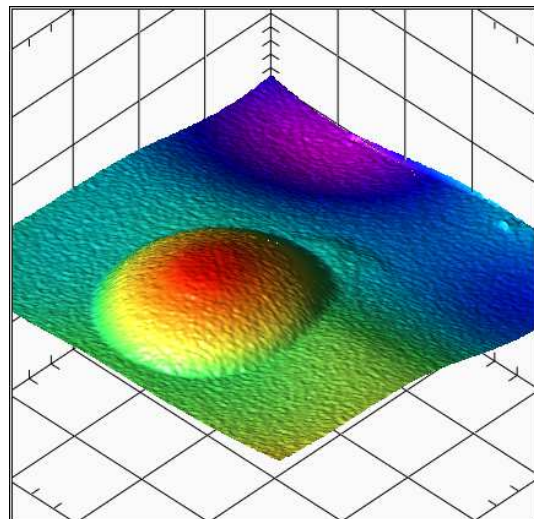
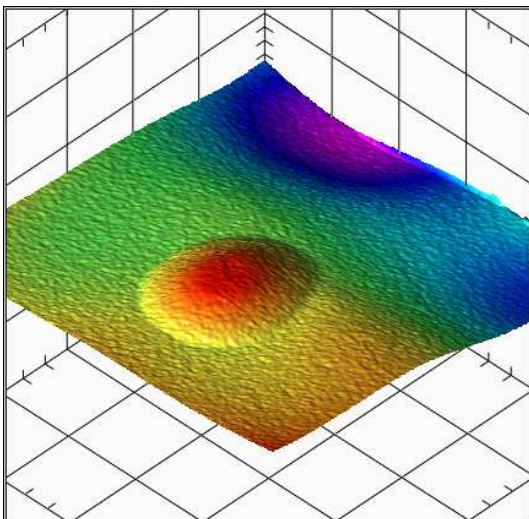


Abbildung 24: Gefröstes Material nach 20.000 (li.) und 120.000 (re.) Kauzyklen

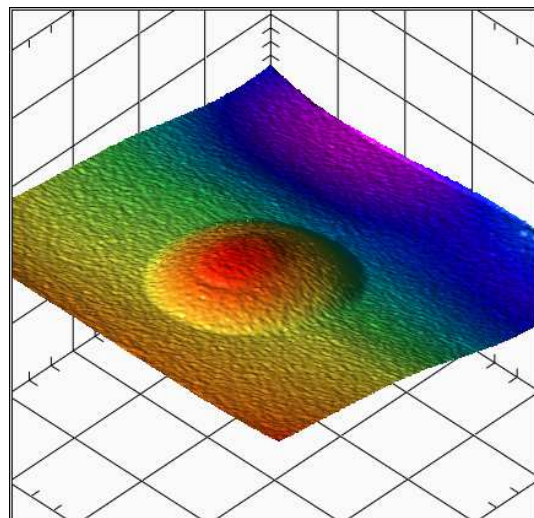
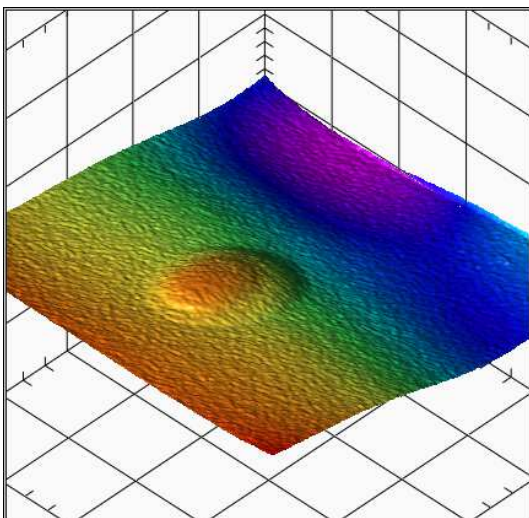


Abbildung 25: Konventionelles Material nach 20.000 (li.) und 120.000 (re.) Kauzyklen

Durch die ebenfalls mitabgeformte Vertiefung des Silikons der Abformhilfe (Abbildung 22, Pfeil, Abbildung 26, weiße Pfeile) konnten die Abformungen ähnlich im Scanner positioniert werden.

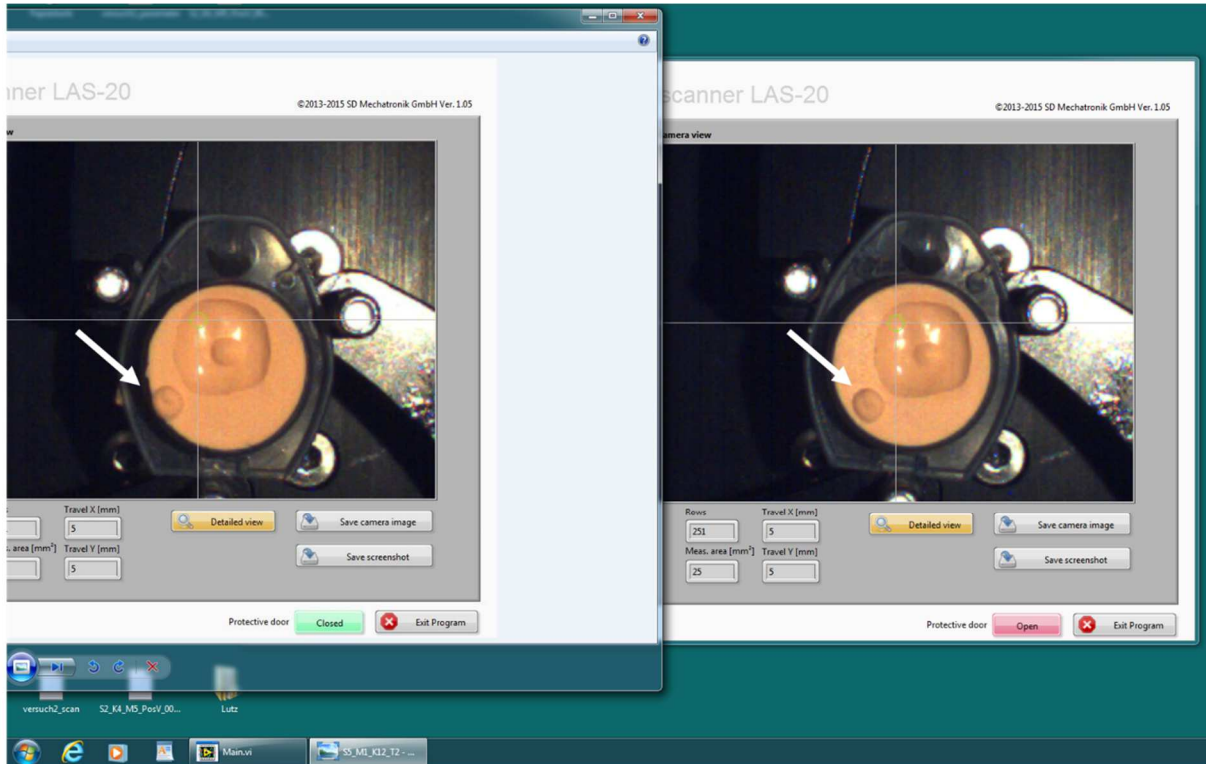


Abbildung 26: Positionierung der T1-Abformung mithilfe des T2-Screenshots

Zur exakten Positionierung des Startpunktes wurde zuerst die T2-Abformung eingescannt, da diese den größten Volumenverlust aufwies (Abbildung 27).

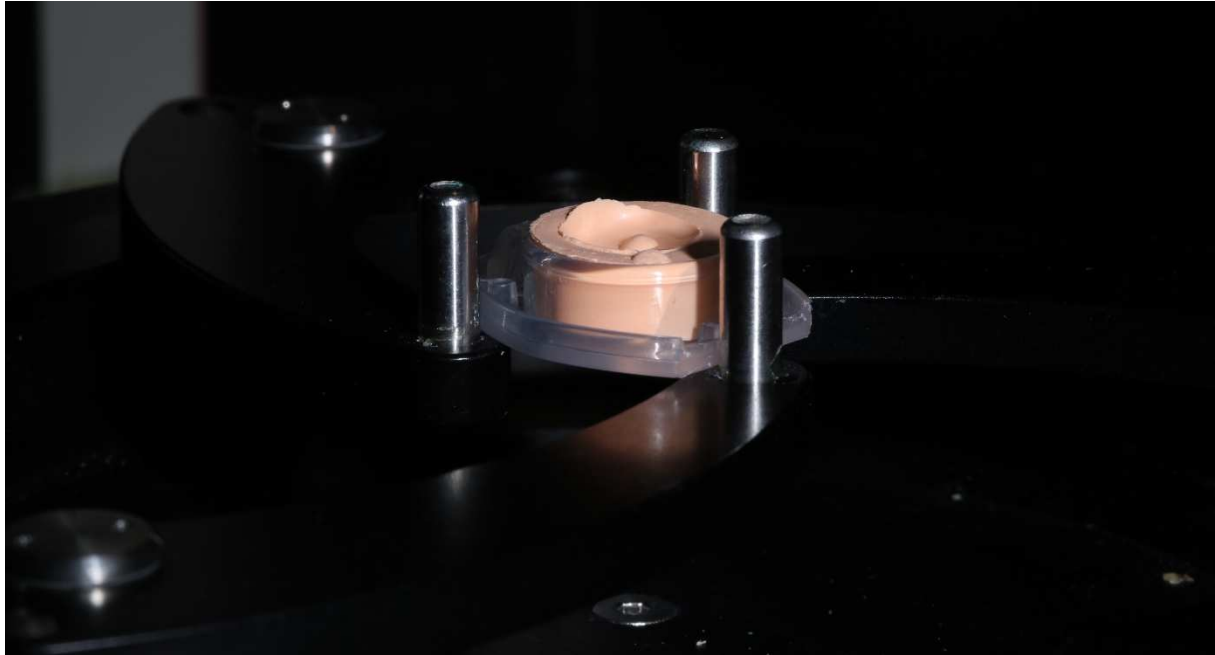


Abbildung 27: T2-Abformung im Laserscanner

Mit dem Befehl „set starting point“ wurde der Startpunkt festgelegt. Über die Befehle „end point“ und „starting point“ konnte die Ausdehnung des gesamten Scanbereichs sichtbar gemacht werden. Zur nachfolgenden Auswertung der Volumenverluste war rings um die Verschleißmulde ein definierter Bereich notwendig. Eine dafür geeignete Größe stellte ein Scanbereich von $5 \times 5\text{mm}$ dar. Nach Fertigstellung des Scans wurde ein Screenshot von der Ausrichtung der T2-Abformung angefertigt, der anschließend neben der Scanner-Software am Bildschirm positioniert wurde. Folgend wurde die T1-Abformung im Scanner anhand der Positionierung des T2-Scans mittels des zuvor angefertigten Screenshots ausgerichtet (Abbildung 26).

4.3.7 Bruchlastmessungen

Die andere Hälfte der jeweils unterschiedlich hergestellten Prüfkörper ($n = 16/\text{Gruppe}$) wurde mithilfe einer Universalprüfmaschine (Retro Line, Zwick Roell, Ulm, Deutschland) auf initiale Bruchlast untersucht (Tabelle 7). Um eine rein punktuelle Belastung zu verhindern, wurde die Kaufläche mit einer 0,1 mm dicken Polytetrafluorethylen-Folie bedeckt (Abbildung 28). Pro Prüfkörper wurden zwei Prüfungen durchgeführt. Bei der ersten Prüfung wurden die Prüfkörper bis 800 N belastet und visuell beurteilt, ob die Prüfkörper dadurch Schäden wie Risse oder Weißbruch genommen haben. Dies wurde fotografisch dokumentiert. Anschließend wurden die Prüfkörper bis zum Bruch oder bis maximal 7500 N belastet. Das Versagensmuster wurde ebenfalls fotografisch dokumentiert.

Material und Methoden

Tabelle 7: Prüfparameter der Bruchlastmessungen

Testparameter	Werte
Prüfgeometrie	Halbkugel mit \varnothing 8,0 mm
Prüfgeschwindigkeit	1mm/min
Vorlast	10 N
Kraftabschaltsschwelle	20% Fmax
1. Messung	800 N
2. Messung	Bis Fraktur oder max. 7500 N

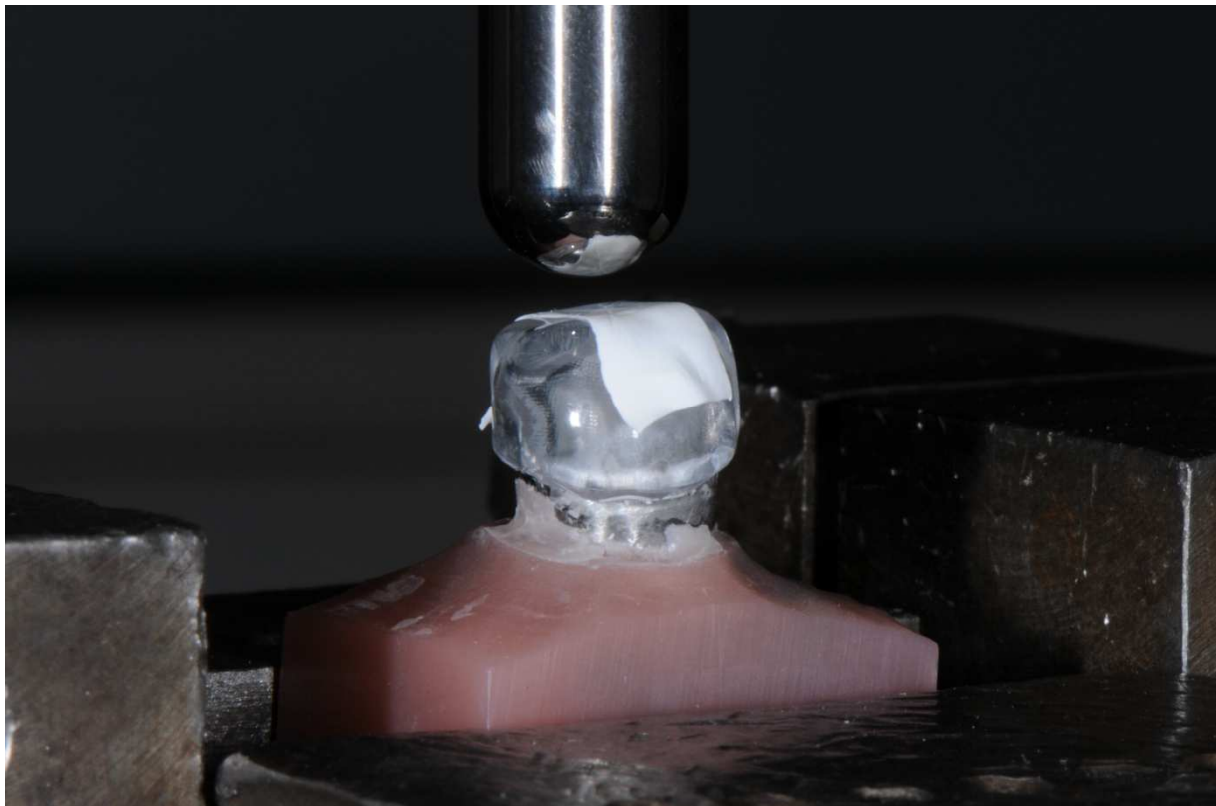


Abbildung 28: Prüfkörper während Bruchlastmessung

Da die im Kausimulator gealterten Prüfkörper länger mit Wasser in Kontakt waren als die Vergleichsgruppe, wurden alle kausimulierten Prüfkörper vor den Bruchlastmessungen definiert für 7 Tage bei Raumtemperatur getrocknet. Die Prüfkörper für die initiale Bruchlast wurden nach Zementieren und 24 h Lagerung in destilliertem Wasser, ebenfalls für 7 Tage unter gleichen Bedingungen getrocknet, um vergleichbare Ausgangssituationen für die Bruchlastwerte zu gewährleisten.

4.3.8 Statistische Methoden

Die Materialvolumenverluste wurden in einer selbstgeschriebenen Matchingsoftware (Ref_R) in der freien Software R (Lucent Technologies), durch Anwendung einer geometrischen Vorgehensweise ausgewertet. Dazu wurden die T1- und T2-Scans an dem baseline T0-Scan angepasst und die Methodik angewandt, die für die Studie von Stöckl entwickelt wurde [182]. Die Bereiche von Interesse (ROI=regions of interest) ROI(innen) und ROI(außen) wurden von geschultem Personal an T1_T0 und T2_T0 angepasst. Die Schätzungen der Volumenverluste und der Bruchlasten wurden als Excel-Datei abgespeichert und für eine darauffolgende Analyse mit SPSS (IBM, Armonk, USA) vorbereitet. Die deskriptive Statistik mit Mittelwerten und Standardabweichungen wurden berechnet. Die Normalverteilung der Messwerte wurde über den Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Zur Analyse der Bruchlasten wurde eine zweifaktorielle ANOVA-Methodik angewandt. Aufgrund einer signifikanten Wechselwirkung ($p = 0,01$) wurden zwei separate einfaktorielle ANOVAs zusammen mit dem Mann-Whitney-Test durchgeführt. Zur Analyse der Materialvolumenverluste wurden die ANOVA zusammen mit dem korrigierten Greenhouse-Geisser p-Wert wiederholt. Um den Anstieg der Materialvolumenverluste zwischen T1 und T2 zu untersuchen, wurden die Unterschiede der Volumina T2-T0 und T1-T0 berechnet. Der Levene-Test wurde angewandt, um die Annahme der Gleichheit der Varianzen zu überprüfen. Die Materialvolumenverluste zum Zeitpunkt T1 und T2 und der Anstieg der Materialvolumenverluste zwischen T1 und T2 wurden mit einer einfaktoriellen ANOVA zusammen mit einem Games-Howell post-hoc-Test analysiert um die Inhomogenität der Varianz der verschiedenen Gruppen zu korrigieren. Ein gepaarter t-Test wurde zur Bewertung des Anstiegs der Materialvolumenverluste zwischen T1 und T2 durchgeführt. Die Ergebnisse der statistischen Analysen mit p-Werten $< 5\%$ wurden als statistisch relevant interpretiert.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Kausimulation

Die wiederholten ANOVA offenbarten starke Unterschiede zwischen den getesteten Materialien ($p < 0,001$) und einen Zusammenhang zwischen der Anzahl an Kauzyklen und den Materialverlusten ($p < 0,001$). Mit einer steigenden Anzahl an Kauzyklen wurde eine signifikante Zunahme der Materialverluste innerhalb aller Gruppen beobachtet ($p < 0,001$) (Abbildung 29). Der Levene-Test gab Unterschiede in der Varianz zwischen den getesteten Materialien an, so dass ein Games-Howell post-hoc-Test notwendig war. Zu beiden untersuchten Zeitpunkten wiesen die gedruckten Prüfkörper die höchsten Materialverluste auf und die niedrigsten wiesen die konventionell hergestellten Prüfkörper ($p < 0,001$) auf. Der geringste Anstieg zwischen 20.000 und 120.000 Kauzyklen war ebenfalls bei den konventionell hergestellten Prüfkörpern feststellbar ($p < 0,001$). Die gefrästen Prüfkörper zeigten signifikant höhere Materialverluste als die konventionell hergestellten ($p < 0,001$), aber signifikant niedrigere als die gedruckten ($p < 0,001$). Der Kolmogorov-Smirnov-Test ergab, dass alle Werte der Materialvolumenverluste normalverteilt waren, außer das gedruckte Material nach 120.000 Kauzyklen. Die deskriptive Statistik der Materialvolumenverluste ist in Tabelle 8 und Abbildung 29 dargestellt.

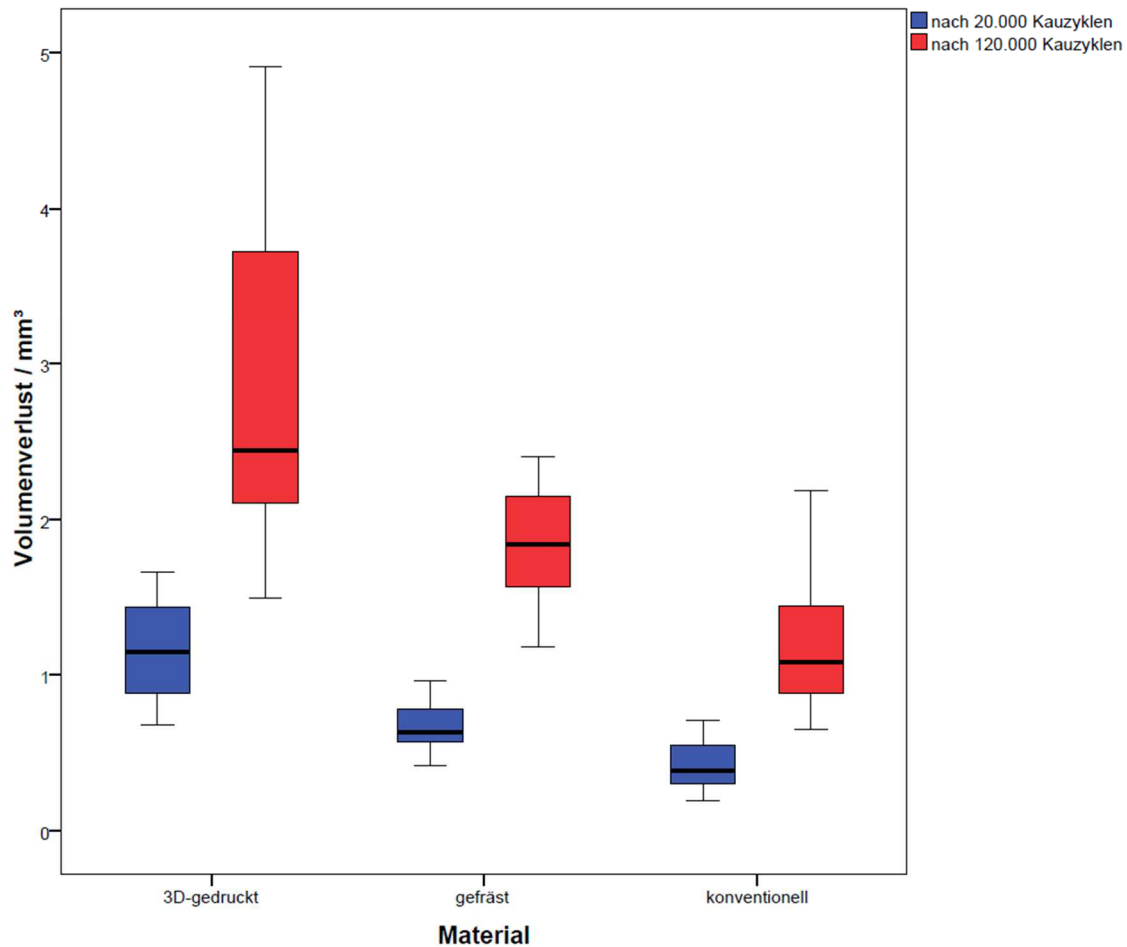


Abbildung 29: Boxplots der Materialvolumenverluste (in mm³)

Tabelle 8: Deskriptive Statistik der Materialvolumenverluste (in mm³) jeder einzelnen Herstellungstechnik mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Minimum (Min), Median und Maximum (Max) nach 20.000 (T1) und 120.000 Kauzyklen (T2) für jede einzelne Herstellungstechnik

Herstellungstechnik	Materialvolumenverluste nach T1					Materialvolumenverluste nach T2				
	MW	SD	Min	Median	Max	MW	SD	Min	Median	Max
3D-gedruckt	1,16	0,33	0,68	1,14	1,66	2,81	1,01	1,50	2,45	4,91
Gefräst	0,66	0,14	0,41	0,96	0,63	1,84	0,40	1,18	1,84	2,41
Konventionell	0,42	0,14	0,19	0,39	0,70	1,18	0,40	0,65	1,08	2,19

Alle Einzelwerte sind im Anhang dargestellt (Tabelle 11).

Ergebnisse

Nach der Kausimulation mit 120.000 Kauzyklen konnten lediglich bei den gedruckten Prüfkörpern Risse beobachtet werden (Abbildung 31). Die gefrästen und konventionell hergestellten Kronen zeigten nach der Kausimulation keine Risse oder Frakturen auf (Abbildung 30).



Abbildung 30: Beispiel eines gefrästen (li.) und eines konventionell hergestellten Prüfkörpers (re.) nach Kausimulation



Abbildung 31: Beispiel eines 3D-gedruckten Prüfkörpers nach Kausimulation

5.2 Ergebnisse der Bruchlastmessungen

Alle gedruckten Prüfkörper wiesen bei der initialen Bruchlastbestimmung nach der Vorbelastung von 800 N Risse auf (Abbildung 32). Bei den gefrästen Prüfkörpern wurden nach der Vorbelastung bei 7 von 16 und bei den konventionell hergestellten, bei 3 von 16 Prüfkörpern ebenfalls Risse beobachtet. Nach der Kausimulation wiesen mit einer Ausnahme (ein Prüfkörper der gefrästen Gruppe) alle Kronen Risse nach der Vorbelastung von 800 N auf.

Nach 800 N Belastung



Gedruckte Prüfkörper



Gefräste Prüfkörper



Konventionelle Prüfkörper

Nach Bruchlastmessung



Abbildung 32: Vergleich der Rissbildung nach 800 N Belastung (li.), sowie der unterschiedlichen Bruchmuster (re.) nach Bruchlastmessung

Ergebnisse

Es wurde ein signifikanter Einfluss der unterschiedlichen Herstellungsarten, sowie der Kausimulationszyklen auf die Bruchlastwerte beobachtet ($p < 0,001$). Initial ohne Kausimulation (T0) wiesen die gefrästen Prüfkörper signifikant höhere Bruchlastwerte als die konventionellen, gefolgt von den gedruckten auf ($p < 0,001$) (Abbildung 33). Nach der Kausimulation mit 120.000 Kauzyklen (T2) wurden die höchsten Werte bei den gefrästen, anschließend den gedruckten, gefolgt von den konventionellen Prüfkörpern beobachtet ($p < 0,001$). Innerhalb der gefrästen sowie der konventionell hergestellten Gruppe wurden signifikant höhere Bruchlasten bei den initial geprüften als bei den kausimulierten Prüfkörpern beobachtet ($p < 0,001$), wohingegen dies bei den 3D-gedruckten Prüfkörpern nicht feststellbar war ($p = 0,78$). Der Kolmogorov-Smirnov-Test offenbarte, dass die initialen Bruchlastwerte des gedruckten Materials nicht normalverteilt waren. Die deskriptive Statistik der initialen und finalen Bruchlastwerte ist in Tabelle 9 dargestellt:

Tabelle 9: Deskriptive Statistik der initialen und finalen Bruchlasten (in N) jeder einzelnen Herstellungstechnik mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Minimum (Min), Median und Maximum (Max)

		Herstellungstechnik		
		3D-gedruckt	Gefräst	Konventionell
Initiale Bruchlast	MW	2286,29	3398,00	2392,71
	SD	499,43	434,82	450,63
	Min	1192,65	2640,00	1627,87
	Median	2411,94	3435,00	2351,51
	Max	3304,18	4250,00	3511,98
Finale Bruchlast nach 120.000 Kauzyklen	MW	2262,62	2766,30	1747,51
	SD	450,27	528,09	356,58
	Min	1582,86	2050,00	1191,30
	Median	2251,12	2667,13	1665,28
	Max	3182,70	4040,90	2549,72

Alle Einzelwerte sind im Anhang zu finden (Tabelle 12).

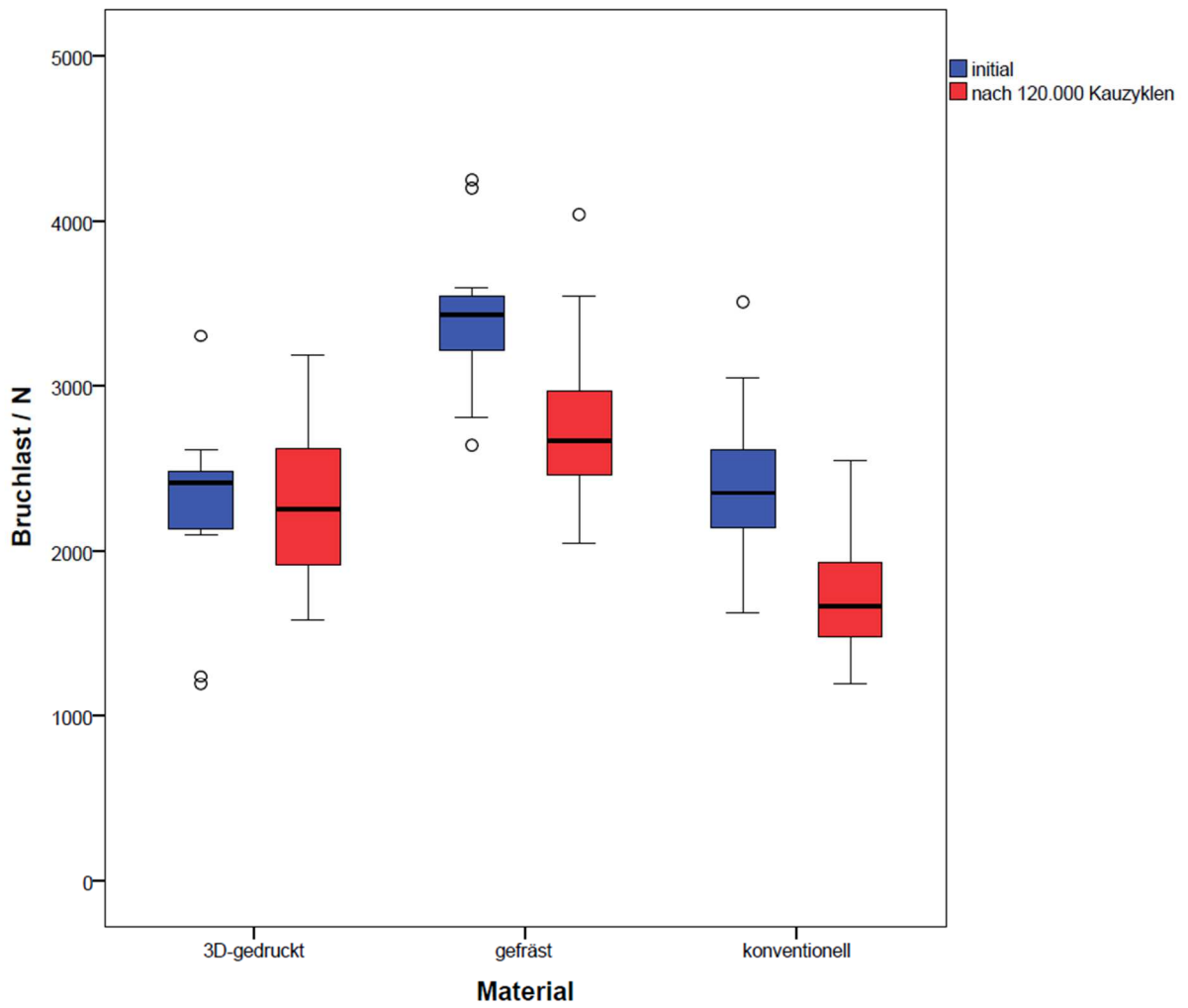


Abbildung 33: Bruchlastwerte (in N) der geprüften Kronen, Ausreißer sind als Kreise kenntlich gemacht

5.3 Kategorisierung der Bruchmuster

Die verschiedenen Materialien zeigten im Druckversuch unterschiedliche Bruchmuster. Folgende Grafiken (Abbildung 34, Abbildung 35) veranschaulichen die unterschiedlichen Bruchmuster der verschiedenen Materialien bei den initialen, sowie den finalen Bruchlastmessungen.

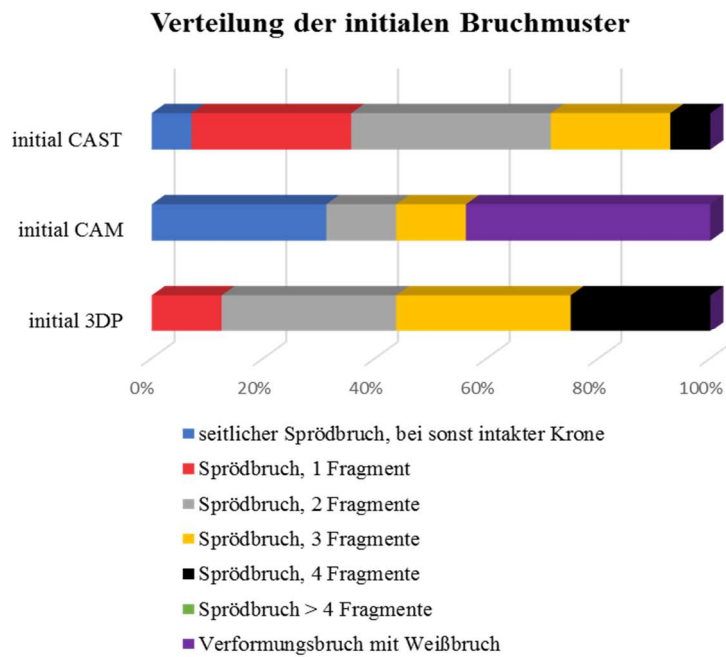


Abbildung 34: Prozentuale Verteilung der Bruchmuster der initialen Bruchlastmessungen

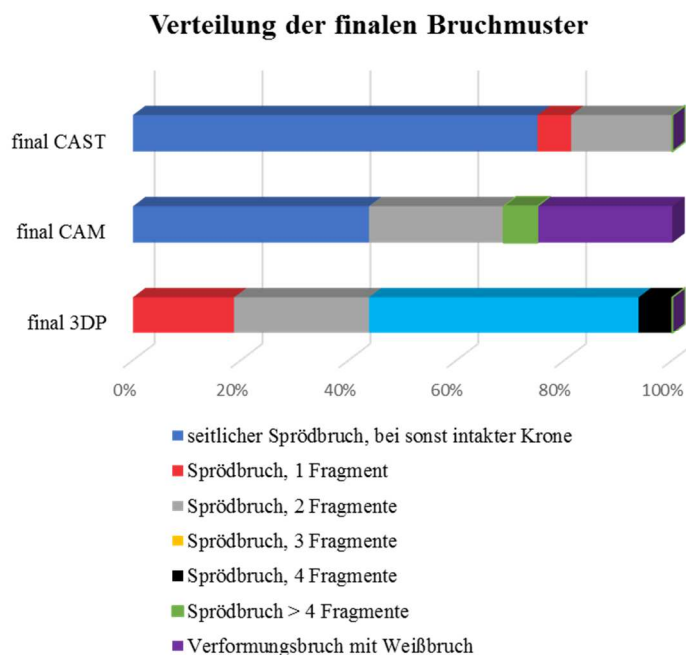


Abbildung 35: Prozentuale Verteilung der Bruchmuster der finalen Bruchlastmessungen

Im Vergleich zeigt sich, dass das gefräste Material als einziges im Verformungsbruch frakturierte, was am häufigsten bei der initialen Bruchlastmessung feststellbar war. Nach Kausimulation wirkt es als würde das Material bei den finalen Bruchlastmessungen eher seitlich im Spröbruch bei sonst intakter Krone frakturieren. Das gedruckte Material frakturierte vor Kausimulation bevorzugt in zwei oder drei Einzelteile und nach Kausimulation am häufigsten in drei Teile. Bei dem konventionellen Material waren die verschiedenen Bruchmuster vor Kausimulation stärker gestreut. Das häufigste Versagensmuster stellte dabei eine Fraktur in 2 Fragmente dar. Allerdings veränderte sich die Verteilung der Bruchmuster nach Kausimulation deutlich, so dass 75 % der Prüfkörper seitlich frakturierten, bei sonst intakter Krone.

Um die beobachteten Unterschiede zwischen den getesteten Materialien zu erörtern, wurden zusätzliche Martenshärte-Messungen vorgenommen.

6 Diskussion

Diese Dissertation untersuchte den Verschleiß von 3D-gedrucktem, gefrästem und konventionell hergestelltem Schienenmaterial nach 20.000 und 120.000 Kauzyklen in einem Kausimulator. Separat dazu wurde die initiale Bruchlast, sowie die Bruchlast nach künstlicher Alterung von 120.000 Kauzyklen getestet. Die Gesamtergebnisse zeigen einen signifikanten Einfluss der verschiedenen Herstellungstechniken, sowie der künstlichen Alterung auf den Verschleiß aller untersuchten Materialien. Die erste für diese Dissertation aufgestellte Hypothese konnte somit widerlegt werden, da im Verschleiß aller geprüften Materialien signifikante Unterschiede abhängig vom Alterungslevel feststellbar waren.

Ebenso zeigte sich nach künstlicher Alterung ein signifikanter Unterschied in den Bruchlasten der gefrästen, sowie der konventionellen Prüfkörper. Da die Bruchlastwerte der 3D-gedruckten Prüfkörper nach Alterung jedoch im vergleichbaren Bereich zu den initialen Werten lagen, konnte die zweite These lediglich zum Teil widerlegt werden.

6.1 Werte der Materialvolumenverluste und klinische Übertragbarkeit der Kausimulation

Die Ergebnisse der Untersuchung des Materialvolumenverlusts unterscheiden sich von der Studie von Huettig et al [121], die darlegten, dass die Abrasionsbeständigkeit gedruckter, gefräster und konventionell hergestellter Materialien vergleichbar war. Im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit wurde der Verschleiß allerdings nicht über Kausimulation generiert und lediglich ein Anpressdruck von 5 N und 5000 Zyklen angewandt. Diese niedrigere Belastung, zusammen mit einer kleineren Zyklenzahl, könnte zu gering gewesen sein, um wesentliche Unterschiede zwischen den Materialien aufzudecken. Generell konnte bewiesen werden, dass sich die Materialvolumenverluste mit steigenden Zyklenzahlen erhöhen [148]. Daher könnte eine größere Anzahl an Zyklen die Unterschiede zwischen den Materialien besser verdeutlichen. In der vorliegenden Dissertation wurde der Verschleiß nach 20.000 und 120.000 Kauzyklen gemessen, was einer nächtlichen Tragezeit von einem, beziehungsweise sechs Monaten entspricht, berechnet mit einer maximalen Anzahl von 1400 Kauzyklen pro Tag [184].

Da Aufbissschienen normalerweise nur nachts getragen werden, sind sie keinen extremen Temperaturschwankungen ausgesetzt, wie beispielsweise kalte Getränke oder heiße Speisen. Daher wurde diese Untersuchung isotherm bei 37 °C durchgeführt, um sicherzustellen, dass die Prüfparameter so nah an der klinischen Situation wie möglich waren. Auch andere Studien zu Aufbissschienenmaterialien wiesen daher diese Isothermie auf [157, 177]. Weiterhin wurde in Übereinstimmung mit vorherigen Untersuchungen in dieser Arbeit eine vertikale Belastung von 50 N als weiterer Testparameter angewandt [151, 178, 185, 186]. Nichtsdestotrotz ist ein direkter Vergleich der Abrasionsbeständigkeit schwierig, da sich die Testparameter und geprüften Materialien bei verschiedenen Studien stark unterscheiden. Beispielsweise fanden Casey et al. [157] signifikante Unterschiede im Verschleißverhalten von verschiedenen kieferorthopädischen Schienenmaterialien nach Belastung mit 9,1 kg und 2500 Zyklen bei 37 °C, wohingegen Schulte et al. [177] durchschnittlich nur 6,67 N aber 300.000 Kauzyklen verwendeten. Kurt et al. [178] untersuchten verschiedene Schienenmaterialien nach 10.000, 20.000 und 30.000 Kauzyklen bei 50 N Belastung ohne und mit 30 °C warmer Wasserspülung. Dabei konnten unter feuchten Bedingungen ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Schienenmaterialien und den applizierten Kauzyklenzahlen festgestellt werden. Letztgenannte Testparameter entsprechen am ehesten denen der vorliegenden Untersuchung.

Um die Materialvolumenverluste longitudinal auszuwerten, wurde in einer Vorstudie eine Replikatechnik entwickelt, die in Abschnitt 4.1 beschrieben wurde. Der große Vorteil dieses Vorgehens war, dass die Prüfkörper zur Verschleißmessung nach 20.000 Kauzyklen nicht aus dem Kausimulator entnommen werden mussten, da eine anschließende Repositionierung der Prüfkörper nicht exakt umsetzbar gewesen wäre. Auch andere Studien haben Laserscanner zur Auswertung der Materialvolumenverluste verwendet [178], da sich die optische Auswertung als effizienter erwiesen hat [148, 162] als taktile Profilometrie [121, 157]. Diese unterschiedlichen Auswertungsmethoden erschweren den Vergleich der Studienergebnisse zusätzlich. Daher sollten zukünftige Studien mit gleichem, standardisiertem Prüfaufbau und -parametern durchgeführt werden, um die Vergleichbarkeit zu verbessern. Zusätzlich sollten in-vivo Studien durchgeführt werden, um den Gesamtverschleiß zu untersuchen, da der Verschleiß sich in vivo generell ungleich und asymmetrisch darstellt [179], was mit den Einschränkungen einer in-vitro Studie nicht nachstellbar ist.

6.2 Werte der Bruchlastmessungen

Die hohen Bruchlastwerte des gefrästen Materials entsprechen den Erwartungen, da die PMMA-Rohlinge für die CAD/CAM-Frästechnik reproduzierbar, industriell, mit hoher Materialgüte gefertigt werden. Das zur konventionellen Schienenherstellung verwendete Material, basiert ebenfalls auf PMMA. Allerdings kann durch die manuelle Herstellungstechnik kein vergleichbarer Umsetzungsgrad verwirklicht werden. Zudem ist diese Technik anfälliger für Anwendereinfluss, was zu Bläschen und Inhomogenitäten führen kann. Diese Erklärung scheint für die niedrigeren Bruchlasten schlüssig, nicht aber in Bezug auf den Materialvolumenverlust, denn die konventionelle Herstellung wies den niedrigsten Verschleiß auf. Ein geringer in-vitro Verschleiß ist allerdings mit einem hohem Umsetzungsgrad und einer geringen Anzahl verbliebener Doppelbindungen assoziiert, welche mittels Mikro-Fourier-Transformations-Infrarotspektrometer (FT-IR) ermittelt werden können [151]. Bei der industriellen Herstellung ist jedoch ein höherer Umsetzungsgrad als bei der manuellen Technik anzunehmen, weshalb diese Überlegung die verschiedenen Verschleißwerte nicht ausreichend erklären kann.

Eine andere Begründung für die Unterschiede in den Bruchlasten zwischen konventionellen und gefrästen Prüfkörpern könnte das Befestigen der Prüfkörper sein, da ein Einfluss der Dicke des Befestigungsmaterials auf die Bruchlasten beschrieben wurde. So führte eine erhöhte Schicht zu verringerten Bruchlastwerten [187]. Da nach der Injektion des Kunststoffes, bei der konventionellen Herstellung, zum Teil Kunststoffblasen auf der Innenseite der Käppchen zu finden waren, mussten diese Prüfkörper basal auf die Stümpfe aufgepasst werden, um den Sitz der Schienenkäppchen zu optimieren. Deshalb ist anzunehmen, dass die Innenseite der Käppchen durch das Aufpassen zusätzlich vergrößert wurde, was zu vergrößerten Befestigungskunststoff-Schichten und dadurch niedrigeren Bruchlastwerten führen kann. Rosentritt et al. [188] zeigten kürzlich, dass selbst die Art der Befestigung Einfluss auf die Bruchlasten von CAD/CAM-gefertigten provisorischen Molaren-Kronen aus PMMA haben kann: Die definitiv befestigten Kronen zeigten höhere Bruchlastwerte als provisorisch befestigte. In der vorliegenden Studie mussten alle Schienenkäppchen definitiv befestigt werden, um ein Verrutschen während der Kausimulation durch die Lateralbewegung zu verhindern. Dies könnte die Bruchlastwerte beeinflusst haben und ist als Einschränkung der Studie anzusehen, weil Aufbissschienen in vivo nicht befestigt werden, da sie nur nachts getragen werden. Daher ist zu vermuten, dass die in dieser Studie generierten Bruchlastwerte in vivo niedriger anzusetzen sind.

6.3 Einfluss der chemischen Zusammensetzung und der Druckparameter

Interessanterweise wurden beim 3D-Druck-Material nach künstlicher Alterung vergleichbare Bruchlastwerte wie bei den initialen Messungen erzielt. Im Vergleich zu den anderen beiden untersuchten Materialien wurde vom Hersteller ein anderes Monomer (UDMA) als Hauptbestandteil angegeben. UDMA wurde 1974 [189] entwickelt und ist bezüglich seiner chemischen Struktur, aufgrund eines fehlenden Phenolrings, für hohe Flexibilität in dentalen Kompositen bekannt [190]. Ferner konnten Asmussen et al. [191] bei experimentellen Komposit-Mischungen aus UDMA, TEGDMA und Bis-GMA zeigen, dass ein erhöhter UDMA-Gehalt von 70 mol% zu einem Anstieg der Zug- und Biegefestigkeit führt, während dies den Elastizitätsmodul verringert.

Die für das 3D-Druck-Material durchgeführten Martenshärte-Messungen zeigen allerdings keine deutliche Erhöhung der Martenshärte (Tabelle 10) oder eine eindeutige Verringerung der Eindringmodul- (E_{IT}) Werte im Vergleich zu dem PMMA-basierten, gefrästen Material. Der E_{IT} beschreibt das elastische Verhalten der Oberfläche beim Eindringvorgang während der Martenshärte-Messung und ist vergleichbar mit dem E-Modul, mit dem er aber nicht identisch ist [192].

Da über die chemische Zusammensetzung vom Hersteller derzeit lediglich begrenzte Informationen verfügbar sind und der absolute UDMA-Gehalt somit aktuell unbekannt ist, kann über die Auswirkungen des UDMA-Gehalts auf Verschleiß und Bruchlast daher nur gemutmaßt werden. Darüber hinaus könnten die Diskrepanzen der Bruchlasten und des Verschleißverhaltens nicht allein in der unterschiedlichen chemischen Zusammensetzung von PMMA und UDMA begründet sein. Denn trotz der hohen Materialvolumenverluste ist besonders anzumerken, dass die Bruchlasten des gedruckten Materials nicht von der Kausimulation beeinflusst wurden. Dies könnte hohe Zuverlässigkeit, guten Widerstand gegen Alterung und gute Homogenität des Materials andeuten und auch in den Druckparametern begründet sein.

Es zeigte sich, dass unterschiedliche Druckrichtungen die Genauigkeit von im DLP-Druck hergestellten Objekten beeinflussen [19] und dass die Biegefestigkeit von mit SLA gedruckten Schienen bei vertikaler Druckrichtung am höchsten ist [116]. Die in dieser Studie verwendeten Prüfkörper wurden zwar vertikal gedruckt, aber nicht auf Biegefestigkeit überprüft, da dies mit der verwendeten Geometrie der Schienenkappchen nicht umsetzbar war.

Eine weitere Untersuchung zeigte, dass eine Verringerung der Schichtstärke zur Erhöhung der Biegefestigkeit von mit SLA gedruckten Objekten führt [114].

In weiterführenden Untersuchungen könnte der Einfluss der Druckausrichtung auf die Bruchfestigkeiten und das Verschleißverhalten untersucht werden, da sich der Verschleiß parallel zu den gedruckten Schichten möglicherweise stärker als senkrecht dazu darstellt. Zumindest fiel die Druckfestigkeit vertikal gedruckter SLA-Objekte höher aus, als bei horizontal gedruckten [117]: Bei den horizontal gedruckten Objekten ließ sich nach der Druckfestigkeitsprüfung ein Aufspalten und Auseinandergleiten der einzelnen Schichten beobachten. Die Verbindungen zwischen den horizontal gedruckten Schichten lagen bei paralleler Belastung im Belastungsweg, wodurch Zugspannungen in der Mitte des Objekts resultierten, die für das Auffächern der Schichten verantwortlich waren. Bei den vertikal gedruckten Objekten hingegen war die Belastung senkrecht zur Schichtorientierung, so dass die Schichten gegen einander gepresst wurden und der Auffächerungseffekt minimal war [117].

Dieses Phänomen könnte die beobachteten, vergleichsweise hohen Bruchlastwerte nach Kausimulation erklären, da weder das gefräste, noch das konventionelle Material aus einzelnen Schichten bestehen, die den Werkstoff dadurch verstärken, dass sie bei den Bruchlastmessungen gegen einander gepresst werden. Zwar wurde der obengenannte Effekt für ein SLA-Material beschrieben, allerdings ähneln sich DLP und SLA dadurch, dass Acrylharze schichtweise gehärtet werden [17], so dass diese Auswirkung auch für den DLP-Druck möglich erscheint.

Weiterhin ist die Haftung zwischen den einzelnen Schichten bei manchen additiven Verfahren schwächer als die Haftung des Materials innerhalb einer Schicht [111], was das Aufspalten horizontal gedruckter Schichten auf Druck fördern würde. Jedoch konnte für ein SLA-Material festgestellt werden, dass die Haftung zwischen den einzelnen Schichten vergleichbar mit der Stärke der Haftung innerhalb einer Materialschicht ist [115]. Zudem lieferte diese Studie unterschiedliche mechanische Eigenschaften für vertikale, horizontale und abgewinkelte Druckrichtungen. Horizontal gedruckte Objekte wiesen die geringste Zugfestigkeit und den geringsten E-Modul auf. Dies lässt sich wiederum mit der Ausrichtung der einzelnen Schichten und der damit verbundenen SLA-Vektoren erklären: Die Schichten der horizontal gedruckten Objekte werden zum Großteil von schnellen Schraffur- und Füllvektoren nachgezeichnet, die eine geringere Energie besitzen als die langsameren Grenzvektoren. Vertikal und abgewinkelt gedruckte Objekte enthalten hingegen zum Großteil Grenzvektoren mit größerer Energie.

Die niedrigere Geschwindigkeit der Grenzvektoren führt dazu, dass mit größerer Energie polymerisiert wird, was zu erhöhten Aushärtungsgraden führt, die wiederum die mechanischen Eigenschaften des Materials verbessern [115]. Allerdings trifft diese Erläuterung für den DLP-Druck womöglich nicht zu, da die Belichtung hier flächig statt punktuell ist, so dass die Auswirkung der Druckausrichtung auf mechanische Eigenschaften, sowie den Verschleiß eigens in Folgeuntersuchungen überprüft werden sollte.

6.4 Einfluss der Härte auf Verschleiß und Bruchmuster

Neben Unterschieden im Verschleiß und in den Bruchlastwerten konnte weiterhin beobachtet werden, dass die untersuchten Materialien unterschiedliche Bruchmuster aufweisen, welche im Abschnitt 5.3 dargestellt wurden. Das 3D-gedruckte Material und das konventionell hergestellte Material frakturierten insgesamt viel spröder als die Prüfkörper aus gefrästen PMMA-Rohlingen. Dies ist assoziiert mit unterschiedlicher Duktilität, die durch die zusätzlichen Martenshärte-Messungen bestätigt werden konnte (Tabelle 10).

Alle Einzelwerte sind dem Anhang zu entnehmen (Tabelle 13)

Tabelle 10: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) von Martenshärte (HM) und Eindringmodul (E_{IT}) der geprüften Materialien

	Gedruckt		Gefräst		Konventionell	
	HM	E_{IT}	HM	E_{IT}	HM	E_{IT}
MW	85,5	2,6	85	2,2	141	3,6
SD	24,9	0,5	0	0	2,6	0

Die Martenshärte auch instrumentierter Eindringversuch genannt ist in der DIN EN ISO 14577 genormt [192]. Bei dieser Messung werden Kraft und Eindringtiefe kontinuierlich während der Belastungs- und Entlastungsphase gemessen. Da nicht nur die plastische Verformung eines Prüfkörpers gemessen wird, kann aus der Härtemessung zusätzlich der E_{IT} ermittelt werden.

Das konventionelle Material zeigt die höchste Martenshärte, sowie den höchsten E_{IT} , bricht am sprödesten und besitzt den geringsten Verschleiß. Diese Beobachtungen stimmen somit mit den Martenshärte-Messungen überein, da der höchste E_{IT} anzeigt, dass dieses Material den höchsten

Widerstand gegen elastische Verformung besitzt. Demnach ist der E_{IT} umso höher, je steifer ein Werkstoff ist und umso spröder bricht er. Ebenfalls stimmen die Martenshärte-Messungen mit den Bruchbildern des gefrästen Materials überein. So besitzt dieses Material eine niedrigere Martenshärte, geringeren E_{IT} und frakturierte bei initialer Bruchlastmessung bevorzugt im duktilen Verformungsbruch. Zudem zeigte sich beim gefrästen Material ein größerer Verschleiß, welcher mit einem geringeren E_{IT} assoziiert sein könnte. Beim gedruckten Material lieferten die Martenshärte-Messungen allerdings widersprüchliche Ergebnisse. Da innerhalb dieser Gruppe eine so große Streuung festzustellen war, wurden anstatt von drei Messungen insgesamt acht an demselben Prüfkörper durchgeführt, die allesamt keine einheitlichen Werte liefern konnten. Es kann daher lediglich angenommen werden, dass zwischen den gedruckten Schichten Inhomogenitäten auftreten, die für die unterschiedlich harten Bereiche innerhalb desselben Objekts verantwortlich sind und die eine schlüssige Erklärung erschweren.

Um den Einfluss der Kausimulation auf die Martenshärte zu überprüfen, könnten in Folgeuntersuchungen zudem gealterte Prüfkörper untersucht werden. Da die Prüfkörper zur Martenshärte-Prüfung allerdings planparallel poliert sein müssen, ließ sich diese Überlegung mit der, in dieser Dissertation verwendeten, Geometrie nicht umsetzen.

7 Schlussfolgerung

Im eingeschränkten Rahmen dieser Untersuchung lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

Die Herstellungstechnik der Schienenkäppchen hat einen signifikanten Einfluss auf den Verschleiß und die Bruchlasten. Ebenso hat die Alterung einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlasten bei den gefrästen und den konventionell hergestellten Schienenkäppchen. Basierend auf den Bruchlasten und den Verschleißwerten, die in dieser Studie erhoben wurden, kann gefolgert werden, dass das 3D-gedruckte Material klinisch bereits für einen Monat angewandt werden kann. Dafür besitzt das Material aktuell auch die Zulassung (MPG Klasse I). Auch wenn das gedruckte Material den größten Verschleiß zeigte, wies es nach einer simulierten Alterung von sechs Monaten vergleichbare Werte zu den initialen Bruchlasten auf. Möglicherweise stabilisieren sich die einzelnen vertikal gedruckten Schichten gegeneinander auf Druckbelastung so dass höhere Bruchlastwerte resultieren. Dies könnte ein Indikator dafür sein, dass dieses Material klinisch auch länger als einen Monat verwendet werden könnte. Nichtsdestotrotz sollte der Verschleiß dieses Materials reduziert werden, so dass vergleichbare Werte zu herkömmlichen Materialien erreicht werden können.

8 Zusammenfassung

In dieser Dissertation wurden drei verschiedene Schienenmaterialien auf initiale Bruchlast, sowie Verschleißverhalten und Bruchlast nach Kausimulation mit 120.000 Kauzyklen, getestet. Die Materialien unterschieden sich einerseits in der Fertigungstechnik, da ein Material additiv (FotoDent splint, Dreve Dentamid), eines subtraktiv (Temp Basic Transpa 95H16, Zirkonzahn) und eines konventionell via Injektionstechnik (Caston, Dreve Dentamid) verwendet wurde. Andererseits unterschieden sie sich in der Zusammensetzung, da die beiden letzteren auf PMMA basieren, wohingegen das Material für den 3D-Druck auf dem Monomer UDMA basiert.

Mithilfe der gewonnenen Messwerte sollte überprüft werden, ob sich die Bruchlasten der verschiedenen Materialien unterscheiden und welchen Einfluss die Kausimulation darauf hat. Weiterhin sollten Unterschiede im Verschleißverhalten aufgedeckt werden.

Die eine Hälfte der Prüfkörper (n=16/Gruppe) wurde direkt initial auf Bruchlast geprüft. Die andere Hälfte der Prüfkörper (n=16/Gruppe) wurden zuerst isotherm in einem Kausimulator (CS-4, SD Mechatronik) mit insgesamt 120.000 Kauzyklen mittels menschlichen Schmelzantagonisten belastet. Die Materialvolumenverluste wurden dabei longitudinal, vor Kausimulation, nach 20.000 und nach 120.000 Kauzyklen erfasst, ohne den Prüfaufbau während der Messungen dabei zu verändern. Dies geschah mithilfe einer Replikatechnik anhand von Abformungen. Diese Abformungen wurden anschließend mittels Laserscanner (LAS-20, SD Mechatronik) digitalisiert und mithilfe einer selbstgeschriebenen Matchingsoftware in R (Lucent Technologies) ausgewertet. Die im Kausimulator gealterten Prüfkörper wurden anschließend auf Bruchlast geprüft.

Nach Kausimulation konnten signifikante Unterschiede im Verschleiß zwischen den unterschiedlich hergestellten Prüfkörpern beobachtet werden: Das gedruckte Material zeigte die signifikant höchsten Materialvolumenverluste, gefolgt vom gefrästen Material. Die signifikant niedrigsten Materialvolumenverluste wurden beim konventionell hergestellten Material beobachtet.

Zudem konnte ein signifikanter Einfluss der unterschiedlichen Herstellungstechniken auf die Bruchlastwerte festgestellt werden. Das gefräste Material wies die signifikant höchsten initialen Bruchlastwerte auf, während das gedruckte Material vergleichbar mit dem konventionellen war.

Zudem verringerte die Kausimulation die Bruchlastwerte der gefrästen und der konventionell hergestellten Prüfkörper signifikant. Nach Kausimulation zeigte das gefräste Material weiterhin die signifikant höchsten Bruchlastwerte und das konventionelle Material die signifikant niedrigsten. Die 3D-gedruckten Prüfkörper zeigten hingegen nach Kausimulation vergleichbare Werte zu den initialen Bruchlastwerten.

Da sich die Bruchbilder der getesteten Materialien deutlich unterschieden, wurden zusätzliche Martenshärte-Messungen vorgenommen, die bestätigten, dass das gefräste Material duktiler bricht als das konventionelle.

Daher konnte innerhalb der Einschränkungen dieser Dissertation festgestellt werden, dass das neue 3D-Druck Material für Aufbissschienen im Bereich des bisher zugelassenen Zeitraums brauchbar erscheint. Da eine Kausimulation von sechs Monaten keinen Einfluss auf die Bruchlast dieses Materials zeigt, erscheint eine längere Anwendung als einen Monat möglich. Allerdings sollte dazu der Verschleiß verringert und an etablierte Schienenmaterialien angepasst werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;107:212-223.
- [2] Dao TT, Lavigne G. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1998;9:345-361.
- [3] Kass CA, Tregaskes JN. Occlusal splint fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1978;40:461-463.
- [4] Becker CM, Kaiser DA, Lemm RB. A simplified technique for fabrication of night guards. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1974;32:582-589.
- [5] Bohnenkamp DM. Dimensional stability of occlusal splints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996;75:262-268.
- [6] Zissis A, Yannikakis S, Polyzois G, Harrison A. A long term study on residual monomer release from denture materials. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2008;16:81-84.
- [7] Ali A, Bates FJ, Reynolds AJ, Walker DM. The burning mouth sensation related to the wearing of acrylic dentures: an investigation. *British Dental Journal* 1986;161:444-447.
- [8] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*. 2009;28:44-56.
- [9] Lauren M, McIntyre F. A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133:130-135.
- [10] Dedem P, Türp JC. Digital Michigan splint - from intraoral scanning to plasterless manufacturing. *The International Journal of Computerized Dentistry*. 2016;1:63-76.
- [11] Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence International*. 2017;48:181-191.
- [12] Hull CW, inventor. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. US4575330 A. 1986.
- [13] Qingbin L, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29:317-335.
- [14] van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012;28:3-12.

- [15] Tara MA, Eschenbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;107:62.
- [16] Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96:96-99.
- [17] Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 2016;32:54-64.
- [18] Jiménez M, Romero L, Domínguez M, Espinosa MM. Rapid prototyping model for the manufacturing by thermoforming of occlusal splints. *Rapid Prototyping Journal*. 2015;21:56-69.
- [19] Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *The International Journal of Prosthodontics*. 2017;2:182-188.
- [20] Rengier F, Mehndiratta A, von Tengg-Kobligh H, Zechmann CM, Unterhinninghofen R, Kauczor H-U, et al. 3D printing based on imaging data: Review of medical applications. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2010;5:335-341.
- [21] Shaheen E, Sun Y, Jacobs R, Politis C. Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017;46:67-71.
- [22] Yanping L, Shilei Z, Xiaojun C, Chengtao W. A novel method in the design and fabrication of dental splints based on 3D simulation and rapid prototyping technology. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;28:919-922.
- [23] Flügge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71:1340-1346.
- [24] Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28:485-491.
- [25] Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *European Journal of Oral Sciences*. 1993;101:171-175.
- [26] Okeson JP. The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism. *The Journal of the American Dental Association*. 1987;114:788-791.
- [27] Amin A, Meshramkar R, Lekha K. Comparative evaluation of clinical performance of different kind of occlusal splint in management of myofascial pain. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2016;16:176-181.
- [28] Freesmeyer WB. Okklusionsschienen. *zm online*. 2004;22:50-60.

- [29] Manns A, Miralles R, Cumsille F. Influence of vertical dimension on masseter muscle electromyographic activity in patients with mandibular dysfunction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53:243-247.
- [30] Stapelmann H, Türp JC. The NTI-tss device for the therapy of bruxism, temporomandibular disorders, and headache – Where do we stand? A qualitative systematic review of the literature. *BMC Oral Health*. 2008;8:22.
- [31] Ash MM. Schientherapie Evidenzbasierte Diagnostik und Behandlung bei TMD und CMD. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer; 2006. S. 5, 236-237, 267, 269, 271-273.
- [32] Katzschner A. Aqualizer. Abgerufen unter: <https://www.ddkshop.de/shop/aqualizer/funktion-anwendung/> am 15.03.2017.
- [33] Lerman MD. The hydrostatic appliance: a new approach to treatment of the TMJ pain-dysfunction syndrome. *The Journal of the American Dental Association*. 1974;89:1343-1350.
- [34] Quayle AA, Gray RJM, Metcalfe RJ, Guthriet E, Wastell D. Soft occlusal splint therapy in the treatment of migraine and other headaches. *Journal of Dentistry*. 1990;18:123-129.
- [35] Wright E, Anderson G, Schulte J. A randomized clinical trial of intraoral soft splints and palliative treatment for masticatory muscle pain. *Journal of orofacial pain*. 1995;9:192-199.
- [36] Truelove E, Huggins KH, Mancl L, Dworkin SF. The efficacy of traditional, low-cost and nonsplint therapies for temporomandibular disorder. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:1099-1107.
- [37] Lundh H, Westesson P-L, Jisander S, Eriksson L. Disk-repositioning onlays in the treatment of temporomandibular joint disk displacement: Comparison with a flat occlusal splint and with no treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1988;66:155-162.
- [38] Anderson GC, Schulte JK, Goodkind RJ. Comparative study of two treatment methods for internal derangement of the temporomandibular joint. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53:392-397.
- [39] Israel HA. Current concepts in the surgical management of temporomandibular joint disorders. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1994;52:289-294.
- [40] Westesson P-L, Lundh H. Temporomandibular joint disk displacement: Arthrographic and tomographic follow-up after 6 months' treatment with disk-repositioning onlays. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1988;66:271-278.
- [41] Moloney F, Howard JA. Internal derangements of the temporomandibular joint. III. Anterior repositioning splint therapy. *Australian Dental Journal*. 1986;31:30-39.

- [42] Tallents RH, Katzberg RW, Miller TL, Manzione J, Macher DJ, Roberts C. Arthrographically assisted splint therapy: Painful clicking with a nonreducing meniscus. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1986;61:2-4.
- [43] Okeson JP. Long-term treatment of disk-interference disorders of the temporomandibular joint with anterior repositioning occlusal splints. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988;60:611-616.
- [44] Ash MM, Ramfjord SP. *Occlusion*. Philadelphia: Saunders; 1995. S. 73-74.
- [45] Gray R, Davies S. Occlusal splints and temporomandibular disorders: why, when, how? *Dental update*. 2001;28:194-199.
- [46] Ramfjord SP, Ash MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1994;21:491-500.
- [47] Baldissara S, Mascellani SC, Catapano S, Baldissara P. Short-term effects of Michigan's splint on the articular and muscular pain. *Minerva Stomatologica*. 1990;47:235-238.
- [48] Okeson JP, Kemper JT, Moody PM. A study of the use of occlusion splints in the treatment of acute and chronic patients with craniomandibular disorders. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1982;48:708-712.
- [49] Carr AB, Christensen LV, Donegan SJ, Ziebert GJ. Postural contractile activities of human jaw muscles following use of an occlusal splint. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1991;18:185-191.
- [50] Friction J, Look JO, Wright E, Alencar Jr FG, Chen H, Lang M, et al. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials evaluating intraoral orthopedic appliances for temporomandibular disorders. *Journal of orofacial pain*. 2010;24:237.
- [51] Ebrahim S, Montoya L, Busse JW, Carrasco-Labra A, Guyatt GH. The effectiveness of splint therapy in patients with temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of the American Dental Association*. 2012;143:847-857.
- [52] Kuzmanovic P, Pficer J, Dodic S, Lazic V, Trajkovic G, Milic N, Milicic B. Occlusal stabilization splint for patients with temporomandibular disorders: Meta-analysis of short and long term effects. *PLoS ONE*. 2017;12:e0171296.
- [53] Al-Ani MZ, Gray RJM, Davies SJ, Sloan P. Stabilisation splint therapy for temporomandibular pain dysfunction syndrome. *The Cochrane Collaboration*. 2009:1-38.
- [54] Jerjes W, Upile T, Abbas S, Kafas P, Vourvachis M, Rob J, et al. Muscle disorders and dentition-related aspects in temporomandibular disorders: controversies in the most commonly used treatment modalities. *International Archives of Medicine*. 2008;1:23-23.

- [55] Granada S, Hicks RA. Changes in self-reported incidence of nocturnal bruxism in college students: 1966–2002. *Perceptual and motor skills*. 2003;97:777-778.
- [56] Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87:364-379.
- [57] Domininghaus H. *Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2005. S. 341.
- [58] Kugener HJA. Abgerufen unter: <http://www.kugener.com/de/zahnheilkunde/60-artikel/3356-vulkanisierkessel.html> am 12.08.2017.
- [59] Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials*. Philadelphia, Pennsylvania, USA: W.B. Saunders Company; 1996. S. 218, 231-232.
- [60] Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*. 2014;12:228-233.
- [61] Goon ATJ, Isaksson M, Zimerson E, Goh CL, Bruze M. Contact allergy to (meth)acrylates in the dental series in southern Sweden: simultaneous positive patch test reaction patterns and possible screening allergens. *Contact Dermatitis*. 2006;55:219-226.
- [62] Rai R, Dinakar D, Kurian S, Bindoo Y. Investigation of contact allergy to dental materials by patch testing. *Indian Dermatology Online Journal*. 2014;5:282-286.
- [63] Fletcher AM, Purnaveja S, Amin WM, Ritchie GM, Moradians S, Dodd AW. The level of residual monomer in self-curing denture-base materials. *Journal of Dental Research*. 1983;62:118-120.
- [64] Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *European Journal of Oral Sciences*. 1998;106:588-593.
- [65] Doğan A, Bek B, Çevik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *Journal of Dentistry*. 1995;23:313-318.
- [66] Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999;26:804-808.
- [67] Gonçalves TS, de Menezes LM, Silva LEA. Residual monomer of autopolymerized acrylic resin according to different manipulation and polishing methods. *The Angle Orthodontist*. 2008;78:722-727.

- [68] Baker S, Brooks SC, Walker DM. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. *Journal of Dental Research*. 1988;67:1295-1299.
- [69] R. Betul I, Firat Ö, Burhan A, Meral Arslan M, Ünzile K. Level of residual monomer released from orthodontic acrylic materials. *The Angle Orthodontist*. 2014;84:862-867.
- [70] Jagger RG, Okdeh A. Thermoforming polymethyl methacrylate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;74:542-545.
- [71] Scheu Dental. Produktdatenblatt, Biocryl C. Abgerufen unter: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/medienablage/SCHEU-DENTAL/Downloads/Produktdatenbl%C3%A4tter/Produktdatenblatt_BIOCRYL_C.pdf am 11.08.2017.
- [72] Dogan DO, Ozguven Y, Karakus G, Sahin O, Polat NT, Yucel B, et al. The effects of therapeutic x-ray doses on mechanical, chemical and physical properties of poly methyl methacrylate. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71:45-49.
- [73] Sawyer L, Grubb D, Meyers GF. *Polymer Microscopy*. New York: Springer-Verlag New York; 2008. S. 3-4.
- [74] Ahn H-W, Ha H-R, Lim H-N, Choi S. Effects of aging procedures on the molecular, biochemical, morphological, and mechanical properties of vacuum-formed retainers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015;51:356-366.
- [75] Gardner GD, Dunn WJ, Taloumis L. Wear comparison of thermoplastic materials used for orthodontic retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124:294-297.
- [76] Lindauer SJ, Shoff RC. Comparison of Essix and Hawley Retainers. *Journal of Clinical Orthodontics*. 1998;32:95-97.
- [77] Moshkelgosha V, Shomali M, Momeni M. Comparison of wear resistance of Hawley and vacuum formed retainers: an in-vitro study. *Journal of Dental Biomaterials*. 2016;3:248-253.
- [78] Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthodontic Waves*. 2006;65:64-72.
- [79] Scheu Dental. Produktdatenblatt, Bioplast Xtreme. Abgerufen unter: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/medienablage/SCHEU-DENTAL/Downloads/Produktdatenbl%C3%A4tter/Produktdatenblatt_XTREME.pdf am 11.08.2017.
- [80] Erkodur. Sicherheitsdatenblatt, Erkoflex 95. Abgerufen unter: http://www.erkodent.de/dental/sdb/DE_Erkoflex_95.pdf am 11.08.2017.

- [81] M & W dental. Duran. Abgerufen unter: <http://www.mwdental.de/shop/praxisbedarf/praxislabor/tiefziehen-1/duran-e82fee.html> am 11.08.2017.
- [82] Scheu Dental. Produktdatenblatt, Duran. Abgerufen unter: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/medienablage/SCHEU-DENTAL/Downloads/Produktdatenbl%C3%A4tter/Produktdatenblatt_DURAN.pdf am 11.08.2017.
- [83] M & W dental. Erkoflex 95. Abgerufen unter: <http://www.mwdental.de/shop/laborbedarf/loefellmaterial-basisplatten-tiefziehen/tiefziehfolien/erkoflex-95-015693.html> am 11.08.2017.
- [84] Erkodent. Sicherheitsdatenblatt, Erkodur. Abgerufen unter: http://www.erkodent.de/dental/sdb/DE_Erkodur.pdf am 11.08.2017.
- [85] Dreve Dentamid. Sicherheitsdatenblatt, Biolon. Abgerufen unter: <http://dentamid.dreve.de/media/uploads/dokumente/sicherheitsdatenblaetter/biolond-msds-d.pdf> am 11.08.2017.
- [86] M & W dental. Imprelon. Abgerufen unter: <http://www.mwdental.de/shop/laborbedarf/loefellmaterial-basisplatten-tiefziehen/tiefziehfolien/imprelon-s-pd-2a644e.html> am 11.08.2017.
- [87] Scheu Dental. Produktdatenblatt, Imprelon. Abgerufen unter: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/medienablage/SCHEU-DENTAL/Downloads/Produktdatenbl%C3%A4tter/Produktdatenblatt_IMPRELON.pdf am 11.08.2017.
- [88] M & W dental. Copyplast C. Abgerufen unter: <http://www.mwdental.de/shop/laborbedarf/loefellmaterial-basisplatten-tiefziehen/tiefziehfolien/copyplast-c-a04748.html> am 12.08.2017.
- [89] Scheu Dental. Produktdatenblatt, Copyplast C. Abgerufen unter: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/medienablage/SCHEU-DENTAL/Downloads/Produktdatenbl%C3%A4tter/Produktdatenblatt_COPYPLAST_C.pdf am 12.08.2017.
- [90] Erkodent. Sicherheitsdatenblatt, Erkolign. Abgerufen unter: http://www.erkodent.de/dental/sdb/DE_Erkolign.pdf am 11.08.2017.
- [91] Scheu Dental. Durasoft. Abgerufen unter: https://www.scheu-dental.com/fileadmin/medienablage/SCHEU-DENTAL/Downloads/Produktdatenbl%C3%A4tter/Produktdatenblatt_DURASOFTseal_klar_bisLOT0314A.pdf am 11.08.2017.
- [92] Dreve Dentamid. Sicherheitsdatenblatt, Kombiplast. Abgerufen unter: [http://dentamid.dreve.de/media/uploads/pdf/MSDS187_-_Kombiplast_GHS_\(DE\).pdf](http://dentamid.dreve.de/media/uploads/pdf/MSDS187_-_Kombiplast_GHS_(DE).pdf) am 11.08.2017.
- [93] Erkodent. Sicherheitsdatenblatt, Erkoloc pro. Abgerufen unter: http://www.erkodent.de/dental/sdb/DE_Erkoloc_pro.pdf am 11.08.2017.

- [94] M & W dental. Erkoloc pro. Abgerufen unter: <http://www.mwdental.de/shop/laborbedarf/loefellmaterial-basisplatten-tiefziehen/tiefziehfolien/erkoloc-pro-617997.html> am 11.08.2017.
- [95] M & W dental. Durasoft. Abgerufen unter: www.mwdental.de/shop/laborbedarf/loefellmaterial-basisplatten-tiefziehen/tiefziehfolien/durasoft-pd-2c0ed8.html am 11.08.2017.
- [96] Takahashi A, Higashino F, Aoyagi M, Kyo S, Nakata T, Noda M, et al. Bisphenol A from dental polycarbonate crown upregulates the expression of hTERT. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2004;71B:214-221.
- [97] Suzuki K, Ishikawa K, Sugiyama K, Furuta H, Nishimura F. Content and release of Bisphenol A from polycarbonate dental products. *Dental Materials Journal*. 2000;19:389-395.
- [98] Bodnar AG, Ouellette M, Frolkis M, Holt SE, Chiu C-P, Morin GB, et al. Extension of life-span by introduction of telomerase into normal human cells. *Science*. 1998;279:349-352.
- [99] Takakura M, Kyo S, Kanaya T, Hirano H, Takeda J, Yutsudo M, et al. Cloning of human telomerase catalytic subunit (hTERT) gene promoter and identification of proximal core promoter sequences essential for transcriptional activation in immortalized and cancer cells. *Cancer Research*. 1999;59:551-557.
- [100] Wall WH. Universal polycarbonate fracture splint and its direct bonding potential. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1986;15:418-421.
- [101] Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth J-F. CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence International*. 2017;48:181-191.
- [102] Rowland H, Hichens L, Williams A, Hills D, Killingback N, Ewings P, et al. The effectiveness of Hawley and vacuum-formed retainers: A single-center randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132:730-737.
- [103] Baker PS, Haywood VB, Plummer KD. Method for immediate fabrication of an occlusal device. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98:411-415.
- [104] Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123:578-581.
- [105] Askinas SW. Fabrication of an occlusal splint. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1972;28:549-551.
- [106] Steele JG, Wassell RW, Walls AWG. A comparative study of the fit and retention of interocclusal splints constructed from heat-cured and autopolymerized polymethylmethacrylate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;67:328-330.

- [107] Lundeen TF. Occlusal splint fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979;42:588-591.
- [108] Anger M. Einstieg in die digitale Fertigung von Aufbissschienen. Abgerufen unter: http://www.weithas.de/documents/pdfs/einstieg_digitale_fertigung_aufbissschienen_weithas.pdf am 01.08.2017.
- [109] Reeves P. Atkins: Manufacturing a low carbon footprint: Zero emission enterprise feasibility study. 2nd International Conference on Additive Technologies (iCAT), 17-19th September 2008. 2008.
- [110] Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014;145:108-115.
- [111] Kulkarni P, Marsan A, Dutta D. A review of process planning techniques in layered manufacturing. *Rapid Prototyping Journal*. 2000;6:18-35.
- [112] Wong KV, Hernandez A. A review of additive manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*. 2012;2012.
- [113] Lutz A-M, Hampe R, Lümke N, Stawarczyk B. Additive Fertigung von Harzschienen. *Quintessenz Zahntechnik*. 2017;43:1324-1336.
- [114] Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2006;12:106-113.
- [115] Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2012;18:374-388.
- [116] Väyrynen VOE, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116:811-817.
- [117] Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115:760-767.
- [118] Shqaidef A, Ayoub AF, Khambay BS. How accurate are rapid prototyped (RP) final orthognathic surgical wafers? A pilot study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2014;52:609-614.
- [119] 3d systems. Dental solutions. Abgerufen unter: <https://de.3dsystems.com/industries/dental> am 20.05.2017.

- [120] Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Januszewicz R, Johnson AR, Kelly D, et al. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*. 2015;347:1349-1352.
- [121] Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;75:175-179.
- [122] Fahad M, Dickens P, Gilbert M. Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyping Journal*. 2013;19:230-239.
- [123] Stratasys. Polyjet-Technology. Abgerufen unter: <http://www.stratasys.com/de/3d-drucker/technologies/polyjet-technology> am 19.03.2017.
- [124] Mai H-N, Lee K-B, Lee D-H. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118:208-215.
- [125] Turner BN, Strong R, Gold SA. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Prototyping Journal*. 2014;20:192-204.
- [126] Bego. Safety data sheet, Varseo WaxSplint. Abgerufen unter: http://bego2014.web1.bego.com/fileadmin/templates/tpl_bego-dental/_service/out.php?pdf=de_41011_sb_EN.pdf&id=6901 am 02.02.2017.
- [127] Deltamed. EG-Sicherheitsdatenblatt, 3Delta Guide. Auf Nachfrage vom Hersteller zur Verfügung gestellt am 08.02.2017.
- [128] Dentona. Sicherheitsdatenblatt, Generative Resin GR-10 guide. Auf Nachfrage vom Hersteller zur Verfügung gestellt am 13.02.2017.
- [129] Detax. EG-Sicherheitsdatenblatt, freeprint ortho UV. Auf Nachfrage vom Hersteller zur Verfügung gestellt am 30.03.2017.
- [130] Detax. EG-Sicherheitsdatenblatt, freeprint splint UV. Auf Nachfrage vom Hersteller zur Verfügung gestellt am 30.03.2017.
- [131] Dentamid D. Sicherheitsdatenblatt, FotoDent splint. Auf Nachfrage vom Hersteller zur Verfügung gestellt am 30.03.2017.
- [132] DWS. Digitalwax 020D. Abgerufen unter: <http://www.dwssystem.com/3d-printers/dental-lab-clinic/DIGITALWAX%C2%AE%20020D> am 29.03.2017.
- [133] EnvisionTEC. Safety data sheet, E-Guard. Abgerufen unter: <https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2017/08/SDS-E-Guard.pdf> am 01.02.2017.
- [134] Formlabs. Instructions for use, Dental SG. Abgerufen unter: <https://formlabs.com/media/upload/DentalSG-Instructions-for-use.pdf> am 02.02.2017.

- [135] Kulzer. Cara print 4.0, Product information. Abgerufen unter: http://kulzer.com/media/webmedia_local/downloads_new/cara_11/downloads_8/brochures_1/en/cara_Print_4.0_Product_Information_EN.pdf am 06.04.2017.
- [136] DMG. LuxaPrint ortho plus. Abgerufen unter: https://de.dmg-dental.com/fileadmin/user_upload/shared/MSDS/de/MSDS_CPF_LuxaPrint_Ortho_Plus_2420_DE.pdf am 29.03.2017.
- [137] NextDent. Safety data sheet, Ortho Rigid. Abgerufen unter: https://nextdent.com/wp-content/uploads/2016/02/UK_SDS-NextDent-3D-printing-materials-MSDS-NDP-2016-01.pdf am 03.02.2017.
- [138] NextDent. Ortho Clear. Abgerufen unter: https://nextdent.com/wp-content/uploads/2016/02/UK_SDS-NextDent-Ortho-Clear-V01-2015.pdf am 03.02.2017.
- [139] SHERA. Sicherheitsdatenblatt, SHERAprint-ortho plus. Abgerufen unter: [https://digital.shera.de/var/StorageShera/Pdf_neu/SDB%20SHERAprint-ortho%20plus%20\(deutsch\).pdf](https://digital.shera.de/var/StorageShera/Pdf_neu/SDB%20SHERAprint-ortho%20plus%20(deutsch).pdf) am 31.01.2017.
- [140] Stratasys. Sicherheitsdatenblatt, MED610. Abgerufen unter: <http://global72.stratasys.com/~media/Main/Files/SDS/Dental-and-BIO-Compatible-Materials/DOC-06135-Objet-MED610-Biocompatible-Clear-DE> am 01.02.2017.
- [141] Voco. Sicherheitsdatenblatt, V-Print ortho. Abgerufen unter: <http://www.voco.de/de/product/V-Print-ortho/sdb-V-Print-ortho.pdf> am 17.11.2017.
- [142] van Dijken JWV. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of Dentistry*. 2000;28:299-306.
- [143] Gatti AM, Rivasi F. Biocompatibility of micro- and nanoparticles. Part I: in liver and kidney. *Biomaterials*. 2002;23:2381-2387.
- [144] Gatti AM. Biocompatibility of micro- and nano-particles in the colon. Part II. *Biomaterials*. 2004;25:385-392.
- [145] DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials*. 2006;22:702-711.
- [146] Heintze SD, Barkmeier WW, Latta MA, Rousson V. Round robin test: Wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators – Supplement to the round robin test of 2005. *Dental Materials*. 2011;27:e1-e9.
- [147] Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials*. 2012;28:961-973.
- [148] Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*. 2006;22:712-734.

- [149] Dental materials—guidance on testing of wear. Part 1. Wear by tooth brushing. ISO/TS 14569-1:1999.
- [150] Dental materials—guidance on testing of wear. Part 2. Wear by two-and/or three body contact. ISO/TS 14569-2:2001.
- [151] Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? *Dental Materials*. 2006;22:693-701.
- [152] Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, LMU München. Verschleiss und Ermüdung. Abgerufen unter: <http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/methoden/verschleiss.html#pod> am 14.11.2017.
- [153] de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *Journal of Dentistry*. 1994;22, Supplement 1:S21-S27.
- [154] Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2012;39:217-225.
- [155] Mair LH. Wear in dentistry—current terminology. *Journal of Dentistry*. 1992;20:140-144.
- [156] Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. A two-body frictional wear test. *Journal of Dental Research*. 1994;73:1546-1553.
- [157] Casey J, Dunn WJ, Wright E. In vitro wear of various orthotic device materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90:498-502.
- [158] Condon JR, Ferracane JL. Factors effecting dental composite wear in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1997;38:303-313.
- [159] Krejci I, Albert P, Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear. *Journal of Dental Research*. 1999;78:713-719.
- [160] Chadwick RG. Thermocycling — the effects upon the compressive strength and abrasion resistance of three composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1994;21:533-543.
- [161] Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *The Journal of the American Dental Association*. 1994;125:1467-1472.
- [162] Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dental Materials*. 2006;22:1051-1062.
- [163] Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;55:1-11.

- [164] Figueiredo VMGd, Pereira SMB, Bressiani E, Valera MC, Bottino MA, Zhang Y, et al. Effects of porcelain thickness on the flexural strength and crack propagation in a bilayered zirconia system. *Journal of Applied Oral Science*. 2017;25:566-574.
- [165] Rohr N, Fischer J. Effect of aging and curing mode on the compressive and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head & Face Medicine*. 2017;13:22.
- [166] Zahnheilkunde - Keramische Werkstoffe, Deutsche Fassung. ISO 6872:2015.
- [167] Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical Oral Implants Research*. 2017.
- [168] Gholami F, Kohani P, Aalaei S. Effect of Nickel-Chromium and Non-Precious Gold Color Alloy Cast Posts on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *Iranian Endodontic Journal*. 2017;12:303-306.
- [169] Habibzadeh S, Rajati HR, Hajmiragha H, Esmailzadeh S, Kharazifard M. Fracture resistances of zirconia, cast Ni-Cr, and fiber-glass composite posts under all-ceramic crowns in endodontically treated premolars. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2017;9:170-175.
- [170] Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;74:245-250.
- [171] Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;74:342-348.
- [172] Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
- [173] Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*. 2016;20:2493-2500.
- [174] Ender A, Bienz S, Mörmann W, Mehl A, Attin T, Stawarczyk B. Marginal adaptation, fracture load and macroscopic failure mode of adhesively luted PMMA-based CAD/CAM inlays. *Dental Materials*. 2016;32:e22-e29.
- [175] Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*. 2015;31:907-915.

- [176] Santos Pantaleón D, Morrow BR, Cagna DR, Pameijer CH, Garcia-Godoy F. Influence of remaining coronal tooth structure on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
- [177] Schulte JK, Anderson GC, Sakaguchi RL, DeLong R. Wear resistance of isosit and polymethyl methacrylate occlusal splint material. *Dental Materials*. 1987;3:82-84.
- [178] Kurt H, Erdelt KJ, Cilingir A, Mumcu E, Sülün T, Tuncer N, et al. Two-body wear of occlusal splint materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2012;39:584-590.
- [179] Koriath TWP, Bohlig KG, Anderson GC. Digital assessment of occlusal wear patterns on occlusal stabilization splints: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80:209-213.
- [180] Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*. 2013;10:20130203.
- [181] Grau A. Abrasionsbeständigkeit verschiedener CAD/CAM-Materialien sowie die Zuverlässigkeit der Volumenverlustquantifizierung. Dissertation. 2017.
- [182] Stöckl C, Hampe R, Stawarczyk B, Haerst M, Roos M. Macro- and microtopographical examination and quantification of CAD-CAM composite resin two- and three- body wear. *Journal of Prosthetic Dentistry*. accepted 2017.
- [183] Grau A, Hampe R, Theelke B, Stawarczyk B, Roos M. Reliability of wear estimates of esthetic CAD-CAM restorative polymers after artificial aging in a mastication simulator. *Journal of Prosthetic Dentistry*. under review 2017.
- [184] Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Science*. 1997;27:443-468.
- [185] Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009;101:269-278.
- [186] Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*. 2016;32:e127-e136.
- [187] Gressler May L, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dental Materials*. 2015;31:895-900.
- [188] Rosentritt M, Raab P, Hahnel S, Stöckle M, Preis V. In-vitro performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Clinical Oral Investigations*. 2017.

- [189] Hergenrother RW, Wabers HD, Cooper SL. Effect of hard segment chemistry and strain on the stability of polyurethanes: in vivo biostability. *Biomaterials*. 1993;14:449-458.
- [190] Ilie N, Kunzelmann H-K, Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2005;60:321-334.
- [191] Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*. 1998;14:51-56.
- [192] Metallic materials - Instrumented indentation test for hardness and materials parameters - Part 1: Test method (ISO 14577-1:2002).

Anhang

Tabelle 11: Materialvolumenverluste nach 20.000 und 120.00 Kauzyklen (in mm³)

Prüfkörper- Nummer	3D-gedruckt		Gefräst		Konventionell	
	20.000 Kauzyklen	120.000 Kauzyklen	20.000 Kauzyklen	120.000 Kauzyklen	20.000 Kauzyklen	120.000 Kauzyklen
1	1,66	4,91	0,48	1,96	0,19	0,90
2	1,61	3,00	0,82	2,14	0,47	1,52
3	1,28	3,78	0,67	2,12	0,59	1,46
4	1,14	2,41	0,60	2,22	0,52	1,44
5	0,98	2,32	0,54	1,69	0,38	2,19
6	1,21	3,66	0,61	2,17	0,39	1,11
7	1,14	2,50	0,77	1,46	0,57	1,05
8	1,52	3,97	0,66	2,01	0,70	1,59
9	1,58	4,40	0,79	2,38	0,28	0,86
10	0,68	1,81	0,80	1,65	0,38	1,03
11	0,71	1,50	0,58	1,50	0,45	1,24
12	0,97	2,21	0,96	1,73	0,39	1,04
13	1,15	2,13	0,41	1,18	0,28	0,78
14	1,35	2,49	0,59	2,41	0,23	0,71
15	0,79	1,92	0,56	1,65	0,58	1,29
16	0,79	2,09	0,65	1,28	0,32	0,65

Tabelle 12: Initiale, sowie nach Kausimulation erzielte Bruchlastwerte (in N)

Prüfkörper- Nummer	Initial			Nach Kausimulation		
	3D- Gedruckt	Gefräst	Konventionell	3D- Gedruckt	Gefräst	Konventionell
1	2478	2810	2181	3183	2790	1361
2	1239	2640	1628	2736	2500	1447
3	2443	3390	2095	1583	2420	1577
4	2347	3590	2411	2577	2600	1874
5	2520	3500	2230	2156	2050	1510
6	2100	3508	2421	1906	2250	1996
7	2487	4250	2070	2063	2500	1662
8	2436	2810	1808	1708	2742	1191
9	2457	3250	2313	2390	2837	1657
10	1193	3600	3046	2669	3100	1456
11	2172	3350	3512	1924	2734	1669
12	2099	3180	2633	1725	3550	1891
13	2304	3300	2390	2580	4041	1788
14	2388	3480	2645	2661	2176	2550
15	3304	3510	2308	1995	3380	1974
16	2615	4200	2592	2346	2591	2357

Tabelle 13: Martenshärte-Messungen

Prüfverfahren:

Härteprüfverfahren	:	Martenshärte
Art der Nullpunktsbestimmung	:	Polynom 2-ter Ordnung
Belastungspunkt	:	9,807 N
Wartezeit am Belastungspunkt	:	10 s
Geschwindigkeit Berührungspunkt	:	0,1 mm/min
Geschwindigkeit Belastung	:	0,5 mm/min
Geschwindigkeit Entlastung	:	0,1 mm/min

Ergebnisse: 3D Druck

Nr	HM N/mm ²	F N	h µm	HM _S N/mm ²	H _{IT} N/mm ²	E _{IT} kN/mm ²	W _{total} Nmm	W _{elast} Nmm	F _{max} N	h _{max} µm	C _{IT} %	W _{plast} Nmm	η _{IT} %
1	59	9,7	69,9	67	79	1,9	0,3	0,1	10,1	79,1	13,1	0,2	27,5
2	129	9,8	50,0	164	184	3,4	0,2	0,1	10,0	53,6	7,2	0,1	34,2
3	75	9,7	63,5	87	101	2,4	0,3	0,1	10,0	70,3	10,7	0,2	29,2
4	114	9,7	52,7	151	161	3,1	0,2	0,1	10,0	56,9	7,8	0,1	35,7
5	89	9,7	59,1	104	121	2,7	0,3	0,1	10,0	64,7	9,4	0,2	31,4

Ergebnisse: 3D Druck

Nr	HM N/mm ²	F N	h µm	HM _S N/mm ²	H _{IT} N/mm ²	E _{IT} kN/mm ²	W _{total} Nmm	W _{elast} Nmm	F _{max} N	h _{max} µm	C _{IT} %	W _{plast} Nmm	η _{IT} %
1	67	9,7	66,8	78	89	2,2	0,3	0,1	10,1	74,7	11,6	0,2	27,9
2	87	9,7	59,5	106	117	2,7	0,3	0,1	10,0	65,4	9,7	0,2	30,2
3	64	9,7	67,8	74	85	2,1	0,3	0,1	10,1	76,1	12,1	0,2	27,6

Ergebnisse: CAD/CAM

Nr	HM N/mm ²	F N	h µm	HM _S N/mm ²	H _{IT} N/mm ²	E _{IT} kN/mm ²	W _{total} Nmm	W _{elast} Nmm	F _{max} N	h _{max} µm	C _{IT} %	W _{plast} Nmm	η _{IT} %
1	85	9,7	60,4	93	122	2,2	0,3	0,1	10,1	66,0	9,1	0,2	34,6
2	87	9,7	59,6	98	123	2,3	0,3	0,1	10,1	65,1	9,2	0,2	33,6
3	83	9,7	61,4	93	118	2,1	0,3	0,1	10,0	67,0	8,9	0,2	34,6

Ergebnisse: Konventionelle Herstellung

Nr	HM N/mm ²	F N	h µm	HM _S N/mm ²	H _{IT} N/mm ²	E _{IT} kN/mm ²	W _{total} Nmm	W _{elast} Nmm	F _{max} N	h _{max} µm	C _{IT} %	W _{plast} Nmm	η _{IT} %
1	138	9,7	47,3	146	196	3,6	0,2	0,1	10,0	51,8	9,4	0,1	32,8
2	142	9,7	46,5	149	203	3,6	0,2	0,1	10,0	51,1	9,7	0,1	33,4
3	143	9,7	46,5	151	205	3,6	0,2	0,1	10,0	50,9	9,4	0,1	33,6

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt PD Dr. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc für die Auswahl des Themas, die ständige Unterstützung und Anregung zur Durchführung der praktischen Arbeiten, der Interpretation der Ergebnisse, sowie der generellen großartigen Betreuung.

Weiterhin gilt mein Dank Dipl. Ing. (FH) Rüdiger Hampe, M.Sc für die Unterstützung bei der Umsetzung der praktischen Arbeiten, der Beratung zur Durchführbarkeit dieser Dissertation, sowie der Beratung und Korrektur beim Verfassen dieser Arbeit.

Frau Marlis Eichberger danke ich für die Unterstützung bei der Prüfkörperherstellung und allen Arbeiten im Forschungslabor, sowie der Einweisung in den Kausimulator.

Frau PD Dr. Malgorzata Roos möchte ich für die Entwicklung und Verbesserung der Volumenverlust-Auswertung, sowie dem Erstellen der Statistik danken.

Nina Lümke gilt mein Dank für die ständige Ermutigung und Hilfestellung während des Verfassens dieser Arbeit.

Jan Jansen danke ich für die Lösung diverser PC- und Softwareprobleme.

Meiner Familie und vor allem meinen Eltern danke ich für die emotionale, sowie finanzielle Unterstützung während des gesamten Studiums und der Promotionszeit.

Andrea und Florian möchte ich besonders für den Zuspruch zur Aufnahme der Promotionstätigkeit und für die motivierende Unterstützung während der Umsetzung danken.

Eidesstattliche Versicherung

Lutz, Anna-Maria

Name, Vorname

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

Vergleich von Verschleiß und Bruchlast additiv, subtraktiv und konventionell verwendeter Aufbissschienen- Materialien

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, 03.05.2018

Ort, Datum

Unterschrift