

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

Einfluss der Nachpolymerisation auf die Qualität von 3D gedruckten Provisorien

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

Vorgelegt von
Rosalie Fabritius
aus Oberndorf bei Salzburg

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichtersteller*in:

Prof. Dr. rer. biol. Hum. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc.

Mitberichtersteller:

PD Dr. rer. Nat. Uwe Baumert, Dipl.-Biol.

Apl. Prof. Dr. Karin Huth

Dekan:

Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 06.10.2021

Anmerkung:

Teile der vorliegenden Dissertation wurden bereits publiziert:

Titel: Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing and artificial aging – an in vitro study

Autoren: PD Dr. med. dent. Marcel Reymus, Rosalie Fabritius, Dr. med. dent. Andreas Keßler, Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel, Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff, Prof. Dr. Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk, M.Sc.

Journal: Clinical Oral Investigations (2020) 24: 701-710

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1. Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing CAD/CAM	3
2.2. Aufgaben und Anforderungen von provisorischem Zahnersatz	5
2.3. Herstellungstechniken für Provisorien	7
2.3.1. Konventionelle Fertigung	7
2.3.2. CAD/CAM-Fertigung	10
2.4. Subtraktive Fertigung	11
2.4.1. Material und Eigenschaften	12
2.4.2. Vergleich mit anderen Herstellungstechniken und klinische Anwendung	14
2.5. Additive Fertigung	15
2.5.1. Überblick	15
2.5.2. Digital Light Processing	17
2.5.3. Eigenschaften des 3D Drucks	20
2.5.4. Vergleich mit anderen Herstellungstechniken	22
2.6. Polymerisation bei additiver Fertigung	23
2.6.1. Nachpolymerisation	24
2.6.2. Polymerisationsgeräte	27
2.7. Bruchlastmessung	29
2.8. Martenshärteprüfung	29
2.9. Alterungsmethoden	31
3. Ziel der Dissertation	32
4. Material und Methode	33
4.1. Herstellung der Prüfkörper	34
4.1.1. Additiv	35
4.1.2. Subtraktiv	39
4.1.3. Konventionell	40
4.2. Alterungsprozess	41
4.3. Bruchlastmessungen	42
4.3.1. Prüfkörper	42
4.3.2. Messung	44
4.4. Härtemessung	44
4.4.1. Prüfkörper	44

4.4.2.	Messung	46
4.4.3.	Alterung.....	47
4.5.	Statistische Methoden	48
4.5.1.	Bruchlastermittlung.....	48
4.5.2.	Elastischer Eindringmodul- und Martenshärteermittlung.....	49
5.	Ergebnisse	50
5.1.	Ergebnisse der Bruchlastmessungen	50
5.1.1.	Einfluss der Positionierung beim Druckvorgang	50
5.1.2.	Einfluss der Nachpolymerisation	51
5.1.3.	Einfluss der künstlichen Alterung und des Druckmaterials.....	53
5.2.	Ergebnisse Martenshärtemessung und elastischer Eindringmodul	55
5.2.1.	Einfluss der Positionierung	55
5.2.2.	Einfluss der Nachbelichtung	55
5.2.3.	Einfluss der künstlichen Alterung und des Druckmaterials.....	56
6.	Diskussion	58
6.1.	Bruchlast	58
6.2.	Härte	66
7.	Schlussfolgerung	74
8.	Zusammenfassung.....	75
9.	Literaturverzeichnis	78
10.	Anhang	93
11.	Abkürzungsverzeichnis	105
12.	Danksagung.....	106
13.	Eidesstattliche Versicherung	107

1. Einleitung

Das digitale Zeitalter hat sich als fester Bestandteil in der Zahnmedizin etabliert und Arbeitsabläufe in dieser umstrukturiert. Durch digitale Datengewinnung und -verarbeitung wird die maschinelle Herstellung, vom Modell bis hin zum Zahnersatz, ermöglicht [1].

Bisher hat sich dabei das subtraktive CAD/CAM- (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Verfahren bewährt, dessen Anfänge sich bereits in den 70er und 80er Jahren finden [2]. Mittels Fräsen, Dreh- oder Schleifmaschinen werden digital entworfene Versorgungen subtraktiv aus einem Materialblock herausgearbeitet. Durch eine Vielzahl von Materialien, die für diese Verarbeitungsform zur Verfügung stehen, ergeben sich weit gefächerte Anwendungsgebiete wie beispielsweise Inlays, Vollkronen, Brücken oder Implantat-Abutments [1, 3, 4]. Ein großer Nachteil ist allerdings, dass auf diese Herstellungsweise viel Material verloren geht. Das gewünschte Objekt wird aus einem Block gefräst, das restliche Material ebenso wie das abgeschliffene Material kann nicht wiederverwendet werden und wird verworfen. Der Ansatz der additiven Fertigung, auch 3D-Druck genannt, stellt eine Alternative dar, um dieses Problem zu lösen. Bei diesem Verfahren wird anhand des Datensatzes eines dreidimensionalen Modells das Material Schicht für Schicht zusammengesetzt, wodurch sich nur ein minimaler Materialverlust ergibt. Ein weiterer erheblicher Vorteil ist, dass auch Unterschnitte, Hohlräume und sehr feine Strukturen produzierbar sind. Dadurch ist beispielsweise die Herstellung von präzisen Aufbissschienen und Bohrschablonen für den direkten Gebrauch am Patienten möglich [1, 5, 6].

Die stetige Weiterentwicklung der verfügbaren Materialien für die additive Bearbeitung ermöglicht neuerdings auch den Druck von provisorisch eingegliedertem Zahnersatz. An diesen werden vielfältige Anforderungen gestellt, da er später eine problemlose Eingliederung der definitiven Versorgung ermöglichen soll: Die temporäre Versorgung hat zum einen eine Schutzfunktion des umliegenden Gewebes und des präparierten Zahnes vor äußeren Einflüssen, wie thermischen Reizen, Säureeinwirkung oder Plaqueanlagerung. Zum anderen sorgt sie für den Erhalt von okklusalen und approximalen Kontaktpunkten, sowie der Phonetik und Ästhetik [7, 8]. Gleichzeitig bietet sich hier für den Zahnarzt die Möglichkeit durch Langzeitprovisorien, welche über einen Zeitraum von mehreren Monaten getragen werden, geplante Veränderungen in der Okklusion oder im ästhetischen Bereich zu testen und so ein

1. Einleitung

optimales Behandlungsergebnis zu erreichen [7, 9]. Dafür muss durch das Material die Gewebefreundlichkeit, eine ausreichende Stabilität, Langlebigkeit und eine adäquate Passung des Provisoriums gewährleistet sein [10].

Die erfolgreiche Herstellung eines Provisoriums, welches oben genannte Kriterien erfüllt, ist sowohl arbeits- als auch zeitaufwändig und hing bislang vom Können und der Erfahrung des Zahnarztes und des Zahntechnikers ab. Durch die digitalen Methoden ist es heutzutage möglich, menschliche Fehler zu vermindern [11, 12]. Der Arbeitsablauf und die Herstellungszeit des Zahnersatzes kann verkürzt und ohne den Zwischenschritt über ein zahntechnisches Labor hergestellt werden. So kann schneller, präziser und günstiger gearbeitet werden [3, 12]. Da der 3D-Druck in der Zahnmedizin noch eine relativ neue Technik darstellt, ergibt sich ein großes Spektrum an Fragen in Bezug zur Konkurrenzfähigkeit gegenüber subtraktiven und konventionellen Herstellungsmethoden.

Ziel dieser Dissertation ist es, Bruchlast und Martenshärte von 3D gedruckten Provisorien zu ermitteln und mit der subtraktiven und konventionellen Herstellungsvariante mittels Tiefziehschiene zu vergleichen.

2. Literaturübersicht

In der Literaturübersicht soll eine Übersicht über die Anforderungen und Herstellungstechniken von Provisorien gegeben werden. Dabei sollen sowohl die konventionelle Technik als auch die neueren Techniken erläutert werden. Besonders soll auf die additive Fertigung in der Zahnmedizin mittels badbasierter Photopolymerisation und die damit verknüpfte Nachpolymerisierung eingegangen werden. Anschließend soll noch Einblick in die Versuchstechniken der Bruchlastmessung, Martenshärtemessung und künstlichen Alterung, welche in dieser Dissertation verwendet wurden, gegeben werden.

2.1. Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing CAD/CAM

CAD/CAM steht für Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, also das computergestützte Design und die computergestützte Anfertigung. Der Arbeitsablauf lässt sich dabei in drei Abschnitte teilen: Datenakquisition, Datenverarbeitung und Fertigung [1]. Für jeden Schritt sind wiederum spezielle Komponenten zur Umsetzung nötig. Zuerst benötigt man ein Digitalisierungstool, für die intraorale Digitalisierung wird ein Intraoralscanner mit einer Kamera verwendet. Mit diesem wird die Geometrie eines Körpers in digitale Daten umgewandelt und so für den PC lesbar. Der zweite Bestandteil ist die Software. Sie dient zur Datenverarbeitung und generiert den Datensatz für das herzustellende Produkt. Zuletzt hat man die Produktionstechnik, die die Daten in das gewünschte Objekt umwandelt. Als Materialien bieten sich je nach Herstellungstechnik Metalle, Keramiken oder auch Kunststoffe an [3]. Der Intraoralscanner ist ein lichteoptisches System, welches als Werkzeug dient, um die Daten optisch zu sammeln. Beim Scan wird das „triangulation procedure“ zum Datensammeln verwendet [3]. Die Software dient zur digitalen Konstruktion des Zahnersatzes. Die Speicherung erfolgt im STL-(standard tessellation language) Format, bei der die Oberfläche mittels Dreiecksfacetten wiedergegeben wird und der Datensatz mit einem beliebigen System weiter bearbeitet werden kann [13, 14]. Zur Produktion können subtraktive (zum Beispiel: Fräsen, Schleifen, Sägen..) oder additive Verfahren (z. B.: 3D-Druck) gewählt werden, wobei bis heute vor allem subtraktive Systeme in der Zahnmedizin weit verbreitet sind [1]. Bei einem geschlossenen Workflow wird von Firmenseite die Aufnahme mit Modellaufbereitung,

2. Literaturübersicht

das Design und die digitale Fertigung bereits kombiniert in einem System angeboten [14].

Anhand des Beispiels der Kronenherstellung wird im Folgenden die Verkürzung des Arbeitswegs durch CAD/CAM im Vergleich zur konventionellen Fertigung veranschaulicht. Da die Kronenherstellung einen großen Marktanteil hat, ist hier das Zeitersparnispotential besonders nützlich. Unabhängig vom Herstellungsweg präpariert der Zahnarzt zuerst den Zahn und schleift dabei den nötigen Substanzabtrag ab. Beim traditionellen Herstellungsweg wird dann mit konfektionierten metallischen Abformlöffeln und einem dimensionsstabilen Material eine Abformung der Präparation und des Gegenkiefers genommen. Ebenso ist eine Bissnahme am Patienten erforderlich. Der Zahntechniker fertigt die Modelle und eine Wachsmodellation des Zahnersatzes an. Die Wachsmodellation wird zusätzlich mit einem Gusskanal versehen und in Einbettmasse eingebettet. Aus dieser wird das Wachs ohne Rückstände vollständig verbrannt und der so entstandene Hohlraum durch Gieß- oder Pressverfahren mit dem Kronenmaterial gefüllt (Lost-Wax-Technik). Abschließend wird der Gusskanal abgetrennt und die Oberfläche nachbearbeitet. Die Herstellung ist hier sehr vom Können des Zahntechnikers abhängig [15-17]. Bei der CAD/CAM-Fertigung kann zwischen chairside (am Patientenstuhl), labside (laborgefertigt) oder der zentralisierten Fertigung unterschieden werden. Vor allem bei der chairside-Produktion ist die Zeitersparnis groß. Anstatt einer Abformung und der Bissnahme erfolgt ein Scan der Präparation und des Gegenkiefers, dem Patienten kann so die oft als unangenehm empfundene Abformung erspart werden. Mit Hilfe geeigneter Soft- und Hardware wie zum Beispiel dem Cerec- (CEramic REConstruction) System (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland), welches in Deutschland Marktführer [18] und weltweit verbreitet ist, erfolgt die digitale Modellation des Zahnersatzes am Patientenstuhl. Diese wird an die Schleifeinheit gesendet und produziert. Je nach Material kann eine abschließende Nachvergütung durch Glasur oder Politur, Sintern oder Brände nötig sein. Der Patient kann noch am gleichen Tag mit der neuen Krone versorgt werden [3, 19]. In den letzten rund 40 Jahren seit Einführung der Technik hat sich zudem ein vielfältiges Anwendungsgebiet entwickelt. Das von Mormann und Kollegen entwickelte Cerec-System beschränkte sich anfangs nur auf die Anwendung bei Inlays [20]. Mittlerweile wurde das Einsatzgebiet über Kronen und Brücken bis hin zu Bohrschablonen und Anwendungen in der Kieferorthopädie erweitert [21]. Ebenso wie Restaurationen für den permanenten

2. Literaturübersicht

Einsatz im Patientenmund sind genauso Provisorien, die durch ihren temporären Einsatz eigene Ansprüche mit sich bringen, über den digitalen Weg herstellbar.

2.2. Aufgaben und Anforderungen von provisorischem Zahnersatz

Bevor ein präparierter Zahn definitiv versorgt werden kann, wird während der Herstellungszeit des permanenten Zahnersatzes zuerst ein provisorischer Ersatz eingegliedert. Dieser bleibt ab dem Zeitpunkt der Präparation bis zur Fertigstellung der Restauration im Mund. Für Kronen und Brücken werden diese Provisorien herkömmlicherweise aus polymerbasiertem Kunststoff gefertigt.

Die Aufgaben eines Provisoriums haben sowohl biologische, funktionelle als auch ästhetische Aspekte [7, 22]. Mehrmonatig getragene Langzeitprovisorien müssen zusätzliche Behandlungskriterien erfüllen. Sie sind indiziert zur Erprobung einer Änderung der vertikalen oder horizontalen Kieferrelation und / oder der Okklusion, bei Änderungen der Phonetik oder Ästhetik, zum Überbrücken von Ausheilzeiten oder zum Prüfen der Prognose von fraglichen Pfeilern [9]. Das Provisorium dient dem Schutz des Pfeilers vor thermischen, mikrobiellen und chemischen Reizen. Durch die Präparation können die Dentintubuli freigelegt werden. Ohne das schützende Provisorium könnte es hierdurch zu Irritationen der Pulpa kommen [8]. Auch der Schutz des umliegenden Weichgewebes ist wichtig. Die adäquate marginale Form im Gingivabereich ohne überkonturierte Ränder und mit einer guten Politur soll eine Gingivairritation und vermehrte Plaqueretention verhindern. Ansonsten können als Folge Entzündungen oder Rezessionen der Gingiva auftreten [8]. Das Provisorium erhält durch seine Form sowohl die Okklusion, Phonetik und Funktion, als auch die Ästhetik für den Patienten. Zahnstellungsänderungen, wie Kippungen und Elongationen sollen dadurch vermieden werden. Gleichzeitig kann das Langzeitprovisorium dem Zahnarzt wie bereits erwähnt als Diagnostikum dienen, denn durch die temporäre Versorgung können Änderungen der Bisslage, der Zahnform und -stellung getestet werden [8, 9]. Die Anforderungen an den provisorischen Ersatz sind also bereits mit denen an die definitive prothetische Versorgung vergleichbar. Ein adäquater Randschluss wird vorausgesetzt, die Gestaltung der Okklusions- und Approximalkontakte, genauso die Zahnform und -stellung soll der definitiven Krone entsprechen. Um diese Aufgaben erfüllen zu können, werden auch an die verwendeten Materialien gewisse Anforderungen gestellt. Um die Biokompatibilität zu

2. Literaturübersicht

gewährleisten, dürfen keine toxischen Bestandteile enthalten sein, sondern das Material muss biologisch verträglich sein. Bei Materialunverträglichkeiten können Brennen, Schmerzen und Trockenheit der Mukosa auftreten. Auch allergische Reaktionen mit lichenoiden Reaktionen auf Inhaltskomponenten können sich manifestieren [23]. Beim Abbindevorgang von 2-Phasen-Materialien, wie PreVISION Temp (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) oder Luxatemp Automix Plus (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) darf nur eine geringe Wärmeentwicklung entstehen, die Schrumpfung dabei muss möglichst gering sein. Kim et al. [24] haben bei Di- und Monomethacrylat basierten Provisorienmaterialien temperaturabhängige Schrumpfungen bis zu 4,90 % bei 37° C Umgebungstemperatur festgestellt. Große Schrumpfung führt zu einem schlechteren marginalen Randschluss. Die marginale „Versiegelung“ ist wichtig, um Pulpensensitivitäten, Auswaschung des Zements, Eindringen von Bakterien und Sekundärkaries zu verhindern [8, 24]. Durch die exothermische Reaktion beim Abbinden ist ein iatrogenes thermisches Trauma möglich. Michalakis et al. [25] haben die Temperatur in der Pulpenkammer während der Polymerisation gemessen und konnten signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Materialien feststellen. Es wurden Maximaltemperaturen von 40,5° C gemessen. Solch ein Temperaturanstieg kann wiederum zu Vitalitätsverlusten der Zähne führen. Zach et al. konnten mit in vivo Versuchen bei einem Temperaturanstieg von 5,55° C (10° F) bereits Vitalitätsverluste von 15 % nachweisen [26]. Die Polierbarkeit der Oberfläche ist wichtig, um eine Plaqueretention und daraus resultierende Gingivitiden zu minimieren. Das Material muss eine ausreichende mechanische Festigkeit aufweisen, um den funktionellen Kräften standzuhalten. Außerdem ist eine gewisse Röntgenopazität des Materials nötig. Um das Provisorium ästhetisch ansprechend zu gestalten ist eine Farbstabilität erforderlich. Für den Behandler ist zudem eine einfache Verarbeitung mit ausreichend Bearbeitungszeit, sowie die Reparaturfähigkeit wichtig [7, 22, 27]. Je nach Materialauswahl und Herstellungsvariante sind die verschiedenen Anforderungen mehr oder weniger gut erfüllt. Die dadurch entstehenden Unterschiede beeinflussen wesentlich die Eigenschaften und somit auch, welche Ansprüche das Provisorium später erfüllen kann.

2. Literaturübersicht

2.3. Herstellungstechniken für Provisorien

Im folgenden Kapitel soll über die konventionelle Technik mit direktem, indirektem und kombiniertem Verfahren informiert werden. Ebenfalls soll bereits ein Überblick über die Möglichkeiten der CAD/CAM-Technik gegeben werden.

2.3.1. Konventionelle Fertigung

Material. Die Materialien für die Erstellung von konventionellen Provisorien direkt am Patienten sind Kunststoffe. Grundsätzlich bestehen sie aus den folgenden Bestandteilen, wobei nicht immer alle enthalten sind:

- Monomere
- Initiatoren
- Füllstoffe
- Pigmente
- Additive (z. B.: Stabilisatoren)

Initiatoren sind Moleküle, die durch Energieeinfluss Radikale bilden, welche eine Polyreaktion auslösen und so das vernetzte Polymer entstehen lassen [28]. Man unterscheidet zwischen autopolymerisierenden Pulver/Flüssigkeits-Systemen auf der Basis von PMMA (Polymethylmethacrylat) und Pasten/Pasten-Systemen auf Dimethacrylat-Basis (z.B. Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat BisGMA, Urethandimethacrylat UDMA oder Triethylenglycoldimethacrylat TEGDMA). Diese können licht-, chemisch- oder dualhärtend sein. Paste/Paste-Systeme haben eine geringere Temperaturentwicklung beim Abbinden und zudem eine schnellere Abbindezeit. Auch die Schrumpfung ist geringer, wodurch eine bessere Primärpassung resultiert. Die Sauerstoffinhibitionsschicht ermöglicht ein korrigierendes Nachtragen von Material, muss aber bei der Fertigstellung entfernt werden. Pulver/Flüssigkeits-Systeme können beim Abbinden Temperaturen bis zu 60° C entwickeln und so die Pulpa schädigen. Sie haben eine größere Schrumpfung und längere Abbindezeit. Das Nachtragen von Material ist auch hier möglich [7, 8, 22].

PMMA. PMMA ist ein Polymer auf der Grundlage eines Esters von Acrylsäure und Methacrylsäure und ist seit den 1930er Jahren als Plexiglas bekannt [28, 29]. Bei der Verarbeitung wird ein Polymerpulver mit einer Monomerflüssigkeit vermischt. Die Polymerisation kann dabei durch chemische Aktivierung mittels eines Materials wie Dimethyl-p-toluidine, durch sichtbares Licht, durch Mikrowellen oder durch Zersetzung

2. Literaturübersicht

von Benzylperoxid aufgrund Wärme initiiert werden. Es werden Kohlenstoff-Kohlenstoff-Bindungen geknüpft. Durch die Aktivierung der Initiatoren werden diese unter Energieeinfluss zu reaktiven Molekülen (Radikalen) mit einem freien Elektron. Durch die freien Radikale werden die Doppelbindungen des ungesättigten Monomermoleküls (Methylmethacrylat) geöffnet und es entstehen Einfachbindungen. Es werden immer weiter Doppelbindungen von neuen Monomerbausteinen angegriffen, das Polymer wächst kettenartig durch die Anknüpfung von Monomerbausteinen. Man spricht von einer Kettenreaktion mit drei Phasen: dem Kettenstart, dem Kettenwachstum und dem Kettenabbruch. Der Kettenabbruch erfolgt durch Rekombination, Inhibierung oder wenn kein Monomer übrig ist, beziehungsweise seine Konzentration zu gering ist. Die Umwandlung des Monomers in ein Polymer ist dabei jedoch nicht vollständig möglich, es verbleiben Restmonomere (nicht umgesetztes Monomer) im Material zurück [28, 30, 31]. Dies wiederum kann beim Patienten, genauso wie beim medizinischen Personal zu Sensibilitäten und Allergien auf Mukosa und Haut führen [31, 32]. Erstrebenswert ist folglich ein möglichst geringer Restmonomergehalt. Dies kann beispielsweise bei Heißpolymerisaten durch erhöhte Temperatur und längere Aushärtungsdauer erreicht werden, was gleichzeitig auch zu geringerer Wasseraufnahme führt [33].

PMMA weist unter den Methacrylaten die größten Festigkeitswerte auf, besitzt eine gute Ästhetik und Polierbarkeit und ist vor allem bei Langzeitprovisorien beliebt. Allerdings entwickelt es auch die höchste exothermische Reaktion und hat eine hohe Schrumpfung [8, 25]. Bis-acrylatkomposite (Paste/Paste) hingegen haben eine vergleichsweise geringe exothermische Reaktion [8, 10]. Young et al. [34] konnten beim Vergleich von Bis-acrylat und PMMA bezüglich Okklusion, Randschluss, Kontur und Oberfläche die signifikante Überlegenheit des Bis-acrylat in allen Kategorien nachweisen.

Fertigung. Beim konventionellen Herstellungsweg unterscheidet man grob zwischen direkten, im Mund gefertigten Provisorien, indirekten, im Labor gefertigten und Mischformen, wenn nur einzelne Arbeitsschritte im Labor vorgenommen werden [27, 35].

Direkte Provisorien werden im Patientenmund gefertigt. Methoden dafür sind die individuelle Abformung oder vorgefertigte Hülsen. Bei der individuellen Abformung wird mit Alginat oder einem lagerungsfähigen Material (Silikon) eine Abformung vor

2. Literaturübersicht

der Präparation gemacht. Diese dient als Formträger für das Provisorium. Nach der Präparation wird die Negativform mit Material aufgefüllt und auf den Stumpf gesetzt. Nach der Aushärtung werden die Okklusion und Approximalkontakte überprüft und korrigiert. Es erfolgt die Politur und das Einsetzen mit provisorischem Zement. Häufig werden autopolymerisierende Kunststoffe verwendet, die innerhalb kurzer Zeit im Patientenmund aushärten. Die direkte Fertigung ist den Zeitaufwand und Materialverbrauch betreffend die effizienteste Herstellungsmethode. Vorteilhaft ist hier, dass bei Fraktur oder Verlust eine einfache Nachfertigung möglich ist. Allerdings wird die vitale Pulpa hierbei einer erhöhten Temperatur, sowie freien Monomeren und anderen chemischen Bestandteilen des unpolymerisierten Materials ausgesetzt [8, 22, 36]. Bei vorgefertigten Hülsen wird nach der Präparation eine vorgefertigte Einzelkrone oder die bereits vorhandene alte Krone umgestaltet, mit Kunststoff unterfüttert und eingesetzt.

Bei kombinierten Provisorien erfolgt eine Abformung der Ausgangssituation. Auf dem Situationsmodell wird im Labor das Provisorium vorbereitet und in Situ angepasst oder angefertigt. Beliebt ist hier die Erstellung von Tiefziehschienen. Diese Technik wurde auch in dieser Dissertation verwendet. Auf ein Situationsmodell vor der Präparation wird eine transparente und flexible Kunststoffschiene tiefgezogen. Nach Abschluss der Präparation dient sie als Negativform, wie beim individuellen Abdruck. Hier kann im Labor bereits unter funktionellen und ästhetischen Gesichtspunkten die gewünschte Kronenform mit einem Wax-Up am Modell aufgewachst werden, das Modell wird dubliert und darüber die Tiefziehschiene gefertigt. Die Nachteile sind dieselben, wie bei der direkten Fertigung, da auch hier unpolymerisiertes Material mit dem Patienten in Kontakt kommt. Bei Schalenprovisorien wird vom Techniker anhand eines Wax-Up eine dünne Schale angefertigt, die in Form und Farbe angepasst ist. Diese dient als Außenform für das spätere Provisorium und wird im Mund durch Unterfütterung mit Kunststoff angepasst [27].

Indirekte, laborgefertigte Provisorien dienen vor allem als Langzeitprovisorium. Sie werden auf einem Modell des präparierten Zahns vom Zahntechniker gefertigt. Bis es fertiggestellt ist, ist zum Schutz des Zahnes ein direktes Provisorium nötig. Vorteilhaft ist hier, dass im Gegensatz zur direkten Fertigung die Pulpa nicht in Kontakt zu Monomer oder anderen chemischen Stoffen kommt und keiner Wärmebelastung ausgesetzt wird. Allerdings ist hierbei ein höherer Zeit- und Materialaufwand nötig [8, 22, 27, 36].

2. Literaturübersicht

2.3.2. CAD/CAM-Fertigung

Beim diesem Herstellungsweg wird digital über den Weg mit CAD/CAM gearbeitet, es kann zwischen subtraktiven und additiven Verfahren unterschieden werden. Die Vorarbeit ist dabei für beide Verfahren gleich, es ist ein Scan und das digitale Design nötig. Die Präparation wird dafür direkt im Patientenmund oder extraoral vom Modell gescannt, die Daten an die Software übertragen, um mit dieser das Provisorium zu designen. Beim intraoralen Scannen kann dabei die vom Patienten oft als unangenehm empfundene Abformung weggelassen werden, was gleichzeitig auch eine Zeitersparnis mit sich bringt [22].

Additive Provisorienfertigung. Beim additiven Verfahren werden die Daten an den Drucker weitergesendet, welcher das Provisorium Schicht für Schicht zusammensetzt. Abschließend muss das Provisorium von der Stützstruktur befreit, gereinigt und nachvergütet werden. Für die genaue Vorgehensweise siehe Kapitel *2.5 Additive Fertigung*.

Subtraktive Provisorienfertigung. Für die subtraktive Bearbeitung sind vorpolymerisierte Kunststoffrohlinge verfügbar, aus denen mit einer CNC-Fräse das Provisorium herausgeschliffen wird. Die Daten werden an die Schleifeinheit weitergesendet und der Rohling dort beschliffen. Als abschließende Nachbearbeitung fällt das Abtrennen vom restlichen Block und eine kurze Politur an, dann kann das Provisorium mit provisorischem Zement eingesetzt werden. Eine detailliertere Beschreibung des Vorgehens kann im Kapitel *2.4 Subtraktive Fertigung* nachgelesen werden. CAD/CAM-gefertigte Provisorien sind gleichfalls für den kurzzeitigen Einsatz nutzbar, wie auch als Langzeitprovisorium. Bei nur kurzzeitiger Tragedauer sind sie im Gegensatz zu konventionellen Provisorien jedoch nicht kosteneffizient. Ein Vorteil ist, dass die CAM-genutzten Fräsrohlinge industriell gefertigt werden. Hierbei können Sie unter standardisierten Idealbedingungen auspolymerisieren. Verarbeitungsfehler werden ausgeschlossen, sie besitzen eine bessere Homogenität, der Restmonomergehalt ist niedriger und die mechanischen Eigenschaften sind im Vergleich zu konventionell „manuell“ polymerisiertem Material verbessert [22, 37]. Alt et al. [38] haben in einer Studie die Unterschiede zwischen konventionell auspolymerisierten Provisorienkunststoffen und CAD/CAM gefertigten verglichen. Dafür wurden aus den Materialien, die für die konventionelle Fertigung verwendet

2. Literaturübersicht

werden, Blöcke für die subtraktive Bearbeitung erstellt. Diese Blöcke wurden unter Idealbedingungen vollständig auspolymerisiert. Es zeigte sich hier, dass die maximale Kraft bei der Bruchlastmessung signifikant höher war, wenn die Materialien CAD/CAM bearbeitet wurden, anstatt direkt bearbeitet. Die subtraktive Herstellung kann folglich eine gute Alternative zur konventionellen Fertigung bieten.

2.4. Subtraktive Fertigung

Bei der subtraktiven Bearbeitung wird im Gegensatz zum additiven Verfahren ein vollständiger Materialblock reduzierend bearbeitet. Durch spanende Bearbeitung mit rotierenden Werkzeugen wird das Objekt aus dem Block herausgearbeitet. Man kann je nach Schneidegeometrie Fräsen (mit exakter geometrischer Schneide) und Schleifen (geometrisch unbestimmte Schneideform) unterscheiden. Die Anforderungen an die Fräswerkzeuge sind durch das Material, welches bearbeitet werden soll, und die Bearbeitungsart bestimmt [13].

In den frühen 70ern ebneten Duret und Kollegen den Weg für CAD/CAM [20]. Mitte der 80er wurde das von Mormann entwickelte Cerec-System vorgestellt. Es wurde als erstes chairside-Konzept genutzt und war anfangs für die Anwendung auf Inlays beschränkt [39]. Durch die Entwicklung von neuen Keramik- und Kunststoffmaterialien konnte das Anwendungsgebiet mit Kronen, Brücken und Veneers immer weiter ausgebaut werden und so eine erfolgreiche Alternative zur konventionellen Technik bieten [40]. Die Digitalisierung der Präparation erfolgt mittels eines Intraoralscanners. Der Behandler erhält ein dreidimensionales Bild der Situation und kann so die Qualität der Präparation und des Abdrucks prüfen. Eventuell erforderliche Nachbearbeitungen sind direkt möglich [41]. Meist sind für das Design des Kavitätenbodens, der Approximalkontakte, okklusalen Fissuren, Höckerhöhe und -lokalisierung bereits feste Parameter hinterlegt, sie können vom Behandler aber auch individuell angepasst werden [42]. Mittels eines dreiachsigen Frässystems wird die Restauration aus einem industriell vorgefertigtem Materialblock herausgearbeitet [39]. Durch die computergestützte Bearbeitung sind neue Materialien anwendbar. In Folge des geringeren Laboraufwands werden sowohl Zeit als auch Kosten effektiv eingespart [2]. Limitierende Faktoren für den Einsatz von subtraktiver Bearbeitung sind solche, die eine exakte Passung einer Restauration beeinträchtigen können. Der menschliche Fehler ist hier kleiner als bei der konventionellen Herstellung. Trotzdem ist eine

2. Literaturübersicht

gewisse Expertise und Erfahrung des Zahnarztes oder Technikers erforderlich. Auch durch „Hardware“-Limits der Kamera oder der Fräsmaschine und ebenso der Software beim Restaurationsdesign können sich Einschränkungen ergeben. Durch stete Weiterentwicklung konnte zwischen den verschiedenen Systemausführungen bereits signifikante Verbesserungen der Passung beobachtet werden [43]. Brawek et al. [41] untersuchten die Präzision von digital hergestellten Einzelkronen. Dazu wurden die marginale und innere Passung verglichen. Zur Herstellung der verblendeten Zirkonkronen wurden zwei verschiedene Systeme (Lava COS und CEREC AC) verwendet. Für beide Systeme konnten zufriedenstellende Ergebnisse erreicht werden. Die geringsten Abweichungen wurden marginal gemessen, mit Mittelwerten von 51µm beim Lava-System und 83 µm beim Cerec-System. Die höchsten Abweichungen fanden sich im centro-okklusalen Bereich. Auch Reich et al. [44] konnten für digital hergestellte Brücken gute Ergebnisse bezüglich der marginalen Genauigkeit feststellen. Lediglich ein CAD/CAM System zeigte signifikant unterschiedliche Werte des marginalen Spaltes zur konventionellen Kontrollgruppe. Die anderen zwei Systeme erreichten vergleichbare, zufriedenstellende Ergebnisse.

2.4.1. Material und Eigenschaften

Das Material wird in vorgefertigten Blöcken verwendet. Zur Verfügung stehen Glaskeramiken, wie Feldspatkeramik, leucitverstärkte Glaskeramik oder Lithiumdisilikatkeramik; Aluminiumoxidkeramik, Zirkondioxid, Komposit oder neuartige Hybridkeramik [40, 45, 46]. Die folgende Tabelle gibt eine kleine Auswahl an verschiedenen Materialien, welche für Langzeitprovisorien geeignet sind, wieder.

Tabelle 1: Provisorien-Materialien für subtraktive Bearbeitung

Materialname	Hersteller	Materialart
artBloc Temp	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland	PMMA
cara Temp PMMA	Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland	PMMA
polycon ae	Straumann, Basel, Schweiz	PMMA
Cercon base PMMA	DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland	PMMA

2. Literaturübersicht

Everest C-Temp	KaVo, Biberach, Deutschland	Polymer Kunststoff
BeCe Temp	Bego, Bremen, Deutschland	PMMA
Vita Cad temp	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	Komposit (Acrylatpolymer)
Telio CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein	PMMA
Zenotec Pro Fix	Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, Deutschland	PMMA
New Outline CAT	anax dent GmbH, Stuttgart, Deutschland	PMMA

Durch die industriellen Herstellungsbedingungen werden Materialien produziert, welche eine konstante Qualität bieten können. Dies wird durch eine erhöhte Homogenität des Materials sowie verminderte Poren und andere Fehler erreicht, was wiederum zu verbesserten mechanischen Eigenschaften führt [45, 46]. Diese Eigenschaften müssen so sein, dass das Material zwar gut und schnell bearbeitbar ist, gleichzeitig aber auch den Kräften, die beim Schleifprozess entstehen, standhalten kann [42]. Der industrielle Fertigungsprozess ermöglicht die Verwendung von neuen Polymerisationsarten, beispielsweise mittels hoher Temperatur und Druck [46]. Für Komposit-Blöcke ergibt sich durch diese Herstellung ein Vorteil bezüglich der Monomerfreisetzung und der Toxizität. Durch unvollständige Polymerisation, wie sie hingegen bei konventioneller Herstellung auftritt, kann es vermehrt zur Freisetzung von einzelnen Komponenten und Restmonomer kommen. Diese können dermatologische und allergische Reaktionen hervorrufen oder die Pulpa schädigen. Kunststoffbasierte CAD/ CAM-Blöcke eignen sich je nach Herstellerzulassung für die chairside-Herstellung von Langzeitprovisorien genauso wie von definitiven Versorgung z. B. Paradigm MZ 100 (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) [47]. Güth et al. [48] konnten vor allem bei komplexen Wiederherstellungen vorab gute Beurteilungen bezüglich Funktion und Ästhetik der Restaurationen durch CAD/CAM

2. Literaturübersicht

hergestellte Langzeitprovisorien erreichen. Güth et al. [49] nutzten zur Behandlung von Zahnhartsubstanzverlust (durch Erosion, Abrasion oder Attrition) non-präp Restaurationen: Da Komposite oder PMMA mit Dicken von nur 0,3 mm bearbeitbar sind, ist so die Gestaltung von sehr dünn auslaufenden Rändern möglich, bei denen die restliche Zahnhartsubstanz geschont werden kann. Die Vorbehandlungsphase konnte durch subtraktiv hergestellte Polymer-Provisorien verlängert werden, was zu besseren Voraussagen über die festsitzende Versorgung führte. Auch das hohe ästhetische Potential von CAD/CAM hergestellten Polymeren qualifiziert sie als geeignetes Material für Langzeitprovisorien [50].

2.4.2. Vergleich mit anderen Herstellungstechniken und klinische Anwendung

In einer Studie von Stawarczyk et al. [51] wurden die Abrasionsfestigkeiten von Provisorien-Kunststoffen verglichen. Manuell polymerisierte Kunststoffe schnitten tendenziell schlechter ab als industriell polymerisierte. Den geringsten Materialverlust zeigte hier das microgefüllte Acrylatpolymer CADTemp (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland). Bei Abdullah et al. [52] zeigten sich hingegen für das gleiche Material signifikant schlechtere Bruchlastwerte im Vergleich zu Provisorien aus einem konventionellen Material. Allerdings zeigten die zwei weiteren CAD/CAM-Materialien die höchsten Bruchlastwerte der Studie, welche signifikant höher als die Werte von konventionellen waren. In einer weiteren Studie von Stawarczyk et al. [53] wurde ebenfalls die Bruchlast von konventionell und CAD/CAM-gefertigten Brückenprovisorien getestet. Die höchsten maximalen Kräfte erreichten hier ein Material für Eierschalenprovisorien und der CAD/CAM-Block artBloc temp (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland), wobei die Unterschiede zwischen den beiden statistisch nicht signifikant waren. In einer anderen Untersuchung von Rayyan et al. [54] erwiesen sich CAD/CAM gefertigte Provisoren farbstabiler als konventionell gefertigte. Sie erzielten ebenfalls bessere Werte im 4-Punkt-Biegetest. Beim Vergleich der marginalen Abweichung in vertikaler Ausdehnung konnten Kelvin Khng et al. [37] für den CAD/CAM bearbeiteten PMMA-Block TelioCad eine bessere marginale Passung als für konventionell gefertigte Interimskronen nachweisen.

Es wird ersichtlich, dass subtraktiv gefertigte Restaurationen durch ihre geprüfte Performance und Ästhetik sowie ihre mechanischen Eigenschaften eine gute Alternative zu konventionell gefertigtem Zahnersatz bieten können und in der klinischen Anwendung besonders für Langzeitprovisorien bereits etabliert sind [55-58].

2.5. Additive Fertigung

Der 3D-Druck, auch als layered manufacturing oder rapid prototyping bezeichnet, stellt eine additive Bearbeitungsform da, bei dem Rohmaterial in einer vordefinierten Form aufeinandergeschichtet wird. Seinen Ursprung findet diese Technik vor allem in der Automobil- und Raumfahrtbranche, wo sie zur schnellen Entwicklung von Prototypen genutzt wurde. Diese sind wichtig, um Designs anzupassen und durch schnelle Änderungsmöglichkeiten die beste Produktionsweise finden zu können [59-61].

2.5.1. Überblick

Bereits in den 90er Jahren wurde durch Weiterentwicklungen, Verbesserungen und Neuerungen von Materialien und Prozessen die additive Bearbeitungsform auch für andere Branchen, wie auch der medizinischen, immer interessanter [62]. Heute gibt sich in der Zahnmedizin ein weit gefächertes Anwendungsgebiet. Verschiedene Verfahren und Materialien ermöglichen einen vielfältigen Einsatz, auch für die direkte Anwendung im Mund [59-61, 63]: Von Modellen [64] für Prothetik, Kieferorthopädie, Operationen oder Lehre [65, 66], über Bohrschablonen für Implantate [67] oder endodontische Behandlungen [68] bis hin zu Aufbissschienen [69], kieferorthopädischen Schienen [70] und permanentem Zahnersatz [71, 72].

Voraussetzung für die Erstellung eines 3D gedruckten Objekts ist ein digitaler Volumen-Datensatz, welcher durch einen dreidimensionalen Scan einer Oberfläche oder auch eine Computertomographie (CT) generiert werden kann. Ein CAD-Programm speichert die gescannten Daten im STL-Format und die Druckersoftware bearbeitet sie weiter, wobei das Modell in eine Vielzahl gleichmäßig dicker Schichten aufgespalten wird (Slicing). Die Ausrichtung auf der Bauplatzform wird festgelegt und eine Stützstruktur generiert. So kann Schicht für Schicht das Modell gedruckt werden [15, 59, 63]. Die geometrische Komplexität hat weniger Einfluss auf den Herstellungsprozess als bei subtraktiven Verfahren. Auch komplexe Strukturen mit filigranen Details, Unterschnitten, Überhängen, Hohlräumen und selbst ein detailliertes Innenleben kann durch die additive Fertigung relativ einfach gedruckt werden. Im Gegensatz dazu würden die aus dem CAD/CAM-Bereich bekannten Fräsmaschinen hier schnell an ihre Grenzen stoßen, denn durch Materialeigenschaften und Werkzeuggröße sind diese bei komplexeren Objekten nur limitiert einsatzfähig [60, 63]. Je nach Anforderungen an das gedruckte Objekt gibt es unterschiedliche

2. Literaturübersicht

Druckarten zwischen denen gewählt werden kann. ASTM International und ISO unterscheiden 7 verschiedene Prozesskategorien der additiven Fertigung [73]:

- Freistrah-Bindemittelauftrag (binder jetting)
- Materialauftrag mit gerichteter Energieeinbringung (directed energy deposition)
- Materialextrusion (material extrusion)
- Freistrah-Materialauftrag (material jetting)
- pulverbettbasiertes Schmelzen (powder bed Fusion)
- Schichtlaminierung (sheet lamination)
- badbasierte Photopolymerisation (vat polymerization)

Zu den unterschiedlichen Prozesskategorien zählen verschiedene Druckverfahren. Im Folgenden soll ein kleiner Überblick über diese gegeben werden.

- Stereolithographie (SLA)

Bereits in den 80er Jahren entwickelte Charles Hull den SLA-Drucker [61, 63]. Schichtweise wird hierbei ein flüssiges, lichthärtendes Kunststoffharz polymerisiert. Die Bauplattform findet sich in einer harzgefüllten Wanne. Mit einem UV (Ultraviolett)-Laser wird punktuell belichtet und so die erste Schicht polymerisiert und gehärtet. Die Plattform senkt sich um einen definierten Wert ab, welcher der Dicke der einzelnen Schicht entspricht, und eine gleichmäßige Schicht Harz wird mit einem Wischer über die Oberfläche gezogen. Nun wird die nächste Schicht gezielt gehärtet. Der Prozess wird so lange wiederholt, bis das komplette Objekt von unten nach oben aufgebaut ist. Nach dem Druck muss die Stützstruktur entfernt werden, das Objekt von überschüssigem Harz gesäubert werden und in einem UV-Gerät nachbelichtet werden [60, 63]. Da der Laser jede Schicht einzeln abfahren muss, können sich lange Produktionszeiten ergeben [1, 63].

Dieses Verfahren ist nur für lichthärtende Polymere anwendbar. Vorteilhaft ist, das akkurat und selbst mit transparenten Materialien gedruckt werden kann. So wird es besonders gerne für Implantat-Bohrschablonen verwendet. Doch auch für provisorische Kronen und Brücken und Modelle für das Wachsausbrennverfahren wird es genutzt [1].

- Digital Light Processing (DLP)

Diese Drucktechnik wurde in dieser Dissertation verwendet. Die Funktionsweise ist sehr ähnlich dem SLA-Verfahren, sie zählen beide zur

2. Literaturübersicht

badbasierten Photopolymerisation und unterscheiden sich durch die Lichtquelle. Im nächsten Kapitel 2.5.2 *Digital Light Processing* wird diese Technik ausführlich beschrieben.

- Photopolymer jetting (Tintenstrahldruck)

Dieses Verfahren funktioniert ähnlich wie ein zweidimensionaler Tintenstrahldrucker. Aus einem beweglichen Druckkopf werden schichtweise kleine "Tintentropfen" aus Photopolymer auf die Druckplattform aufgebracht. Hier kann durch die Verwendung von mehreren Druckköpfen gleichzeitig in mehreren Farben und sogar unterschiedlichen Materialien gedruckt werden. So kann ein Objekt zu Beispiel gleichzeitig flexible und starre Bereiche haben. Diese Technik ist für Modelle, Bohrschablonen, Übertragungsschablonen für Kieferorthopädie-Brackets oder aber Wachsmodelle zum späteren Gießen geeignet [1, 60].

- Fused Deposition Modeling (FDM)

FDM wird auch als Schmelzschichtung oder fused filament fabrication bezeichnet. Thermoplastisches Material (Filament) wird von einer Spule durch einen erwärmten Druckkopf auf die Bauplattform aufgetragen. Der Druckkopf ist sowohl horizontal als auch vertikal beweglich, das Material erstarrt direkt nach dem Auswurf [1, 60]. Anwendung findet dieses Verfahren unter anderem bei Modellen und chirurgische Schablonen [63, 74].

- Selective Laser Sintering (SLS)/Selective Laser Melting (SLM)

Ein Hochleistungs-Laser wird auf eine feine Puderschicht gerichtet. Dort wo der Laserstrahl auftrifft, wird das Pulver zum Schmelzen gebracht und bewirkt ein Verschmelzen der Pulverpartikel. Die Bauplattform wird um eine Schichtdicke abgesenkt, mit einer Walze neues Pulver aufgetragen und die nächste Schicht ausgehärtet.

Sowohl Polymere als auch Metall- und Keramikpulver, können verwendet werden. Bei der Verarbeitung von Metall bezieht man sich meist auf SLM, bei Polymer und Keramik auf SLS [1, 63]. So können beispielsweise Legierungen für Metallkeramikkrone hergestellt werden [71].

2.5.2. Digital Light Processing

Das DLP-Verfahren ähnelt sehr dem SLA-Verfahren, auch hier wird eine Druckplattform in einer Wanne mit photosensitivem Kunstharz versenkt, jedoch wird

2. Literaturübersicht

eine andere Lichtquelle verwendet [75]. Die Druckplattform ist senkrecht auf und ab beweglich und gibt so die z-Achse des zu fertigenden Objekts vor, auf dem Wannengrund liegt die x- und y-Achse. Am Boden der Wanne findet sich ein transparentes Fenster. Eine Hochleistungs-LED (light-emitting diode) projiziert Licht auf einen Flächenlichtmodulator (digital micromirror device), welcher 1987 von Larry Hornbeck für Texas Instruments entwickelt wurde [75]. Das Licht wird dort durch eine Vielzahl mikroskopisch kleiner Mikrospiegel reflektiert. So können unterschiedlich helle Pixel erzeugt werden und durch das Fenster auf die Bauplattform projiziert werden. Dadurch ist es möglich, gleichzeitig die gesamte Arbeitsfläche und so die gesamte Fläche des Druckobjekts zu belichten (Abb.1). Im Bereich zwischen Wannengrund und Druckplattform entsteht durch die Belichtung die erste Schicht. Danach wird die Plattform von der Wanne abgehoben, wodurch die entstandene Schicht vom Fenster abgelöst wird und die Plattform wieder versenkt, um die nächste Schicht zu drucken. Schicht für Schicht entsteht ein festes Objekt aus dem flüssigen Harz. Der Prozess wird so lange wiederholt, bis das gesamte Werkstück fertig ist. Abschließend fährt die Plattform wieder in die höchste Position, das restliche Harz kann vom kopfüberhängendem Druckobjekt abtropfen und das Objekt dann abgelöst werden [4, 75-77]. Der Druckprozess ist damit zwar abgeschlossen, es fehlt aber noch die Nachbearbeitung: die Stützstrukturen müssen entfernt und das Objekt nach Herstellerempfehlung gesäubert und nachpolymerisiert werden. Im Gegensatz zum SLA-Verfahren, bei dem ein Laserstrahl nur punktuell belichtet, kann beim DLP-Verfahren durch das gleichzeitige Belichten der kompletten Fläche eine kürzere Herstellungszeit mit Fertigungsgeschwindigkeiten zwischen 10-138mm/h erreicht werden [77, 78].

2. Literaturübersicht

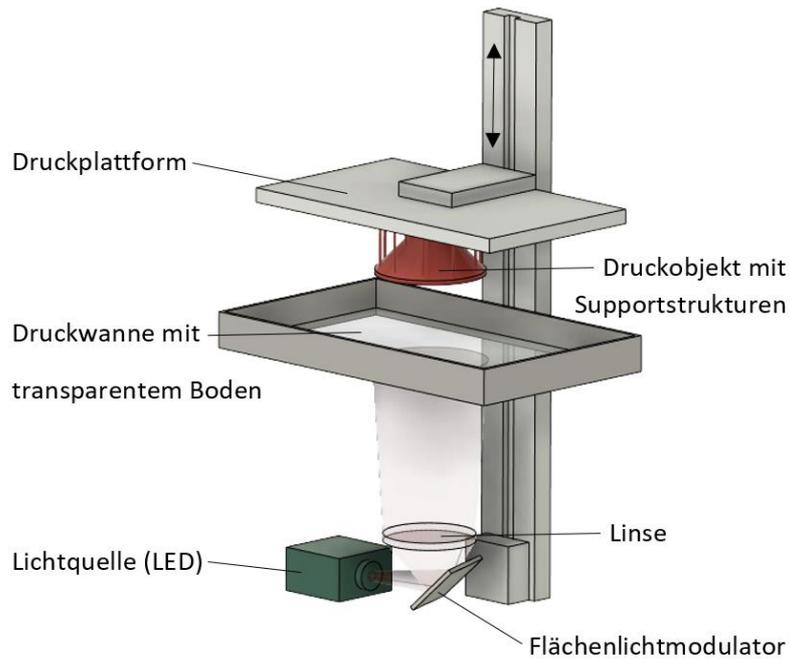


Abb. 1: Schematische Zeichnung eines DLP-Druckers, angelehnt an [77]

Angewendet wird DLP beispielsweise für verschiedene Modelle, Wachsausbrennverfahren, Bohrschablonen, Provisorien oder Schienen [77]. Auf dem Markt findet sich mittlerweile eine Vielzahl an Herstellern von 3D Druckern für den dentalen Bereich, die stets weiterentwickelt werden [79]. In der folgenden Tabelle finden sich einige Beispiele für DLP-Drucker und deren Hersteller.

Tabelle 2: Beispiele für DLP-Drucker

Drucker	Hersteller	Lichtquelle	Schichtdicke μm
D20 II [80]	Rapidshape, Heimsheim, Deutschland	UV LED 385 nm	25 / 50 / 100
Asiga MAX UV [81]	Asiga, Sydney, Australien	UV LED 385 nm	Stufenlos von 25 - 100
Micro Plus XL [82]	Envisiontec, Dearborn, Michigan, USA	UV LED	25 - 75
SolFlex 170 [78]	Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland	UV LED 385 nm	25 - 200

2. Literaturübersicht

Varseo S [83]	Bego, Bremen, Deutschland	Keine Angabe	50 - 100
---------------	------------------------------	--------------	----------

Speziell für den Druck von provisorischem und definitivem Zahnersatz finden sich verschiedene Materialien auf dem Markt. Die folgende Tabelle soll einen kleinen Überblick über verfügbare Polymerharze schaffen.

Tabelle 3: Materialien für additiv gefertigte Provisorien

Hersteller	Material	Drucker	Technik	Medizin- produkt- gesetz	Biege- festigkeit (gemäß Herstellerangabe)	Wellen- länge
Bego [84]	Varseo Smile Temp	Bego Varseo Drucker	DLP	Klasse IIa	80 MPa	405 nm
Deltamed [85]	3Delta ETemp	Keine Empfehlung	DLP	Klasse IIa	-	385 nm
Dentona [86, 87]	Optiprint temp 385	-	-	Klasse IIa	90 MPa	385 nm
Detax [88]	Freeprint temp	Asiga, Rapidshape,..	DLP	Klasse IIa	100 MPa	385 nm
Envision Tec [89]	E-Dent 400	Micro-Reihe, ...	DLP	Klasse IIa	85 MPa	-
GC [90, 91]	Temp print	u. a. Asiga	DLP	Klasse IIa	>90 MPa	385 - 405 nm
Next Dent [92, 93]	C&B, C&B MFH	SLA/ DLP	SLA/ DLP	Klasse IIa	>50 Mpa	-

2.5.3. Eigenschaften des 3D Drucks

Die Wahl des richtigen Druckverfahrens ist abhängig von den Kosten, dem Material, dem Verwendungszweck, der Oberflächenbeschaffenheit und der erforderlichen Druckpräzision [15]. Gemeinsam haben die verschiedenen Druckprozesse alle, dass eine Adhäsion zwischen den einzelnen Schichten nötig ist. Doch nicht nur die Druckart, sondern auch verschiedene Parameter können Auswirkungen auf den Druck haben: neben dem Material zählen dazu unter anderem die Orientierung des Objekts, das Design der Stützstruktur oder die Dicke der einzelnen Schichten. Der Anwender kann die Ausrichtung des zu druckenden Objekts auf der Bauplatzform nach Belieben wählen und ändern, doch ergibt sich durch die Orientierung eine Beeinflussung der

2. Literaturübersicht

Stützstruktur, der Druckdauer und sogar der mechanischen Eigenschaften [59]. Durch die schichtweise Fertigung ergibt sich für das Druckobjekt eine Anisotropie, seine Eigenschaften sind richtungsabhängig und somit unterschiedlich zwischen den Schichten [94]. Die mechanischen Eigenschaften sind folglich abhängig von der Druckpositionierung. Bereits vor dem Druck ist es für den Anwender wichtig, sich zu überlegen, worauf Wert gelegt wird.

Durch die Orientierung kann die Anzahl der Schichten variieren, zum Beispiel hat ein flaches Objekt weniger Schichten als ein hohes. Die Anzahl wirkt sich wiederum direkt auf die Fertigungsdauer aus. Puebla et al. [95] konnten zudem einen statistischen Einfluss der Druckrichtung im SLA-Verfahren auf mechanische Eigenschaften nachweisen. Verwendet wurde für diese Studie ein Harz, welches nicht für dentalen Einsatz geeignet ist. Auch andere Autoren wiesen eine Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften durch die Druckrichtung nach [96-99]. Es wird angenommen, dass die Adhäsion innerhalb einer Druckschicht nicht der zwischen den Schichten entspricht. Je nachdem ob und wie das Objekt später belastet wird, kann sich dies vorteilhaft oder negativ auswirken. Die Druckpositionierung steht zudem in direkter Beziehung zur Richtigkeit des gedruckten Objekts, also der Abweichung von der Originalform [100]. Die Stützstruktur ist nötig, um Überhänge zu unterstützen und so für ausreichend Stabilität beim Druck zu sorgen. Je nach Anzahl der Stützen kann sich auch die Zeitdauer des Drucks und der Arbeitsaufwand zum Entfernen der Stützen nach dem Druck, die Materialmenge und die Oberflächenbeschaffenheit verändern [59]. Alharbi et al. [101] stellten einen Einfluss der Supportstruktur und des Positionierungswinkel auf die dimensionale Akkuratheit fest. Ein inadäquater Support resultiert in einer höheren Abweichung. Auch die Dicke der einzelnen Schichten wirkt sich auf die mechanischen Eigenschaften [102] und gleichfalls auf die Druckgenauigkeit aus. Je dünner die Schichten, umso genauer wird der Druck, aber umso länger dauert auch die Fertigung [59]. Tahayeri et al. [100] untersuchten den Einfluss von Schichtdicken von 25 μm , 50 μm und 100 μm auf den E-Modul, konnten hierbei aber keinen signifikanten Einfluss feststellen. Bei der Spannungsspitze hingegen wurden Unterschiede zwischen den verschiedenen Schichtdicken ermittelt, insgesamt stellten sie aber keinen signifikanten Effekt auf die mechanischen Eigenschaften fest. Ebenfalls die Nachbearbeitung des Objekts und Alterung können potentiell zu Veränderungen führen [95, 98, 103-105]. Vor allem Kunststoffe sind durch ihre Materialzusammensetzung auf korrekte Nachbelichtung angewiesen und

2. Literaturübersicht

gleichzeitig anfällig für Hydrolyse und Wasseraufnahme. Unter anderem wurde durch Puebla et al. [95] ein Einfluss der Alterung bei einem SLA-Material nachgewiesen.

Derzeit gibt es noch vergleichsweise wenig Untersuchungen, in welchen die Eigenschaften 3D gedruckter zahnmedizinischer Restaurationen, die durch die verschiedenen Parameter beeinflusst werden, getestet wurden [100]. Das macht dieses Gebiet besonders wichtig bei und gleichzeitig für zukünftige Untersuchungen.

2.5.4. Vergleich mit anderen Herstellungstechniken

Um Aussagen darüber treffen zu können, wie geeignet die additive Fertigung für die speziellen Anwendungsgebiete ist, sind Untersuchungen nötig, bei denen Vergleiche mit konventionell gefertigten Prüfkörpern gezogen werden. Erst so lässt sich überprüfen, ob beispielsweise gedruckter Zahnersatz mit konventionellen Restaurationen konkurrieren kann. Digholkar et al. [106] fertigten Blöcke aus Provisorienmaterialien über den konventionellen Herstellungsweg, subtraktiv und mittels DLP-Druck in den Maßen 25 mm x 2 mm x 2 mm. Die micro-hybridgefüllten, gedruckten Prüfkörper erzielten beim 3-Punkt-Biegeversuch die schlechtesten Werte. Bei der Härteprüfung nach Knoop konnte das Druckmaterial hingegen die höchsten Werte erzielen, woraus sich schließen lässt, dass es widerstandsfähiger gegen Oberflächenverschleiß und Abnutzung ist. Tahayeri et al. [100] prüften ebenfalls Materialblöcke mit den Maßen 25 mm x 2 mm x 2 mm für Langzeitprovisorien. Das Material NextDent C&B (SLA-Druck) wurde mit den zwei konventionellen Materialien Integrity (Densply Sirona, Bensheim, Deutschland) und Jet (Lang Dental, Illinois, USA) bezüglich der mechanischen Eigenschaften im 3-Punkt-Biegeversuch verglichen. Der E-Modul von NextDent C&B lag im gleichen Wertebereich wie Jet, erreichte jedoch signifikant geringere Werte als Integrity. Andererseits waren die Spannungsspitzen von NextDent C&B und Integrity ähnlich und signifikant höher als von Jet. Reepomaha et al. [57] setzen provisorische Kronen zyklischer okklusaler Last und einem Thermozyklus aus, was einen thermo-mechanischen Alterungsprozess simuliert. Die Prüfgruppen bestanden aus zwei konventionellen Langzeitprovisorienmaterialien, einem für die subtraktive und einem für die additive Fertigung (DLP). Die gefertigten provisorischen Einzelzahnkronen wurden auf Epoxidstümpfe zementiert. Es wurde die maximale Kraft bei der Fraktur nach der Alterung gemessen: das konventionelle Bisacryl-Material, das additive und das subtraktive Material erreichten die höchsten Werte im gleichen Wertebereich. Das

2. Literaturübersicht

konventionelle Methylmethacrylat-Material erzielte signifikant schlechtere Werte als die anderen drei Gruppen.

Bei Brücken und Kronen ist eine weitere Untersuchungsmethode, die marginale, innere und äußere Passung zu vergleichen, denn ein vergrößerter marginaler Spalt kann zu einem Versagen der Restauration führen. Auch bei provisorischen Restaurationen ist eine gute Passung wichtig, um die korrekte Zahnstellung zu erhalten und Sekundärkaries zu verhindern. Dazu prüften Pompa et al. [72] die Passung einer viergliedrigen Brücke. Die marginalen Abweichungen der konventionellen, der gefrästen und der gedruckten Brücken lagen alle innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs. Die geringsten Abweichungen mit $43,92\ \mu\text{m}$ konnten beim 3D Druck gemessen werden. Eftekhari Ashtiani et al. [11] untersuchten die dimensionale Richtigkeit von digital und konventionell hergestellten Keramik-Onlays. Es wurden sogenannte „Castable“ gedruckt, gefräst und konventionell gefertigt, um sie dann über den bekannten Arbeitsweg vergleichbar mit der Lost-Wax-Technik in Keramik umzusetzen. Zwar konnten für alle Herstellungswege Werte, die im Bereich der akzeptablen marginalen Abweichung zwischen $20 - 150\ \mu\text{m}$ liegen, gemessen werden. Allerdings waren hier die digitalen Methoden zur Abformung und Herstellung weniger akkurat als die konventionelle Methode. In einer ähnlichen Studie von Homsy et al. [107] wurden Lithiumdisilikatkeramik-Inlays mittels konventionellen, gefrästen und gedruckten Wachsmoellen hergestellt. Bei Herstellung mit einer digitalen Abformung und gefrästen Modellen wurde die geringste marginale Abweichung ($24,8\ \mu\text{m}$) beobachtet. Der 3D-Druck hatte Werte ähnlich der konventionellen Wachs-Inlays bezüglich der marginalen und inneren Passung. Mai et al. [108] hingegen stellen ein bessere marginale Passung von 3D gedruckten und gefrästen Interimsrestaurationen gegenüber konventionell gefertigten fest. Durch den Polymerjet-Druck konnte die approximale, marginale und innere Passung verbessert werden. Ferner haben Alharbi et al. [109] die interne und marginale Passung von 3D gedrucktem und gefrästem Interimsersatz verglichen. Statistisch geringere Werte für den inneren und marginalen Spalt wurden für gedruckte Restaurationen gemessen.

2.6. Polymerisation bei additiver Fertigung

Wie bereits erwähnt, ist der Vorgang der Polymerisation beim 3D-Druck sowohl während des Druckvorgangs als auch bei der Nachbearbeitung essentiell. Harze für

2. Literaturübersicht

DLP und SLA sind lichtsensitiv, mit speziellen Photoinitiatoren versetzt und werden bereits während des Druckvorgangs Schicht für Schicht belichtet. Das flüssige Materialgemisch wird durch die Photopolymerisation in einen festen Zustand umgewandelt. Diese kurze Belichtung ist für die vollständige Polymerisation des Monomergemischs allerdings nicht ausreichend. Folglich ist eine zusätzliche Nachpolymerisation nötig.

2.6.1. Nachpolymerisation

Der Großteil des restlichen Photoinitiators wird dabei aktiviert, unverbrauchte Monomere zur Polymerisation gebracht und die Reaktion abgeschlossen. Der Restmonomergehalt wird verringert. Erst so können die mechanischen und teilweise auch optischen Eigenschaften, aber auch die Biokompatibilität gewährleistet werden [4, 110]. Der Grad der Monomer-Polymer-Umsetzung (Konversionsrate) spielt dabei eine wichtige Rolle [111-114]. Der Umsetzungsgrad beschreibt, welcher Prozentsatz an Monomer zu Polymer umgesetzt wurde und beträgt stets weniger als 100 % [28]. Bei niedrigen Umsetzungsgraden, sprich einer geringeren Vernetzungsdichte im Polymernetzwerk, kommt es zu negativen Veränderungen der physikalischen und mechanischen Eigenschaften wie beispielsweise E-Modul oder Härte. Die Polymerisation kann durch die Zusammensetzung des Dentalharzes, die Photoinitiator-Konzentration oder die Bestrahlungsintensität und -dauer gelenkt werden [112].

Photoinitiatoren sind in der Zahnmedizin kein Neuland, sondern bereits seit Einführung der lighthärtenden Komposite in den 70er Jahren in der alltäglichen Behandlung präsent. Durch die radikalische Photopolymerisation bei Kompositen, welche in der Füllungstherapie angewendet werden, ist die gezielte Aushärtung nach der Applikation möglich. Mittels Lichtaktivierung des photolabilen Initiators werden energiereiche Moleküle (Radikale) gebildet. Diese reagieren mit den Doppelbindungen der Monomere im Komposit und bilden Polymerketten, was wiederum zur Materialaushärtung führt. Anfangs wurden UV-Licht absorbierende Initiatoren verwendet, später Initiatoren im sichtbaren Wellenlängenbereich des Lichts. Häufig werden Campherchinon/Amin, Phenylpropandion und Acylphosphinoxide (Lucirin TPO) genutzt. Der Photoinitiator übt Einfluss auf die Färbung, die Farbstabilität und die Tiefe der Durchhärtung aus. Seine Effizienz ist abhängig davon, wie gut das Absorptionsspektrum mit dem Emissionsspektrum der Lichtquelle zusammenpasst.

2. Literaturübersicht

Außerdem ist ein möglichst hoher Absorptionsgrad bei geringer Konzentration gewünscht [113, 115-117]. Campherchinon ist ein Beispiel für einen typischen Initiator im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichts, sein Absorptionsmaximum liegt bei 468nm. Für die effektive Polymerisation benötigt er einen Koinitiator, ein Amin, welches selbst kein Licht absorbiert aber mit dem aktivierten Initiator interagiert. Ein Nachteil ist der Gelbstich dieses Initiators. Die weitere Entwicklung von Initiatoren führte zur Verwendung von Phosphinoxiden, welche zwar eine verbesserte Farbstabilität bieten, nachteilig aber schlechtere mechanische Eigenschaften aufweisen [113, 115]. Lucirin TPO hat sein Maximum bei 385 nm, im Übergang zwischen sichtbarem Licht und langwelligem Ultraviolettlicht [117]. Ein Beispiel für einen neueren, experimentellen Initiator ist das Keton 9,10-Phenanthrenchinon. Dieser bietet im Vergleich zur klassischen Campherchinon-Amin Kombination zwar einen vergleichbaren Umsetzungsgrad, ist allerdings weniger farbstabil und hat eine geringere Durchhärtungstiefe [113]. Für Komposite wurde anfangs UV-Belichtung zusammen mit dem Initiator Benzoinmethylether [115] verwendet, die emittierte Strahlung findet sich hier im kurzwelligen Bereich. Da diese jedoch Schädigungen der Augen und Veränderungen der oralen Mundflora hervorrufen kann, wurden Lampen mit sichtbarem Licht entwickelt. Mit einem Wellenspektrum zwischen 400 - 550 nm passt Campherchinon als Initiator optimal dazu. Auch heute noch ist die Belichtung mit sichtbarem Licht am beliebtesten. LED-Lampen stellen eine weitere effiziente und rentable Lichtquelle dar. Blaue LEDs passen ebenfalls gut zum Absorptionsspektrum von Campherchinon. Es werden drei Generationen an LEDs unterschieden. Die anfängliche 1. Generation hatte noch ein vergleichsweise geringes Nachbelichtungspotential. Die 3. Generation, die mit blauen und violetten LED-Chips ausgestattet ist, ist sowohl für Campherchinon als auch andere Initiatoren gut geeignet [116]. Für Komposite zur direkten oralen Einbringung werden tragbare Polymerisationslampen ähnlich der Form eines Stifts oder einer Pistole mit einer lichtleitenden Spitze verwendet. Die Spitze wird auf den Bereich gerichtet, der belichtet werden soll [118].

Je nach Hersteller werden für 3D-Druckmaterialien unterschiedliche Empfehlungen für Geräte zur Nachbelichtung angegeben, diese sind angepasst an das Material mit UV- oder LED-Lampen ausgestattet. Ein Vorteil des Polymerisationsvorgangs bei 3D gedruckten Materialien ist, dass dieser in einem abgeschlossenen Behältnis außerhalb des Mundes durchgeführt wird. So können mögliche Schädigungen durch die

2. Literaturübersicht

Strahlung des verwendeten Lichts sowohl für Behandler als auch für den Patienten vermieden werden. Zhang et Xiao [119] nennen für den 3D Druck unterschiedliche verfügbare Initiatoren, welche sensitiv für sichtbares oder UV-Licht sind, wie:

- TPO (Absorptionsmaximum ~ 380 nm)
- BAPO (Maximum ~370 nm)
- Irgacure 184 (Maximum ~246 nm)
- Irgacure 369 (Maximum ~ 324 nm)
- NDP2 (Maximum ~ 417 nm)
- ATNA1 (Maximum ~419 nm)
- AZ3 (Maximum ~ 390 nm)
- Ivocerin (Maximum ~ 408 nm)

Für die DLP-druckbaren Provisorienmaterialien, welche in Tabelle 3 *Materialien für additiv gefertigte Provisorien* aufgelistet sind, findet sich das Wellenspektrum zwischen 385 - 405 nm. Speziell für den Einfluss der Nachpolymerisation auf gedruckte Kunststoffe und die damit verbundenen Auswirkungen auf Biokompatibilität und mechanische Eigenschaften ist die derzeitige Datenlage gering. Genauso, ob unterschiedliche Polymerisationsgeräte auch unterschiedliche Resultate bei demselben Material hervorrufen können. Während des Polymerisationsvorgangs von Kunststoffharzen kann es zur Freisetzung einzelner Komponenten in die orale Umgebung kommen. Auch später kann es zu einem Zerfall des Polymers durch Kaubelastung, Temperaturwechsel oder Speichel kommen. Wassermoleküle im Speichel lösen dabei ungehärtete, ungebundene Monomere heraus. Eine systemische Aufnahme der chemischen Substanzen kann dabei direkt durch die orale Mukosa oder aber indirekt z. B. durch Diffusion zur Pulpa durch Dentintubuli oder den Gastrointestinal Trakt erfolgen [111]. Um zu prüfen, inwieweit dies auch bei gedruckten Polymeren auftritt, die zwar außerhalb des Mundes polymerisiert, aber für die orale Anwendung geeignet sind, sind weitere Studien nötig. Tahayeri et al. [100] testeten mechanische Eigenschaften von gedruckten Materialien für Kronen und Brücken und konventionellen Materialien mittels 3-Punkt-Biegeversuch. Obwohl die gedruckten Materialien nicht nachpolymerisiert wurden, also ohne die vom Hersteller empfohlene Nachbearbeitung verwendet wurden, konnten vergleichbare Eigenschaften zu den konventionellen Materialien festgestellt werden. Tahayeri et al. wiesen allerdings darauf hin, dass durch die korrekte Nachbelichtung möglicherweise noch bessere

2. Literaturübersicht

Werte erreichbar wären. Unkovskiy et al. [105] konnten durch den 3-Punkt-Biegeversuch von SLA gedruckten Objekten statistisch signifikante Unterschiede zwischen nachpolymerisierten und unpolymerisierten Druckobjekten nachweisen. Die Polymerisierten konnten hier bessere Biegefestigkeitswerte erzielen. Zwischen verschiedenen Geräten, die für die Polymerisation verwendet wurden, ohne jedoch speziell für die Nachbelichtung beim 3D-Druck angepasst zu sein, konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Für die Versuche in dieser Dissertation wurden für die Nachpolymerisation der 3D gedruckten Materialien drei unterschiedliche Geräte verwendet, welche im nachfolgenden Teil genauer beschrieben werden.

2.6.2. Polymerisationsgeräte

Otoflash G171. Der Otoflash G171 von NK-Optik (Baierbrunn, Deutschland) ist ein UV-Blitzlichtgerät mit zwei Blitzlampen. Die Lampen erzeugen eine Lichtstrahlung mit einem Spektrum von 300 - 700 nm, wobei das Maximum zwischen 400 und 500 nm liegt, und werden mit einer Frequenz von 10 Blitzen pro Sekunde verwendet. Die Lampen finden sich am Boden der Lichtkammer, welche komplett mit reflektierendem Material ausgekleidet ist. Während der Belichtung wird das zu belichtende Objekt in einer transparenten Plexi-Schale in der Kammer platziert. Es stehen zwei verschiedene Schalen zur Auswahl: 280N2 ohne UVB-Blocker, 360N2 mit UVB-Blocker. Die Schale wird je nach Herstellerangabe verwendet, um beispielsweise eine unerwünschte Gelbfärbung zu verhindern. Als zusätzliche Option kann bei diesem Gerät gewählt werden, ob die Polymerisation unter Schutzgasatmosphäre mit Stickstoff (N₂) stattfinden soll. Hierbei wird der Sauerstoff in der Lichtkammer durch Stickstoff verdrängt und dadurch die Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht verhindert [120] (Abb. 2).

Printbox. Die LC-3DPrintbox von NextDent (Soesterberg, Niederlande) ist ein Licht-Polymerisationsgerät mit 12 UV-Lampen a 18 Watt (6 x Typ Farbe 71, 6 x Farbe 78) zur Polymerisierung 3D gedruckter Objekte. Das Lichtspektrum findet sich zwischen 300 - 500 nm. Es sind je zwei Lampen am Boden und Deckel angebracht, die restlichen sind zirkulär angeordnet, die Innenseiten sind mit Reflexionsblech verkleidet. So soll eine gleichmäßige Polymerisation gewährleistet werden. Das Gerät ist mit einer

2. Literaturübersicht

automatischen Lüftung ausgestattet, die für eine angemessene Arbeitstemperatur sorgt [121] (Abb. 3).

Labolight DUO. Das Labolight Duo von GC (Leuven, Belgien) ist ein LED-Lichthärtegerät mit 12 blauen und drei violetten LEDs. Der Lichtwellenlängenbereich findet sich zwischen 380 und 510 nm mit Peaks bei 475 nm (blaue LED) und 395 nm (violette LED). Oben, mittig und unten im Gehäuse findet sich jeweils eine LED-Lampe, die sich aus je vier blauen und einer mittig platzierten violetten LED zusammensetzt. Die zu polymerisierenden Objekte werden auf einer rotierenden Platte platziert. Die Beleuchtung erfolgt entweder im Vollmodus mit Belichtungszeiten von einer, eineinhalb, drei oder fünf Minuten oder im Intervallmodus mit 10-Sekunden-Intervallen, die man auf maximal dreißig Sekunden kontinuierliche Beleuchtung verlängern kann [122] (Abb. 4).



Abb. 2: Otoflash G171



Abb. 3: LC-3DPrint Box



Abb. 4: Labolight DUO

2. Literaturübersicht

2.7. Bruchlastmessung

Bei der Prüfung der Bruchlast wird auf einen Körper eine Kraft ausgeübt bis zu dem Zeitpunkt, bei dem das Material versagt und eine Fraktur entsteht. Da für den Zahnersatz verwendete Materialien beim Kauvorgang Kräften von teilweise um die 900 N [123] ausgesetzt werden können, ist die Bruchlastmessung eine beliebte Methode, um Aussagen über Eignung von Materialien treffen zu können.

Es werden Prüfkörper verwendet beispielsweise in Form von Kronen [124, 125], mehrgliedrigen Brücken [58, 126] oder auch Implantat-Abutments [127], welche die klinische Situation möglichst genau wiedergeben. Mit einer Universalprüfmaschine wie der Zwick 1445 wird mittels eines zylindrischen oder kugelförmigen Prüfstempels eine Kraft mit einem Vorschub zwischen 0,5 - 2 mm/min auf die Prüfkörper ausgeübt [58, 124-126, 128]. Bei Kronen und Brücken wird die Krafrichtung in der Regel axial von okklusal nach cervical wirkend auf das Fossazentrum ausgewählt [58, 124, 126]. Wichtig ist hierbei, bei jedem einzelnen Prüfkörper den gleichen Kraftansatzpunkt auszuwählen. Um eine möglichst gleichmäßige Kraftverteilung zu erreichen und so lokale Kraftpeaks zu vermeiden, wird eine Zinnfolie zwischen Prüfkörper und -stempel eingelegt. Die Dicke kann hierbei zwischen 0,3 - 1 mm variieren [58, 125, 126]. Der Zeitpunkt des Materialversagens wird als Kraftabfall der Maximalkraft definiert und der Wert dieses Bruchs notiert. Für diesen Versuchsaufbau ist keine Norm festgelegt, was Vergleiche mit anderen Versuchen erschwert. Ein Nachteil der klinischen Geometrie ist, dass sie keinen direkten Vergleich zwischen Zentren erlaubt. Anders ist dies bei definierten ISO-Normen, bei denen der Versuchsaufbau und die Prüfkörpergeometrie hinterlegt sind und so ein Vergleich von Ergebnissen ermöglicht wird. Für polymerbasierte Kronen und Brücken Materialien ist in der ISO-Norm 10477 beispielsweise für die Biegefestigkeit ein standardisiertes Prüfverfahren und genormte Prüfkörper definiert [129].

2.8. Martenshärteprüfung

Das Prüfverfahren wird in der DIN EN ISO14577 Metallische Werkstoffe - Instrumentierte Eindringprüfung zur Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter festgelegt und ist auch für nichtmetallische Werkstoffe anwendbar. Die Martenshärte HM ist definiert als Verhältnis der Prüfkraft zu der Kontaktoberfläche. Sie wird in N/mm² angegeben. Es kann außerdem der elastische

2. Literaturübersicht

Eindringmodul E_{IT} in kN/mm^2 gemessen werden [130]. Weitere gemessene Materialparameter sind unter anderem: Eindringhärte H_{IT} , Eindringkriechen C_{IT} , Elastische Eindringarbeit W_{elast} , gesamte Eindringarbeit W_{total} oder elastischer Anteil der Eindringarbeit η_{IT} [131].

Bei der Messung kann als Eindringkörper eine Vickerspyramide (vierseitige Pyramide mit Basis eines Quadrats und einem Winkel von 136° der gegenüberliegenden Seiten) verwendet werden. Eine Diamantpyramide mit gleichseitiger dreieckiger Basis (Berkovich Pyramide) ist ebenfalls zulässig. Dieser Körper wird maschinell und kontrolliert in die Oberfläche eines Prüfstücks gedrückt. Bei der Messung wird die Testkraft (in N) und die Eindringtiefe (in μm), sowohl während der Belastungs-, als auch der Entlastungsphase gemessen. Die Martenshärte bezieht die plastische und die elastische Verformung sowie viskoelastische Effekte während der Belastung mit ein und eignet sich dadurch besonders zur Bestimmung der elastisch-plastischen mechanischen Eigenschaften [132-134]. Die Auslenkung des Eindringkörpers ergibt die Summe der elastischen Verformung der Prüfkörperoberfläche zusammen mit der plastischen Eindringtiefe. Die Berechnung von HM und E_{IT} erfolgt automatisch mit der entsprechenden Software, durch welche automatisch eine Belastungs-Eindringtiefe-Kurve erstellt wird. Die Formel zur Martenshärteberechnung lautet [28, 130]:

$$HM = \frac{F}{A_s(h)} = \frac{F}{26,43 \times h^2} \text{ in } N/mm^2$$

F : Prüfkraft in N

h : Eindringtiefe in mm unter der wirkenden Prüfkraft

A_s : Oberfläche des Härteeindrucks in mm^2 unter der wirkenden Kraft

26,43: Konstante der Kontaktfläche bei der Vickers- und Berkovichpyramide

Die Formel zur Berechnung von E_{IT} lautet [130]:

$$E_{IT} = \frac{1 - (v_s)^2}{\frac{1}{E_r} - \frac{1 - (v_i)^2}{E_i}}$$

v_s : Poisson-Zahl des Prüfkörpers

v_i : Poisson-Zahl des Eindringkörpers (für Diamant 0,07)

E_r : reduzierter Modulus des Eindringkontaktes

E_i : E-Modul des Eindringkörpers (für Diamant $1,14 \times 10^6 \text{ N/mm}^2$)

Die Martenshärte eines Materials ist ein wichtiger Indikator, um Aussagen über die Haltbarkeit des Materials treffen zu können [132]. Ihre Messung eignet sich, um

2. Literaturübersicht

Oberflächendegradationen durch längere Wassereinlagerung aufzudecken [132, 135]. Füllstoffanteil und -größe ebenso wie die Konversionsrate können mit den Härtewerten von polymerbasierten Materialien korrelieren [132, 135-138]. Der elastische Eindringmodul kann durch den Anstieg der Tangenten, die bei F_{max} an die Entlastungskurve angelegt wird, bestimmt werden. Sie ist mit dem Elastizitätsmodul vergleichbar [134]. Seine Messung dient zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften der Oberfläche und ist mit dem Verformungsverhalten und der Morphologie des Materials verknüpft [135, 139-141].

2.9. Alterungsmethoden

Zahnersatz ist im Mund nicht nur verschiedenen Kräften ausgesetzt, sondern wird durch das ihn umgebende Milieu und physikalischen Kräften einem natürlichen Alterungsprozess unterzogen. Diese Alterung hat Einfluss auf die Materialeigenschaften und so auf die Beständigkeit und Langlebigkeit der Versorgung [142]. Bei Kunststoffen ist eine Wasseraufnahme und -löslichkeit zu beobachten [143]. Zusätzlich stellen Temperaturwechsel und auch biochemische Zersetzung durch Bakterien und Speichelenzyme weitere Belastungen dar [144]. Das alles kann zu einer verkürzten Lebensdauer der Restauration führen. Um auch bei in-vitro Studien diese Einflussfaktoren nicht außer Acht zu lassen, wird hier häufig eine künstliche Alterung simuliert. Gängige Methoden sind dabei, Prüfkörper den in-vivo ähnlichen Bedingungen einzulagern: bei 37° C wird der Prüfkörper für einen definierten Zeitraum, der zwischen wenigen Tagen oder aber mehreren Wochen variieren kann in destilliertem Wasser oder auch künstlichem Speichelgemisch gelagert [58, 124, 142]. Hierdurch wird das Umgebungsmilieu des Mundes simuliert, es fehlt dabei jedoch die Simulation der wirkenden physikalischen Kräfte z.B. beim Kauvorgang. Danach kann der Prüfkörper beispielsweise den bereits bekannten Prüfmethoden der Bruchlastmessung oder anderen mechanischen Belastungsprüfungen unterzogen werden, um potentielle Materialbeeinträchtigungen zu ermitteln. Eine Studie von Väyrynen et al. [98] kam zu dem Ergebnis, dass bei einem SLA-Material für Schienen die Biegefestigkeit im 3-Punkt-Biegeversuch durch künstliche Alterung mittels Wassereinlagerung über einen Zeitraum von 14 Tagen signifikant verringert wurde. Weitere Untersuchungsmethoden für Alterungsprozesse sind beispielsweise eine Prüfung mittels Kausimulator oder thermische-zyklische Belastung [140, 145-147].

3. Ziel der Dissertation

Ziel dieser Untersuchung war es, verschiedene DLP/SLA-Materialien für den temporären Zahnersatz in Abhängigkeit der Positionierung auf der Druckplattform sowie der Nachbelichtung auf Bruchlast, Martenshärte und elastischen Eindringmodul zu untersuchen.

Null-Hypothesen:

1. Die unterschiedliche Positionierung auf der Druckplattform ergibt keinen signifikanten Unterschied der Bruchlast.
2. Das Nachpolymerisationsverfahren hat keinen Einfluss auf die Bruchlast.
3. Die Alterung hat keinen Einfluss auf die Bruchlast.
4. Zwischen den verschiedenen Materialien und den Kontrollgruppen gibt es keine signifikanten Unterschiede der Bruchlast.
5. Die unterschiedliche Positionierung ergibt keine signifikanten Unterschiede der Martenshärte und des elastischen Eindringmoduls.
6. Zwischen verschiedenen Nachpolymerisationsverfahren gibt es keine signifikanten Unterschiede bei Martenshärte und Eindringmodul.
7. Zwischen verschiedenen Alterungslevels gibt es keine signifikanten Unterschiede bei Martenshärte und Eindringmodul.
8. Es gibt keine Unterschiede zwischen den verschiedenen Materialien und den Kontrollgruppen bezüglich Martenshärte und Eindringmodul.

4. Material und Methode

Für die Studie wurde eine dreigliedrige Brücke mit unterschiedlichen Materialien (siehe Tabelle 4) auf verschiedenen Herstellungswegen produziert.

Die angefertigten Prüfkörper wurden zum Ermitteln folgender Vergleiche angefertigt:

- I. Ermittlung der Bruchlast abhängig von Material, Positionierung auf der Druckplattform, Nachbelichtung und Alterung
- II. Ermittlung der Härte: Martenshärte und elastisches Eindringmodul abhängig von Material, Positionierung, Nachbelichtung und Alterung

Tabelle 4: verwendete Materialien

Material	Hersteller	LotNr.	Inhaltsstoffe	Herstellungsweg
TEMP print (GC)	GC Europe N. V., Leuven, Belgien	17111316	Silikatfüllstoffe [90]	DLP-Drucker D20 II (Rapidshape, Heimsheim, Deutschland) (additiv)
C&B (CB)	NextDent B.V., Soesterberg, Niederlande	XK134N01	Monomer auf Acrylester-Basis [92]	DLP-Drucker D20 II (additiv)
Freeprint Temp (FT)	DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen Deutschland	200703, 201205	Mischung aus Acryl-/Methacrylharzen, Hilfsstoffe [148]	DLP-Drucker D20 II (additiv)
3Delta etemp (DT)	DeltaMed GmbH, Friedberg, Deutschland	174909	Methacrylat, Siliziumdioxid-Füllstoffe 30 Vol.-%, Pigmente [104]	DLP-Drucker D20 II (additiv)
Luxatemp Automix Plus (LT)	DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg Deutschland	779697	Methacrylat, Glasfüllstoffe, Stabilisatoren, Additive, Glasfüllstoffe Füllstoffanteil 24 Vol.-% [149]	Tiefziehschiene (konventionell)
Telio CAD (TC)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein	R83951, R36500, WX1547	PMMA, Pigmente [150]	Schleifeinheit Cerec MC XL (Densply Sirona, Bensheim,

4. Material und Methode

				Deutschland) (subtraktiv)
--	--	--	--	------------------------------

4.1. Herstellung der Prüfkörper

Zur Untersuchung der Bruchlast wurde ein rechteckiger Metallkörper „Modell Zürich“ [58, 151-154] mit zwei zylindrischen, axial beweglichen Pfeilern mit Abstand 16,5 mm verwendet (Abb. 5). Die Beweglichkeit wird dadurch ermöglicht, dass die Pfeiler mit einer 0,5 mm dicken Gummieinlage umhüllt und in den Metallkörper gesteckt sind. Die Pfeiler haben einen Durchmesser von 7 mm beziehungsweise 8 mm und eine 1 mm hohe zirkuläre Schulter. Das Modell wurde mit Scanpuder Helling 3-D Entspiegelungsspray (Helling GmbH, Heidgraben, Deutschland) gleichmäßig besprüht und mittels Laborscanner eingescannt (Activity 885 Mark 2, Smart Optics, Bochum, Deutschland). Mit der Software InLab 15.0 (Densply Sirona, Bensheim, Deutschland) wurde darauf eine dreigliedrige Brücke mit einem Molar und zwei Prämolaren designt (Abb. 6, 7). Der Verbinder zwischen dem ersten und dem zweiten Prämolaren weist einen Querschnitt von 12,43 mm² auf, der zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ersten Molaren einen Querschnitt von 12,75 mm². Das Brückenglied hat eine bukkolinguale Breite von 9,5 mm und eine Höhe von 11,5 mm. Der Abstand der basalen Fläche zum Metallmodell beträgt 2,5 mm. Auf der Okklusalfäche des Brückenglieds wurde eine Mulde designt, um später die Prüfvorrichtung für die Bruchlast positionieren zu können.

Die Prüfkörper wurden auf drei unterschiedlichen Herstellungswegen angefertigt: mittels additiver Fertigung, im subtraktiven Verfahren und konventionell per Tiefziehschiene.



Abb. 5: Metallkörper Modell

4. Material und Methode

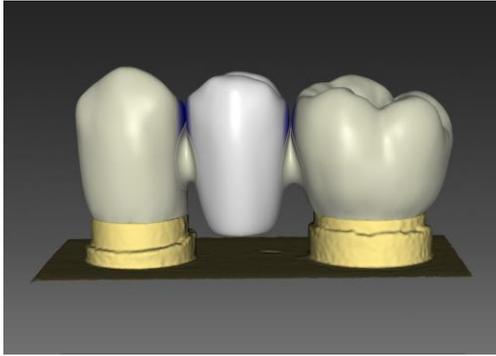


Abb. 6: Fertig designtes Provisorium in InLab

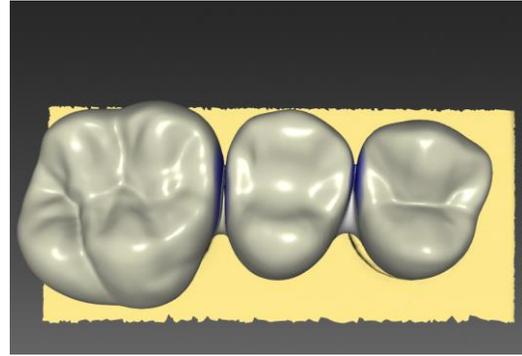


Abb. 7: Mulde auf der Okklusalfäche des Brückenglieds

4.1.1. Additiv

Für das DLP-Verfahren wurde die designte Brücke im STL-Format exportiert und mit Hilfe des 3D-Druckers D20 II (Rapidshape) hergestellt. Mit der Software CAMbridge (3Shape, Kopenhagen Dänemark) wurden drei unterschiedliche Positionierungen der Brücke gegenüber der Bauplattform (Nesting) generiert und mittels der Software Netfabb Professional 2018 (Autodesk Inc., San Rafael, USA) mittig auf der Plattform positioniert (Abb. 8):

- I. Einheit horizontal zur Druckplattform, Stützstrukturen an den Okklusalfächen orientiert
- II. Einheit horizontal zur Druckplattform, Stützstrukturen an den Bukkalflächen orientiert
- III. Einheit vertikal zur Druckplattform, Stützstrukturen an der distalen Approximalfläche des Molaren orientiert

4. Material und Methode

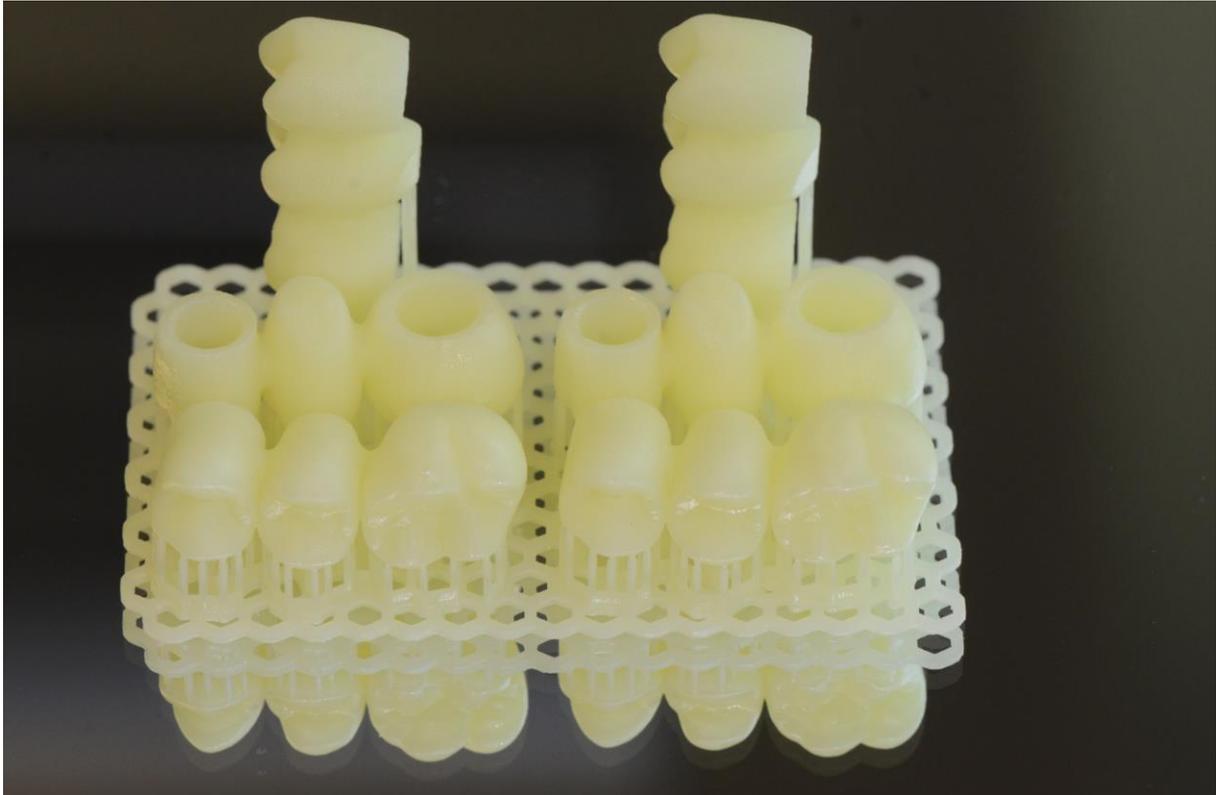


Abb. 8: Unterschiedliche Positionierung und Stützstruktur (Material C&B)

Der Druck wurde mit einer Schichtstärke von 50 μm für Temp print, C&B und Freeprint temp beziehungsweise 100 μm für 3Delta etemp gemäß der Herstellerangabe angefertigt (Abb. 9, 10).

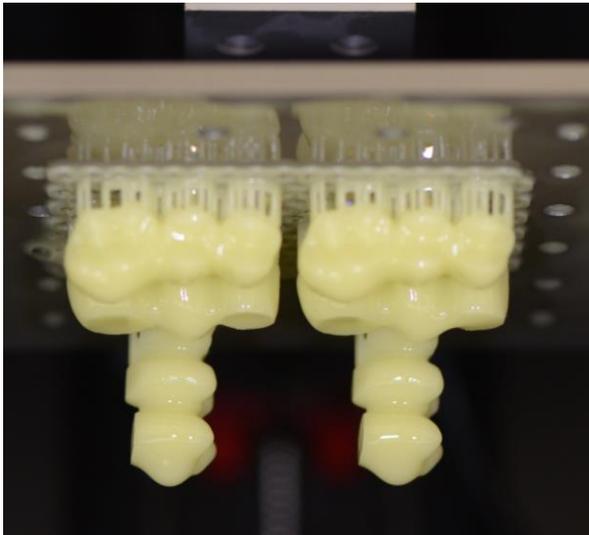


Abb. 9: fertiger Druck auf Druckerplattform

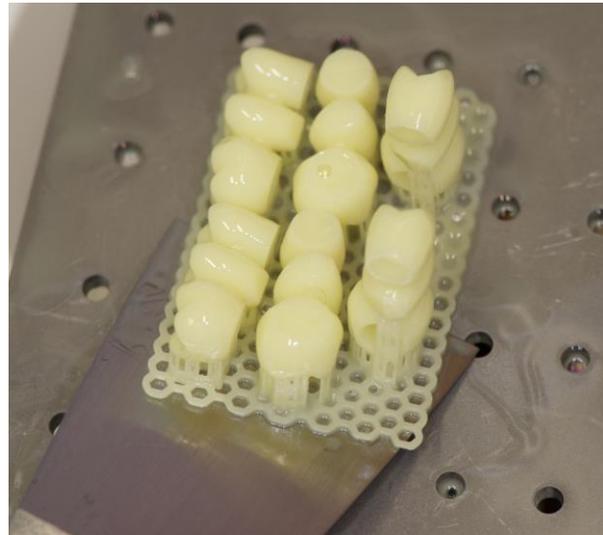


Abb. 10: Entfernung der Provisorien von der Druckerplattform mit einem Spachtel

Es folgte die Reinigung nach jeweiliger Herstellerangabe mit 96 %igem Ethanol (Otto Fischer GmbH, Saarbrücken, Deutschland) im Ultraschallbad (Sonorex Super RK

4. Material und Methode

102H, Bandelin, Berlin, Deutschland) in zwei Durchläufen. Die Prüfkörper wurden dazwischen mit Druckluft getrocknet und erneut im Ultraschallbad mit frischem Ethanol gereinigt. Die Zeitangaben für GC waren hierbei jeweils zwei Minuten, bei CB drei und zwei Minuten, bei FT jeweils drei Minuten. Die Stützstrukturen wurden im Anschluss entfernt.

Da das Material DT vor der Nachbelichtung nicht mit Ethanol in Kontakt kommen darf, war hier ein anderes Reinigungsverfahren erforderlich: Direkt nach dem Druck wurde die Stützstruktur entfernt. Die Prüfkörper wurden in der Zentrifuge Allegra X15-R (Beckman-Coulter Life Science, Indianapolis, Vereinigte Staaten von Amerika) in einem verschlossenen Plastikreagenzglas für zwei mal zwei Minuten bei 280 G gereinigt. Das auf der Oberfläche verbliebene Monomer wird durch die wirkenden Kräfte in der Zentrifuge regelrecht von der Oberfläche „gezogen“. Der Materialüberschuss sammelt sich am Boden des Reagenzglases. Zwischen den Vorgängen wurden die Prüfkörper im Reagenzbehälter gewendet (Abb. 11, 12).



Abb. 11: Provisorium im verschließbaren Reagenzglas



Abb. 12: Reagenzgläser in Zentrifuge

Bei allen Materialien erfolgte nach vollständiger Trocknung mit Druckluft die Nachpolymerisierung nach Herstellerangabe in zwei Durchläufen (siehe Tabelle 5, Abb. 13, 14). Zwischen den Durchläufen wurden die Prüfkörper gewendet. Beim Material DT erfolgte erst nach der Polymerisation abschließend eine Reinigung der Prüfkörper für zwei Minuten in 96 %igem Ethanol.

4. Material und Methode

Tabelle 5: Nachpolymerisationsgeräte mit Eigenschaften und Herstellerempfehlung

Polymerisationsgerät	Eigenschaften	Anwendung	Hersteller- angabe
Otoflash G171 (NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Deutschland) (OF)	Schutzgas-atmosphäre, Lichtwellenlänge 300 - 700 nm, Peak bei 480 und 530 nm	2 x 200 Blitzlichter	für GC, FT, DT
LC-3DPrint Box (NextDent B. V., Soesterberg, Niederlande) (PB)	Ultraviolettes (UV)- Licht, Lichtwellengänge 315 - 550 nm, Peak bei 360 und 435 nm	2 x 15 Minuten	für CB
Labolight DUO (GC Europe N.V., Leuven, Belgien) (LL)	Lichtemittierende Diode (LED), Lichtwellenlänge 380 - 510 nm, Peak bei 395 und 475 nm	2 x 3 Minuten	

Um später den Einfluss des Nachpolymerisierungsverfahren prüfen zu können, wurden zusätzlich für jedes Material bukkal positionierte Prüfkörper hergestellt. Die Reinigung erfolgte nach Herstellerangabe. Die Polymerisation erfolgte unabhängig der Herstellerempfehlung für jedes Material mit allen drei Polymerisationsgeräten.

4. Material und Methode



Abb. 13: fertig gedrucktes Provisorium (C&B)



Abb. 14: fertiges Provisorium (C&B), Draufsicht, von bukkal Reste der Stützstruktur erkennbar

4.1.2. Subtraktiv

Für das subtraktive Verfahren wurden die Prüfkörper mittels der Einheit Cerec MC XL (Densply Sirona, Bensheim, Deutschland) hergestellt.

Der Telio CAD-Block B 55 LT A2 (PMMA) wurde in die Schleifeinheit eingespannt. Die Bearbeitung erfolgte mit dem Schleifersatz 1: Poly Step Bur 20 (42) / Cyl. Pointed Bur 20 (0) und Schleifersatz 2: Poly Step Bur 12 S (1) / Cyl. Pointed Bur 12S (30) (Abb. 15, 16, 17). Anschließend wurden die ausgeschliffenen Prüfkörper mit einem konisch geformten Handbohrer vom restlichen Block abgetrennt und der Fräskanal versäubert. Es erfolgte keine weitere Nachbehandlung. Es wurden so n 15 Prüfkörper für die Messung als Kontrollgruppe bei der Positionierung und n 15 Prüfkörper als Kontrollgruppe für die Nachbelichtung angefertigt.



Abb. 15: inLab

4. Material und Methode

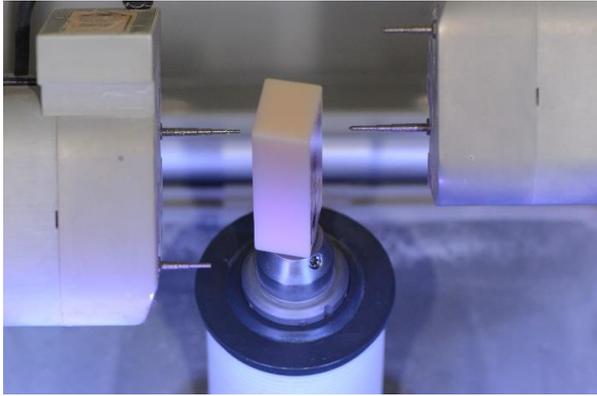


Abb. 16: Eingespannter TelioCad Block in der Cerec Einheit

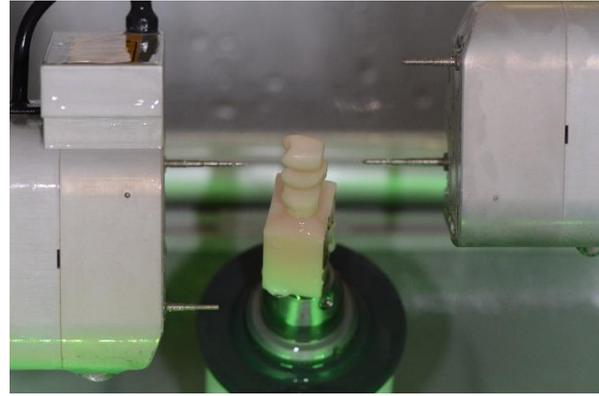


Abb. 17: fertig bearbeiteter TelioCad Block

4.1.3. Konventionell

Ein gefrästes Provisorium wurde auf das Züricher Modell aufgesetzt, der freie Bereich basal des Brückenglieds wurde mit Silikon abgedichtet (Abb. 18). Für den konventionellen Herstellungsweg wurde so eine Tiefziehschiene über dem Modell und der Brücke hergestellt. Diese dient als Negativ-Form zur Prüfkörperherstellung.

Es wurde dafür gleichzeitig eine Copyplast-Folie (Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland; LOT 3312A) mit der Dicke 0,5 mm für die genauere Schienenform und eine Folie mit der Dicke 1,0 mm (LOT 4911B) für zusätzliche Stabilität verwendet. Beide wurden übereinander im Universal Druckformgerät Biostar (Scheu Dental GmbH., Iserlohn, Deutschland) eingespannt, wobei die dünnere Folie zuerst eingelegt wurde. Auf der Modellstützplatte erfolgt die Platzierung so, dass keine scharfen Kanten freiliegen. Die Folien wurden in der Vorrichtung des Biostar auf 220° Celsius erhitzt und anschließend unter Vakuum mit 6,1 bar über das Provisorium gepresst (Abb. 19).



Abb. 18: Provisorium auf Modellstützplatte platziert



Abb. 19: fertig gepresste Tiefziehfolien

4. Material und Methode

Die vorgeformte Folie wurde vom Provisorium abgenommen und zurechtgeschnitten. Auf diesem Weg wurden drei Tiefziehschienen angefertigt. Zur Prüfkörperherstellung wurde das Züricher Modell mit Margin Sealer (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein; LotNr. W13376) isoliert. Die Tiefziehschiene wurde mit Luxatemp Automix Plus A2 befüllt und auf das Modell aufgesetzt. Nach drei Minuten Härtezeit wurde der Prüfkörper zum vollständigen Aushärten vom Modell abgenommen. Pro Tiefziehschiene wurden je fünf Prüfkörper hergestellt und so eine Gesamtanzahl von n 15 erreicht (Abb. 20, 21). Im Bereich der Verbinder wurden nun alle Prüfkörper mit der Handfräse gleich groß gestaltet. Abschließend erfolgte eine Reinigung in 96 %igem Alkohol für 10 Sekunden zur Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht. Der Hersteller gibt hierfür nur den Reinigungshinweis mit Alkohol ohne eine genaue Zeitangabe an.



Abb. 20: ausgehärtetes Provisorium nach Abnahme der Tiefziehschiene



Abb. 21: fertiges Provisorium nach dem Beschleifen

4.2. Alterungsprozess

Um mögliche Auswirkungen einer Alterung messen zu können, wurde ein künstlicher Alterungsprozess angewandt. Es wurden die bukkal gedruckten Prüfkörper verwendet. Diese wurden dazu in destilliertes Wasser eingelegt und bei 37° Celsius im Brutschrank HERAcell 150 (Thermo Electron Corporation, Waltham, USA) gelagert. Nach einer Einlagedauer von 14 beziehungsweise 21 Tagen wurden die Prüfkörper der mechanischen Prüfung unterzogen und die Werte mit den initial geprüften verglichen. Die genauen Gruppen finden sich in dem Kapitel 4.3.1 *Prüfkörper* unter *Beurteilung der Alterung* (Bruchlastprüfung) und dem Kapitel 4.4.3 *Alterung* (Härteprüfung).

4. Material und Methode

4.3. Bruchlastmessungen

4.3.1. Prüfkörper

Beurteilung der Position. Zur Beurteilung der Position wurden die nach Herstellervorgaben angefertigten Provisorien, welche mit den drei unterschiedlichen Druckpositionierungen gedruckt wurden, verwendet. Für die okklusale, bukkale und distale Position wurden pro Material 15 Prüfkörper angefertigt. Nach der Herstellung wurden alle Provisorien zusammen mit der subtraktiven Vergleichsgruppe (n 15) für 21 Tage einem künstlichen Alterungsprozess unterzogen und dann die Bruchlastmessung in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1445, ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) geprüft (Abb. 22).

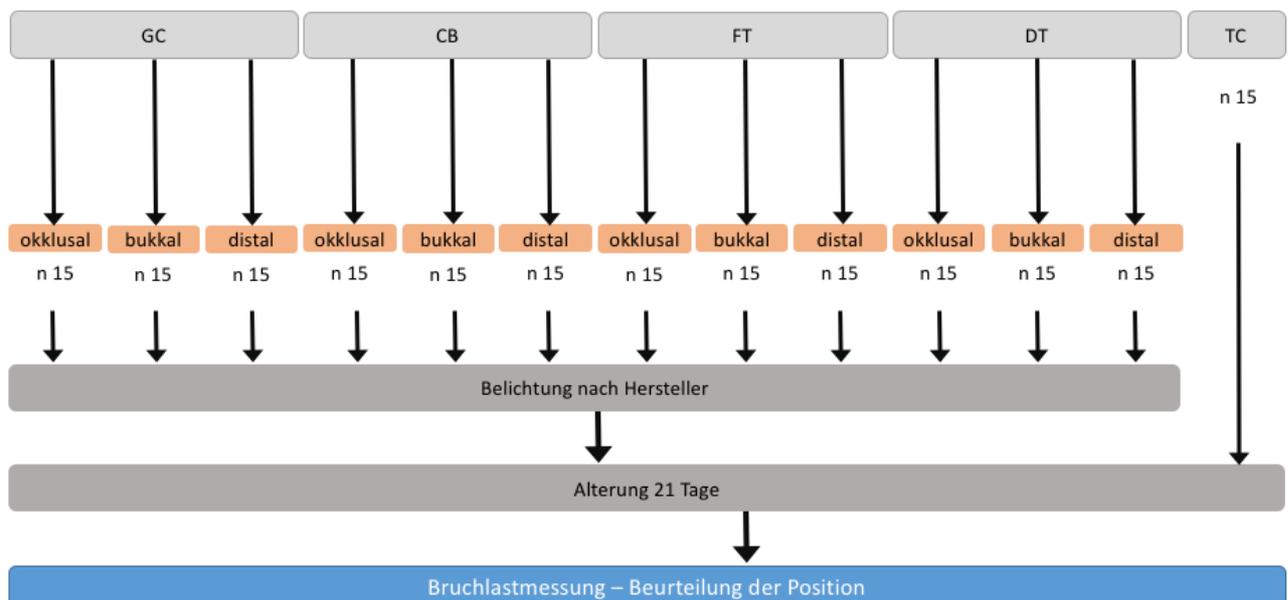


Abb. 22: Prüfkörperherstellung zur Beurteilung der Position

Beurteilung der Nachpolymerisation. Bei den bukkal gedruckten Prüfkörpern, bei denen die Nachbelichtung auf den drei verschiedenen Wegen (n 15 pro Material und Belichtung) erfolgt war, wurde ohne einen künstlichen Alterungsprozess direkt die Messung in der Prüfmaschine durchgeführt. Genauso in der Vergleichsgruppen mit dem Material Luxatemp (n 15) und TelioCad (n 15). So sollte der Einfluss des Nachpolymerisationsverfahren auf die Bruchlast getestet werden (Abb. 23).

4. Material und Methode

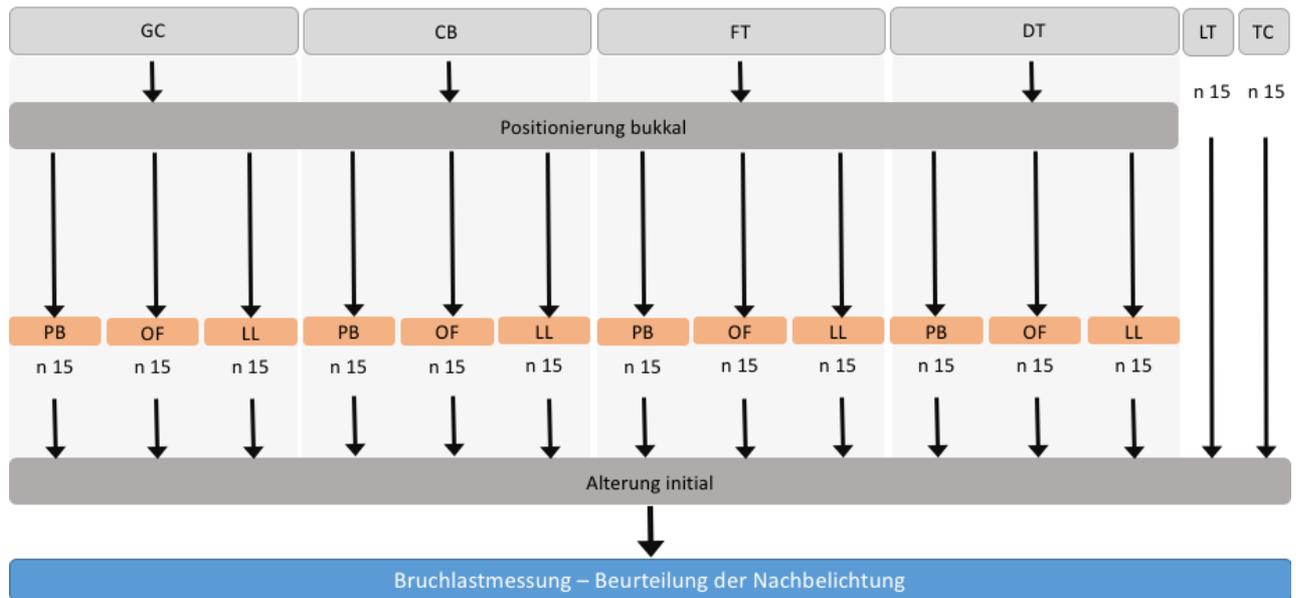


Abb. 23: Prüfkörperherstellung zur Beurteilung der Nachpolymerisation

Beurteilung der Alterung. Um den Einfluss der künstlichen Alterung zu bestimmen, wurden die gemessenen Werte der bukkal gedruckten und nach Herstellerangabe nachpolymerisierten Provisorien aus der initial (n 15) geprüften Gruppe mit der 21 Tage gealterten Gruppe (n 15) verglichen. Als Vergleichsgruppe dienten die entsprechenden subtraktiven Prüfkörper (Abb. 24).

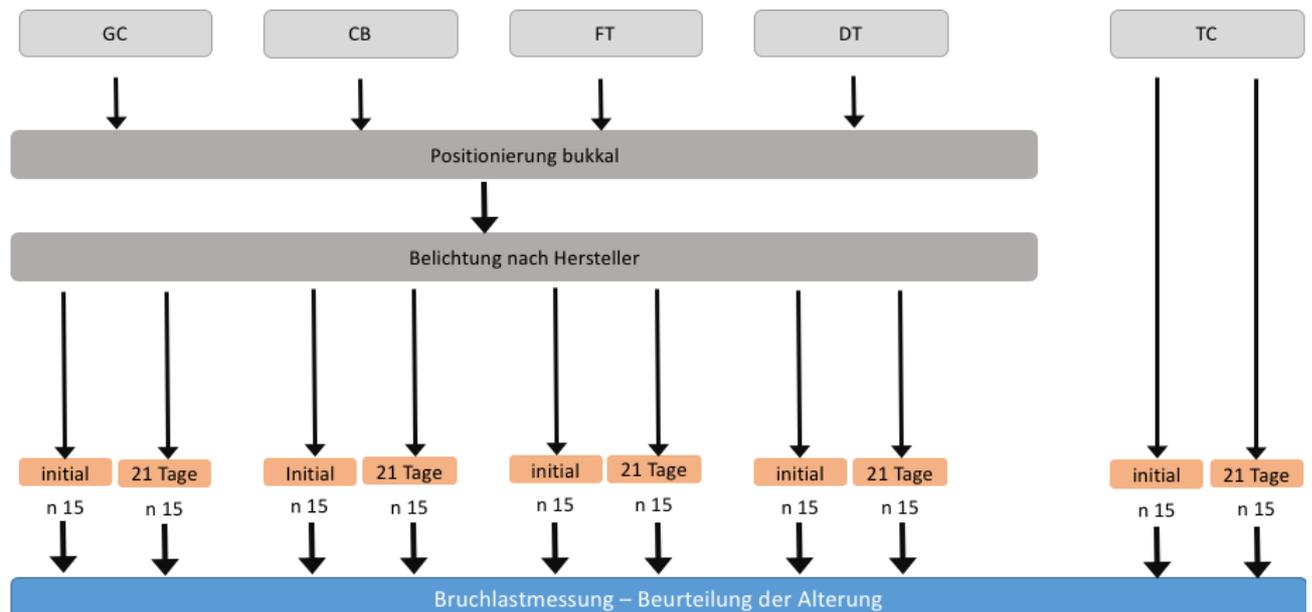


Abb. 24: Prüfkörperherstellung zur Beurteilung der Alterung

4. Material und Methode

4.3.2. Messung

Der Prüfkörper wurde auf das Modell Zürich, das durch die Beweglichkeit der Pfeiler die Eigenbeweglichkeit der natürlichen Pfeilerzähne mitberücksichtigen soll, aufgesetzt. Auf das Brückenglied wurde mit der Universalprüfmaschine Zwick 1445 eine axiale Kraft mit einem Vorschub von 1 mm/Min ausgeübt und der Wert F_{max} des Bruches notiert. Zur gleichmäßigen Belastung der Kaufläche und um Druckspitzen zu verhindern, wurde eine Zinnfolie (Dicke 0,5 mm) über die Okklusalfäche des Brückenglieds an der Stelle der designten Mulde gelegt (Abb. 25). Die Einzelergebnisse der Bruchlastmessung werden im Anhang in den Tabellen 8 - 12 aufgeführt.

Tabelle 6: Testparameter und Werte Bruchlast

Testparameter	Werte
Prüfgeometrie	Halbkugel, Durchmesser 4,0 mm
Prüfgeschwindigkeit	1 mm/min
Vorlast	10 N
Kraftabschaltsschwelle	10 % F_{max}

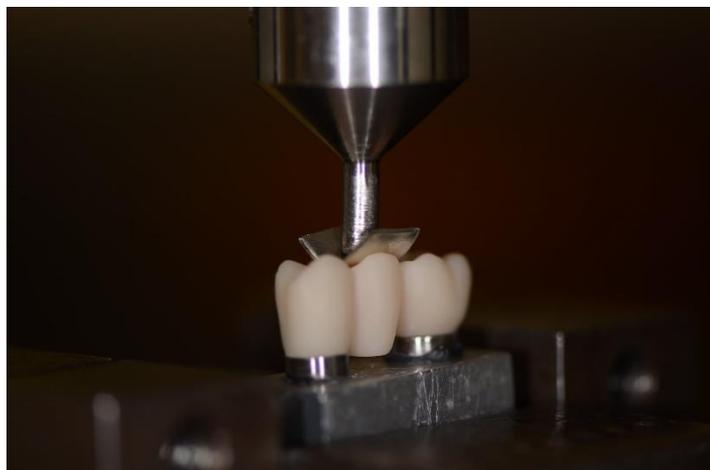


Abb. 25: Prüfkörper mit Zinnfolie in Zwick eingespannt

4.4. Härtemessung

4.4.1. Prüfkörper

Nach der Prüfung der Bruchlast wurden die Prüfkörper der Bruchlastmessung weiter zur Martenshärtemessung vorbereitet. Durch den Krafteinfluss auf das Brückenglied

4. Material und Methode

waren die Provisorien im Bereich des Verbinders meist gebrochen und das Brückenglied vom Pfeiler abgetrennt. Die Brückenglieder, welche noch durch die Verbinder mit den Pfeilern verbunden waren, wurden entlang der Frakturlinien im Verbinderbereich händisch herausgelöst.

Das Bruchstück des Brückenglieds wurde in flexiblen zylinderförmigen Formen platziert. Es wurde Acryl Gießharz Scandiquick (SCAN-DIA GmbH, Hagen, Deutschland) angemischt, die Formen damit so aufgefüllt, dass das Bruchstück komplett bedeckt war und für 30 min ausgehärtet (Abb. 28). Um die Proben plan zu polieren, wurde die halbautomatische Poliermaschine Tegramin 20 (Struers GmbH, Willich, Deutschland) verwendet. Als Präparationsunterlage wurde SiC Foil #1200 MD-Piano 220 (Batch no.: OC 1) gewählt. Die Seite mit der basalen Fläche des Brückenglieds wurde für 1 min 30 s mit 25 N unter Wasserkühlung in der Poliermaschine getrimmt, sodass sie nicht mehr mit Kunststoff bedeckt war. Die gegenüberliegende Fläche wurde bei gleichen Einstellungen 30 s bearbeitet (Abb. 29). Danach wurden die neuen Prüfkörper mit Druckluft trocken geblasen. So wurden für jedes Material n 3 Prüfkörper für jede Position und jede Belichtungsart hergestellt (Abb. 26, 27).

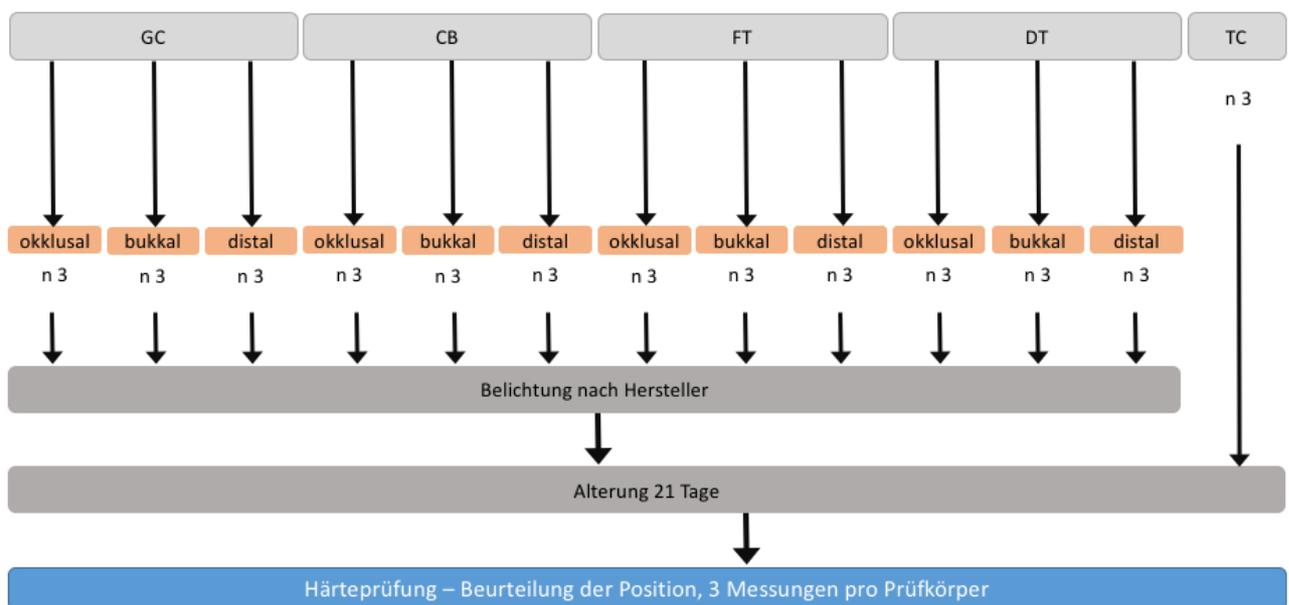


Abb. 26: Prüfkörperherstellung zur Beurteilung der Position

4. Material und Methode

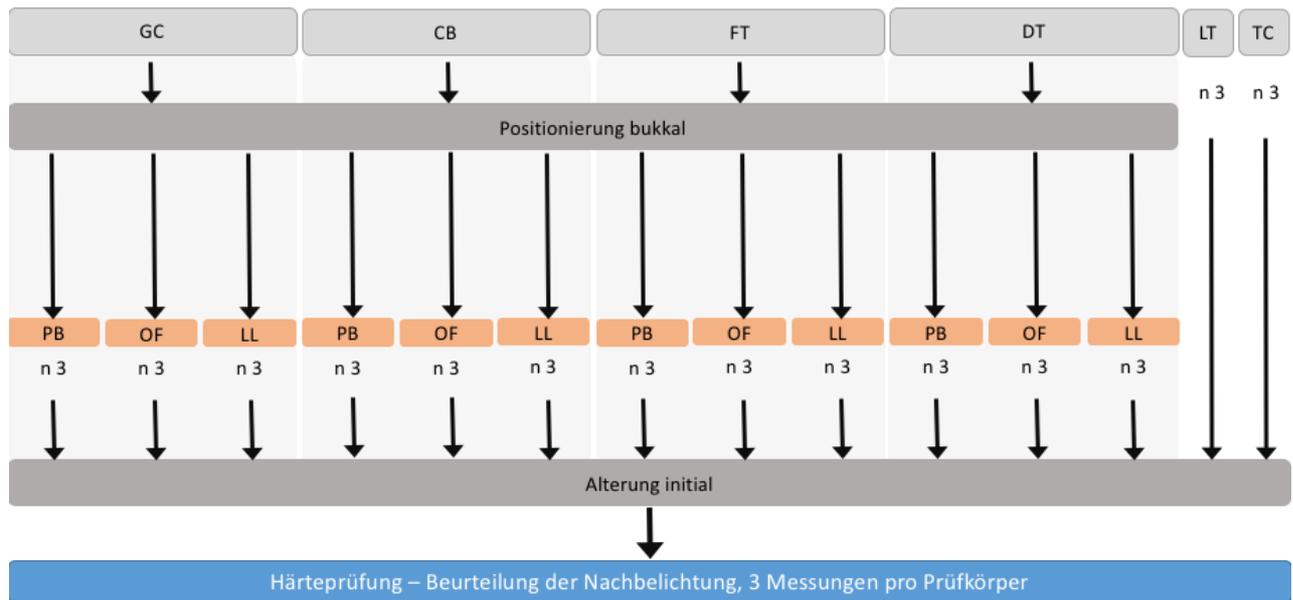


Abb. 27: Prüfkörperherstellung zur Beurteilung der Nachpolymerisation



Abb. 28: Provisorium eingebettet in Kunststoff



Abb. 29: Prüfkörper zum Planpolieren in Tegramin 20

4.4.2. Messung

Zur Prüfung der Martenshärte wurden mit jedem Prüfkörper drei Messungen in der universellen Härte-Prüfmaschine ZHU/Z2.5 (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) durchgeführt, wodurch für jedes der verschiedenen Materialien insgesamt neun Werte generiert werden konnten (Abb. 30). Die Martenshärte HM und der elastische Eindringmodul E_{IT} wurden automatisch mit der entsprechenden Software berechnet (testXpert V12.3 Master, ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Germany). Die bereits erwähnten Formeln zur Berechnung von HM und E_{IT} lauten [28, 130]:

4. Material und Methode

$$HM = \frac{F}{A_s(h)} = \frac{F}{26,43 \times h^2} \text{ in } N/mm^2$$

$$E_{IT} = \frac{1 - (v_s)^2}{\frac{1}{E_r} - \frac{1 - (v_i)^2}{E_i}}$$

Die Einzelergebnisse sind im Anhang in den Tabellen 13 – 17 zu finden. Es wurden folgende Einstellungen verwendet:

Tabelle 7: Testparameter und Werte Martenshärte

Testparameter	Werte
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



Abb. 30: Prüfkörper bereit zur Martenshärte-Messung

4.4.3. Alterung

Da die verwendeten Prüfkörper zum Teil bereits dem Alterungsprozess zur Bruchlastprüfung unterzogen wurden, ergaben sich bereits automatisch zwei verschiedene Alterungslevel (initial und 21 Tage gealtert).

Um ein weiteres Alterungslevel mit einem kürzeren Alterungszeitraum einzuführen, wurden die initial geprüften, unterschiedlich belichteten Prüfkörper nach der ersten

4. Material und Methode

Härtemessung ebenfalls gealtert. Dazu wurden die Prüfkörper in destilliertem Wasser für 14 Tage im Brutschrank HERAccl 150 gelagert und die Messungen nach demselben Prinzip erneut durchgeführt. So ergaben sich insgesamt drei Alterungslevel (Abb. 31).

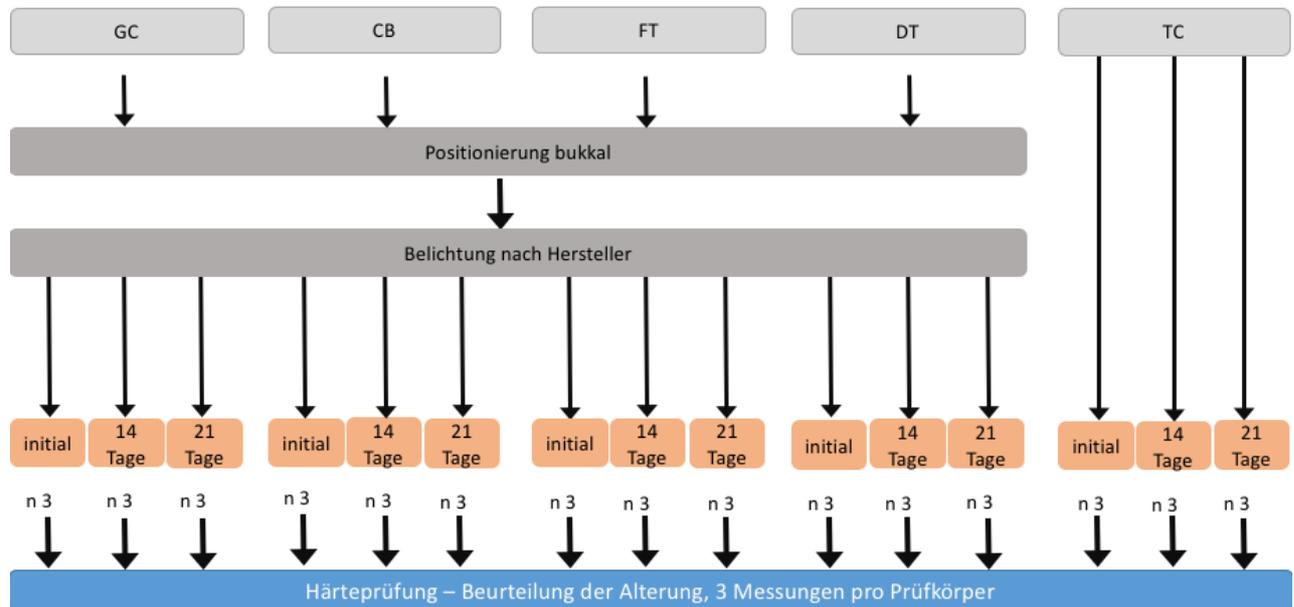


Abb. 31: Prüfkörperherstellung zur Beurteilung der Alterung

4.5. Statistische Methoden

4.5.1. Bruchlastermittlung

Es wurde für die Ergebnisse der Bruchlastmessung eine Exceltabelle (Excel 15.13.14, Microsoft, Redmond, USA) angefertigt und diese für SPSS 25 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) vorbereitet. Die deskriptive Statistik mit Mittelwert, Standardabweichung und Median mit Minimum und Maximum wurde berechnet. Zur Prüfung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test verwendet. Die univariate Varianzanalyse mit partiellem eta Quadrat (η^2) wurde verwendet, um den Einfluss der getesteten Parameter (3D-Druckmaterial, Druckpositionierung, Nachbelichtungsart und künstliche Alterung) auf die Bruchlast zu testen.

Des Weiteren wurde die one-way ANOVA (analysis of variance) gefolgt vom post hoc Scheffé-Test, dem t Test, Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney U -Test angewendet, um die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zu beurteilen. Statistisch signifikant wurden p -Werte < 0.05 interpretiert.

4. Material und Methode

4.5.2. Elastischer Eindringmodul- und Martenshärteermittlung

Auch hier wurde die deskriptive Statistik berechnet. Zur Prüfung der Normalverteilung wurde analog zur Bruchlast der Kolmogorov-Smirnov-Test verwendet. Es wurden die one-way ANOVA, der post hoc Scheffé-Test und der t Test dafür angewendet, die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zu bewerten.

5. Ergebnisse

5.1. Ergebnisse der Bruchlastmessungen

Beim Kolmogorov-Smirnov-Test zeigte sich für den Einfluss der Positionierung und der Nachbelichtungsart auf die Bruchlast eine höhere Abweichung von der Normalverteilung. Folglich wurde keine Annahme der Normalverteilung für die statistischen Tests verwendet. Im Gegensatz dazu wurde beim Einfluss der künstlichen Alterung auf die Bruchlast keine Abweichung von der Normalverteilung festgestellt und eine parametrische Analyse durchgeführt. Die Einzelergebnisse der deskriptiven Statistik werden im Anhang in den Tabellen 18 - 20 dargestellt.

5.1.1. Einfluss der Positionierung beim Druckvorgang

Der größte Einfluss auf die Bruchlast wurde durch das verwendete Material beobachtet ($\eta^2 = 0.383$, $p < 0.001$), gefolgt von der Positionierung im Drucker ($\eta^2 = 0.049$, $p = 0.015$). Die Interaktion zwischen Druckmaterial und Positionierung zeigte keine Auswirkungen auf die Bruchlastergebnisse ($\eta^2 = 0.039$, $p = 0.347$) (univariate Varianzanalyse).

Für alle distal positioniert gedruckten Prüfkörper wurden signifikant höhere Bruchlastwerte beobachtet als bei okklusal gedruckten ($p = 0.012$). Zwischen der distalen und bukkalen Positionierung wurde kein Unterschied der Bruchlastwerte festgestellt ($p = 0.181$) (Mann-Whitney U-Test) (Abb. 33).

Für C&B gefolgt von 3Delta etemp ($p < 0.001$) wurde die höchste Bruchlast beobachtet, die niedrigsten Bruchlastwerte für Temp print gefolgt von Freeprint temp ($p = 0.008$). Bei allen 3D gedruckten Materialien wurden signifikant niedrigere Werte als bei der Kontrollgruppe TelioCad ermittelt ($p < 0.001$ - $p = 0.002$) (Mann-Whitney U-Test) (Abb. 32).

5. Ergebnisse

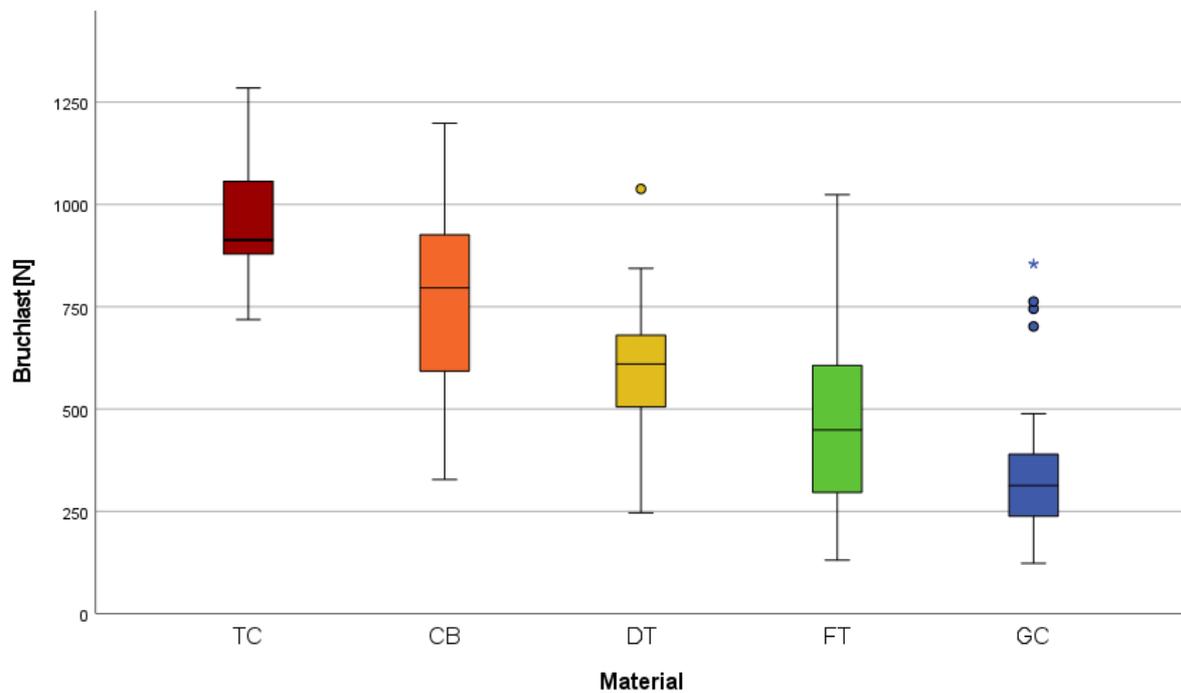


Abb. 32: Bruchlast aufgeteilt nach Material (mit Ausreißerwerten)

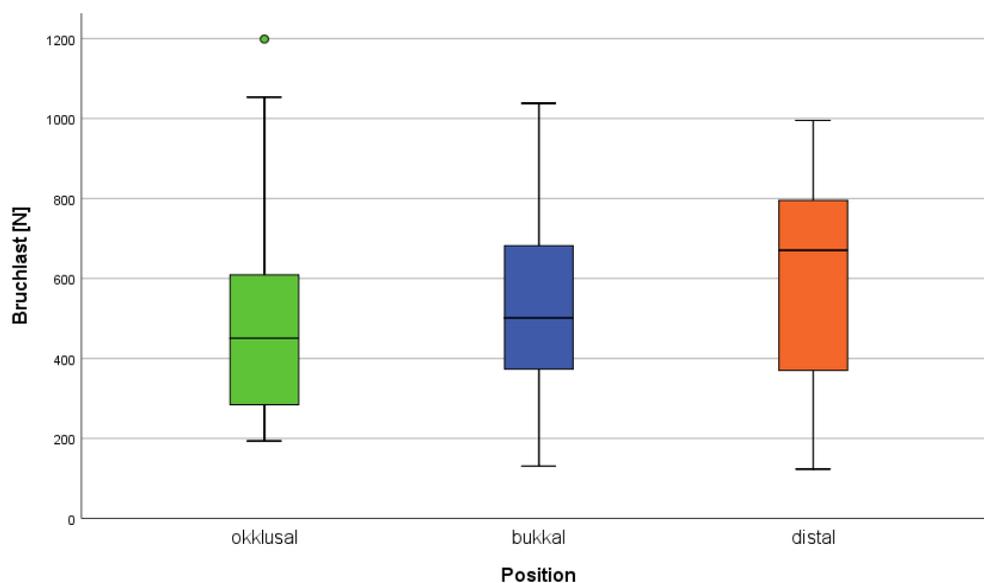


Abb. 33: Bruchlast abhängig von der Positionierung (mit Ausreißerwerten)

5.1.2. Einfluss der Nachpolymerisation

Der größte Einfluss wurde durch Interaktion von Druckmaterial und Nachpolymerisationsart beobachtet ($\eta_p^2 = 0.233$, $p < 0.001$) (univariate Varianzanalyse). Folglich wurden verschiedene Analysen aufgeteilt nach Druckmaterial und Nachpolymerisierung durchgeführt (Mann-Whitney U-Test).

5. Ergebnisse

Innerhalb des Druckmaterials GC erzielte die Nachbelichtung mit Otoflash geringere Bruchlastwerte als durch die Nachbelichtung mit Printbox, welche die höchsten Werte erreichte ($p < 0.001$). Die Nachbelichtung mit Labolight erzielte geringere Werte als die Belichtung mit Otoflash ($p < 0.001$) oder mit Printbox ($p < 0.001$).

Das Druckmaterial CB zeigte für die mit Otoflash nachbelichteten Prüfkörper signifikant höhere Bruchlastwerte verglichen mit der Nachbelichtung durch Labolight, welche die geringsten Werte erreichte ($p < 0.001$). Die Bruchlastwerte der Prüfkörper, welche mit Printbox nachbehandelt wurden, fanden sich im gleichen Wertebereich, wie die mit Labolight ($p = 0.713$) oder Otoflash belichteten ($p = 0.106$).

Beim Druckmaterial FT wurden bei den mit Labolight nachbehandelten Prüfkörpern signifikant höhere Bruchlastwerte beobachtet, als bei denen mit Printbox ($p = 0.007$) oder mit Otoflash ($p = 0.015$) nachbelichteten. Die mit Printbox nachbelichteten Prüfkörper zeigten die geringsten Bruchlastwerte und lagen im gleichen Wertebereich wie bei der Nachbelichtung mit Otoflash ($p = 0.486$).

Innerhalb des Druckmaterials DT zeigte die Nachbelichtung mittels Otoflash signifikant höhere Bruchlastwerte als bei der Nachbelichtung durch Labolight und Printbox ($p < 0.001$, $p = 0.001$). Die Bruchlast für die Belichtung mit Labolight und Printbox lag im gleichen Wertebereich ($p = 0.285$), wobei Labolight die niedrigsten Werte erreichte.

Die negative Kontrollgruppe LT zeigte zu allen Materialien außer FT mit Printbox und Otoflash, GC mit Labolight und DT mit Labolight signifikant geringere Bruchlastwerte ($p = 0.486$, $p = 0.161$, $p = 0.539$, $p = 0.217$).

Für die positive Kontrollgruppe TC wurden signifikant höhere Bruchlastwerte ermittelt als für FT mit der Nachbelichtung mittels Printbox oder Otoflash und als für GC mittels Labolight und Otoflash sowie DT bei der Nachbelichtung mit Labolight und Printbox und CB mittels Printbox. Nur CB, welches mit Otoflash nachbelichtet wurde, konnte höhere Werte als die positive Kontrollgruppe erreichen ($p = 0.003$) (Abb. 34).

5. Ergebnisse

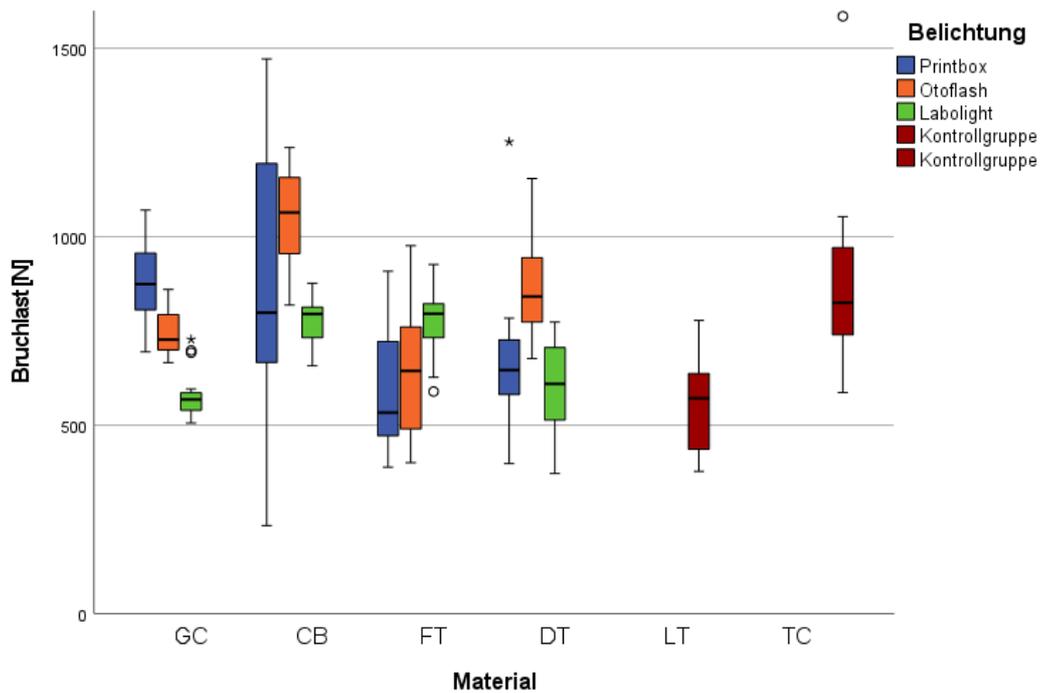


Abb. 34: Bruchlast abhängig von Belichtung und Material (mit Ausreißerwerten)

5.1.3. Einfluss der künstlichen Alterung und des Druckmaterials

Zur Prüfung eines möglichen Einflusses der Alterung wurden die nach Hersteller gedruckten bukkalen Prüfkörper mit zwei unterschiedlichen Alterungslevels geprüft. Der größte Einfluss auf die Bruchlast wurde durch die künstliche Alterung ($\eta_p^2 = 0.251$, $p < 0.001$), gefolgt vom Druckmaterial ($\eta_p^2 = 0.206$, $p < 0.001$) ausgeübt. Die Interaktion zwischen Alterung und Material erwies sich als nicht signifikant ($\eta_p^2 = 0.052$, $p = 0.110$) (one-way ANOVA).

Insgesamt wurden für die initiale Bruchlast signifikant höhere Werte beobachtet als nach der künstlichen Alterung von 21 Tagen (Abb. 35).

Die geringsten Bruchlastwerte wurden für die Materialien GC, FT und DT beobachtet ($p = 1.000$, $p = 0.113$, $p = 0.084$). Die höchsten Bruchlastwerte wurden für CB erzielt, sie fanden sich im gleichen Wertebereich wie DT ($p = 0.614$). Die positive Kontrollgruppe TC zeigte die höchsten Werte, welche sich statistisch nicht zu den Werten von CB unterschieden ($p = 0.282$) (Abb. 36) (post hoc Scheffé-Test).

5. Ergebnisse

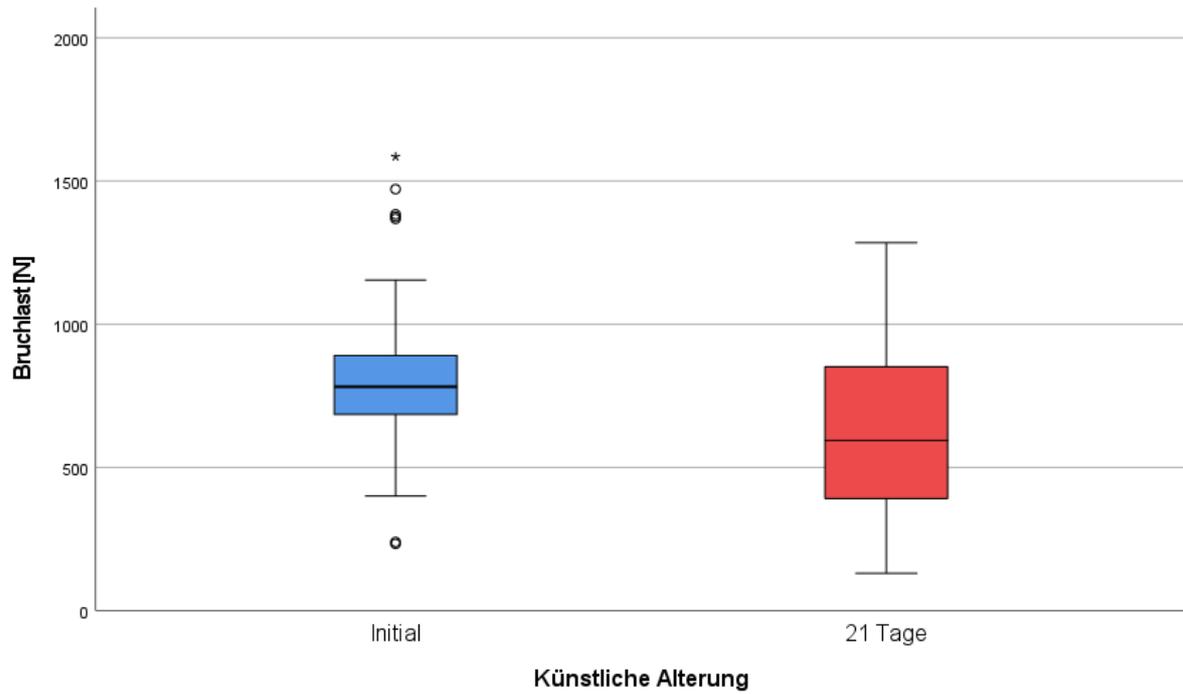


Abb. 35: Bruchlast aller Druckmaterialien abhängig von der künstlichen Alterung (mit Ausreißerwerten)

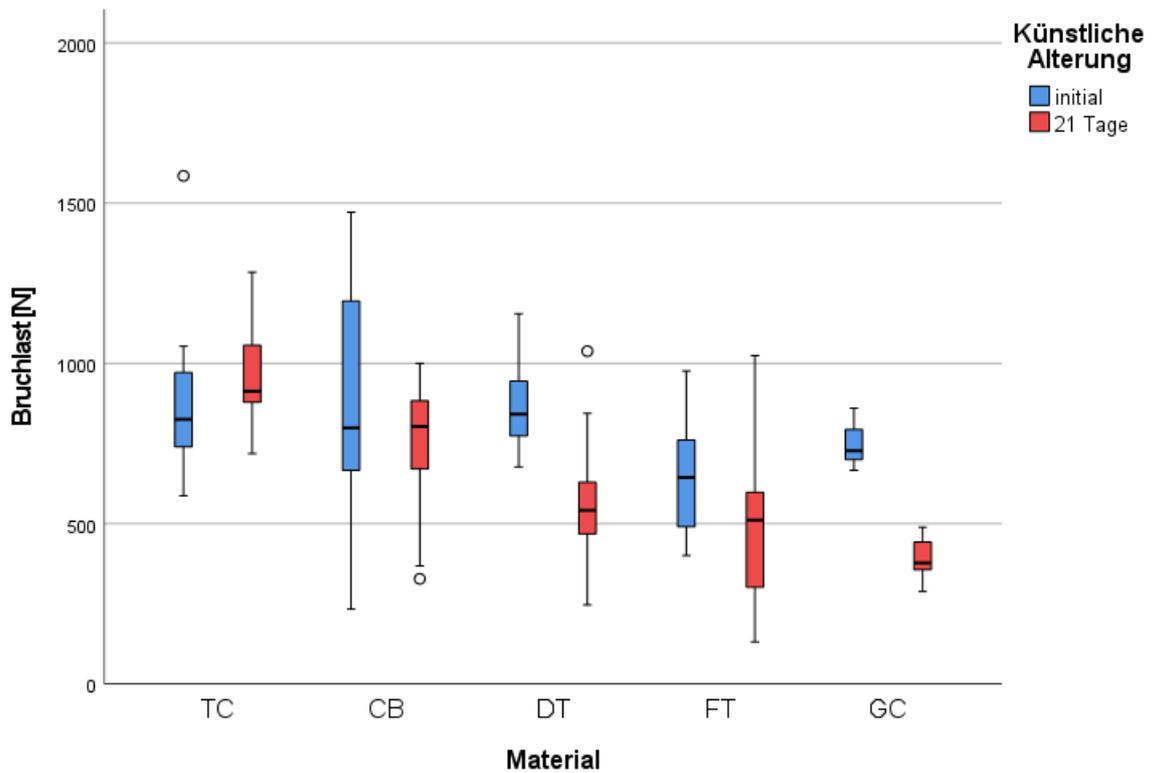


Abb. 36: Bruchlast abhängig von der künstlichen Alterung, aufgeteilt nach Material (mit Ausreißerwerten)

5. Ergebnisse

5.2. Ergebnisse Martenshärtemessung und elastischer Eindringmodul

Für den Einfluss der Positionierung, der Nachbelichtung und der Alterung wurde die Annahme genommen, dass die Ergebnisse normalverteilt sind. Es erfolgte die weitere Analyse mit parametrischen Tests. Die Einzelergebnisse der deskriptiven Statistik werden im Anhang in den Tabellen 21 - 26 aufgelistet.

5.2.1. Einfluss der Positionierung

Der größte Einfluss auf die Martenshärte wurde durch das verwendete Material ermittelt ($\eta_P^2 = 0.975$, $p < 0.001$). Die Position hatte keinen Einfluss ($p = 0.719$). Die Interaktion zwischen Position und Material zeigte ebenfalls keinen signifikanten Einfluss auf die Martenshärte ($p = 0.673$).

Für das Druckmaterial 3Delta etemp wurden die signifikant höchsten Martenshärtewerte ermittelt ($p < 0.001$), für das Material C&B die signifikant niedrigsten. Freeprint temp und Temp print wiesen signifikant höhere Werte als C&B auf ($p = 0.046$, $p < 0.001$) und signifikant geringere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$). Die Vergleichsgruppe TelioCad zeigte ebenfalls signifikant höhere Werte als C&B ($p = 0.007$) und signifikant niedrigere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$).

Die Interaktion zwischen Druckmaterial und Position zeigte keinen signifikanten Einfluss ($p = 0.710$) auf E_{IT} . Auch die Position zeigte keinen signifikanten Einfluss ($p = 0.904$). Der höchste Einfluss wurde durch Material ($\eta_P^2 = 0.987$, $p < 0.001$) bewirkt. Alle Druckmaterialien wiesen signifikant unterschiedliche Werte auf. Die signifikant niedrigsten Werte erzielte C&B, gefolgt von Freeprint temp ($p = 0.018$). Die signifikant höchsten Werte wurden für 3Delta etemp, gefolgt von Temp print nachgewiesen ($p < 0.001$). Die Vergleichsgruppe TelioCad erzielte höhere Werte als C&B ($p < 0.001$) oder Freeprint temp ($p = 0.049$), jedoch geringere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$).

5.2.2. Einfluss der Nachbelichtung

Der höchste Einfluss auf HM wurde durch das Material ($\eta_P^2 = 0.973$, $p < 0.001$), gefolgt von Einfluss der Belichtung ($\eta_P^2 = 0.468$, $p = 0.001$) berichtet. Die Interaktion von Material und Belichtung zeigte auch hier keinen Einfluss ($p = 0.142$).

Die signifikant geringsten Werte zeigten sich wieder bei C&B. Freeprint temp und Temp print lagen im gleichen Wertebereich und haben signifikant höhere Werte ($p = 0.002$, $p = 0.001$). Die höchsten Werte sind bei 3Delta etemp festgestellt worden ($p <$

5. Ergebnisse

0.001). Die negative Kontrollgruppe Luxatemp und die positive Kontrollgruppe TelioCad lagen im gleichen Wertebereich, zeigten signifikant höhere Werte als C&B ($p = 0.034$, $p = 0.020$) und signifikant geringere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$). Für die Belichtung erreichte Labolight die signifikant geringsten Werte und lag damit im gleichen Wertebereich wie die negative und positive Kontrollgruppe. Otoflash und Printbox zeigten signifikant höhere Werte als Labolight ($p = 0.012$, $p = 0.004$) und lagen im gleichen Wertebereich. Otoflash und Printbox zeigten höhere Werte als die negative Kontrollgruppe ($p = 0.012$, $p = 0.006$) und ebenfalls höhere Werte als die positive Kontrollgruppe ($p = 0.012$, $p = 0.01$).

Beim elastischen Eindringmodul zeigte die Interaktion zwischen Material und Nachbelichtung keinen signifikanten Einfluss ($p = 0.572$). Der höchste Einfluss wurde durch das Material ($\eta_p^2 = 0.977$, $p < 0.001$) nachgewiesen, gefolgt von der Belichtung ($\eta_p^2 = 0.222$, $p = 0.049$).

Alle 3D-Materialien zeigten signifikante Unterschiede. Die niedrigsten E_{IT} -Werte erreichte C&B gefolgt von Freeprint temp ($p = 0.014$). Die höchsten Werte wurden für 3Delta etemp gefolgt von Temp print ermittelt ($p < 0.001$). Die negative Kontrollgruppe Luxatemp zeigte niedrigere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$) und höhere Werte als C&B ($p < 0.001$) oder Freeprint temp ($p = 0.010$). Die positive Kontrollgruppe TelioCad zeigte höhere Werte als C&B ($p = 0.001$) und niedrigere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$).

Für die Belichtung fanden sich alle Gruppen im gleichen Wertebereich.

5.2.3. Einfluss der künstlichen Alterung und des Druckmaterials

Der höchste Einfluss wurde durch das Material ($\eta_p^2 = 0.987$, $p < 0.001$) auf HM ausgeübt. Für die Alterung wurde der nächstgrößte Einfluss beobachtet ($\eta_p^2 = 0.450$, $p = 0.001$). Die Interaktion von Material und Alter zeigte abermals keinen Einfluss ($p = 0.147$).

Freeprint temp und Temp print zeigten höhere Werte als C&B ($p = 0.005$, $p < 0.001$) und geringere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$). Für die gefräste Kontrollgruppe wurde ebenfalls höhere Werte als für C&B ($p = 0.002$) und niedrigere Werte als für 3Delta etemp ($p < 0.001$) ermittelt.

Allgemein wurde für die Alterung von 3 Wochen signifikant höhere Martenshärte-Werte als für die Alterung von 2 Wochen beobachtet ($p = 0.001$). Die Martenshärte zeigte

5. Ergebnisse

keinen Unterschied zwischen 3 Wochen Alterung und initialen Werten ($p = 0,238$) oder zwischen initialen Werten und 2 Wochen Alterung ($p = 0.064$).

Weder die Alterung ($p = 0.176$) noch die Interaktion von Material und Alterung ($p = 0.455$) wurden als signifikanter Einfluss auf E_{IT} beobachtet. Der einzig signifikante Einfluss wurde durch das Material ($\eta^2 = 0.990$, $p < 0.001$) festgestellt. Hierbei zeigten alle additiven Materialien signifikante Unterschiede. Die signifikant niedrigsten Werte zeigte C&B, gefolgt von Freeprint temp ($p = 0.002$). Die höchsten Werte erreichte 3Delta etemp, gefolgt von Temp print ($p < 0.001$). Die gefräste Kontrollgruppe zeigte niedrigere Werte als 3Delta etemp ($p < 0.001$) oder Temp print ($p = 0.012$) und höhere Werte als C&B ($p < 0.001$).

6. Diskussion

Es gibt mehrere Faktoren, welche die mechanischen Eigenschaften von 3D gedruckten Materialien beeinflussen. Dazu zählen die Positionierung (Anisotropie), die Nachbelichtung und die künstliche Alterung. Im Folgenden Abschnitt werden die vorliegenden Ergebnisse diskutiert und mit vergleichbaren Studien gegenübergestellt.

6.1. Bruchlast

Positionierung. Für die dreidimensionale Herstellung ist eine Stützstruktur notwendig, welche das Objekt auf der Druckplattform stabilisiert und für die nötige Unterstützung des Objekts sorgt. Je nach virtueller Positionierung auf der Plattform wird eine passende Struktur mittels Software generiert. Danach wird diese mit dem Druckobjekt mittels einer Slicing-Software in gleichmäßige Schichten geteilt. Diese werden während des Druckvorgangs nacheinander Schicht für Schicht polymerisiert. Bei unterschiedlicher Adhäsion zwischen den Schichten und innerhalb einer Schicht kann eine Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften beobachtet werden. Beispielsweise wirkt bei der distalen Positionierung auf der Druckplattform später die belastende Kraft in Richtung der einzelnen Schichten ein (siehe Abb. 37). Bei der okklusalen Positionierung hingegen wirkt die Kraft senkrecht auf die Schichten ein (Abb. 38).

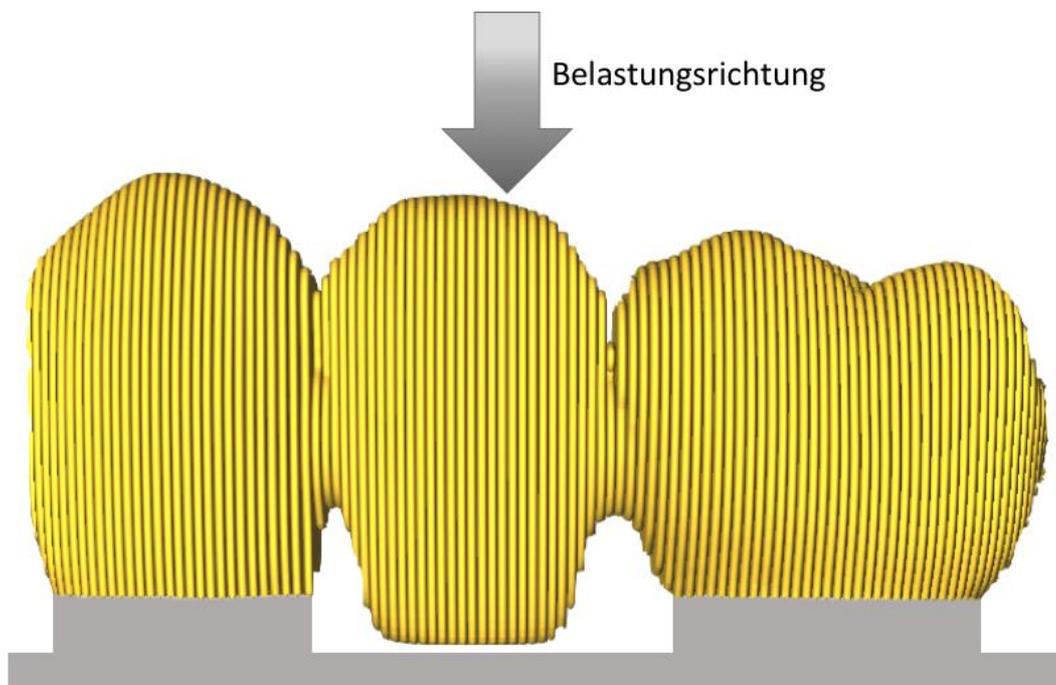


Abb. 37: Anordnung der Schichten bei distaler Positionierung

6. Diskussion

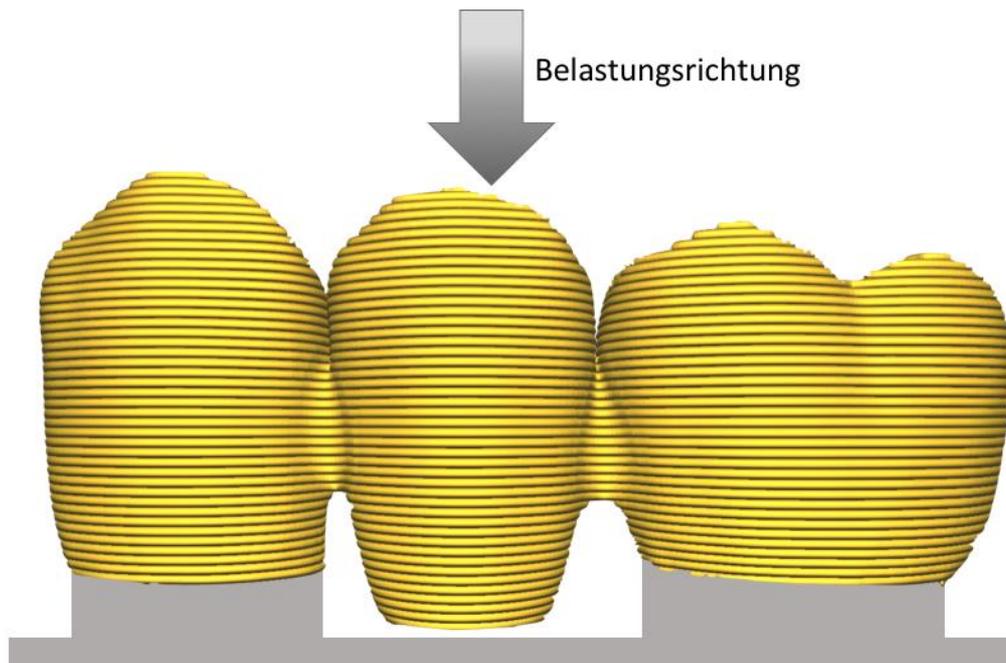


Abb. 38: Anordnung der Schichten bei okklusaler Positionierung

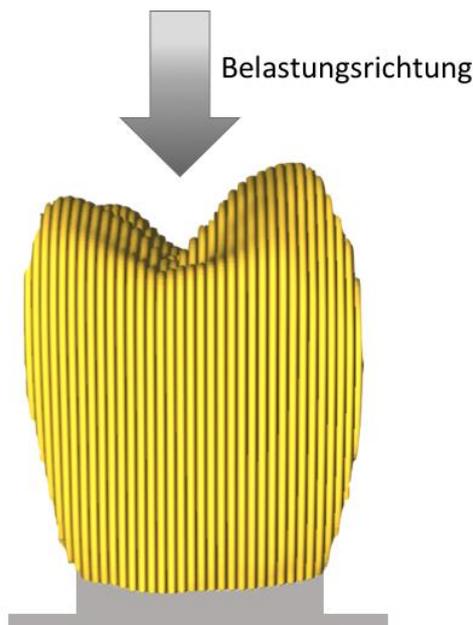


Abb. 39: Anordnung der Schichten bei bukkaler Positionierung

Die distale Orientierung, sprich vertikaler Anordnung auf der Druckplattform mit Stützstruktur am distalen Ende erzielte in den Versuchen dieser Dissertation höhere Bruchlastwerte als eine okklusale Orientierung. Zwischen distaler oder bukkaler Positionierung wurde jedoch kein Unterschied in Bezug auf die Bruchlastwerte registriert. Da die Werte der distalen und bukkalen Orientierung im gleichen Wertebereich liegen, erscheint folglich die Adhäsion zwischen den einzelnen Schichten hoch (Abb. 39). Die Positionierung des Druckobjekts wirkt sich somit direkt

6. Diskussion

auf die mechanischen Eigenschaften aus. Die Nullhypothese, dass die Positionierung die Bruchlast nicht beeinflusst, wird abgelehnt.

Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen die gleichen Ergebnisse wie einige andere Studien [98, 99]. Sie stehen unter anderem im Einklang mit denen von Puebla et al. [95] und Unkovskiy et al. [105]. Puebla et al. [95] stellten ebenfalls einen statistischen Einfluss der Druckrichtung auf die mechanischen Eigenschaften im SLA-Druckverfahren fest. Vertikal gedruckte Prüfkörper erreichten hier die höchsten Werte bei Zugfestigkeit und E-Modul. Zwar wurde diese Studie im SLA-Druckverfahren durchgeführt, durch den sehr ähnlichen grundsätzlichen Druckvorgang mit schichtweiser Polymerisation von Kunstharzen lässt sich jedoch annehmen, dass die Ergebnisse auch auf den DLP-Druck übertragbar sind. Auch Unkovskiy et al. [105] konnten statistisch signifikante Unterschiede bezüglich den mechanischen Eigenschaften zwischen horizontal und vertikal orientierten Prüfkörper nachweisen. Die horizontale Positionierung war in Biegefestigkeit und Biegemodul überlegen. Kulkarni et al. [59] hingegen haben festgestellt, die Adhäsion beim 3D-Druck innerhalb einer Schicht größer ist als zwischen den Schichten. Zwar konnte eine weitere Studie [155] ebenfalls signifikante Unterschiede bei der Positionierung feststellen, jedoch kam auch diese zu dem Schluss, dass die Adhäsion zwischen den Schichten schwächer ist. Diese Feststellungen stimmt mit den hier vorliegenden Ergebnissen nicht überein, sondern man kann eine vergleichbare Haftung zwischen den Schichten und innerhalb einer Schicht annehmen.

Die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften durch verschiedene Druckrichtungen lassen sich auf eine Anisotropie der Werkstücke zurückführen. Bei der additiven Produktion kann durch den schichtweisen Fertigungsprozess eine Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften beobachtet werden. Besonders beim FDM ist eine starke Anisotropie zu beobachten [4]. Dies ist durch den Querschnitt des Druckobjekts gut zu beschreiben: die rundlichen Filamentstränge haben nur wenig Oberfläche, die mit den Nachbarsträngen verbunden ist. Es entstehen produktionsbedingt Hohlräume zwischen den Schichten [156]. Bei der badbasierten Photopolymerisation (dazu zählen DLP und SLA) ist durch die Polymerisation eine Verbindung über eine Schicht hinaus möglich, es entsteht ein enger Verbund zwischen den Schichten. Die Anisotropie wird im Vergleich zu FDM minimiert und es kommt zu verbesserten mechanischen Eigenschaften [4, 156]. Shanmugasundaram et al. [157] kommen sogar zu dem Ergebnis, SLA als isotrop zu klassifizieren: verschiedene

6. Diskussion

Positionierungen führen zu vergleichbaren Eigenschaften. Dies deckt sich nicht mit den vorliegenden Ergebnissen: zwischen der distalen und bukkalen Positionierung gab es zwar keine Unterschiede, zur okklusalen Positionierung konnte hingegen ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden, was für ein gewisses anisotropes Verhalten spricht. Dies wiederum deckt sich mit den Ergebnissen von anderen Studien [98, 105].

Für den Anwender erscheint die bukkale Orientierung am besten geeignet: zusätzlich zu den vorteilhaften Bruchlastwerten ist die Herstellungsdauer im Vergleich zur distalen Position geringer. Die funktionell genutzte und beanspruchte okklusale Oberfläche wird nicht durch die Stützstruktur verfälscht. Dies wiederum vermindert die nötige Nachbearbeitung und erleichtert die Anpassung am Patienten. Auch nimmt der Druckvorgang selbst eine geringere Zeit in Anspruch, da eine geringere Anzahl an Schichten polymerisiert werden muss was wiederum Zeit eingespart. Aufgrund der vorliegenden Bruchlastwerte und der vorteilhaften Herstellung wurde für die weitere Prüfung der Nachbelichtungsmethode die bukkale Positionierung gewählt.

Nachpolymerisation. Das additive Herstellungsverfahren bei DLP und SLA basiert auf einer Polymerisationsreaktion während des Druckprozesses. Bei zahnmedizinischen DLP-Druckern liegt dabei die Wellenlänge der Lichtquelle typischerweise im Bereich von rund 385 nm [78, 80, 81] (siehe auch Tabelle 2 *Beispiele für DLP-Drucker*), angepasst an das Material (siehe Tabelle 3 *Materialien für additiv gefertigte Provisorien*). Um die erforderlichen klinischen und biologischen Eigenschaften zu gewährleisten ist diese jedoch nicht ausreichend und so des Weiteren eine Nachbelichtung zwingend notwendig [4]. Die Lichttechnik der Nachbelichtungsgeräte ist dabei ebenfalls speziell an die Wellenlängenbereiche des 3D-Druckmaterials angepasst.

Das Material GC erreichte die höchsten Bruchlastwerte durch die Polymerisierung mit Printbox, gefolgt von Otoflash. Die geringsten Werte erhielt es bei der Nachbelichtung mit Labolight. Interessanterweise wird bei diesem Material Otoflash und Labolight als kompatibles Nachbelichtungsgerät vom Hersteller empfohlen. Printbox, welche hingegen nicht aufgelistet wird, konnte jedoch die höchsten Werte erreichen [91].

CB erreichte die Höchstwerte bei der Belichtung mittels Otoflash. Auch Reymus et al. [158] konnten für dieses Material bei der Belichtung mit Otoflash bereits die höchsten Umsetzungsgrade beobachten, was die verbesserten mechanischen Eigenschaften

6. Diskussion

erklären kann. Allerdings ergab die Verwendung von Otoflash und Labolight ein unzureichendes ästhetisches Ergebnis für CB. Das flüssige Kunstharz erscheint im Gegensatz zu den restlichen Materialien mit Gelbstich, auch bei handelsüblichen lighthärtenden Kompositen besitzen die Initiatoren in Reinform oft eine gelbe Eigenfarbe, die nach dem Aushärten fast vollständig verschwindet [117]. Erst nach der Belichtung mittels der vom Hersteller empfohlenen Printbox erfährt das Material einen Farbumschlag und erscheint zahnfarben. Wird hingegen Otoflash oder Labolight verwendet, behält das Material den gleichen gelbstichigen Farbton, wie das unbelichtete Material. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass die Lichtquelle des herstellereigenen Polymerisationsgerät, der Printbox, an das Pigment und die Zusammensetzung des Materials angepasst ist. Diese enthält UV-Lampen mit einem Spektrum zwischen 300 - 500 nm, bei Labolight wird mittels LED nur ein Lichtwellenlängenbereich von 380 - 510 nm abgedeckt [121, 122]. Ein weiterer Grund kann die stark verkürzte Belichtungszeit von Otoflash im Gegensatz zur vorgeschriebenen 30-minütigen Belichtung durch Printbox sein. Eine Verwendung einer anderen Lichtquelle ist somit für dieses Material nicht möglich, da eine ansprechende Ästhetik für den Patienten nicht gewährleistet ist. Interessant ist bei CB ebenfalls, dass die Standardabweichung bei Printbox mit 398 N auffällig groß ist, was als Einschränkung zu einer verlässlichen Aussage anzusehen ist. Vermutlich ist diese auf das große Innenvolumen der Printbox und die dadurch starke Variation im Abstand zur Lichtquelle zu erklären. Hier wären weitere Versuche mit einer größeren Prüfkörpermenge angebracht, um die große Streuung genauer beurteilen zu können. Für FT wurden bei der Belichtung mittels Labolight die höchsten Werte gemessen. Bei Otoflash und Printbox fanden sie sich im gleichen Wertebereich.

Beim Material DT erwies sich die herstellergemäße Nachbelichtung als überlegen. Otoflash zeigte hier im Vergleich mit Labolight und Printbox die höchste Bruchlast. Besonders aufschlussreich ist, dass bei einigen Druckmaterialien (GC, CB und FT) die Empfehlung des Herstellers für ein kompatibles Nachbelichtungsgerät nicht gleichzeitig auch zu den höchsten Bruchlastwerten geführt hat, sondern Abweichungen beobachtet werden konnten. Die Ergebnisse des Einflusses der Nachbelichtung unterscheiden sich von der Studie von Unkovskiy et al. [105]. Dort wurden zwar Unterschiede zwischen nicht polymerisierten und polymerisierten Prüfkörper festgestellt, es wurden allerdings keine Unterschiede zwischen den einzelnen Belichtungsarten entdeckt. Unkovskiy et al. belichteten nur ein Material für

6. Diskussion

Bohrschablonen mit drei verschiedenen Lichtöfen nach. Möglich ist, dass das verwendete Material weniger sensibel auf unterschiedliche Nachbelichtung reagiert. Auch in den vorliegenden Ergebnissen reagieren verschiedene Materialien mit unterschiedlich starker Ausprägung, 3Delta etemp ist beispielweise besonders sensibel gegenüber der korrekten Nachbelichtung. Zudem verwendeten Unkovskiy et al. keine Lichtöfen, die speziell für den 3D Druck ausgelegt sind, was sich auch nachteilig ausgewirkt haben kann. Eine interessante Weiterführung der vorliegenden Versuche ist, die Nachbearbeitung ebenfalls mit einer unbelichteten Gruppe durchzuführen und die Ergebnisse mit den bereits ermittelten Unterschieden zu vergleichen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass eine korrekte Durchführung der Nachbearbeitung wichtig ist. Ferner betrifft dies neben der Belichtung auch die richtige Reinigung. Vom Hersteller wird ebenfalls für die Reinigung ein festes Anwendungsprotokoll vorgegeben. In der Regel ist vor der Nachpolymerisation eine Entfernung von überschüssigem Kunstharz durch eine Säuberung im Ultraschallbecken mittels 96 %igem Ethanol nötig. Einzig für das Material DT erfolgte der Abtrag des Restmaterials mittels Zentrifuge. Es darf vor der Nachbelichtung nicht mit Alkohol in Kontakt kommen. Erfolgte der Kontakt vor der Nachpolymerisation war eine irreversible milchige Farbtrübung zu beobachten. Dies lässt auf eine chemische Reaktion zwischen dem Ethanol und Bestandteilen des nicht fertig polymerisierten Materials schließen. Für die mechanischen Eigenschaften genauso wie für die Ästhetik ist es somit von entscheidender Bedeutung die korrekte Nachbearbeitung materialspezifisch durchzuführen.

Die Nullhypothese, dass die Bruchlast unabhängig vom Nachbelichtungsverfahren ist, wurde verworfen.

Alterung. Materialien für den temporären Einsatz müssen einwandfreie Eigenschaften während des Verbleibs im Mund gewährleisten können. Nach der künstlichen Alterung mittels Lagerung in Wasser von 21 Tagen konnten in diesen Versuchen geringere Bruchlastwerte als vor der Alterung beobachtet werden. Die Hypothese, dass die Alterung keinen Einfluss auf die Bruchlast hat, wurde widerlegt.

Das Kontrollmaterial TelioCad konnte die höchsten Werte erzielen, welche im gleichen Wertebereich wie CB lagen. Die restlichen Druckmaterialien schnitten schlechter als die Kontrollgruppe ab. Gleichermaßen wurde bereits in anderen Studien ein Effekt der Alterung auf mechanischen Eigenschaften von 3D-Druck Materialien beobachtet [95,

6. Diskussion

98]. Eine Studie kam zu dem Ergebnis, dass die Biegefestigkeit durch künstliche Alterung mittels Wassereinlagerung signifikant verringert wurden [98].

Stawarczyk et al. [58] hingegen konnten bei Materialien für direkte Provisorien einen Anstieg der Bruchlast bei Einlagerung bis zu 28 Tagen in Speichel beobachten. Als Effekt dahinter wird eine verspätete Polymerisation des Monomers vermutet. Bei den vorliegenden Ergebnissen ist im Gegensatz dazu ein solcher Prozess nicht beobachten. Die Polymerisation scheint nach der Nachbelichtung mittels Lichthärteofen oder durch die industrielle Polymerisation (TelioCad) vollständig abgeschlossen zu sein. Es liegt eher eine Anfälligkeit für Wasseraufnahme vor, was zu den verschlechterten Ergebnissen nach der Einlagerung in Wasser führen könnte. Interessant wären zusätzliche Prüfungen nach einer kürzeren und einer verlängerten Einlagerungsperiode, um Aussagen über eine gute klinische Eignung treffen zu können. Ferner wäre die zusätzliche Prüfung von weiteren Alterungsprozessen durch ein anderes Einlagerungsmedium, wie künstlichem Speichel möglich. Die vorliegenden Alterungsergebnisse sind als Einschränkung für klinische Anwendungsdauer anzusehen.

Material. Die Hypothese, dass verschiedene Materialien keinen Einfluss auf die Bruchlast haben, wurde widerlegt. Generell sind die Herstellerinformationen zur genauen Materialzusammensetzung bei additiven Kunstharzen eher gering. Oft sind weder die Photoinitiatoren noch eventuell enthaltene Füllstoffe ersichtlich. 3Delta etemp und Temp print enthalten beispielsweise Füllkörper. Trotzdem schneidet Temp print bei der Bruchlastprüfung meist mit geringeren Werten ab. C&B hingegen weist meist hohe Werte auf. Als Inhaltsstoff wird bei diesem Material nur die Basierung des Monomers auf Acrylester genannt [92]. Genauere Produktdaten für Zahnarzt und Techniker wären wünschenswert, um Rückschlüsse zwischen Inhaltsstoffen und Bruchlastergebnissen oder Initiatoren und Nachbelichtungsergebnissen ziehen zu können. So können Zusammenhänge bei mechanischen Eigenschaften besser erkannt werden. Auch für die Patientensicherheit und um Materialien bei Unverträglichkeiten bereits vor dem Einsetzen ausschließen zu können sollten die Hersteller genaue Inhaltsstoffe veröffentlichen.

Die Unterschiede zwischen dem konventionellen und subtraktiven Material waren besonders groß. Betrachtet man bei anderen Studien die Bruchlastwerte des konventionellen Materials Luxatemp [38] und des subtraktiven Materials TelioCad [52,

6. Diskussion

150] ähneln die Ergebnisse den vorliegenden. Die Firma Ivoclar Vivadent stellt zu ihrem Material TelioCad wissenschaftliche Dokumentation zu Verfügung bei denen die Bruchlast zwischen 900 – 1000 N liegt [150]. Stawarczyk et al. [58] hingegen geben je nach Alterung nur Werte zwischen 399 - 445 N an, was über 400 N weniger sind, als in den vorliegenden Ergebnissen. Grund für diese große Abweichung kann die weit kleinere Verbinderquerschnittsfläche von nur 7,36 mm² sein.

Versuchsaufbau. In anderen Studien zur Verbinderquerschnittsfläche konnte ein Einfluss auf die Bruchlast bei dreigliedrigen Provisorien festgestellt werden [152, 159]. In diesen Studien wurden Flächen zwischen 6 bis 16 mm² geprüft. Je größer die Fläche, umso höher waren auch die gemessenen Bruchlasten. Die Autoren empfehlen eine Mindestfläche von 9 mm². In dieser Dissertation wurde Wert daraufgelegt, die Situation möglichst nahe an der klinischen Realität zu simulieren und deswegen Prüfkörper in Form einer dreigliedrigen Brücke gewählt. Für die Verbinderfläche wurde jeweils circa 12,5 mm² gewählt. Allerdings ist hinzuzufügen, dass die genaue Geometrie jeder Studie durch unterschiedliche Modellation (Schichtdicke, Zahnform, Fissurengestaltung, Zahnart, etc.) einzigartig ist. Dies erschwert einen direkten Vergleich zwischen den unterschiedlichen Studien und lässt nur einen guten Vergleich innerhalb einer Studie zu.

Für die Bruchlastprüfung in dieser Studie wurden die Provisorien nicht zementiert, sondern ohne zusätzliche Befestigung geprüft. Bereits vorliegende Studien lieferten indes Beweise für eine mögliche Beeinflussung durch verschiedene Zemente beziehungsweise nicht vorhandenes Zement [124, 160, 161]. Bindl et al. [162] konnten für adhäsiv befestigte Keramikronen signifikant höhere Bruchlastwerte nachweisen, also für solche die mit Zink-Phosphat-Zement zementiert wurden. Um Aussagen über den potentiellen Einfluss von provisorischem Zement bei Kunstharzen treffen zu können, sind weitere Untersuchungen nötig, da dazu bislang noch keine Daten zu finden sind.

Das verwendete Stahlmodell kann möglicherweise ebenfalls eine Beeinflussung der Ergebnisse der Bruchlast mit sich bringen. In anderen Studien wurde ersichtlich, dass im Vergleich zu nicht starr montierten Abutments die Bruchlast bei feststehendem Zahnersatz auf starr montierten Abutments geringere Werte erreichte [163]. Unterschiedliche Abutment-Materialien können einen Einfluss auf Bruchlastwerte haben [164]. Ein höheres E-Modul des zahnsimulierenden Materials kann zu höheren,

6. Diskussion

jedoch teils unrealistischen Bruchlastwerten bei Keramiken führen [165]. Bei Polymeren wurde im Gegensatz zu Keramik beobachtet, dass auf Polymer-Abutments höhere Bruchlastwerte gemessen wurden, als auf Metall-Abutments [164]. Ein wirklichkeitsgetreueres Verhalten entsprechend der klinischen Situation kann bei nicht starr montierten Abutments mit einem E-Modul, welches vergleichbar dem eines natürlichen Zahnes ist, beobachtet werden [166, 167]. Die Metall-Abutments haben die Bruchlastwerte so möglicherweise negativ beeinflusst und verschlechtert. Neutralere, jedoch realitätsfernere Bedingungen hätten durch einen anderen Versuchsaufbau geschaffen werden können, beispielsweise durch Prüfung von definierten Geometrien nach ISO-Norm anstatt in Provisorienform aufgesetzt auf einen zahnsimulierenden Körper.

6.2. Härte

Die Härte sagt aus, welchen Widerstand ein Werkstoff (Prüfstück) gegen das Eindringen eines anderen (härteren) Körpers entgegenhält. Sie wird unter anderem durch die Steckgrenze, die Zugfestigkeit und den Elastizitätsmodul beeinflusst [132, 168]. Zur Prüfung der Martenshärte ist kein optisches Auswerten der Härteeindrücke nötig, was sie als subjektives Verfahren ohne Anwendereinfluss qualifiziert [133]. Im Gegensatz dazu erfährt beispielsweise die Messung der Vickershärte, bei welcher ebenfalls die Vickerspyramide als Eindringkörper verwendet wird und die ein breites Anwendungsspektrum findet, einen Einfluss durch den Bediener: Hier muss die Eindruckdiagonale manuell gemessen werden und ist so abhängig vom Bediener und von der Auflösung des optischen Systems, welches bei der Messung angewendet wird [132, 133]. Die Martenshärte ist gut geeignet, um elastische und plastische Verformung bei polymerbasierten Materialien zu prüfen und erweist sich als wichtiger Indikator, um Aussagen über die Haltbarkeit und die Oberflächenstabilität treffen zu können [132]. Ebenfalls können Aussagen über das viskoelastisch - plastische Verhalten getroffen werden. Die Prüfergebnisse erfahren einen beträchtlichen Einfluss durch die Oberflächenrauigkeit, was eine Politur der Prüfkörper erforderlich macht [133].

Material. Bei der Martenshärte und dem elastischen Eindringmodul erwies sich in dieser Dissertation jeweils das Material als großer Einfluss. Auffällig ist, dass 3Delta

6. Diskussion

etemp bei allen getesteten Parametern die höchsten Werte bei den additiven Materialien erzielen konnte. Die Härte eines Materials wird durch die Inhaltsstoffe und Zusammensetzung beeinflusst. 3Delta etemp besitzt im Vergleich zu den anderen Harzen den Füllstoff Siliziumdioxid (50 Gew%) eingebettet in eine Methacrylat-Matrix [104]. Temp print enthält Silikat als Füllstoff, allerdings mit einem weitaus geringeren Anteil von 20 Gew% [90], Freeprint Temp und C&B enthalten keine Füllstoffe. Sowohl die Größe als auch die Anzahl von Füllpartikeln hat bei polymerbasierten Materialien einen Einfluss: Ein geringerer Füllstoffgehalt führt zu niedrigeren HM-Werten, durch die Zugabe von Mikrofüllstoffen können höhere Werte erreicht werden [132, 138]. Liebermann et al. [138] konnten für das PMMA basierte TelioCad geringere HM-Werte feststellen, als für das PMMA mit Microfüllern Vita Cad-Temp. Die Zugabe von Füllstoffen in einem hohen Anteil ist bei 3Delta etemp sehr wahrscheinlich für die höheren Werte verantwortlich. Meist sind jedoch die Informationen der Hersteller über die genaue Zusammensetzung eher gering. Weitere zuverlässige Rückschlüsse aus den Ergebnissen sind deswegen erschwert. Wünschenswert sind genauere Angaben der Hersteller zur Materialkomposition.

Betrachtet man die Kraft-Eindringtiefekurven der Dentalharze (Abb. 40 - 43) fällt besonders auf, dass bei DT die niedrigste Eindringtiefe gemessen wurde, was mit einer zunehmenden Härte korreliert. Die hohe Martenshärte von DT bewirkt, dass das Material widerstandsfähiger gegen mechanischen Stress durch z. B. Antagonistenkontakt ist [103]. Dies wiederum ermöglicht eine längere Anwendungsdauer. Die Nullhypothese, dass das Material keinen Einfluss auf HM und E_{IT} hat, wurde widerlegt.

6. Diskussion

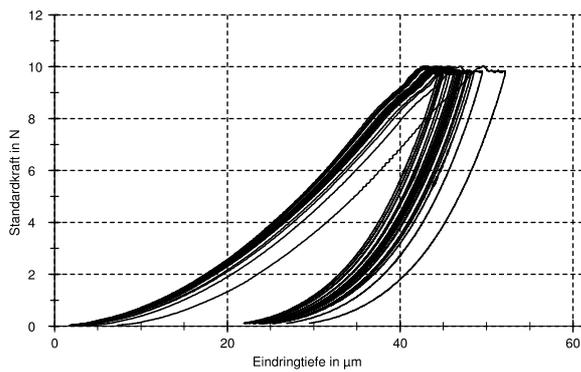


Abb. 40: Kraft-Eindringtiefe-Verlauf Temp print

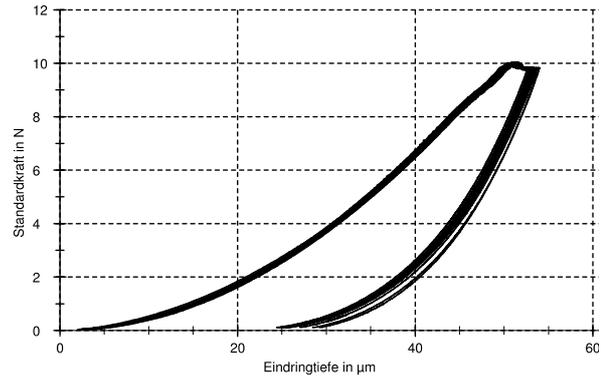


Abb. 41: C&B

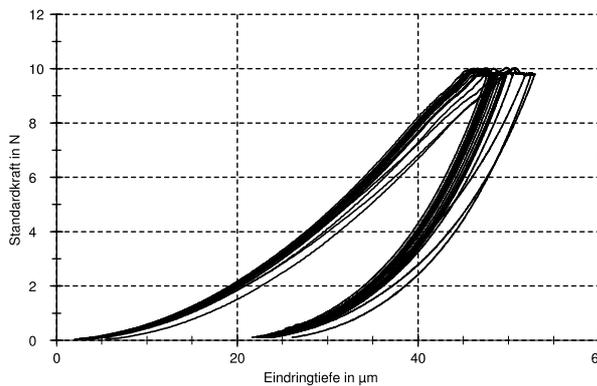


Abb. 42: Freeprint temp

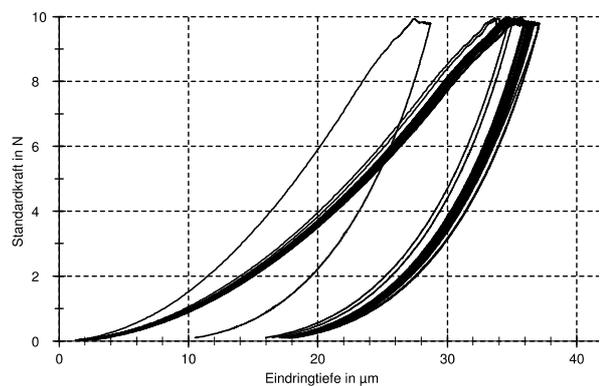


Abb. 43: 3Delta etemp

Positionierung. Die Positionierung zeigte weder auf H_M noch auf E_{IT} einen Einfluss. Andere Studien zum Einfluss der Druckposition sind rar. Prectel et al. [96] konnten bei Filament-gedrucktem PAEK (Polyaryletherketon)-Material einen Einfluss der Druckrichtung nachweisen. Das verwendete Druckverfahren war hier FDM. Die Schichten bei SLA/DLP haben einen besseren Verbund untereinander. Beim FDM können produktionsbedingt Hohlräume zwischen den zylindrischen Filamentsträngen beim Düsenauftrag entstehen [169], es werden stark anisotrope Objekte gefertigt [170]. Beim SLA/DLP liegen die einzelnen Schichten im Querschnitt nicht rund, sondern blockartig aufeinander und es kommt zu einer Polymerisationsreaktion zwischen den Schichten [156]. Dies würde einen geringeren oder keinen Einfluss der Druckpositionierung bei SLA/DLP Verfahren erklären. Denkbar wäre ebenfalls, dass der Studienaufbau, bei dem die Prüfkörper nach der Bruchlastmessung weiterverwendet wurden, sich nachteilig auf die Ergebnisse ausgewirkt hat. Zur Prüfkörperherstellung wurde das Bruchstück des Brückenglieds in Acryl-Gießharz eingebettet und planpoliert. Durch die Geometrie des Provisoriums ist eine genaue

6. Diskussion

horizontale beziehungsweise vertikale Ausrichtung der Druckschichten nicht vollständig gewährleistet. Möglicherweise wurden so innerhalb einer Prüfkörpergruppe Abweichungen in der Schichtausrichtung verursacht. Um dies auszuschließen sind weitere Prüfungen mit einer anderen Prüfkörpergeometrie zu empfehlen. Als Form bietet sich dafür beispielsweise ein rechteckig gedruckter Prüfkörper an. Die Nullhypothese, dass die Positionierung auf der Druckplattform keinen Einfluss auf H_M und E_{IT} hat, wurde bestätigt.

Nachbelichtung. Die Prüfung der Martenshärte erwies sich sowohl abhängig vom Material als auch von der Nachbelichtungsart. 3Delta etemp zeigte abermals die höchsten Werte, C&B die geringsten. Das konventionelle Material Luxatamp und die gefrästen Provisorien lagen im mittleren Bereich zusammen mit Freeprint temp und Temp print und zeigten somit geringere Werte als 3Delta etemp. Auch beim Eindringmodul erreichten die Kontrollgruppen geringere Werte als das Druckmaterial mit den Höchstwerten, 3Delta etemp. Allerdings wurde beim Einfluss der Nachbelichtung widersprüchliche Ergebnisse festgestellt.

Insgesamt wurde für die Belichtung mittels Labolight die geringsten Härtewerte nachgewiesen. Diese Ergebnisse decken sich mit denen von Reymus et al. [103]. Es ist anzunehmen, dass Labolight einen geringeren Umsetzungsgrad der C=C Doppelbindungen erreicht, weil die Lichtintensität oder die Wellenlänge weniger gut an die Materialien angepasst ist als bei Otofash oder Printbox und die Belichtungszeit am geringsten ist. Dadurch wiederum resultieren die geringeren mechanischen Eigenschaften. In einer anderen Studie [158] wurden für verschiedene Nachbelichtungsarten bereits unterschiedliche Umsetzungsgrade nachgewiesen. In den vorliegenden Ergebnissen war ebenfalls bei der Bruchlast zu beobachten, dass Labolight bei den gedruckten Materialien (ausgenommen Freeprint temp) die geringsten Bruchlastwerte erzielte.

Betrachtet man die Belichtungsart als Einfluss auf E_{IT} genauer fällt auf, dass obwohl ein Einfluss festgestellt wurde alle Gruppen im gleichen Wertebereich liegen. Der p-Wert von 0.049 liegt sehr nahe an der Signifikanzgrenze von 0.05. Vergleicht man die Mittelwerte liegen diese mit $4,87 \text{ kN/mm}^2$ (Otofash), $4,83 \text{ kN/mm}^2$ (Printbox) und $4,57 \text{ kN/mm}^2$ (Labolight) sehr eng beisammen. Um für diese Versuche aussagekräftigere Ergebnisse zu bekommen, empfiehlt sich die erneute Durchführung mit größeren

6. Diskussion

Prüfkörpergruppen. Die Nullhypothese, dass die Nachbelichtung keinen Einfluss auf HM und E_{IT} hat, wurde teilweise widerlegt.

Alterung. Die Alterung durch Wassereinlagerung zeigte Auswirkungen auf die Härtewerte. Polymernetzwerke wie sie bei Kunststoffharzen zu finden sind neigen dazu, von der feuchten oralen Mundumgebung beeinflusst zu werden [143]. Um Aussagen über die Beständigkeit des Materials treffen zu können, sind Versuche der künstlichen Alterung, bei der diese Umgebung durch Einlagerung in temperiertem Wasser simuliert wird, essentiell. Durch Wasseraufnahme während des Alterungsprozesses verringert sich im Allgemeinen die Härte [138, 140]. Bei einem höheren Anteil an Resin-Matrix und geringerem Füllpartikelgehalt konnte eine höhere Wasseraufnahme beobachtet werden [138]. Umso homogener ein Polymer ist, umso geringer ist die Wasserabsorption [138, 171]. Liebermann et al. [138] konnten einen signifikanten Effekt des Materials und der Lagerungsdauer auf die Wasserabsorption feststellen. Ein längerer Zeitraum führte zu vermehrter Aufnahme.

Die höchsten HM-Werte der 3D-Materialien konnten nach einer Einlagerung von drei Wochen festgestellt werden, wobei die Werte im gleichen Bereich wie ohne Alterung lagen. Die geringsten Werte wurden nach zweiwöchiger Alterung gemessen. Bei dem elastischen Eindringmodul konnte kein Einfluss der Alterung beobachtet werden. Eine Erklärung für dieses Verhalten könnte sein, dass während der Lagerung im erwärmten Wasser anfangs eine Wasseraufnahme stattfand, später aber auch eine Fortsetzung der Polymerisation. Bei direkten PMMA-Provisorienmaterialien konnte eine solche Nachpolymerisation durch Auswirkungen auf die Bruchlast bereits beschrieben werden [153]. Die vorliegenden Ergebnisse decken sich jedoch nicht mit einem Großteil bereits dargelegter. Lediglich Reymus et al. [103] konnten für die druckbaren Schienenmaterialien NextDent Splint (NextDent B. V., Soesterberg, Niederlande) und Formlabs Dental LT Clear (Formlabs GmbH, Berlin, Deutschland) jeweils bei der Belichtung mit Labolight oder Otofash einen ähnlichen Effekt bei der Alterung nach 14 und nach 28 Tagen beobachten. Die Werte blieben jedoch auch nach 28 Tagen geringer als bei der initialen Testung. Hahnel et al. [172] konnten vereinzelt bei direkt einbringbaren Kompositen einen Anstieg der Vickershärte beobachten, die Alterungszeiträume betragen hier jedoch bis zu einem Jahr. Verschiedene Studien empfehlen bei der Untersuchung der mechanischen Eigenschaften von Kompositen eine Wassereinlagerung von mindestens 30 Tagen, da eine kürzere Dauer für

6. Diskussion

aussagekräftige Ergebnisse nicht ausreicht [138, 140, 173]. In den ersten 30 Tagen gibt es große Varianzen der Werte durch anfängliche Nachpolymerisation und einsetzende Alterungseffekte. Erst bei längerer Dauer werden stabilere Werte erzielt. Interessant wären hier weitere Untersuchungen nach einem längeren Zeitraum wie 60 oder 90 Tage, um zu beobachten ob die Härtewerte weiter stabil bleiben oder sich verändern. Die Nullhypothese, dass die Alterung keinen Einfluss auf HM und E_{IT} hat, wurde ebenfalls teilweise widerlegt.

Weitere Untersuchungen. Durch weitere mechanische Untersuchungsmethoden betreffend beispielsweise den Verschleiß oder die Farbstabilität lassen sich zusätzliche Rückschlüsse über die Eigenschaften von 3D-Druckmaterialien ziehen. Hierfür sind weitere Untersuchungen mit anderem Versuchsaufbau notwendig. Durch Prüfungen mittels Kausimulator kann der Verschleiß und auch der Antagonisten-Verschleiß untersucht werden [174]. In einer Studie wurde dargelegt, dass bei Kunstharzen abhängig vom Füllstoffgehalt unterschiedliche Ergebnisse beim Dreikörper-Verschleißtest auftreten [104]. Ebenso ist es denkbar, dass verschiedene Polymerisationsarten beeinflussend wirken. Stawarczyk et al. [51] konnten bereits für unterschiedliche Polymerisationsarten von PMMA-Kunststoffen Auswirkungen auf die Abrasionsbeständigkeit nachweisen, was auch einen Einfluss bei Kunstharzen plausibel erscheinen lässt. Ebenfalls scheint auch eine Farbveränderung durch die potentielle Aufnahme von Farbpartikeln aus Lebensmitteln denkbar [175]. Diese Faktoren sind ebenfalls ausschlaggebend für die klinische Eignung der Materialien.

Einschränkungen. Abschließend lässt sich sagen, dass als Einschränkung der Studie die Stichprobengröße zu sehen ist. Besonders bei der Martenshärte war diese vergleichsweise klein. Zwar wurden pro Prüfgruppe neun Werte generiert, allerdings gab es jeweils nur drei Prüfkörper, die je dreimal getestet wurden. Dies könnte für aussagekräftige Schlussfolgerungen zu klein sein, denn nicht alle Ergebnisse scheinen hier schlüssig.

Interessante Ergebnisse wurden vor allem bei der geprüften Bruchlast beobachtet. Je nach Geschlecht und Konstitution des Patienten können maximale Kaukräfte mit bis zu 900 N auftreten. Die konstanten okklusalen Kräfte sind in einem weit niedrigerem Bereich zwischen 12 - 90 N aufzufinden [123]. Für die durchschnittliche wirkenden

6. Diskussion

Kaukräfte im Molarenbereich werden in der Literatur Werte zwischen 150 - 300 N angegeben [176]. Die Kraftmaxima treten vor allem bei extremen Belastungen wie Zähneknirschen und -pressen auf. Den niedrigeren Kräften können die getesteten additiven Materialien standhalten, den maximalen Kaukraftspitzen jedoch nicht. Je nach Position, Belichtung und Alterung konnten Werte zwischen nur rund 300 N (GC) bis hin zu circa 1000 N (CB) ermittelt werden. Für Langzeitrestaurationen scheinen die additiven Materialien durch die ermittelten Bruchlastwerte somit nur eingeschränkt widerstandsfähig. Teilweise sind die 3D-Materialien mit dem bereits bewährtem Provisorienmaterial TelioCad konkurrenzfähig, welches auch als Langzeitprovisorium einsetzbar ist. Interessanterweise wurden gegenüber dem konventionellem Material Luxatemp Großteils überlegene Werte festgestellt. Als provisorischer Ersatz scheinen die additiven Materialien somit geeignet und teils sogar leistungsfähiger.

Eine Problematik des Materials und der Verarbeitung ist eine Sedimentation von einzelnen Bestandteilen bei der Lagerung des flüssigen Harzes. Die Materialien setzen sich aus verschiedenen Komponenten und Partikeln zusammen. Einige der Materialien enthalten Füllstoffe, welche sich aufgrund ihrer Größe und des Gewichts am Verpackungsboden ablagern können. Vor dem Ausgießen der flüssigen Materialien in die Druckwanne wurden die Behälter kurz geschüttelt, eine ausreichende Wiedervermischung der Partikel kann dadurch jedoch nicht adäquat gewährleistet werden. NextDent geben in der Gebrauchsanweisung für ihr Material C&B vor jeder Anwendung ein Mischen des Materials in einer Walzenbank für 1 Stunde an. In der klinischen Anwendung ist das aufgrund des enormen Zeitaufwandes schlecht durchführbar. Füllkörper können bei ungenügender Vermischung nicht gleichmäßig verteilt sein, was sich wiederum nachteilig auf die mechanischen Eigenschaften auswirken kann. Füllstoffe als Inhaltspartikel erschweren somit die einfache Verarbeitung, da sie sich gleichmäßig integriert sein müssen. Viele Hersteller verzichten in ihren Materialien auf den Inhalt von Füllkörpern.

Für Langzeitprovisorien erscheinen die additiven Materialien gut verwendbar, das Material sollte dabei angepasst an die klinische Situation ausgewählt werden. Dennoch sind weitere Studien in vitro Studien nötig. Daneben sind auch klinische Studien dringend erforderlich. Wichtig ist die Schulung des medizinischen Personals, um die Materialien korrekt verarbeiten zu können. Dazu zählen die Einführung in die theoretischen Grundlagen des 3D-Drucks, Software-Kenntnisse und

6. Diskussion

materialspezifische Kenntnisse. Nur so können Verarbeitungsfehler, wie zum Beispiel durch eine falsche Reinigung oder Nachbearbeitung ausgeschlossen werden. Diese haben sich in der Studie als besonders wichtig für die mechanischen Eigenschaften erwiesen.

Als Anwendungsgebiet des 3D-Druck in der Zahnmedizin scheinen neben provisorischem Zahnersatz Schienen (Knirsch- und Aufbissschienen, Op-Guides etc.) und Modelle (Übungsmodelle, Schaummodelle, KFO-Modelle etc.) besonders geeignet. Für permanenten Zahnersatz mangelt es derzeit noch an Materialien und Langzeiterfahrungen, hierfür ergibt sich noch keine Indikation. Wichtig wird für eine Ausweitung der Anwendungsgebiete sein, dazu passende Materialien herzustellen. Eine sinnvolle Anwendung erscheint in zahntechnischen Laboren. Hier kann durch den Workflow viel Zeit und Kosten eingespart werden [1]. Ebenfalls sehr interessant ist der 3D-Druck in der Lehre (z.B. Universitäten): es können Übungsmodelle in großer Stückzahl und nach Vorstellung der Lehrenden einfach gefertigt werden [65, 66]. Für Kliniken und größere Praxen lassen sich einfach und kostengünstig Modelle, Schienen für Implantologie oder Aufbissschienen fertigen: Arbeiten die zu einem früheren Zeitpunkt eventuell durch ein externes Labor beziehungsweise eine andere Abteilung ausgeführt werden mussten. Für kleine Praxen, die einen Drucker nur „ab und zu“ nutzen sind je nach Drucker die Anschaffungskosten relativ hoch, ein kosteneffizienter Einsatz ist hier fraglich, was eine sinnvolle Anwendung ebenfalls fraglich erscheinen lässt.

7. Schlussfolgerung

Durch diese Untersuchung lassen sich in dem eingeschränkten Rahmen, die diese bietet, folgende Schlüsse ziehen:

Die Positionierung auf der Druckplattform hat bei additiven Herstellungsverfahren einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast. Für die Martenshärte und die Eindringtiefe hingegen konnte in dieser Arbeit kein signifikanter Einfluss der Position festgestellt werden. Bevorzugt kann die bukkale Positionierung gewählt werden, da sich diese zusammen mit der distalen im höchsten Wertebereich bei der Bruchlastprüfung findet und in der Anwendung besonders effektiv ist, da eine geringere Druckzeit und keine Nachbearbeitung im okklusalen Bereich notwendig sind. Ebenfalls hat die Nachbelichtung und die Alterung einen signifikanten Einfluss auf die Bruchlastwerte und die Martenshärte. Nur für das Eindringmodul wurde nach der Alterung kein signifikanter Unterschied beobachtet. Basierend auf den gemessenen Bruchlastwerten stellen additive Materialien eine Alternative für gefrästen Interimsersatz da und erscheinen dem konventionellen Material teils überlegen. Besonders auf die korrekte Nachbelichtung sollte dabei in höchstem Maß geachtet werden, da sie einen entscheidenden Faktor auf die mechanischen Eigenschaften ausübt.

Die getesteten additiven Materialien sind im Medizinproduktgesetz mit der Klasse II gekennzeichnet, was sowohl eine Anwendung bis zu 30 Tagen als auch länger erlaubt. Durch ihre Anfälligkeit für Alterungsprozesse sind sie in ihrer Anwendungsdauer allerdings nur zeitlich begrenzt einsetzbar, ihre Langzeitverwendung wird dadurch in Frage gestellt. Des Weiteren sind für 3D-Materialien zusätzliche in-vitro und in-vivo Studien zu mechanischen Eigenschaften wie beispielsweise auch zum Verschleiß und der Farbstabilität nötig, da die aktuelle Literatur nur wenig Informationen bietet.

8. Zusammenfassung

In dieser Dissertation wurde die Bruchlast, Martenshärte und das elastische Eindringmodul von 3D gedruckten Provisorienmaterialien, sowie jeweils einer subtraktiven und einer konventionellen Kontrollgruppe untersucht. Evaluiert werden sollte dabei der Einfluss von der Positionierung auf der Druckplattform, der Einfluss des Nachbelichtungsverfahrens und der künstlichen Alterung auf eine dreigliedrige Brücke.

Verwendet wurden die Materialien Temp print, C&B, Freeprint temp, 3Delta etemp (additiv), Luxatemp (konventionell - Tiefziehschienenfertigung) und TelioCad (subtraktiv - Cerec Schleifeinheit).

Um festzustellen, ob sich die Positionierung auf die Bruchlast auswirkt, wurden folgende Anordnungen für die 3D-Druckmaterialien gewählt:

- I.) Einheit horizontal zur Druckplattform, Stützstrukturen an den Okklusalfächen orientiert (n 15)
- II.) Einheit horizontal zur Druckplattform, Stützstrukturen an den Bukkalflächen orientiert (n 15)
- III.) Einheit vertikal zur Druckplattform, Stützstrukturen an der Approximalfläche orientiert (n 15)

Die Nachbelichtung erfolgte im ersten Teil nach Herstellerangabe. Nach einer künstlichen Alterung von 21 Tagen in destilliertem Wasser bei 37°C wurde die Bruchlast zusammen mit der subtraktiven Vergleichsgruppe (n 15) getestet.

Zur Untersuchung der Auswirkung des Nachbelichtungsverfahrens wurden pro Material n 45 Prüfkörper in bukkaler Position gedruckt. Für jedes Material wurden je n 15 Brücken mit den Lichthärtegeräten Otoflash (Blitzlicht), Labolight (LED) und Printbox (UV) nachbelichtet. Die Prüfkörper wurden zusammen mit der konventionellen (n 15) und subtraktiven (n 15) Kontrollgruppe direkt nach Herstellung geprüft.

Um den Einfluss der Alterung zu prüfen, wurden jeweils die bukkalen Prüfkörper mit Belichtung nach Herstellerangaben und die subtraktive Kontrollgruppe initial und nach künstlicher Alterung von 21 Tagen verglichen.

Bei der Prüfung der Härte wurden die gleichen Einflüsse untersucht. Zusätzlich wurde eine weitere Prüfgruppe angefertigt, um die Alterung nach zwei Wochen zu untersuchen.

8. Zusammenfassung

Es konnte ein signifikanter Einfluss der Druckrichtung auf die Bruchlast der additiven Materialien festgestellt werden. Die distale Position erreichte dabei zusammen mit der bukkalen die höchsten Werte. Die okklusale Positionierung zeigte die geringsten Werte.

Bei der Nachbelichtung konnte ein signifikanter Einfluss der Interaktion von Material und Belichtungsverfahren nachgewiesen werden. Temp print erreichte die höchsten Ergebnisse bei der Nachbelichtung mit Printbox, die niedrigsten mit Labolight. Bei C&B konnten die höchsten Ergebnisse mit Otoflash erreicht werden, Printbox lag im gleichen Wertebereich. Die Belichtung mittels Otoflash gewährleistet jedoch keine adäquate Ästhetik, da hier der Farbumschlag von gelblich zu zahnfarben nicht stattfand. Für die Messungen bei Freeprint temp ergaben sich die höchsten Bruchlastwerte bei der Nachpolymerisation mit Labolight. Bei 3Delta etemp konnten die höchsten Werte durch Otoflash erzielt werden. Dem konventionellen Material Luxatemp waren bis auf Freeprint temp mit Nachbelichtung durch Printbox und Otoflash, Temp print mit Labolight und 3Delta etemp mit Labolight die additiven Materialien überlegen. Höhere Werte als das gefräste Material TelioCad konnte nur von C&B mit Otoflash erreicht werden. Temp print mit Otoflash und Printbox, C&B mit Labolight und Printbox, Freeprint temp mit Labolight und 3Delta etemp mit Otoflash lagen im gleichen Wertebereich wie TelioCad.

Nach der künstlichen Alterung von 21 Tagen bei 37° C konnten signifikant geringere Bruchlastwerte als bei initialer Prüfung nachgewiesen werden.

Bei der Martenshärteprüfung und beim elastischen Eindringmodul konnte kein Einfluss der Positionierung beobachtet werden.

Das Nachbelichtungsverfahren erwies sich als signifikanter Einfluss auf die Martenshärte und das elastische Eindringmodul. Für Printbox und Otoflash konnten die höchsten Martenshärte-Werte beobachtet werden. Hier wurden signifikant höhere Werte als für die konventionelle und gefräste Kontrollgruppe gemessen. Für das Eindringmodul lag der Einfluss sehr nah am Signifikanzniveau von $p < 0.05$. Bei genauerer Prüfung der Einzelgruppen mit dem post hoc Scheffé test waren keine Unterschiede zwischen diesen feststellbar. Hier ist eine Wiederholung der Versuche mit einer höheren Prüfkörperanzahl zu empfehlen.

Die Alterung erwies sich nur bei der Martenshärte als signifikanter Einfluss, nicht beim Eindringmodul. Die Alterung von drei Wochen fand sich hier im gleichen Wertebereich,

8. Zusammenfassung

wie bei der initialen Prüfung. Allgemein konnte für das Material 3Delta etemp die höchsten Härtewerte ermittelt werden.

Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass additiv gefertigte Provisorien eine nennenswerte alternative zu bisherigen Herstellungsverfahren bieten. Am besten geeignet erweis sich die bukkale Positionierung beim Druck durch ihre guten Bruchlastwerte und die kurze Druckdauer. Eine Verfälschung der Okklusalfäche durch Reste der Stützstruktur wurde so vermieden. Gegenüber dem konventionellen Material konnten überlegene mechanische Eigenschaften nachgewiesen werden. Die Langzeitanwendung erscheint durch die Anfälligkeit für Wasseraufnahme im Zuge des Alterungsprozesses jedoch fraglich. Um ihre Anwendungsdauer besser bestimmen zu können, sind weitere in vitro und in vivo Versuche notwendig.

9. Literaturverzeichnis

- [1] Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*. 2012;28:3-12.
- [2] 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.
- [3] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204:505-11.
- [4] Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 2016;32:54-64.
- [5] Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry*. 2014;2014:1-15.
- [6] Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2017;26:156-63.
- [7] Hannak WB. Tipps und Tricks bei der Provisorien-Herstellung. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*. 2017;126:115-6.
- [8] Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. *Dental Clinics of North America*. 2004;48:487-97.
- [9] Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde (2002). "Stellungnahme „Langzeitprovisorien“." Zugriff 04.11.2020, https://secure.owidi.de/documents/10165/1936687/20120912_Langzeitprovisorium.pdf/6d33fb2d-f993-4a61-b9ec-b84252656fa6.
- [10] Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90:474-97.
- [11] Eftekhar Ashtiani R, Nasiri Khanlar L, Mahshid M, Moshaverinia A. Comparison of dimensional accuracy of conventionally and digitally manufactured intracoronal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119:233-8.
- [12] Sun J, Zhang F-Q. The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21:641-4.

9. Literaturverzeichnis

- [13] Schweiger J, Kieschnick A. CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde: teamwork media GmbH; 2017.
- [14] Reich S. Möglichkeiten der digitalen intraoralen Abformung. *Der Freie Zahnarzt*. 2016;60:70-80.
- [15] Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29:317-35.
- [16] Sarna-Boś K, Batyra A, Oleszek-Listopad J, Piórkowska-Skrabucha B, Borowicz J, Szymańska J. A comparison of the traditional casting method and the galvanofforming technique in gold alloy prosthetic restorations. *Current Issues in Pharmacy and Medical Sciences*. 2015;28:196-9.
- [17] Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Höland M, Dommann A, et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2006;17:1037-42.
- [18] Henry Schein Dental (2019). "Chairside-Fertigung: CAD/CAM in der Zahnarztpraxis." Zugriff 04.05.2020, <https://henryschein-mag.de/cadcam-chairside/>.
- [19] IvoclarVivadent (2020). "Alles für die CAD/CAM-Chairside Behandlung." Zugriff 18.11.2020, <http://downloads.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/40380/CAD-CAM+Chairside+-+CEREC>.
- [20] Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*. 2011;56:97-106.
- [21] DentsplySirona. "CAD/CAM mit CEREC." Zugriff 04.05.2020, <https://www.dentsplysirona.com/de-de/entdecken/cerec.html>.
- [22] Stawarczyk B, Sailer I, Ender A, Trottman A, Hämmerle C. Quo vadis Provi? Provisorien: CAD/CAM-oder konventionell gefertigt-eine Standortbestimmung. *Dental dialogue*. 2009;10:30-49.
- [23] Syed M, Chopra R, Sachdev V. Allergic reactions to dental materials-a systematic review. *Journal of clinical diagnostic research*. 2015;9:ZE04-ZE9.
- [24] Kim SH, Watts DC. Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials. *Dental Materials*. 2004;20:88-95.
- [25] Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96:418-23.

9. Literaturverzeichnis

- [26] Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1965;19:515-30.
- [27] Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Zahnärztliche Prothetik*: Georg Thieme Verlag KG; 2007.
- [28] Eichner K, Kappert HF. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1: Grundlagen und Verarbeitung*: Georg Thieme Verlag; 2000.
- [29] Dominghaus H. *Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften*: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2005.
- [30] Ayaz EA, Durkan R, Koroglu AE, 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;12:228-33.
- [31] Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques 1. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27:488-93.
- [32] Fisher AA. Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic denture materials. *Journal of the American Medical Association*. 1954;156:238-42.
- [33] 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;23:313-8.
- [34] Young HM, Smith CT, Morton D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85:129-32.
- [35] Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke SW. *Curriculum Prothetik Band II: Quintessenz Verlags-GmbH*; 2010.
- [36] Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR. Techniques of Fabrication of Provisional Restoration: An Overview. *International Journal of Dentistry*. 2011;2011:1-5.
- [37] Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115:617-23.
- [38] Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*. 2011;27:339-47.
- [39] Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM In-office Technology: Innovations After 25 years for Predictable, Esthetic Outcomes. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:5S-9S.

9. Literaturverzeichnis

- [40] Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98:389-404.
- [41] Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17:2119-25.
- [42] Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2002;23:911-22.
- [43] Martin N, Jedynekiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*. 2000;16:68-74.
- [44] Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*. 2005;113:174-9.
- [45] Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:14S-21S.
- [46] Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. *Journal of Dental Research*. 2016;95:487-95.
- [47] Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2010;31:702-4.
- [48] Güth JF, E Silva JSA, Beuer F F, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;107:1-6.
- [49] Güth J-F, Almeida E Silva JS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment Concept with CAD/CAM-Fabricated High-Density Polymer Temporary Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2012;24:310-8.
- [50] Güth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials*. 2013;32:865-71.
- [51] Stawarczyk B, Schmutz F, Fischer J, Hämmerle C. Abrasionsbeständigkeit von Provisorien-Kunststoffen Sind CAD/CAM-Kunststoffe abrasionsbeständiger? *Quintessenz Zahntechnik*. 2010;36:954-62.
- [52] Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24:258-63.

9. Literaturverzeichnis

- [53] Stawarczyk B, Trottmann A, Fischer J. Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien. *Quintessenz Zahntechnik*. 2008;34:412-21.
- [54] Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114:414-9.
- [55] Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112:649-57.
- [56] Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer CA, Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long term temporaries. *Clinical Oral Investigations*. 2016;20:161-8.
- [57] Reepomaha T, Angwaravong O, Angwarawong T. Comparison of fracture strength after thermo-mechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2020;12:218.
- [58] Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16:1669-77.
- [59] Kulkarni P, Marsan A, Dutta D. A review of process planning techniques in layered manufacturing. *Rapid Prototyping Journal*. 2000;6:18-35.
- [60] Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*. 2015;219:521-9.
- [61] Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *Journal of pharmacy bioallied sciences*. 2015;7:S216.
- [62] Dimitrov D, Schreve K, de Beer N. Advances in three dimensional printing – state of the art and future perspectives. *Rapid Prototyping Journal*. 2006;12:136-47.
- [63] Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*. 2009;15:216-25.
- [64] 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;145:108-15.

9. Literaturverzeichnis

- [65] Reymus M, Fotiadou C, Hickel R, Diegritz C. 3D-printed model for hands-on training in dental traumatology. *International Endodontic Journal*. 2018;51:1313-9.
- [66] Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 3D printed replicas for endodontic education. *International Endodontic Journal*. 2019;52:123-30.
- [67] Reyes A, Turkyilmaz I, Prihoda TJ. Accuracy of surgical guides made from conventional and a combination of digital scanning and rapid prototyping techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113:295-303.
- [68] Krastl G, Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Kühl S. Guided Endodontics: a novel treatment approach for teeth with pulp canal calcification and apical pathology. *Dental Traumatology*. 2016;32:240-6.
- [69] 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.
- [70] Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dental Materials*. 2013;29:e1-e10.
- [71] Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113:623-7.
- [72] Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prosthesis: An In Vitro Study. *BioMed Research International*. 2015;2015:1-7.
- [73] ISO52900. Additive Fertigung - Grundlagen - Terminologie. 2018.
- [74] Jawahar A, Maragathavalli GJ. Applications of 3D Printing in Dentistry—A Review. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*. 2019;11:1670-5.
- [75] Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28:146-58.
- [76] Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*. 2018;16:151-60.

9. Literaturverzeichnis

- [77] Lutz A-M, Hampe R, Lümke mann N, Stawarczyk B. Additive Fertigung von Harzschienen. Quintessenz Zahntechnik. 2017;43:1324-36.
- [78] VOCO. "DLP Hochleistungsdrucker für dentale Anwendung." Zugriff 21.11.2019, https://www.voco.dental/de/portaldatal/1/resources/products/folders/de/solflex-170_350_650_fol_de.pdf.
- [79] ZahntechnikMagazin (2019). "IDS 2019: Update 3D-Drucker und Materialien." Zugriff 21.11.2019, https://www.ztm-aktuell.de/marktplatz/industrie-report/story/ids-2019-update-3d-drucker-und-materialien__7644.html.
- [80] Rapidshape. "D20 II." Zugriff 04.05.2020, https://imes-icore.pl/wp-content/uploads/2018/09/RASH_Datasheet_D20.pdf.
- [81] Asiga. "Asiga 3D Printers For Dentistry." Zugriff 21.11.2019, https://www.asiga.com/media/public/2019/docs/Asiga for Dental_us_en.pdf.
- [82] Envisiontec. "Micro Plus XL." Zugriff 21.11.2019, <https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2016/09/2017-Micro-Plus-XL.pdf>.
- [83] Bego. "Varseo S Das neue smarte 3D-Druck-System." Zugriff 21.11.2019, http://bego16.web1.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/3D-Druck/Varseo-S/DE/me_81461_0005_br_de.pdf.
- [84] Bego. "Bego Varseo 3D-Druck Materialien." Zugriff 11.01.2020, https://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/3D-Druck/Materialien/DE_Uebersicht/de_80241_0001_so_de.pdf.
- [85] Deltamed. "3Delta - Lichthärtende Kunststoffe für den 3D-Druck." Zugriff 11.01.2020, <https://www.deltamed.de/eigenprodukte/3d-dental/>.
- [86] Dentona. "Vorteil Materialkompetenz." Zugriff 11.01.2020, https://7455ed6f-83af-45fd-aacd-5b31bf1aa7f8.filesusr.com/ugd/5d7201_a5da4e74bf6a4072a74230860aa73ce2.pdf.
- [87] Dentona. "Verarbeitungsanleitungen Optiprint." Zugriff 11.01.2020, <https://www.dentona.net/download>.
- [88] Detax. "Freeprint 3D Druck Kunststoffe." Zugriff 11.01.2020, https://www.detax.de/de-wAssets/docs/de/pressecenter-3D/Fachinformationen-3D/DETAX-Freeprint-3D-Katalog_DE.pdf.
- [89] Envisiontec. "E-Dent 400." Zugriff 11.01.2020, <https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2017/02/2018-E-Dent-400.pdf>.
- [90] GC. "Temp Print von GC." Zugriff 11.01.2020, https://cdn.gceurope.com/v1/PID/tempprint/leaflet/LFL_Temp_PRINT_de.pdf.

9. Literaturverzeichnis

- [91] GC (2020). "Temp Print - Technische Anleitung." Zugriff 02.06.2020, https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/tempprint/manual/MAN_Compatibility_-_Parameters_Temp_PRINT_en.pdf.
- [92] NextDent. "Instruction For Use NextDent C&B (Crown&Bridge)." Zugriff 11.01.2020, <https://sprintray.com/assets/NextDent-CB-IFU.pdf>.
- [93] NextDent (2020). "NextDent C&B MFH." Zugriff 18.11.2020, <https://nextdent.com/products/cb-mfh-micro-filled-hybrid/>.
- [94] Feldmann C, Gorj A. Grundlagen zu 3D-Druck, Produktionssystemen und Lean Production. 3D-Druck und Lean Production: Schlanke Produktionssysteme mit additiver Fertigung. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2017. p. 17-75.
- [95] Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker Ryan B. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2012;18:374-88.
- [96] Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dental Materials*. 2020;36:197-209.
- [97] Quan Z, Suhr J, Yu J, Qin X, Cotton C, Mirotznik M, et al. Printing direction dependence of mechanical behavior of additively manufactured 3D preforms and composites. *Composite Structures*. 2018;184:917-23.
- [98] Vayrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116:811-7.
- [99] Monzón M, Ortega Z, Hernández A, Paz R, Ortega F. Anisotropy of Photopolymer Parts Made by Digital Light Processing. *Materials*. 2017;10:64.
- [100] Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*. 2018;34:192-200.
- [101] Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont*. 2016;29:503-10.
- [102] Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2006;12:106-13.

9. Literaturverzeichnis

- [103] Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020.
- [104] Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann K-H. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dental Materials*. 2019;35:1805-12.
- [105] Unkovskiy A, Bui PH-B, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*. 2018;34:324-33.
- [106] Digholkar S, Madhav VNV, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2016;16:326-34.
- [107] Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZAK. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119:783-90.
- [108] 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;118:208-15.
- [109] Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *Journal of Prosthodontic Research*. 2018;62:218-26.
- [110] Mayer J, Stawarczyk B, Kieschnick A, Roland B, Reymus M. 3-D-Druck bei der Herstellung von Modellen und Bohrschablonen. *Quintessenz Zahntechnik*. 2019;45:1099-110.
- [111] Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicology international*. 2012;19:225-34.
- [112] Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*. 2001;17:71-9.
- [113] Albuquerque PPAC, Bertolo ML, Cavalcante LMA, Pfeifer C, Schneider LFS. Degree of Conversion, Depth of Cure, and Color Stability of Experimental Dental Composite Formulated with Camphorquinone and Phenanthrenequinone Photoinitiators. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27:S49-S57.

9. Literaturverzeichnis

- [114] Pfeifer CS, Shelton ZR, Braga RR, Windmoller D, Machado JC, Stansbury JW. Characterization of dimethacrylate polymeric networks: A study of the crosslinked structure formed by monomers used in dental composites. *European Polymer Journal*. 2011;47:162-70.
- [115] Stansbury JW. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000;12:300-8.
- [116] Rueggeberg FA. State-of-the-art: Dental photocuring—A review. *Dental Materials*. 2011;27:39-52.
- [117] IvoclarVivadent. Report - Ein Meilenstein der Composite-Technologie. Ivoclar Vivadent Report. 2013.
- [118] Blunck U, Ilie N (2019). "Lichtpolymerisation heute." Zugriff 09.01.2021, https://www.zm-online.de/archiv/2019/23_24/zahnmedizin/lichtpolymerisation-heute/seite/alle/.
- [119] Zhang J, Xiao P. 3D printing of photopolymers. *Polymer Chemistry*. 2018;9:1530-40.
- [120] NK-Optic. "Bedienungsanleitung Otoflash G171 UV-Blitzlichtgerät zur Lichthärtung." Zugriff 18.11.2019, https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/otoflash_ifu_de.pdf.
- [121] NextDent. "Instruction for Use LC-3D Printbox." Zugriff 15.11.2019, <https://nextdent.com/downloads/LC-3DPrint-Box-Instructions-for-Use.pdf>.
- [122] GC. "Labolight Duo." Zugriff 19.11.2019, https://cdn.gceurope.com/v1/PID/labolightduo/ifu/IFU_Labolight_Duo_W.pdf
- [123] Waltimo A, Könönen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1995;53:254-8.
- [124] Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95:117-23.
- [125] 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;74:342-8.
- [126] Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses:

9. Literaturverzeichnis

- Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17:1407-13.
- [127] 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*. 2018;29:20-7.
- [128] 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.
- [129] ISO10477. Dentistry - Polymer-based crown and veneering materials. 2020.
- [130] ISO14577-1. Metallic materials - Instrumented indentation test for hardness and materials parameters - Part 1: Test method. 2015.
- [131] Gibmeier J. Einfluss von Last- und Eigenspannungen auf die Ergebnisse instrumentierter Eindringhärteprüfungen. In: Scholtes B, editor. *Forschungsberichte aus dem Institut für Werkstofftechnik Metallische Werkstoffe der Universität Kassel: Universität Kassel*; 2004.
- [132] Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*. 2007;23:1079-85.
- [133] Seidel WW, Hahn F. *Werkstofftechnik Werkstoffe - Eigenschaften - Prüfung - Anwendung*: Carl Hanser Verlag München; 2018.
- [134] Kanani N. *Moderne Mess- und Prüfverfahren für metallische und andere anorganische Überzüge ; mit 23 Tabellen*: expert-Verlag; 2007.
- [135] Reymus M, Stawarczyk B. Influence of Different Postpolymerization Strategies and Artificial Aging on Hardness of 3D-Printed Resin Materials: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont*. 2020;33:634-40.
- [136] Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87:642-9.
- [137] Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*. 1985;1:11-4.
- [138] Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115:321-8.e2.

9. Literaturverzeichnis

- [139] Xu HHK, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC, Antonucci JM. Indentation modulus and hardness of whisker-reinforced heat-cured dental resin composites. *Dental Materials*. 2000;16:248-54.
- [140] Hampe R, Lümke N, Sener B, Stawarczyk B. The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;86:191-8.
- [141] Bhandari NL, Lach R, Grellmann W, Adhikari R. Depth-Dependent Indentation Microhardness Studies of Different Polymer Nanocomposites. *Macromolecular Symposia*. 2012;315:44-51.
- [142] Sideridou ID, Karabela MM, Bikiaris DN. Aging studies of light cured dimethacrylate-based dental resins and a resin composite in water or ethanol/water. *Dental Materials*. 2007;23:1142-9.
- [143] Münchow EA, Ferreira ACA, Machado RMM, Ramos TS, Rodrigues-Junior SA, Zanchi CH. Effect of Acidic Solutions on the Surface Degradation of a Micro-Hybrid Composite Resin. *Brazilian Dental Journal*. 2014;25:321-6.
- [144] Delaviz Y, Finer Y, Santerre JP. Biodegradation of resin composites and adhesives by oral bacteria and saliva: A rationale for new material designs that consider the clinical environment and treatment challenges. *Dental Materials*. 2014;30:16-32.
- [145] López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García M-J. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *Journal of Dentistry*. 2018;73:97-104.
- [146] Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of Dentistry*. 2008;36:1048-53.
- [147] Heintze SD, Eser A, Monreal D, Rousson V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;65:770-80.
- [148] Detax (2018). "Sicherheitsdatenblatt Freeprint Temp." Zugriff 27.06.2020, https://www.burms.de/app/download/14200966932/MSDS_freeprint%C2%AE+temp+UV_DE_1%2C01_919_n.pdf?t=1569409486.
- [149] DMG. "Luxatemp Automix Plus." Zugriff 27.06.20, https://de.dmg-dental.com/fileadmin/user_upload/International/Instructions_for_use/GI_LuxatempPlusAM_091654_int.pdf.

9. Literaturverzeichnis

- [150] IvoclarVivadent (2010). "Scientific Documentation Telio CAD." Zugriff 18.04.2020, https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/9515011801118_Telio_CAD_Sci_Doc_pdf_5905.pdf?1.
- [151] Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*. 2005;21:930-7.
- [152] Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Hämmerle, Christoph. Einfluss der Verbinderquerschnittfläche auf die Bruchlast von dreigliedrigen Provisorien: Konventionell versus CAD/CAM. *Quintessenz Zahntechnik*. 2010;36:922-8.
- [153] Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Hämmerle C, Fischer J. Einfluss der künstlichen Alterung auf die Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien. *Quintessenz Zahntechnik*. 2009;35:320-8.
- [154] Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy A, Schärer P, Gauckler L. Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2001;4:89-106.
- [155] 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;115:760-7.
- [156] Formlabs (2020). "Der ultimative Leitfaden für den 3D-Druck im Stereolithographieverfahren (SLA)." Zugriff 19.12.2020, <https://formlabs.com/de/blog/leitfaden-stereolithografie-sla-3d-druck/> - Isotropie.
- [157] Shanmugasundaram SA, Razmi J, Mian MJ, Ladani L. Mechanical Anisotropy and Surface Roughness in Additively Manufactured Parts Fabricated by Stereolithography (SLA) Using Statistical Analysis. *Materials*. 2020;13:2496.
- [158] Reymus M, Lümke mann N, Stawarczyk B. 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2019;22:231-7.
- [159] Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110:288-95.
- [160] Stawarczyk B, Beuer F, Ender A, Roos M, Edelhoff D, Wimmer T. Influence of cementation and cement type on the fracture load testing methodology of anterior crowns made of different materials. *Dental Materials*. 2013;32:888-95.

9. Literaturverzeichnis

- [161] Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92:359-64.
- [162] Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*. 2006;22:29-36.
- [163] Fischer H, Weber M, Eck M, Erdrich A, Marx R. Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars. *Journal of Biomechanics*. 2004;37:289-94.
- [164] Wimmer T, Erdelt K-J, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dental Materials*. 2014;33:717-24.
- [165] Mahmood DJH, Linderoth EH, Vult Von Steyern P. The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2011;69:229-37.
- [166] Keulemans F, Lassila LV, Garoushi S, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The influence of framework design on the load-bearing capacity of laboratory-made inlay-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses. *Journal of Biomechanics*. 2009;42:844-9.
- [167] Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design–computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2011;69:144-50.
- [168] Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different PEEK qualities irradiated with light of different wavelengths: Impact on Martens hardness. *Dental Materials*. 2017;33:968-75.
- [169] Formlabs (2020). "Leitfäden FDM vs SLA: die beiden beliebtesten Arten von 3D - Druckern im Vergleich." Zugriff 19.12.2020, <https://formlabs.com/de/blog/fdm-vs-sla-compare-types-of-3d-printers/>.
- [170] Bikas H, Lianos AK, Stavropoulos P. A design framework for additive manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2019;103:3769-83.
- [171] Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*. 2013;17:227-35.

9. Literaturverzeichnis

- [172] Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Operative Dentistry*. 2010;35:412-9.
- [173] Bürgin S, Rohr N, Fischer J. Assessing degradation of composite resin cements during artificial aging by Martens hardness. *Head & Face Medicine*. 2017;13.
- [174] Lambrechts P, Debels E, Vanlanduyt K, Peumans M, Vanmeerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials*. 2006;22:693-701.
- [175] 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.
- [176] Lehmann K, Hellwig E. *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde*: Deutscher Ärzteverlag; 2008.

10. Anhang

Tabelle 8: Einzelwerte Bruchlastprüfung in N (GC, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	GC Temp print					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal gemäß Hersteller 21 Tage	distal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal Printbox initial	bukkal Otoflash initial	bukkal Labolight initial
1	257.00	372.81	853.94	1071.12	718.37	566.53
2	300.02	374.24	855.76	986.77	691.83	596.01
3	222.95	376.95	189.25	991.13	842.69	540.44
4	235.54	446.12	179.23	841.89	800.11	727.83
5	263.71	330.22	313.01	886.32	666.43	576.27
6	216.75	441.86	745.09	874.30	787.26	698.51
7	238.42	339.54	123.18	807.24	686.67	692.60
8	283.97	443.33	238.02	695.07	711.16	569.82
9	242.79	488.93	762.87	972.74	727.63	564.09
10	284.71	455.46	702.05	859.81	727.57	571.71
11	325.45	389.74	293.79	756.36	677.59	568.31
12	361.14	310.18	130.74	805.89	860.50	536.81
13	227.30	287.90	287.84	875.13	812.50	527.10
14	348.81	377.48	147.58	940.48	776.38	505.89
15	317.66	393.95	180.54	749.64	708.71	539.69

Tabelle 9: Einzelwerte Bruchlastprüfung in N (Next Dent, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	Next Dent C&B					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal gemäß Hersteller 21 Tage	distal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal Printbox initial	bukkal Otoflash initial	bukkal Labolight initial
1	837.03	790.44	660.79	798.77	1013.13	813.68
2	497.06	368.09	386.51	1471.72	1129.17	719.28
3	853.06	856.69	718.43	709.60	915.37	876.64
4	581.59	819.47	758.35	822.48	1046.21	813.30
5	934.12	910.00	887.54	1368.26	1064.58	746.50
6	1053.40	440.12	889.83	525.88	876.91	809.10
7	370.65	327.75	796.51	1014.40	857.00	657.70
8	724.80	730.18	995.16	661.39	1236.80	796.84
9	934.44	802.99	865.45	239.92	1160.58	795.14
10	635.95	1000.30	403.75	1020.63	1193.87	715.76

10. Anhang

11	963.62	662.06	592.92	1383.74	995.57	844.12
12	434.56	679.57	963.19	775.02	1154.03	728.84
13	1010.78	926.08	976.44	1375.49	1117.09	771.98
14	1198.55	846.98	353.70	671.64	818.91	736.24
15	530.30	956.73	793.65	233.64	1176.38	813.68

Tabelle 10: Einzelwerte Bruchlastprüfung in N (Detax, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	Detax Freeprint Temp					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal gemäß Hersteller 21 Tage	distal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal Printbox initial	bukkal Otoflash initial	bukkal Labolight initial
	1	333.31	594.51	345.05	773.61	739.44
2	259.76	130.78	297.49	428.25	400.54	723.10
3	606.94	225.65	391.47	671.14	546.61	767.48
4	214.48	184.95	185.09	520.79	438.87	809.26
5	592.50	531.78	449.08	908.76	874.53	627.41
6	654.59	1024.11	400.08	512.89	782.16	741.74
7	374.02	642.63	248.86	845.77	644.13	811.87
8	465.03	348.99	499.28	564.14	796.84	589.54
9	230.89	600.69	863.44	819.59	441.20	676.51
10	260.67	459.94	828.84	655.59	692.61	888.62
11	437.23	296.50	815.37	533.53	576.28	827.74
12	282.67	567.34	895.06	446.65	687.79	795.78
13	297.33	306.70	863.99	497.88	431.91	762.67
14	515.92	803.76	765.70	411.90	976.62	899.57
15	193.46	510.86	624.81	388.94	539.99	816.61

Tabelle 11: Einzelwerte Bruchlastprüfung in N (Deltamed, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	Deltamed 3Delta etemp					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal gemäß Hersteller 21 Tage	distal gemäß Hersteller 21 Tage	bukkal Printbox initial	bukkal Otoflash initial	bukkal Labolight initial
	1	556.61	408.32	700.92	1251.88	892.58
2	655.74	558.99	704.06	724.01	677.02	371.89
3	505.55	684.04	680.68	646.45	716.62	704.99
4	421.56	444.29	819.78	716.89	708.00	609.71
5	759.63	596.35	617.31	728.65	754.77	610.76
6	444.25	844.20	642.61	510.14	887.00	707.26
7	395.39	629.92	683.77	604.84	796.39	516.16

10. Anhang

8	473.17	520.43	680.86	717.23	792.91	549.70
9	585.65	491.87	639.72	558.90	821.36	728.05
10	610.36	330.61	680.36	773.50	905.05	512.17
11	607.84	246.56	567.35	636.11	984.12	507.07
12	457.16	536.16	724.09	398.57	1154.58	763.12
13	614.61	1038.09	647.85	784.03	1070.86	704.46
14	502.94	541.35	748.58	483.77	841.80	773.83
15	539.98	628.36	633.36	640.36	1019.41	602.94

Tabelle 12: Einzelwerte Bruchlastprüfung in N (Kontrollgruppen, sortiert nach Alterung)

PK	Kontrollgruppen		
	Luxatemp	TelioCad	
	initial	initial	21 Tage
1	471.63	825.37	1207.01
2	434.77	773.34	1267.26
3	574.48	635.80	776.57
4	377.88	586.71	1078.46
5	665.35	795.92	913.03
6	571.95	1585.09	718.73
7	406.67	1003.45	837.16
8	777.91	1053.71	957.58
9	772.21	684.86	871.89
10	646.45	814.53	885.94
11	438.31	889.65	1003.88
12	628.24	706.83	913.32
13	410.78	923.40	1034.69
14	505.52	989.98	905.01
15	593.05	952.54	1284.56

Tabelle 13 a, b, c: Einzelwerte HM in N/mm² und E_{IT} in kN/mm² (GC, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	GC Temp print					
	okklusal		bukkal		distal	
	gemäß Hersteller 21 Tage		gemäß Hersteller 21 Tage		gemäß Hersteller 21 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	157	4.5	179	5.0	137	4.1
1	168	4.7	174	4.8	184	4.9
1	165	4.6	170	4.8	187	5.0
2	172	4.8	183	5.0	163	4.7
2	177	4.9	185	5.0	162	4.6

10. Anhang

2	171	4.7	183	5.0	163	4.7
3	168	4.7	159	4.5	171	4.7
3	169	4.7	152	4.4	171	4.7
3	168	4.6	167	4.7	168	4.6

PK	GC Temp print					
	bukkal Printbox initial		bukkal Otoflash initial		bukkal Labolight initial	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	173	4.4	123	3.8	92	3.4
1	171	4.5	165	3.9	159	4.6
1	173	4.6	170	4.9	159	4.6
2	177	5.0	186	5.2	157	4.6
2	166	4.1	161	4.8	162	4.6
2	159	4.0	185	5.2	161	4.5
3	177	4.8	164	4.2	31	1.9
3	172	4.8	177	4.7	144	4.3
3	174	4.8	179	4.7	139	4.2

PK	GC Temp print					
	bukkal Printbox 14 Tage		bukkal Otoflash 14 Tage		bukkal Labolight 14 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	127	3.3	137	4.2	97	3.3
1	13	3.6	133	4.2	96	3.2
1	138	3.8	132	4.1	96	3.3
2	130	3.3	157	4.7	106	3.4
2	128	3.5	157	4.7	104	3.4
2	128	3.5	159	4.7	111	3.5
3	137	4.1	161	4.6	85	3.0
3	135	4.0	158	4.7	88	3.1
3	135	4.1	158	4.7	86	3.0

10. Anhang

Tabelle 14 a, b, c: Einzelwerte HM in N/mm² und E_{IT} in kN/mm² (Next Dent, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	Next Dent C&B					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage		bukkal gemäß Hersteller 21 Tage		distal gemäß Hersteller 21 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	130	3.3	128	3.2	132	3.3
1	131	3.4	129	3.2	134	3.3
1	130	3.3	131	3.3	134	3.3
2	131	3.3	130	3.3	127	3.4
2	133	3.3	132	3.3	128	3.4
2	131	3.3	130	3.3	129	3.3
3	133	3.3	131	3.3	130	3.2
3	130	3.3	131	3.3	130	3.2
3	129	3.3	131	3.3	130	3.2

PK	Next Dent C&B					
	bukkal Printbox initial		bukkal Otoflash initial		bukkal Labolight initial	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	137	3.4	136	3.5	130	3.3
1	136	3.4	135	3.4	126	3.2
1	136	3.4	135	3.4	131	3.3
2	138	3.5	111	2.8	128	3.3
2	136	3.4	127	3.1	129	3.3
2	136	3.4	122	3.1	129	3.3
3	135	3.4	127	3.2	129	3.3
3	137	3.5	128	3.2	127	3.2
3	137	3.5	132	3.3	130	3.3

PK	Next Dent C&B					
	bukkal Printbox 14 Tage		bukkal Otoflash 14 Tage		bukkal Labolight 14 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	131	3.3	129	3.3	118	3.1
1	132	3.4	129	3.3	117	3.1
1	132	3.4	132	3.4	122	3.2
2	133	3.4	130	3.3	117	3.1
2	130	3.4	112	2.7	114	3.0

10. Anhang

2	130	3.4	111	2.8	116	3.0
3	130	3.4	124	3.2	118	3.1
3	130	3.4	127	3.3	114	3.0
3	129	3.3	127	3.3	115	3.1

Tabelle 15 a, b, c: Einzelwerte HM in N/mm² und E_{IT} in kN/mm² (Detax, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	Detax Freeprint temp					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage		bukkal gemäß Hersteller 21 Tage		distal gemäß Hersteller 21 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	134	3.5	151	3.8	158	3.9
1	156	3.9	155	3.9	159	3.9
1	158	3.9	157	3.9	158	3.9
2	157	3.9	150	3.7	160	4.0
2	158	3.9	150	3.7	137	3.0
2	161	3.9	153	3.8	132	3.2
3	145	3.6	158	3.9	160	3.9
3	151	3.7	159	3.9	158	3.9
3	156	3.8	163	4.0	161	4.0

PK	Detax Freeprint temp					
	bukkal Printbox initial		bukkal Otoflash initial		bukkal Labolight initial	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	160	4.0	160	4.0	141	3.6
1	160	4.0	160	4.0	136	3.5
1	159	4.0	162	4.0	136	3.5
2	159	3.9	158	3.9	158	3.9
2	162	4.0	156	3.9	157	3.9
2	160	3.9	160	3.9	155	3.9
3	160	3.9	151	3.8	147	3.7
3	163	4.0	161	4.0	140	3.6
3	159	3.9	160	4.0	148	3.8

10. Anhang

PK	Detax Freeprint temp					
	bukkal Printbox 14 Tage		bukkal Otoflash 14 Tage		bukkal Labolight 14 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	154	3.8	154	3.9	124	3.3
1	149	3.8	154	3.9	124	3.3
1	139	3.6	153	3.9	129	3.4
2	151	3.8	150	3.8	138	3.6
2	151	3.8	151	3.8	137	3.5
2	153	3.8	151	3.8	130	3.4
3	149	3.8	150	3.8	109	3.0
3	147	3.7	149	3.8	107	3.0
3	149	3.8	148	3.8	109	3.0

Tabelle 16 a, b, c: Einzelwerte HM in N/mm² und E_{IT} in kN/mm² (Deltamed, sortiert nach Position, Belichtung und Alterung)

PK	Deltamed 3Delta etemp					
	okklusal gemäß Hersteller 21 Tage		bukkal gemäß Hersteller 21 Tage		distal gemäß Hersteller 21 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	269	7.4	283	7.8	278	7.6
1	269	7.4	281	7.8	450	10.3
1	270	7.4	282	7.9	287	7.8
2	288	7.8	279	7.8	278	7.5
2	308	8.0	285	7.9	275	7.4
2	303	8.1	280	7.8	277	7.4
3	276	7.6	269	6.6	281	7.9
3	287	7.8	282	7.5	283	7.9
3	287	7.8	281	7.6	286	7.9

PK	Deltamed 3Delta etemp					
	bukkal Printbox initial		bukkal Otoflash initial		bukkal Labolight initial	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	263	7.4	269	7.6	274	7.7
1	274	7.5	271	7.7	263	7.5
1	270	7.4	271	7.7	269	7.6
2	266	7.0	275	7.6	237	6.5
2	266	6.9	282	7.8	239	6.6

10. Anhang

2	269	7.0	281	7.8	241	6.7
3	274	7.7	280	7.7	245	7.2
3	278	7.7	279	7.7	267	7.6
3	275	7.7	280	7.7	269	7.6

PK	Deltamed 3Delta etemp					
	bukkal Printbox 14 Tage		bukkal Otoflash 14 Tage		bukkal Labolight 14 Tage	
	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}	HM	E _{IT}
1	252	7.1	259	7.3	240	7.1
1	251	7.1	262	7.4	248	7.2
1	253	7.1	265	7.5	245	7.1
2	239	6.3	270	7.6	213	6.0
2	245	6.7	266	7.4	210	6.1
2	240	6.6	266	7.4	211	6.3
3	255	7.3	250	7.2	238	7.1
3	253	7.3	243	7.1	252	7.2
3	257	7.4	250	7.2	253	7.2

Tabelle 17: Einzelwerte HM in N/mm² und E_{IT} in kN/mm² (Kontrollgruppen, sortiert nach Alterung)

PK	Luxatemp				TelioCad					
	initial		2 Wochen		initial		2 Wochen		3 Wochen	
	HM	E _{IT}								
1	164	4.9	180	5.4	159	4.3	141	3.9	155	4.2
1	156	4.7	176	5.4	158	4.3	141	3.9	155	4.2
1	161	4.8	173	5.4	159	4.3	140	3.9	154	4.2
2	167	5.0	173	5.3	161	4.3	133	3.8	158	4.3
2	154	4.7	171	5.3	160	4.3	140	3.9	153	4.2
2	163	4.8	175	5.4	158	4.3	139	3.9	322	6.6
3	149	4.4	168	5.2	158	4.3	139	3.9	155	4.2
3	148	4.5	168	5.2	155	4.2	140	3.9	148	3.8
3	148	4.4	169	5.3	158	4.3	141	3.9	152	4.0

Tabelle 18 a,b: Einzelwerte deskriptive Statistik Bruchlast - Position (in N, Minimum/Median/Maximum); ^{a-e} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Position	Min / Med / Max
okklusal	193 / 451 / 1199 ^a
bukkal	131 / 501 / 1038 ^{a, b}
distal	123 / 671 / 995 ^b

Material	Min / Med / Max
Temp print	123 / 313 / 856 ^a
C&B	328 / 797 / 1199 ^d
Freeprint temp	131 / 449 / 1024 ^b

10. Anhang

Kontrollgruppe TelioCad	719 / 913 / 1285	3Delta etemp	247 / 610 / 1038 ^c
		Kontrollgruppe TelioCad	719 / 913 / 1285 ^e

Tabelle 19: Einzelwerte deskriptive Statistik Bruchlast - Belichtung (in N, Minimum/Median/Maximum);

^{a-f} stellen Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Material	Belichtung		
	Printbox	Otoflash	Labolight
Temp print	695 / 874 / 1071 ^{d, g}	666 / 728 / 861 ^{c, e}	506 / 568 / 728 ^{a, b}
C&B	234 / 799 / 1472 ^{e, f, g, h}	819 / 1065 / 1237 ^h	658 / 795 / 877 ^{e, f}
Freeprint temp	389 / 533 / 909 ^{a, b}	401 / 644 / 977 ^{a, b, c, d}	590 / 796 / 927 ^{e, f}
3Delta etemp	399 / 646 / 1252 ^{b, d}	677 / 842 / 1155 ^{f, g}	372 / 610 / 774 ^{a, b}
Kontrollgruppen			
Luxatemp	378 / 572 / 778 ^a		
TelioCad	587 / 825 / 1585 ^{e, f, g}		

Tabelle 20 a,b: Einzelwerte deskriptive Statistik Bruchlast - Alterung (in N, Mittelwert, Standardabweichung, 95 % Konfidenzintervall); ^{a-c} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Alter	Mittelwert +- SD	95 % KI
initial	801 +- 246 ^b	743 ; 858
21 Tage	631 +- 277 ^a	566 ; 695

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	544 +- 250 ^a	491 ; 598
C&B	824 +- 255 ^{b, c}	769 ; 878
Freeprint temp	574 +- 222 ^a	526 ; 621
3Delta etemp	657 +- 176 ^{a, b}	619 ; 694
Kontrollgruppe TelioCad	929 +- 210 ^c	849 ; 1008

Tabelle 21 a, b: Einzelwerte deskriptive Statistik HM - Position (in N/mm); ^{a-c} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Position	Mittelwert +- SD	95 % KI
okklusal	184 +- 62	143 ; 224
bukkal	185 +- 60	145 ; 223
distal	188 +- 70	141 ; 233
Kontrollgruppe TelioCad	172 +- 33	88 ; 256

10. Anhang

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	169 +- 7 ^b	162 ; 175
C&B	131 +- 1 ^a	128 ; 132
Freeprint temp	154 +- 6 ^b	148 ; 159
3Delta etemp	288 +- 21 ^c	271 ; 304
Kontrollgruppe TelioCad	172 +- 33 ^b	88 ; 156

Tabelle 22 a, b: Einzelwerte deskriptive Statistik E_{IT} - Position (in kN/mm); ^{a-d} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Position	Mittelwert +- SD	95 % KI
okklusal	4,87 +- 1,79	2 ; 7
bukkal	4,89 +- 1,76	2 ; 7
distal	4,92 +- 1,93	2 ; 7
Kontrollgruppe TelioCad	4,41 +- 0,55	2 ; 6

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	4,72 +- 0,14 ^c	3 ; 5
C&B	3,29 +- 0,05 ^a	2 ; 4
Freeprint temp	3,79 +- 0,17 ^b	2 ; 4
3Delta etemp	7,77 +- 0,39 ^d	6 ; 9
Kontrollgruppe TelioCad	4,41 +- 0,55 ^c	2 ; 6

Tabelle 23 a, b: Einzelwerte deskriptive Statistik HM - Belichtung (in N/mm); ^{a-c} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Belichtung	Mittelwert +- SD	95 % KI
Printbox	184,64 +- 53,51 ^b	149 ; 219
Otoflash	182,75 +- 58,96 ^b	144 ; 221
Labolight	166,25 +- 56,34 ^a	129 ; 203
Kontrollgruppen		
Luxatemp	156,67 +- 7,23 ^a	137 ; 175
TelioCad	158,44 +- 1,35 ^a	154 ; 162

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	157,63 +- 23,71 ^b	138 ; 176
C&B	131,11 +- 5,56 ^a	125 ; 134
Freeprint temp	155,11 +- 8,15 ^b	147 ; 162
3Delta etemp	267,67 +- 12,40 ^c	257 ; 278
Kontrollgruppe Luxatemp	156,67 +- 7,23 ^b	137 ; 175

10. Anhang

Kontrollgruppe TelioCad	158,44 +- 1,35 ^b	154 ; 162
----------------------------	-----------------------------	-----------

Tabelle 24 a, b: Einzelwerte deskriptive Statistik E_{IT} - Belichtung (in kN/mm); ^{a-d} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Belichtung	Mittelwert +- SD	95 % KI
Printbox	4,83 +- 1,60	2 ; 6
Otoflash	4,87 +- 1,80	2 ; 7
Labolight	4,57 +- 1,66	2 ; 6
Kontrollgruppen		
Luxatemp	4,69 +- 0,22	3 ; 6
TelioCad	4,29 +- 0,02	3 ; 5

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	4,41 +- 0,45 ^c	3 ; 5
C&B	3,31 +- 0,15 ^a	2 ; 4
Freeprint temp	3,87 +- 0,15 ^b	2 ; 4
3Delta etemp	7,43 +- 0,39 ^d	6 ; 8
Kontrollgruppe Luxatemp	4,69 +- 0,22 ^c	3 ; 6
Kontrollgruppe TelioCad	4,29 +- 0,02 ^{b, c}	3 ; 5

Tabelle 25 a, b: Einzelwerte deskriptive Statistik HM – Alterung (in N/mm); ^{a-c} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Alter	Mittelwert +- SD	95 % KI
initial	175,74 +- 47,67 ^{a, b}	151 ; 200
14 Tage	167,17 +- 44,70 ^a	143 ; 190
21 Tage	182,11 +- 54,94 ^b	150 ; 213

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	163,48 +- 15,29 ^b	150 ; 176
C&B	132,52 +- 3,03 ^a	129 ; 135
Freeprint temp	154,96 +- 4,25 ^b	150 ; 159
3Delta etemp	271,89 +- 11,43 ^c	262 ; 281
Kontrollgruppe TelioCad	156,74 +- 22,08 ^b	138 ; 174

10. Anhang

Tabelle 26 a, b: Einzelwerte deskriptive Statistik E_{IT} - Alterung (in kN/mm); ^{a-d} stellen jeweils Untergruppen dar, zwischen den einzelnen Gruppen gibt es signifikante Unterschiede

Alter	Mittelwert +- SD	95 % KI
initial	4,78 +- 1,42	3 ; 6
14 Tage	4,71 +- 1,37	3 ; 6
21 Tage	4,79 +- 1,59	2 ; 6

Material	Mittelwert +- SD	95 % KI
Temp print	4,64 +- 0,32 ^c	3 ; 5
C&B	3,36 +- 0,07 ^a	2 ; 4
Freeprint temp	3,87 +- 0,08 ^b	2 ; 4
3Delta etemp	7,56 +- 0,25 ^d	6 ; 8
Kontrollgruppe TelioCad	4,20 +- 0,36 ^b	2 ; 5

11. Abkürzungsverzeichnis

Materialien

CB	C&B
DT	3Delta etemp
FT	Freeprint temp
GC	Temp print
LT	Luxatemp
TC	TelioCad

Allgemein

ASTM	american society for testing and Materials
CAD/CAM	computer aided manufacturing / computer aided design
Cerec	Ceramic Reconstruction
DLP	digital light processing
E _{IT}	elastisches Eindringmodul
FDM	fused deposition modeling
HM	Martenshärte
ISO	international organisation for standardization
KFO	Kieferorthopädie
LED	light-emitting diode
mm	Millimeter
N	Newton
nm	Nanometer
OP	Operation
PC	Computer
PK	Prüfkörper
PMMA	Polymethylmethacrylat
SLA	Stereolithographie
STL	standard tessellation language
UV	Ultraviolettstrahlung
µm	Mikrometer

12. Danksagung

Bei allen, die diese Arbeit ermöglicht haben und mich dabei tatkräftig unterstützt haben, möchte ich mich herzlich bedanken.

Mein großer Dank gilt Frau Prof. Dr. Bogna Stawarczyk und Herrn PD Dr. Marcel Reymus für die gemeinsame Findung des Themas dieser Dissertation. Vielen Dank für die Hilfe bei der praktischen Arbeit im Labor und für die Einführung in die forschende Tätigkeit. Auf ihre umfassende Betreuung und die freundliche Unterstützung konnte ich stets zählen.

Auch dem restlichen Werkstoffkunde-Team der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU möchte herzlich ich danken, die kollegiale Zusammenarbeit hat mir viel Spaß bereitet.

Zudem möchte ich meiner Familien dafür danken, dass sie mir während meines gesamten Ausbildungswegs stets mit Rat und Tat zur Seite stand.

13. Eidesstattliche Versicherung

Fabritius, Rosalie Sophia Patricia

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

Einfluss der Nachpolymerisation auf die Qualität von 3D gedruckten Provisorien

selbstständig 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 ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Köln, 6.10.2021

Ort, Datum

Fabritius, Rosalie