

**Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität  
Halle-Wittenberg**

**Vergleich physikalisch-mechanischer  
Eigenschaften eines modernen, hypoallergenen  
Prothesenbasiskunststoffes mit konventionellen  
Prothesenbasiskunststoffen, vor und nach  
künstlicher Alterung.**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von David Manfred Werres

geboren am 20.12.1991 in Hamburg

Betreuer: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Jeremias Hey

Gutachter: Prof. R. Fuhrmann

Frau Priv.-Doz. C. Olms, Leipzig

08.10.2019

10.07.2020

## Referat und bibliographische Angaben

Die Zahl der Patienten mit Überempfindlichkeitsreaktionen auf zahnärztliche Materialien wächst seit Jahren kontinuierlich. Daher ist die Verbesserung bestehender sowie die Entwicklung neuer Materialien in der Zahnmedizin ein wesentlicher Bestandteil der Forschung. Ein wichtiger Entwicklungszweig sind die in den letzten Jahren vermehrt auftretenden hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffe. Ziel dieser Studie war es, die physikalisch-mechanischen Eigenschaften des 2013 vorgestellten, hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffes Polyan IC mit denen konventioneller Prothesenbasiskunststoffe (Paladon 65, Paladon Ultra, Promolux High Impact, IvoBase Hybrid, EPM1000H, EPM200FR) vor und nach einer künstlichen Alterung zu vergleichen. Dabei sollte geklärt werden, ob der hypoallergene Prothesenbasiskunststoff Polyan IC im Vergleich mit den konventionellen Prothesenbasiskunststoffen die Anforderungen an ein Prothesenbasismaterial bezüglich seiner Biegefestigkeit und seines Elastizitätsmoduls nach DIN EN ISO 178, seiner Mikrohärtigkeit nach DIN EN ISO 14577-1, seiner Kugeldruckhärtigkeit nach DIN EN ISO 2039-1 sowie seiner Kerbschlagzähigkeit nach DIN EN ISO 179 erfüllt. Die mittleren sowie die minimalen und maximalen Werte der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe bildeten die Basis zur Festlegung eines Vergleichsniveaus für die jeweiligen Versuche. Für eine uneingeschränkte Gebrauchsempfehlung bezüglich der physikalisch-mechanischen Eigenschaften sollte der hypoallergene Prothesenbasiskunststoff jeweils innerhalb des Vergleichsniveaus oder darüber liegen. Polyan IC erfüllt diese Voraussetzung bei der Biegefestigkeit (ungealtert: 85 MPa; gealtert: 91,74 MPa), dem Elastizitätsmodul (ungealtert: 3040 MPa; gealtert: 2990 MPa), der Mikrohärtigkeit (ungealtert: 161,74 N/mm<sup>2</sup>; gealtert: 152,47 N/mm<sup>2</sup>) sowie der Kugeldruckhärtigkeit (ungealtert: 159,2 N/mm<sup>2</sup>; gealtert: 148,6 N/mm<sup>2</sup>). Die Kerbschlagzähigkeit lag nach Alterung unterhalb des vorgegebenen Vergleichsniveaus (ungealtert: 1,09 kJ/m<sup>2</sup>; gealtert: 0,60 kJ/m<sup>2</sup>). Damit ist Polyan IC grundsätzlich als Prothesenbasismaterial geeignet, eine weitere Optimierung der Materialeigenschaften um den konventionellen Prothesenbasiskunststoffen gänzlich in nichts nachzustehen wäre jedoch wünschenswert.

Werres, David: Vergleich physikalisch-mechanischer Eigenschaften eines modernen, hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffes mit konventionellen Prothesenbasiskunststoffen, vor und nach künstlicher Alterung, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 82 Seiten, 2019

<b>I.</b>	<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>Seite</b>
<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Geschichte des Kunststoffes in der Zahnmedizin	1
1.2	Zusammensetzung des Kunststoffes auf PMMA-Basis	2
1.3	Polymerisationsreaktion	4
1.4	Zahntechnische Verarbeitung der Prothesenkunststoffe	6
1.5	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	8
1.6	Mikrohärte	10
1.7	Kugeldruckhärte	11
1.8	Charpy-Kerbschlagzähigkeit	11
1.9	Alterungsprozess	13
1.10	Allgemeines zur Allergieproblematik	14
1.11	Allergische Reaktion der Mundschleimhaut	15
1.12	Unverträglichkeit gegenüber zahnärztlichen Kunststoffen	17
1.13	Verringerungsmöglichkeit potentieller Allergene	19
1.14	Hypoallergene Prothesenbasiskunststoffe	20
<b>2.</b>	<b>Zielstellung</b>	<b>22</b>
<b>3.</b>	<b>Material und Methodik</b>	<b>23</b>
3.1	Herstellung der Prüfkörper	25
3.2	Lagerung der Prüfkörper	26
3.3	Festlegung der Prüfkörperanzahl	27
3.4	Physikalisch-mechanische Eigenschaften	28
3.4.1	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	28
3.4.2	Mikrohärte	30
3.4.3	Kugeldruckhärte	31
3.4.4	Charpy-Kerbschlagzähigkeit	33
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>34</b>
4.1	Biegefestigkeit	34
4.2	Elastizitätsmodul	35
4.3	Mikrohärte	36
4.4	Kugeldruckhärte	37
4.5	Charpy-Kerbschlagzähigkeit	38
4.6	Zusammenfassung der Ergebnisse	40
4.7	Vergleich mit Herstellerangaben	42
<b>5.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>43</b>
5.1	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	44

5.2	Mikrohärte	45
5.3	Kugeldruckhärte	46
5.4	Charpy-Kerbschlagzähigkeit	47
5.5	Fazit	48
<b>6.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>51</b>
<b>7.</b>	<b>Thesen</b>	<b>73</b>

## II. Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Aqua dest.	-	Destilliertes Wasser
BMS	-	Burning-Mouth-Syndrom
CAD	-	Computer Aided Design
CAM	-	Computer Aided Manufacturing
CNC	-	Computerized Numerical Control
DBPO	-	Dibenzoylperoxid
DHPBZ	-	Dimethylhexan-2,5-diperbenzoat
E-Modul	-	Elastizitätsmodul
IFN	-	Interferon
IL	-	Interleukin
TNF	-	Tumornekrosefaktor
UV-Licht	-	Ultraviolettes Licht

## **1. Einleitung**

### **1.1 Geschichte des Kunststoffs in der Zahnmedizin**

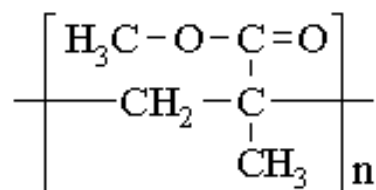
Die Kunststoffe haben in der Zahnmedizin eine große Bedeutung erlangt. Sie werden für zahlreiche unterschiedliche Indikationen wie beispielsweise für Prothesen, künstliche Zähne, Füllungen, zur Versiegelung von Zähnen, zur Abformung, zur Befestigung von Inlays und Kronen etc., eingesetzt (Janda, 2000). Im Jahr 1839 führte Goodyear erstmalig die Vulkanisation von Naturkautschuk durch und erzeugte so den ersten Kunststoff. Dieses Verfahren wurde dann auch zur Herstellung von Prothesenbasen eingesetzt. Obwohl der Naturkautschuk rosa eingefärbt war, ließ die Ästhetik der Prothese, bedingt durch die mangelnde Transparenz des vulkanisierten Produktes sehr zu wünschen übrig. Dieses Verfahren fand noch bis in die 30er Jahre des 20. Jahrhunderts Anwendung. Daneben fand seit 1870 auch das aus Nitrocellulose und Camper hergestellte Celluloid für Prothesenbasen Verwendung. In den USA kamen hier Produkte unter den Bezeichnungen Hecolite und Caroline zum Einsatz. Auch die um 1900 von Baekeland entwickelten Phenolharze, Bakelite genannt, kamen unter den Bezeichnungen Aldenol und Walkerit als Prothesenmaterialien zur Anwendung (Newesely, 1988). Im Jahr 1934 synthetisierte Pierre Castan bei DeTrey (Dentsply) in der Schweiz, auf der Suche nach einem für Zahnprothesen geeigneten Kunststoff, das erste Epoxidharz (Handelsname: Epoxolon). Seit dieser Zeit haben Epoxidharze Anwendung als Kunststoff für höchste Ansprüche gefunden, waren jedoch nie für ihren ursprünglich gedachten Zweck geeignet. Ebenso erging es Kunststoffen wie Benzylcellulose (Handelsname: Pertax), Polyamiden (Handelsname: Protenyl), Polystyren (Handelsname: Polystein), Polyvinylchlorid (Handelsnamen: Hekodent, Hewodont) oder Polyolefinen (Handelsname: Odenta) (Janda, 2000). In den 1930er Jahren trat der entscheidende Wandel in der Kunststoffchemie ein. Basis hierfür bildete das von Otto Röhm synthetisierte Methylmethacrylat (MMA), aus dem er durch Polymerisation das Polymethylmethacrylat (PMMA) herstellte. Das PMMA ist vor allem unter dem Handelsnamen Plexiglas bekannt geworden. 1936 wurde das Pulver-Flüssigkeits- oder Nassverfahren von Roth erfunden und für die Firma Kulzer patentiert, welches eine wesentlich schnellere und leichtere Verarbeitung ermöglichte (Franz, 1982). Der Zahntechniker Gottfried Roth vermischte gemahlenes PMMA mit seinen Monomeren, dem MMA und rührte die Mischung zu einem Teig an. Er verarbeitete diesen Teig dann ähnlich, wie dies bei der Kautschukvulkanisation üblich war, d.h. er brachte ihn in eine Gipshohlform ein und erhitzte diese dann. So konnte er erstmals brauchbare und ästhetisch befriedigende Prothesen herstellen (Groß, 1979). Dieses

Verfahren wurde dann im Laufe der Jahre stets verfeinert und wird noch heute nahezu ausschließlich zur Herstellung von Prothesen eingesetzt. Später wurde das MMA durch eine Vielzahl weiterer Methacrylate und Dimethacrylate mit hohen Molmassen ergänzt und bei einigen Materialgruppen auch ganz substituiert. Auf diese Weise gelang es, hochfeste Verbundwerkstoffe für Zahnfüllungen oder zur zahnfarbenen Verblendung von metallischen Kronen und Brücken zu entwickeln. Heute werden viele unterschiedliche Polymere und Verbundpolymere in der Zahnmedizin verwendet, wobei das PMMA und die Polysiloxane sicher den größten Bereich abdecken. Es ist aber zu erwarten, dass zukünftig noch andere polymere Werkstoffe als zahnmedizinische Materialien Anwendung finden werden (Janda, 2000).

Und obwohl zunehmend bei zahnlosen Patienten Implantate inseriert werden, bleibt die konventionelle Totalprothese in vielen Fällen sowohl aus medizinischen als auch aus finanziellen Gründen noch immer ein probates Therapiemittel (Carlsson und Omar, 2010).

## 1.2 Zusammensetzung der Prothesenkunststoffe auf PMMA-Basis

Mit Prothesenkunststoff meint man den rosa eingefärbten Kunststoff, aus dem die Basen von Totalprothesen oder die zahnfleischfarbenen Teile von Modellgußprothesen, in denen die künstlichen Zähne eingebettet sind, hergestellt werden (Janda, 2000). Nach der DIN 7708-1 sind Kunststoffe, Stoffe, deren wesentliche Bestandteile aus makromolekularen, organischen Verbindungen bestehen, die synthetisch oder durch chemische Behandlung von Naturprodukten entstehen.



**Abb.1:** Strukturformel von Polymethylmethacrylat (PMMA)

PMMA wird häufig zur Herstellung von Prothesenbasen verwendet. Dies begründet sich in den verschiedenen Vorteilen, wie den niedrigen Kosten, der Biokompatibilität, der einfachen Verarbeitung, der Stabilität im Mundhöhlenmilieu sowie der akzeptablen Ästhetik (Alla et al., 2015). Reines Methylmethacrylat (MMA) hat eine Dichte von 0,8

g/cm<sup>3</sup> (Radlewitz, 1999). Das durch Polymerisation entstehende Polymethylmethacrylat (PMMA) hat eine Dichte von 1,18 g/cm<sup>3</sup> (Bargel und Schulze, 2008). Um klinisch akzeptable Aufbewahrungs- und Verarbeitungszeiten zu gewährleisten, wird zur Vermeidung einer vorzeitigen Polymerisation ein Stabilisator zugesetzt. Seine Wirkung beruht auf der Absättigung radikaler Moleküle. Häufig wird hierzu Hydrochinon verwendet (Marxkors et al., 2008). Das Pulver setzt sich aus Polymerperlen des MMA, meist unter Zusatz von Copolymeren, einer Initiatorsubstanz und Mineralfarbstoffen zusammen (Franz, 1982). Ein typischer Initiator ist das Dibenzoylperoxid (DBPO). Bei Temperaturen von 70 °C beginnt das DBPO deutlich in Radikale zu zerfallen, die dann die Polymerisationsreaktion auslösen. Sollte aufgrund von äußeren Bedingungen (Hochsommer oder sehr warme Gegenden) eine Lagerung des DBPO nicht möglich sein, so greift man auf Peroxide wie das 2,5-Dimethylhexan-2,5-diperbenzoat (DHPBZ) zurück, da diese deutlich höhere Zerfallstemperaturen von über 110 °C aufweisen. Des Weiteren sind Füllstoffe enthalten, die ein wesentlicher Bestandteil der Verbundkunststoffe sind, da sie viele Materialeigenschaften entscheidend bestimmen. Beispiele sind die Abrasionsstabilität, die Aushärtungsschrumpfung, die chemische Beständigkeit, die Festigkeit und viele weitere. Als Füllstoffe werden die verschiedenartigsten organischen und anorganischen Materialien verwendet. Als organische Füllstoffe werden in Dentalkunststoffen Perlpolymerisate sowie Splitterpolymerisate benutzt. Ihre Aufgabe liegt meistens darin, die Aushärtungsschrumpfung zu reduzieren oder die Konsistenz zu steuern. Die anorganischen Füllstoffe bewirken dagegen eine Erhöhung der Abrasionsstabilität, eine Erhöhung der Festigkeit, eine Reduzierung der Wärmedehnung sowie eine Röntgenopazität. Als anorganische Füllstoffe kommen feinstteiliges Siliziumoxid mit einer mittleren Korngröße zwischen 0,005 und 0,05 µm, Barium- oder Strontiumaluminiumborosilikatgläser als splitterförmige Partikel mit einer mittleren Korngröße von 1 µm sowie Yttrium- oder Ytterbiumfluorid mit einer mittleren Korngröße von 1 µm zum Einsatz. Die Pigmente spielen bei den zahnärztlichen Kunststoffen eine besondere Rolle. Sie müssen über viele Jahre hinweg farbstabil bleiben, stabil gegenüber Wärme, Licht, Oxidationsmitteln sein, in Wasser, Säuren, Basen, Fetten, organischen Lösungsmitteln unlöslich sowie toxikologisch unbedenklich sein. Es werden vor allem Eisenoxid-Pigmente sowie Titandioxid oder Aluminiumoxid eingesetzt. Ein weiteres Additiv sind UV-Stabilisatoren, auch Lichtschutzmittel oder UV-Absorber genannt. Sie werden zugesetzt, um Alterungsprozesse, die durch energiereiches Licht (UV-Licht) ausgelöst werden, zu verhindern. Vertreter dieser Additivklasse sind beispielsweise 2-Hydroxybenzophenone oder 2-Hydroxyphenylbenzotrazole (Janda, 2000).



### 1.3 Polymerisationsreaktion

Die Entstehung von Makromolekülen über die Reaktion von Doppelbindungen heißt Polymerisation (Marxkors et al., 2008). Die Polymerisation kann durch Licht, Wärme oder Stoffe, die als Beschleuniger oder Initiatoren bezeichnet werden, angeregt werden. Initiatoren sind z.B. Perverbindungen, Azoverbindungen, Säuren oder Basen. Die durch Licht, Azo- oder Perverbindungen und Wärme ausgelösten Polymerisationen verlaufen nach dem radikalischen Mechanismus, während die Säuren und Basen ausgelösten Polymerisationen nach dem polaren oder ionischen Mechanismus ablaufen. Für in der Zahnmedizin verwendete Polymerisate ist lediglich die Radikal-Ketten-Polymerisation von Bedeutung. Die durch die genannten Initiatoren ausgelöste Reaktion wird als Startreaktion bezeichnet. Sie erfordert in der Regel eine relativ hohe Aktivierungsenergie. Bei der Bildung einer einzelnen Kette laufen drei Reaktionen nacheinander ab:

#### 1. Startreaktion

Ein Radikal bzw. ein geeignetes Ion aktiviert die Doppelbindung. Die Bildung von Radikalen vor der Startreaktion ist ein endothermer Vorgang. Die Induktionsperiode oder das Initialstadium ist der Zeitabschnitt, in dem der Polymerisationsvorgang in Gang kommt. Die Initiatoren zerfallen in Radikale, die mit dem Monomer reagieren. Je reiner das Monomer und je höher die Temperatur, desto kürzer ist diese Induktionsperiode, in der zunächst die in der Praxis immer vorhandenen Inhibitoren für eine ungewollte vorzeitige Polymerisation ausgeschaltet werden.

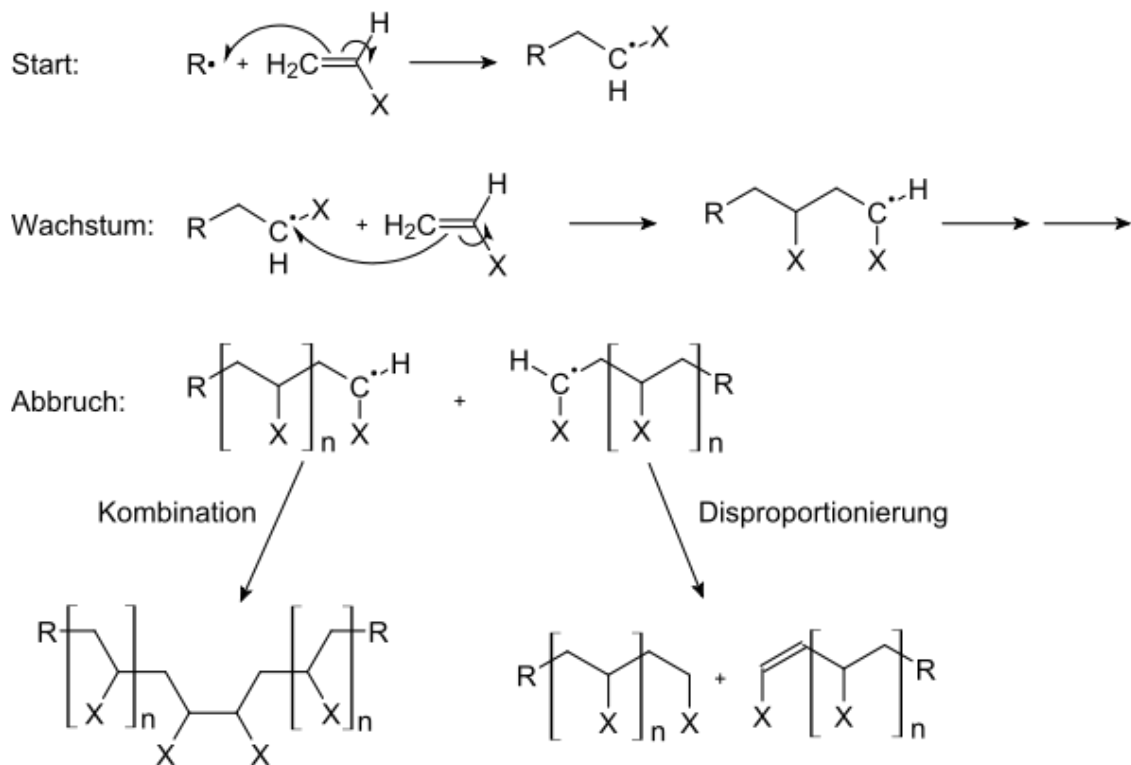
#### 2. Wachstumsreaktion

Das zur Anlagerung weiterer Doppelbindungen befähigte Zentrum (Radikal oder Ion) wandert von Doppelbindung zu Doppelbindung in der sich bildenden Kette weiter und erhält die Reaktion aufrecht. Die angeregten Moleküle wirken als Keimzentren für wachsende Ketten. Diese Reaktion ist ein exothermer Vorgang. Beim Aufbrechen der Ketten wird Energie frei, merkbar an der Temperatursteigerung. Eine Doppelbindung ist lockerer als eine Einfachbindung. Die Bindungsenergie der Doppelbindung beträgt 54,4 kJ/Mol. Sie wird frei beim Übergang in zwei Einfachbindungen. Diese Wachstumsreaktion verläuft im Vergleich zur Start- oder Abbruchreaktion sehr rapide und die benötigte Aktivierungsenergie ist sehr niedrig. Die Polymerisationswärme, die bei der Radikalkettenpolymerisation frei wird, beträgt für Methacrylsäuremethylester 54,5 kJ/Mol; für Vinylverbindungen liegt sie zwischen 50,3 und 107,3 kJ/Mol. Bei

technischen Herstellungsverfahren, aber auch bei der zahntechnischen Verarbeitung muss die große Wärmemenge abgeführt werden.

### 3. Abbruchreaktion

Das aktive Zentrum wird inaktiviert; dies kann durch Reaktion mit Inhibitormolekülen, Luftsauerstoff, meist aber durch Inhibierung zweier aktiver Zentren geschehen. Die Polymerisation verlangsamt sich stark, wenn circa 80 % des Monomers umgesetzt wurde. Der Abbruch einer einzelnen Kette kann durch Rekombination oder Disproportionierung erfolgen. Bei der Rekombination reagieren zwei Makroradikale unter Ausbildung einer kovalenten Bindung miteinander. Bei der Disproportionierung bilden sich durch Übergang eines Atoms von einem Makroradikal auf das andere ein gesättigtes und ein endständiges ungesättigtes Makromolekül. Die Polymerisationsreaktion führt nicht zum vollständigen Übergang aller Monomere in Polymere, es bleiben Restmonomere übrig (Franz, 1982).



**Abb. 2:** Polymerisationsreaktion mit Startreaktion, Wachstumsreaktion und Abbruchreaktion.

## 1.4 Zahntechnische Verarbeitung der Prothesenkunststoffe

Aus Flüssigkeit (Hauptbestandteil Monomer) und Kunststoffpulver (Hauptbestandteil Polymer) wird ein Kunststoffteig bereitet, oder er liegt als Fertigprodukt vor. Er ist je nach Konsistenz durch Pressen formbar (Stopf-Pressen), adaptier- und modellierbar (Lichtpolymerisation), injizierbar (Injektionsverfahren) oder gießfähig (Gießverfahren) (Welker, 2000). Bei jeder chemoplastischen Verarbeitung dentaler Kunststoffe im Stopf-Press-Verfahren mit Heiß- oder Kaltpolymerisaten wird der angequollene Kunststoffteig in eine Hohlform eingelegt und durch Druck verdichtet (Ceasar und Ernst, 2007). Die Nachteile dieser Methode sind eine Polymerisationsschrumpfung von bis zu 7 % sowie die Entstehung von Pressfahnen und damit einer Bisserrhöhung (Lang, 2003). Die Polymerisationsverfahren unterscheiden sich einmal nach dem Medium Luft oder Wasser und zum anderen durch die aufgewandte Zeit. Die wichtigsten Kriterien sind dabei der Druck auf den Kunststoffteig und die Temperaturführung beim Aufheizen und Abkühlen (Franz, 1982). Beim „klassischen“ Stopf-Pressen wird meist folgendermaßen polymerisiert: Die Küvette wird in Wasser von Raumtemperatur eingelegt, innerhalb von 30 Minuten auf 70 °C erwärmt, auf dieser Temperatur 30 Minuten gehalten, dann innerhalb von 30 Minuten nahe 100 °C gebracht und 30 Minuten bei dieser Temperatur gehalten. Die dosierte Wärmezufuhr ist erforderlich, um das Entstehen von Strukturdefekten zu vermeiden. Unter Überdruck ist eine Kurzzeit-Heißpolymerisation möglich. Weitere Varianten sind die Langzeitpolymerisation bei 80 °C im Wasserbad oder bei 90 °C in Heißluft. Bei der „Trockenpolymerisation“ kann es wegen einer Monomerabwanderung in das trockene Gipsmodell zu Strukturschäden an der Grenzfläche Kunststoff zu Gips kommen, die sich in einer Weißfärbung des Kunststoffs zeigt. Das Ausbetten aus dem ausgetrockneten Gips, dessen Härte bis zum Dreifachen des feuchten Gipses ausmachen kann, birgt ein erhöhtes Bruchrisiko für das Therapiemittel in sich (Welker, 2000). Beim Gießverfahren wird das Kaltpolymerisat zumeist in eine offene Vorwallform eingegossen (Hohmann und Hielscher, 2003). Im Anschluss wird der Kunststoff zum Beispiel in einem temperierten Wasserbad beziehungsweise unter Druck auspolymerisiert (Marxkors et al., 2008). Beim Injektionsverfahren wurden Verfahren entwickelt, bei denen der Kunststoff in eine zweiteilige und vor dem Befüllen fest verschlossene Hohlform gepresst wird. Vorteile sind hierbei die Verhinderung einer die Vertikaldimension störenden Pressfahne sowie Stellungsänderungen der künstlichen Zähne. Darüber hinaus wird die Formfüllung sicherer und der Kunststoffteig gut verdichtet. Repräsentativ für die auf diese Weise durchgeführte Heißpolymerisation ist das SR-Ivocap-Verfahren, dessen Hauptanwendungsgebiet in der Herstellung oberer und unterer Totalprothesen liegt

(Welker, 2000). Der bei Heißpolymerisaten unvermeidliche, thermisch bedingte, dorsale Randspalt, wird durch Verwendung eines zum System gehörenden, in der Expansion abgestimmten Gipses, ähnlich der Wirkung von Einbettmassen, ausgeglichen (Körper, 1990). Als Beispiel eines Injektions- und Überdruckpolymerisationsverfahrens für Kaltpolymerisate sei das Palajet-PalaXpress-Palamat System angeführt. Zur Lichtpolymerisation werden Bestrahlungsgeräte benötigt, deren Hauptemission auf die Absorption und den Zerfall des Initiators im Kunststoff abgestimmt ist (Welker, 2000). Bei der Mikrowellenpolymerisation werden die Monomermoleküle von einem elektromagnetischen Hochfrequenzfeld bewegt. Ihre Bewegungen sind die Ursache für eine interne Erhitzung. Bei steigender Temperatur steigt auch die Bewegungsgeschwindigkeit der Moleküle, was eine geringe Verarbeitungstemperatur, eine geringe Restmonomermenge sowie eine gute Passung zur Folge hat (Tuna et al., 2013). Eine weitere Möglichkeit stellt die Streu- bzw. Sprühtechnik dar. Bei ihr werden Pulver und Flüssigkeit direkt auf das isolierte Modell abwechselnd aufgebracht. Diese Technik eignet sich besonders für die Herstellung kieferorthopädischer Geräte. Die thermoplastische Verarbeitung ist dadurch gekennzeichnet, dass ein fertiges Polymer (Thermoplast) durch Wärme plastifiziert und durch Druck geformt wird. Eine Polymerisationskontraktion entfällt demnach. Dafür kommt es insbesondere bei thermoplastischen Kunststoffen zur thermischen Kontraktion (Bonten, 2016). Beim Spritz-Gießen mit Kartuschensystemen wird ein sich in einer Einmalgebrauchs-Metallkartusche befindliches Kunststoffgranulat in einer Spritzgussmaschine mit automatischer Temperatur- und Druckführung bis nahe an die Grenze der Depolymerisation verflüssigt, mit hohem Druck rasch in Hohlformen gepresst und unter Druck bis zum Erstarren belassen (Welker, 2000). Nachteilig bei diesem Verfahren sind der technologische Aufwand und die unvermeidlichen Abkühlungsspannungen im Prothesenkörper (Lang, 2003).

**Tab.1:** Klassifikation der Prothesenkunststoffe nach ISO 20795-1

Typ	Merkmale	Produktbeispiel
Typ 1	<b>Heißhärtende Kunststoffe</b> Material, welches bei mindestens 65°C verarbeitet wird	
	<b>Gruppe1:</b> Pulver & Flüssigkeit	Paladon 65 (Heraeus Kulzer)
	<b>Gruppe 2:</b> Einkomponentenmaterial	Sinomer (Alldent)
Typ 2	<b>Selbsthärtende Kunststoffe</b> Aushärtungsreaktion wird durch chem. Reaktion ausgelöst	
	Pulver und Flüssigkeit	IvoBase (Ivoclar)
	Pulver und Flüssigkeit für Gießkunststoffe	Perform Inkovac (Hedent)
Typ 3	<b>Thermoplastisches Material als Kartusche oder Pulver</b>	Polyan IC (Bredent)
Typ 4	<b>Lichthärtende Werkstoffe</b>	TRIAD VLC (Dentsply)
Typ 5	<b>Mikrowellenhärtende Werkstoffe</b>	Microbase (Dentsply)

### 1.5 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Die Biegebeanspruchung entspricht einer der häufigsten in der Praxis auftretenden Beanspruchungsarten und besitzt deshalb eine große Bedeutung für die Kennwertermittlung an Kunststoffen (Grellmann und Seidler, 2015). Zur Quantifizierung dieser Beanspruchungsart wurden in der vorliegenden Arbeit die Biegefestigkeit sowie der Elastizitätsmodul nach DIN EN ISO 178 herangezogen. Die Biegefestigkeit ist die Kombination aus Zug- und Druckfestigkeit (Strietzel, 2005). Der Elastizitätsmodul ist ein reziprokes Maß für die Größe der elastischen Formänderung eines Stoffes bei Zug-, Druck- und Biegebeanspruchung (Brenner et al., 1957). Der Elastizitätsmodul beschreibt also die Steifigkeit eines Materials (Craig et al., 2004). Bei Biegung tritt in der Probe eine ungleichmäßige Spannungsverteilung mit unterschiedlicher Längenänderung der einzelnen Fasern auf; Zugspannung an der konvexen, Druckspannung an der konkaven Seite (Finger, 2000). Die beim Kauen auftretenden Kräfte erzeugen im Kunststoff Spannungen, denen er umso besser widerstehen kann, je größer der Biegegegenstand ist. Ein Kunststoff mit einem hohen Elastizitätsmodul erfährt bei gleicher Spannung eine vergleichsweise geringere Dehnung (Formänderung), als ein Material mit geringerem

Elastizitätsmodul. Er schont also das Prothesenlager. Zudem hält die steife Kunststoffplatte durch Überdeckung der Kieferkämme übermäßige Druckkräfte ab und schützt die Strukturen vor einem resorptiven Abbau (Welker, 2000; Diaz-Arnold et al., 2008). Die Festigkeit spielt bei der Prothesenbasis eine wichtige Rolle; die Platte soll die Kaukräfte möglichst gleichmäßig verteilen und daher eine möglichst große Fläche bedecken (Franz, 1982). Eine weitere wesentliche Forderung an die Prothesenwerkstoffe ist die möglichst hohe und dauerhafte Stabilität gegen Deformation und Bruch. Eine mechanische Belastung bedingt immer eine Verformung des belasteten Gegenstandes, die elastisch aber auch plastisch sein kann; zunehmende Belastung führt schließlich zur Zerstörung des Werkstückes (Marxkors et al., 2008). Nach der DIN EN ISO 20795-1 für Prothesenkunststoffe, darf der Elastizitätsmodul für die Kunststoffe der Typen 1, 3, 4 und 5 nicht weniger als 2000 MPa betragen. Für den Kunststoff vom Typ 2 müssen es mindestens 1500 MPa sein. Die Werte für die Biegefestigkeit müssen für Kunststoffe der Typen 1, 3, 4 und 5 mindestens bei 65 MPa und für Kunststoffe vom Typ 2 bei 60 MPa liegen. Ucar et al. untersuchten 2012 die Biegefestigkeit eines Polyamid-basierenden, im Injektionsverfahren hergestellten Prothesenkunststoffes (Deflex) sowie die eines auf PMMA-Basis im Injektionsverfahren hergestellten Kunststoffes (SR-Ivocap) und die eines konventionell im Stopf-Press Verfahren hergestellten Prothesenkunststoffes (Meliodent). Dabei erreichte der Polyamid-basierende Prothesenkunststoff Werte von  $78,3 \pm 1,0$  MPa, SR-Ivocap Werte von  $69,8 \pm 1,4$  MPa und Meliodent  $81,1 \pm 1,0$  MPa (Ucar et al., 2012). Ajaj-Alkordy und Alsaadi untersuchten 2014 die Biegefestigkeit und den Elastizitätsmodul eines „High-Impact“ Prothesenkunststoffes (Lucitone 199, Dentsply) sowie einen konventionellen Prothesenkunststoff (Rodex, SPD). Zur Behandlung der Kunststoffe gehörte unter anderem, die zweiwöchige Lagerung bei  $37\text{ °C}$  in künstlichem Speichel. Die Ergebnisse zeigten, dass der Elastizitätsmodul des „High-Impact“ Kunststoffes mit 1229,68 MPa deutlich geringer war, als der des konventionell hergestellten Kunststoffes (1602,68 MPa). Die Biegefestigkeit dagegen lag bei dem „High-Impact“ Kunststoff mit 82,43 MPa jedoch deutlich über der des Konventionellen (69,77 MPa) (Ajaj-Alkordy und Alsaadi, 2014). In einer weiteren Studie untersuchten Ali et al. die Biegefestigkeit und den Elastizitätsmodul von drei Kunststoffen (Eclipse, Meliodent, Probate cold). Die aufgeführten Kunststoffe erfüllten die in DIN EN ISO 20795-1 festgelegten Kriterien, nur Meliodent erreichte mit einem Wert von  $1969 \pm 55$  MPa nicht die geforderten 2000 MPa für den Elastizitätsmodul (Ali et al., 2008). 2005 untersuchten Pfeiffer et al. die Biegefestigkeit sowie den Elastizitätsmodul von vier hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffen (Polyan, Sinomer, Promysan, Microbase) und verglichen die Werte mit den Werten von Paladon 65. Die Kunststoffe Polyan, Promysan und

Microbase erfüllten die in DIN EN ISO 20795-1 vorgeschriebenen Auflagen. Sinomer erreichte den geforderten Elastizitätsmodul von mindestens 2000 MPa nicht (Sinomer:  $1720 \pm 30$  MPa) (Pfeiffer et al., 2005). In einer anderen Studie erreichte Sinomer jedoch den geforderten Elastizitätsmodul (2730 MPa) (Lassila und Vallittu, 2001).

## 1.6 Mikrohärte

Der deutsche Werkstoffkundler und Materialforscher Adolf Martens definierte 1908 die Werkstoffeigenschaft Härte als Widerstand, den ein Körper dem Eindringen eines anderen, härteren Körpers entgegensetzt. Die Prüfverfahren, die jeweils für bestimmte Werkstoffgruppen genormt sind, unterscheiden sich grundsätzlich durch die Gestalt des Eindringkörpers, den Werkstoff, die Größe und Geschwindigkeit der Lastaufbringung und die Art der Messung (Grellmann und Seidler, 2015). Die Härteprüfung mit einem Vickers-Diamant ist ein geeignetes Werkzeug um die Härte sowie die viskoelastischen Eigenschaften eines Kunststoffes zu testen (Seo et al., 2007). Abzugrenzen sind hier die Vickershärte die mit Hilfe eines halbautomatischen Prüfverfahrens gemessen wird von der Martenshärte, welche vollautomatisch aufgenommen wird (Shahdad et al., 2007). Fehlerquellen, wie Messungenauigkeiten beim optischen Vermessen im Zuge der Vickershärteprüfung sind bei der Martenshärte also nicht vorhanden. In der vorliegenden Studie wurde die Mikrohärte ausschließlich mit der Prüfung der Martenshärte bestimmt. Die Testung der Martenshärte ist ein häufig genutztes Verfahren, um Unterschiede in der Oberflächenbeschaffenheit von Prothesenbasiskunststoffen, beispielsweise nach Langzeitwasserlagerung, oder Behandlung mit Desinfektionslösungen festzustellen (Machado et al., 2009; Schwindling et al., 2014; Porwal et al., 2017). Die Härte eines Prothesenkunststoffes beeinflusst in hohem Maß den klinischen Erfolg der Prothese. Eine verminderte Härte führt zu einer erhöhten Bruchanfälligkeit. Des Weiteren reduziert sich mit sinkender Härte der Prothese auch ihre Lebensdauer, da ihre Abrasionsfestigkeit vermindert ist. Zudem können durch Abrasionsprozesse Kratzer und andere Oberflächendefekte entstehen, die zur Irritationen der Schleimhaut bzw. zu einer erleichterten Adhäsion von Mikroorganismen führen können (Goiato et al., 2014). Mehrere Studien berichten, dass es bei einer groben Oberfläche des Kunststoffes bzw. schon ab Höhenunterschieden von  $0,2 \mu\text{m}$  zu einer erhöhten Plaqueakkumulation kommt (Kuhar und Funduk, 2005; Meng und Latta, 2005). Darüber hinaus kann es durch eine zu raue Oberfläche zu Verfärbungen des Prothesenkunststoffes kommen (Yamauchi et al., 1990). Auch der Zusatz verschiedener Stoffe zur Härtung respektive Stabilisierung der Prothesenbasiskunststoffe sowie verschiedene

Polymerisationstechniken können die Mikrohärtigkeit eines Kunststoffes verändern (Gad et al., 2018). Heißpolymerisierende Prothesenbasiskunststoffe weisen unterdessen in der Regel eine höhere Mikrohärtigkeit auf als kaltpolymerisierende (Ali et al., 2008; Farina et al., 2012; Jo et al., 2011).

### **1.7 Kugeldruckhärtigkeit**

Die Kugeldruckhärtigkeit erfasst als unter wirkender Prüfkraft messendes Verfahren die elastischen und plastischen Verformungsanteile und ist auf Grund der relativ großen Prüfeindrücke zur Prüfung von inhomogenen Werkstoffen geeignet (Grellmann und Seidler, 2015). Die Messung der Kugeldruckhärtigkeit ist nach DIN EN ISO 2019-1 genormt und dient der Beurteilung der Werkstoffhärtigkeit unter quasistatischer Belastung. Gemessen wird hierbei die Eindringtiefe einer Stahlkugel in die Oberfläche des Werkstoffes unter einer bestimmten Prüfkraft, welche nach dem Anlegen einer Vorkraft eine gewisse Zeit einwirkt. Werkstoffabhängig können variabel Prüfkraften von 49 N, 132 N, 358 N oder 961 N angelegt werden. Durch Auswahl des geeigneten Kugeldurchmessers und durch Veränderung der Prüfkraft, lässt sich die Eindrucksgröße steuern (Finger, 2000). In der vorliegenden Untersuchung wurde eine Vorkraft von 9,8 N, ein Kugeldurchmesser von 5 mm sowie eine Prüfkraft von 358 N, welche für 30 Sekunden einwirkte, gewählt. Mit Hilfe der Makrohärtigkeitprüfung sind Rückschlüsse auf die Gesamtfestigkeit des Materials möglich (Pangratz, 2007).

### **1.8 Charpy-Kerbschlagzähigkeit**

Der Kerbschlag-Biege-Versuch eignet sich besonders zur Beurteilung der Zähigkeit eines Werkstoffes unter ungünstigen Bedingungen. Diese bruchbegünstigenden Bedingungen werden dadurch geschaffen, dass der Verformungsvorgang zeitlich und örtlich (Schlag und Kerbe) sehr eng begrenzt wird (Franz, 1982). Die Kerbschlagzähigkeit wird in entscheidendem Maße durch den gewählten Kerbradius und das Verfahren der Kerbeinbringung (Sägen, Fräsen, Hobeln) beeinflusst. Neben den Bearbeitungsverfahren selbst haben auch die jeweiligen Maschinenparameter wie Vorschub- oder Schnittgeschwindigkeit, einen Einfluss auf die ermittelten Kerbschlagzähigkeiten. Dabei gilt, dass mit zunehmendem Kerbradius die Kerbschlagzähigkeit zunimmt. Nachteil dieser Methode ist, dass ohne grafische Aufzeichnung bei der Schlagarbeit nicht zwischen Festigkeits- und Verformungsanteil



unterschieden werden kann (Grellmann und Seidler, 2015). In der vorliegenden Untersuchung wurde die Kerbschlagzähigkeit mithilfe des in der DIN EN ISO 179 vorgeschriebenen Kerbschlagbiegeversuchs nach Charpy durchgeführt. Eine hohe Schlagfestigkeit ist eine wünschenswerte Eigenschaft für ein Prothesenbasismaterial, da sie ein Maß für diejenige Energie ist, welche nötig ist um einen Riss im Material zu verursachen. Zudem kann sie ein Maß für die benötigte Schlagkraft sein, die beispielsweise beim fallen lassen der Prothese zu einer Prothesenfraktur führt (Machado et al., 2012a). Ein weiterer Grund für einen extraoralen Prothesenbruch kann ein zu starkes Biegen der Prothese bei ihrer Reinigung sein (Jadhav et al., 2013). Der Patient sollte deshalb auf die Bruchgefahr der spröden Acrylatprothese bei fahrlässiger Handhabung hingewiesen werden. Überdies erfahren Kunststoffe bei häufig wiederholter Be- und Entlastung eine Abnahme ihrer Festigkeit. Dabei gilt, dass die zum Bruch erforderliche Belastung mit zunehmender Zahl der Belastungsfälle abnimmt (Marxkors et al., 2008). Ein Ermüdungsbruch kann ebenfalls durch ständige Deformation der Prothese durch okklusale Kräfte entstehen. Es wurde gezeigt, dass Prothesenbasen sich unter Kaudruck verbiegen und so Spannungen auf das Polymergefüge ausgeübt werden, die zu Rissbildungen und schließlich zum Bruch der Prothese führen können (Machado et al., 2012b).

Um die Schlagzähigkeit der Prothesenbasiskunststoffe zu erhöhen, gab es schon einige Ansätze. Unter anderem versuchte man Polycarbonate und Polyamide anstatt PMMA als Ersatzmaterial zu verwenden, das PMMA chemisch durch Zugabe von Kautschuk in Form von Butadienstyrol zu modifizieren oder die Eigenschaften durch Einbringen von Fasern oder metallischen Einsätzen zu optimieren (Murthy et al., 2015). Praveen et al. konnten in einer Studie belegen, dass das Einbringen von Fasern einen Einfluss auf die Schlagzähigkeit hat (Praveen et al., 2014). Auch die Polymerisationszeit hat einen Einfluss auf die Schlagzähigkeit. So zeigten Jadhav et al., dass eine verlängerte Polymerisationszeit eine höhere Schlagfestigkeit zur Folge hat (Jadhav et al., 2013). Wegen der Gefahr des Prothesenbruchs ist eine hohe Schlagfestigkeit also eine unverzichtbare Eigenschaft eines Prothesenbasiskunststoffes (Abhay und Karishma., 2013).

## 1.9 Alterungsprozess

Auf Grund der Tatsache, dass Zahnersatz ständigen Temperaturänderungen in der Mundhöhle ausgesetzt ist, beispielsweise durch die Aufnahme von heißen und kalten Lebensmitteln, ist die Betrachtung seiner Widerstandsfähigkeit demgegenüber wichtig. Daher wurden Studien durchgeführt, um die klinischen Bedingungen in der Mundhöhle zu simulieren und die Reaktion der Prothesenbasismaterialien darauf zu überprüfen (Machado et al., 2012b). Barclay et al. stellten in einer Studie fest, dass die intraoralen Temperaturen zwischen 0 °C und 70 °C, je nach zugeführtem Lebensmittel schwanken können. Eine andere Studie definierte ähnliche Werte, nämlich 0 °C als Temperaturuntergrenze und 67 °C als Temperaturobergrenze (Palmer et al., 1992). Basierend auf weiteren Ergebnissen definierten Ernst et al., dass für eine annähernde Simulation der Temperaturschwankungen in der Mundhöhle eine untere Temperaturgrenze von 5 °C und eine obere Temperaturgrenze von 55 °C für in vitro Versuche festgelegt werden könnte (Ernst et al., 2004). Diese Temperaturunterschiede wurden in der vorliegenden Arbeit mittels eines Thermozykliegerätes (Abb. 4) realisiert. Effekte des Thermozyklierens sind unter anderem Vergrößerungen des Abstands zwischen den einzelnen Makromolekülen des Kunststoffes durch die Wärmebelastung, sodass es zu einer vermehrten Wassereinlagerung kommt. Absorbiertes Wasser kann zum Erweichen der Prothese führen, wodurch sich die mechanischen Eigenschaften des Materials verschlechtern (Archadian et al., 2000). Umgekehrt zeigte jedoch eine Studie, dass ein zehnminütiges Bad der Prothese in 55°C warmem Wasser den Restmonomergehalt senken und die mechanischen Eigenschaften der Prothese verbessern kann (Urban et al., 2009). Eine weitere Untersuchung die mit Hilfe des Thermozyklierens durchgeführt wurde, ist die Ermittlung entstehender Scherkräfte an Verbindungsgrenzen etwa zu künstlichen Zähnen oder Unterfütterungsmaterial, die durch wiederholtes Schrumpfen und Expandieren erzeugt werden (Madan und Datta, 2012). Da Silva et al. untersuchten in einer Studie die Effekte verschiedener künstlicher Alterungsmöglichkeiten auf autopolymerisierende Kunststoffe und fanden heraus, dass das Thermozyklieren die effektivste Möglichkeit dafür darstellt. Über die in vivo Korrelation des Thermozyklierens gibt es keine exakten Angaben (Da Silva et al., 2012). Polychronakis et al. untersuchten in ihrer Studie den Effekt des Thermozyklierens auf die Biegefestigkeit verschiedener Prothesenbasismaterialien und fanden heraus, dass es durch den Thermozykliervorgang zu einem signifikanten Absinken der Biegefestigkeit kam (Polychronakis et al., 2017). Kim et al. machten keine Angaben, warum sie in ihrer Untersuchung drei mal zehn Zyklen pro Tag durchführten, vermutlich jedoch um drei tägliche Mahlzeiten zu simulieren (Kim et al., 1992). Darüber hinaus eignet sich Essigsäure um eine künstliche Alterung der Prothesenbasiskunststoffe zu

simulieren, da es sich bei Essigsäure um eine potentiell aggressive Lösung handelt, die chemischen Schaden an den Prothesenbasiskunststoffen hervorrufen kann (Kiesow et al., 2016). In Untersuchungen wurde unter anderem 10 % Essigsäure verwendet, die Testtemperatur lag bei 35 °C (Kiesow et al., 2016). Auch in anderen Studien wurde Essigsäure zur Bearbeitung der Prothesenbasiskunststoffe verwendet. Hier zeigte sich schon bei 90-minütiger Lagerung in 0,2 % Essigsäure eine Veränderung der Oberflächenrauigkeit (Panariello et al., 2015).

### **1.10 Allgemeines zur Allergieproblematik**

Eine Allergie ist per Definition eine „Immunreaktion mit pathologischen Symptomen gegen eigentlich harmlose exogene Substanzen (Allergene)“ (Trautmann, 2006). Nach Coombs und Gell (1963) lassen sich die allergischen Immunreaktionen in vier Typen (Typ I - IV) einteilen. Bei allergischen Reaktionen auf Zahnersatzmaterialien handelt es sich zumeist um Reaktionen vom Typ IV und vom Typ I (Cifuentes et al., 2017). Häufiger sind dabei die Reaktionen vom Typ IV (Herrmann, 1977). Bei der Typ IV Reaktion handelt es sich um eine von T-Lymphozyten ausgelöste Reaktion (Trautmann, 2006). Hierbei führt das Antigen über den exogenen Präsentationsweg, antigenpräsentierende Zellen zu einer Aktivierung von CD4+ T-Lymphozyten im regionären Lymphknoten (Müller-Hermelink, 2004). Bei erneutem Antigenkontakt resultiert eine lokale Entzündung, die sich beispielsweise in einem allergischen Kontaktekzem äußert. Typ I Reaktionen hingegen werden von IgE-Antikörpern vermittelt, die mit ihrem Fc-Teil am hochaffinen Fcε-RI Rezeptor der Mastzellen und der basophilen Granulozyten binden. Durch Quervernetzung benachbarter IgE-Moleküle durch das passende Allergen kommt es zur Degranulation der Mastzellen und konsekutiv zur Freisetzung von Histamin und anderen Entzündungsmediatoren wie Proteoglykanen, Proteasen und Zytokinen. Die Symptome manifestieren sich meist innerhalb von 30 Minuten und zeigen sich als Erythem, Ödem, Koliken, Rhinitis und Juckreiz.

Abzugrenzen davon ist die Unverträglichkeit beziehungsweise Intoleranz. Hierbei ist keine Sensibilisierung des Immunsystems nötig, um eine Reaktion hervorzurufen. Klinische Symptomatiken sind also bereits bei der ersten Exposition möglich. Auftretende Symptome sind die typischen, klinischen Symptome wie sie auch bei IgE-Allergien zu beobachten sind. Hinzu können weitere, unspezifische Symptome kommen. Im Gegensatz zur Allergie, bei der schon eine geringe Dosis ausreicht um entsprechende Reaktionen auszulösen, lässt sich bei Unverträglichkeitsreaktionen eine auffällige Dosisabhängigkeit feststellen (Trautmann, 2006). An dieser Stelle sei

festgehalten, dass in der Literatur in aller Regel nicht zwischen einer allergischen Reaktion im eigentlichen Sinne und einer Unverträglichkeitsreaktion unterschieden wird. In Folge dessen wird in den folgenden Abschnitten bei der Beschreibung der klinischen Symptomatiken von „allergischen Reaktionen“ gesprochen.

Der Epikutantest (Patchtest) stellt das einzige Routineverfahren zur Ermittlung eines Kontaktallergens als Ursache einer allergischen Kontaktdermatitis beziehungsweise Stomatitis, also einer Typ IV-Reaktion dar. Dabei werden die zumeist in Vaseline eingearbeiteten Testsubstanzen auf den hauterscheinungsfreien Rücken des Patienten aufgeklebt. In der Regel erfolgt dann die erste Ablesung nach 48 Stunden, die zweite, obligate Ablesung nach 72 Stunden. Gegebenenfalls entstandene Effloreszenzen werden charakterisiert und beurteilt (Moll, 2005; Lugović-Mihić et al., 2009).

### **1.11 Allergische Reaktion der Mundschleimhaut**

Prothesenbasiskunststoffe finden in der Zahnheilkunde eine Vielzahl von Anwendungen. Es gab jedoch vermehrt Zweifel am Einsatz dieser Materialien, da ihre biologische Zersetzung in der oralen Umgebung zu schädlichen Effekten führt. Diese Effekte treten in der Regel 24 Stunden bis 72 Stunden nach Kontakt des potentiellen Antigens auf (Bakula et al., 2011). Damit es überhaupt zu einer allergischen Reaktion kommen kann, muss vorher eine Sensibilisierung stattgefunden haben. Diese geschieht nur in den seltensten Fällen über die Mundschleimhaut (Marxkors et al., 2008). Die am häufigsten im Zusammenhang mit allergischen Reaktionen genannten Symptome sind ein saures Gefühl im Mund sowie ein Brennen der Schleimhaut (Rashid et al., 2015). Von betroffenen Patienten beschriebene Regionen in denen das brennende Gefühl auftritt umfassen Gaumen, Zunge, Mundschleimhaut sowie den oropharyngealen Bereich, wobei die Zunge am häufigsten betroffen ist (Kohorst et al., 2014). Darüber hinaus kann es zu Schmerzen sowie trockener Mundschleimhaut kommen (Ditrichova et al., 2007). Weitere Symptome die charakteristisch im Zusammenhang mit einer allergischen Kontaktstomatitis auftreten können sind erythematöse Plaques, Ulzerationen und Hyperkeratosen (Feller et al., 2017). Auch lichenoiden Reaktionen die sich histologisch dem oralen Lichen planus zuordnen lassen, können auftreten. Hierbei kann sowohl die orale Manifestation einer chronischen Reizung als auch eine verzögerte Überempfindlichkeitsreaktion auf etwaige Inhaltsstoffe der Auslöser sein (Minciullo et al., 2016). Diese lichenoiden Reaktionen finden sich vor allem an der bukkalen Schleimhaut, sowie an Zunge und Lippen (Tornhill, 2006). Allergietests, die auf der Haut von Patienten durchgeführt wurden, konnten ebenfalls nachweisen, dass es durch

Prothesenbasiskunststoffe zu allergischen Reaktionen kommen kann (Gosavi et al., 2010; Rai et al., 2014). Allergische Reaktionen werden zumeist von aus dem Prothesenmaterial herausdiffundierendem, unverbrauchtem Monomer ausgelöst (Chaves et al., 2012; Nie et al., 2014). Dauerhafter Kontakt des Prothesenkunststoffes mit Speichel vergrößert den Bereich zwischen den Polymerketten des Kunststoffes, sodass vorhandenes Restmonomer über den Speichel ausgewaschen wird. Dieses kommt zwangsläufig in Kontakt mit oralen Strukturen, wodurch dort eine allergische Reaktion entstehen kann (Bural et al., 2011; Urban et al., 2009; Gautama et al., 2012; Kopperud et al., 2011; Singh et al., 2013). Bei diesen allergischen Reaktionen kann es bewiesener Maßen zu Schäden auf zellulärer Ebene kommen. Betroffen sind beispielsweise die Zellmembran, Mitochondrien und Lymphozyten (Bereznowski, 1994; Drozd et al., 2011). Weitere Läsionen, die im Zusammenhang einer allergischen Reaktion der Mundschleimhaut auftreten können, sind die Bildung von Erythemen, Bläschen, Ulzerationen, Ödemen sowie Erosionen. Darüber hinaus kann es durch eine kontaktallergische Reaktion zu Parästhesien kommen (Bakula et al., 2011). Die starke Vaskularisierung der Mundschleimhaut mindert jedoch den schädlichen Effekt der penetrierenden Toxine (Rashid et al., 2015). Zudem verdünnt der Speichel die potentiell schädlichen Monomere und stellt so ein zentrales Element der körpereigenen Abwehr dar (van 't Hof et al., 2014). Die verdünnende Wirkung des Speichels ist allerdings schwer zu beurteilen (Moeen et al., 2008). Baker et al. fanden heraus, dass bei einwöchigem Tragen einer Prothesenkunststoffkonstruktion aus PMMA im Mund initial nach Herstellung im Speichel eine Maximalkonzentration von 45 Mikrogramm Monomer pro Milliliter Speichel herrscht. In dem Speichelfilm auf der Oberfläche der Prothesenkunststoffkonstruktion lag der Monomerwert bei 180 Mikrogramm pro Milliliter. Im Urin und Blut der Patienten konnten keine Spuren von Monomer nachgewiesen werden (Baker et al., 1988). Ob es zu einer Reaktion kommt, hängt unter anderem mit der Konzentration des einwirkenden Monomers zusammen (Kedjarune et al., 1999). Aber auch die Dauer der Exposition spielt eine wichtige Rolle (Kanerva, 2001). Pfeiffer und Rosenbauer untersuchten vier potentiell hypoallergene Kunststoffe verschiedener Herstellungsverfahren auf ihren Restmonomergehalt und ihre Wasseraufnahme gegenüber einem konventionellen Prothesenbasiskunststoff (Paladon 65). Dabei fanden sie heraus, dass sich die hypoallergenen Kunststoffe bezüglich der Wasseraufnahme nicht signifikant von der Kontrollgruppe unterscheiden, jedoch weniger bis kein Restmonomer bei ihnen nachzuweisen war (Pfeiffer und Rosenbauer., 2004). Auch Dibenzoylperoxid sowie die aus selbigem bei Kontakt mit Blut, Serum oder Speichel entstehende Benzoesäure stehen im Verdacht zytotoxisch zu sein, sowie im Mund allergische Reaktionen auszulösen (Shintani et al., 1993). Dibenzoylperoxid kann

durch den Speichel aus dem Prothesenbasiskunststoff herausgelöst werden und zu Irritationen an der Mundschleimhaut führen (Smith, 1959).

### **1.12 Unverträglichkeiten gegenüber zahnärztlichen Kunststoffen**

Polymethylmethacrylat (PMMA) hat ein hohes Produktionsvolumen auf dem Weltmarkt von fast drei Millionen Tonnen im Jahr 2011. Obwohl die Mehrheit der Methacrylat (MMA) Produktion von der Industrie getätigt wird, um auf Acrylbasis Polymere (Acrylfolien, Formmassen, Lacke, Acryllatex, Harze, Schlagzähigkeitsmodifikatoren, Verarbeitungshilfen) zu fertigen, finden einige doch ihren Weg in die Dental- und Medizintechnik (Pemberton und Lohmann, 2014). The National Institute for Occupational Safety and Health, Atlanta, USA (NIOSH) berichtet, dass in den Jahren 1981 - 1983 circa 25.000 Mitarbeiter im US-Gesundheitswesen Kontakt mit MMA hatten (NIOSH, 1990). MMA ist die Hauptursache für allergische Dermatosen bei Zahnärzten und Zahntechnikern (Pegum und Medhurst, 1971). Die Zahl der Zahnärzte in den USA stieg zwischen 1979 und 2009 von 161.000 auf 250.000 und auch die Zahl des zahnmedizinischen Assistenzpersonals erhöhte sich von 129.000 auf über 400.000 (Kaiser, 2010). Während dieser Zeit wurden Acrylatverbundwerkstoffe zunehmend an Stelle von Amalgamfüllungen verwendet; ein 2008 veröffentlichter Bericht der Europäischen Kommission berichtete von hunderten Millionen dentaler Restaurationen jährlich (SCENIHR, 2008). Es wird immer wieder beschrieben, dass MMA ein Atemwegsreizungs- und Hautsensibilisierungsmittel ist (Borak et al., 2011; IPCS, 1998; EU, 2002). Khamaysi et al. fanden heraus, dass MMA bei 5,8 % der von ihnen getesteten Personen zu einer allergischen Reaktion führte. Zudem liegt die Zahl der Zahntechniker mit dermatologischen Problemen an den Händen bei 14,9 % (Khamaysi et al., 2006). Aufgrund dieser großen Zahl an Arbeitern und Verbrauchern, die MMA ausgesetzt sind, könnte die Zahl der MMA-induzierten Fälle von Asthma beträchtlich sein. Es hat sich jedoch als schwierig erwiesen, diese These beim Menschen zu bestätigen (Borak et al., 2011). Es wird geschätzt, dass circa 15 % der Erwachsenen berufsbedingtes Asthma haben (Balmes et al., 2003; Beach et al., 2005; Tarlo et al., 2008). In bis zu 90 % dieser Fälle resultierte das Asthma aus einer vorherigen Sensibilisierung der Atemwege (Nicholson et al., 2005). Darüber hinaus existieren zahlreiche Berichte über vereinzelt auftretende Zusammenhänge zwischen arbeitsbedingtem Gebrauch von MMA und einige Jahre später auftretendem Asthma (Lozewicz et al., 1985; Baker et al., 1990; Savonius et al., 1993). Eine in-vitro Studie an Zellen des respiratorischen Epithels der Nase gesunder Probanden, bei der die Zellen 4 Stunden beziehungsweise 24 Stunden,

50 ppm beziehungsweise 200 ppm MMA ausgesetzt waren ergab, dass MMA keine andauernde Ausschüttung inflammatorischer Mediatoren verursacht (Gosepath et al., 2007). In einer weiteren in-vitro Studie wurde in menschlichen Vollblutkulturen von zehn gesunden Probanden die Freisetzung von drei Zytokinen (IL-6, TNF- $\alpha$  und IFN- $\gamma$ ) gemessen. Dazu wurden die Proben mit fünf verschiedenen Konzentrationen an MMA versetzt (0,1 mmol/l - 100 mmol/l). Zusätzlich wurde den Proben Staphylococcus aureus, Protein A sowie mit Phytohemagglutinin zugegeben. IFN- $\gamma$  sank unter allen Bedingungen, IL-6 wurde bei Phytohemagglutinin-stimulierten Zellen vermehrt und bei Staphylococcus aureus Protein A stimulierten Zellen vermindert ausgeschüttet. Der TNF- $\alpha$ -Spiegel erhöhte sich in keiner der Proben. Zytotoxische Effekte waren generell erst ab einer Konzentration von 30 mmol/l zu beobachten (Liu et al., 1999).

Insgesamt gibt es jedoch nur sehr wenige in-vitro Versuche, die sich mit dem sensitivierenden Potential von MMA auf die Atemwege auseinandersetzen. Die wenigen veröffentlichten Daten implizieren, dass der Effekt generell sehr schwach ist und dass es keine konkreten Hinweise gibt, dass MMA einen sensibilisierenden Einfluss auf die Atemwege hat (Borak et al., 2011). Es wurden ebenfalls zahlreiche in-vivo Studien an Mäusen, Ratten, Hunden, Hamstern und Meerschweinchen durchgeführt, in welchen jedoch nicht zwischen einer Sensibilisierung und einer Irritation unterschieden wurde. Ein durchgeführter Test ist der „Alanie-Test“, dessen Grundlage eine Reduktion der Atemfrequenz durch Inhalation des zu testenden Mediums ist. Ziel ist die Überprüfung einer sensorischen Irritation. Zumeist wurde dieser Test an Swiss-Webster-Mäusen durchgeführt, wobei selbige für eine Dauer von 10 - 30 Minuten das Medium inhalierten. Der Test galt als positiv, wenn sich die Atemfrequenz um 50 % reduzierte (Alanie et al., 1995). Wurde die 50 % Atemfrequenzreduktion nicht erreicht, galt das Medium als „nicht sensorisch reizend“, obwohl einige Toxikologen bei einer schwachen oder temporären Atemfrequenzreduktion von einer „leichten sensorischen Irritation“ sprechen. Sensorische Irritationstests wurden mit MMA und einigen weiteren Acrylaten und Methacrylatverbindungen durchgeführt. MMA wurde als nicht sensorisch irritierend eingestuft. Es verursachte keinerlei Atemfrequenzreduktion (Borak et al., 2011). Es wurden jedoch Stimmen laut die bemängeln, dass der Test nicht die Zytotoxizität der Stoffe berücksichtigt und dass zytotoxische Effekte bereits bei Konzentrationen ausgelöst werden könnten, bei denen es noch zu keiner sensorischen Reizung kommt (Bos et al., 2002; Zissu, 1995).

Auch Dibenzoylperoxid (DBPO), welches als Initiator in Prothesenbasiskunststoffen auf Polymethylmethacrylatbasis zum Einsatz kommt, gilt als potentiell allergen für eine allergische Kontaktdermatitis (Foti et al., 2015; Sandre und Skotnicki-Grant, 2018; Boeckler et al., 2008; Marxkors et al., 2008). DBPO dient in den meisten handelsüblichen

Polymerisaten der Oxidation des Stabilisators Hydrochinon zu Chinon sowie der Initiation der Polymerisationsreaktion (Marxkors et al., 2008). Lindemayr und Drobil untersuchten in ihrer Studie 222 Patienten mit dem Patch Test auf eine potentielle Allergie auf Benzoylperoxid. Sie fanden heraus, dass 3,1 % der Patienten eine positive allergische Reaktion zeigten. Bei einer Patientengruppe, die im Zuge einer Akne vulgaris Behandlung in einem Zeitraum von 12 Tagen bis hin zu 3,5 Jahren mit 5 % beziehungsweise 10 % Benzoylperoxid Gel behandelt wurde, lag die Anzahl der positiven allergischen Reaktionen bei 5,1 % (Lindemayr und Drobil, 1981). Der Patch Test ist dabei eine nützliche, einfache und noninvasive Möglichkeit zur Erkennung von Kontaktallergien bei Patienten und zahnärztlichem Personal (Rai et al., 2014). In einer anderen Studie wurden 739 Patienten untersucht, welche bereits eine Dermatitis hatten. Von diesen Patienten reagierten 4,1 % positiv auf einen mit 1 % Benzoylperoxid durchgeführten Patch Test (Bandmann und Agathos, 1985). In einer weiteren Untersuchung zeigte sich, dass von 89 Personen mit Burning-Mouth-Syndrom bei denen ein Patch-Test mit DBPO durchgeführt wurde, 1 % eine allergische Reaktion zeigte (Lynde et al., 2014). Insbesondere zahntechnisch tätige Personen weisen vermehrt stärkere Reaktionen wie Erytheme oder Vesikelbildung nach Kontakt mit DBPO auf (Ockenfels et al., 2009). Somit kann DBPO, welches in vielen konventionellen Prothesenbasiskunststoffen vorkommt, durchaus als potentielles Allergen eingestuft werden.

Auch die in der Kunststofftechnik als Stabilisator eingesetzten Hydrochinone können eine allergische Kontaktdermatitis auslösen. Der genaue Mechanismus ist hierbei jedoch bisher kaum verstanden (Tai et al., 2017). Das vor allem in der Dermatologie primär zur Behandlung von Hyperpigmentierungen eingesetzte, topische Hydrochinon kann bei betroffenen Patienten lokale Reizungen einschließlich Brennen sowie Erytheme und Juckreiz hervorrufen (Chandra et al., 2012). Kim et al. führten in einer Studie einen Patch Test mit 5 % und 10 % Hydrochinon durch, welcher bei sechs beziehungsweise acht von zehn Probanden die Entstehung eines Erythems induzierte (Kim et al., 2017).



### 1.13 Verringerungsmöglichkeit potentieller Allergene

Zunächst lässt sich zu Möglichkeiten der Verringerung potentiell allergener Substanzen sagen, dass hier für die einzelnen, in der Literatur beschriebenen Verfahren keine genaue Quantifizierung vorliegt. Es existieren also verschiedenste Möglichkeiten der Reduktion potentiell allergener Substanzen im Prothesenbasiskunststoff. Über die jeweilige Wirksamkeit gibt es jedoch keine genauen Angaben in der Literatur.

Jorge et al. untersuchten die Zytotoxizität von zwei Prothesenbasiskunststoffen nach einer Hitzebehandlung mittels Mikrowelle beziehungsweise durch das Lagern in einem auf 55 °C temperierten Wasserbad für 60 Minuten und stellten dabei fest, dass es durch die Behandlungen keine Verringerung der Toxizität zur Folge hatten (Jorge et al., 2004). Bei Autopolymerisaten wird eine Wasserlagerung vor Insertion der Prothese am Patienten dringend empfohlen (Ata und Yavuzylmaz, 2009). Für eine effektive Restmonomerreduktion bei Heißpolymerisaten sollte eine 24-stündige Lagerung in destilliertem Wasser erfolgen. Bei Autopolymerisaten wird eine Aushärtung in 60 °C warmem Wasser empfohlen, sowie eine anschließende Lagerung in destilliertem Wasser für mindestens 24 Stunden. Für Mikrowellenpolymerisate wird eine Lagerung in destilliertem Wasser für mindesten einen Monat empfohlen (Bayraktar et al., 2006). Eine andere Studie erwähnt ebenfalls eine Restmonomerreduktion durch Wasserlagerung in auf 55 °C erhitztem, destilliertem Wasser sowie eine Restmonomerreduktion durch Bestrahlung mit Mikrowellen (Urban et al., 2007). Auch von einer aktiven Restmonomerreduktion durch einen UV-Licht aktivierten Lack (ultraviolet light-activated coating material) wird in der Literatur berichtet (Tsuchiya et al., 1993). Die Verringerung des Dibenzoylperoxidgehalts kann ebenfalls auf unterschiedlichen Wegen erfolgen. In einer Studie wurde der Effekt verschiedener Methoden zur DBPO-Verringerung untersucht. Dabei kam heraus, dass die Lagerung von Kunststoff in Ethanol bei einigen der getesteten Kunststoffe zu einem signifikanten Absinken des DBPO-Gehalts führte. Die effektivste beschriebene Methode zur Senkung des DBPO-Gehalts war jedoch die Nachpolymerisation des Kunststoffes über zwei Stunden bei 100 °C (Boeckler, 2003). Boeckler et al. (2008) bestätigten dieses Ergebnis bei weiteren Untersuchungen. Eine weitere Möglichkeit der DBPO Reduktion ist die Lagerung des polymerisierten Kunststoffes für 48 Stunden in 1 % Ammoniumeisen(II)sulfat-Lösung (Boeckler, 2003). Eine Reduktion des DBPO-Gehalts durch auswaschen, ähnlich wie es beim Restmonomer der Fall ist, konnte nicht nachgewiesen werden (Boeckler et al., 2008). Eine nächtliche Prothesenkarenz kann zusätzlich zur Verhütung beziehungsweise Linderung allergener Symptomaten beitragen (Leggat und Kedjarune, 2003).

## 1.14 Hypoallergene Prothesenbasiskunststoffe

Aufgrund der stetig wachsenden Zahl an Patienten, die sich dauerhaft im Kontakt mit zahnärztlichen Kunststoffen befinden und somit auch einer wachsenden Zahl an Patienten die allergische Reaktionen auf selbige zeigen, sind die Hersteller gefordert, ihre Kunststoffe weiter zu entwickeln beziehungsweise neue Kunststoffe und neue Herstellungsverfahren anzubieten, welche eine Lösung für das Problem der Unverträglichkeit darstellen. Hierzu sind unterschiedlichste Verfahren in der Literatur zu finden. Eine Möglichkeit stellt die Mikrowellenpolymerisation dar, bei welcher keine Initiatorsubstanzen wie DBPO nötig sind (Lima et al., 2018). Weitere Vorteile hierbei sind eine deutlich reduzierte Aushärtezeit, eine gute Adaptation auf dem Gipsmodell, sowie leicht zu bedienendes Equipment und eine saubere Verarbeitung (Kimura et al., 1983; Hasan, 2003). Ein weiterer, neuer Ansatz für die Herstellung von Prothesen bietet das CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) (Infante et al., 2014; Bidra et al., 2013; Janeva et al., 2018). Hierbei lassen sich zwei Herstellungsverfahren unterscheiden, nämlich das additive Verfahren und das subtraktive Verfahren. Ein signifikanter Unterschied der Restmonomermenge im Vergleich zu manuell gefertigten und im Wasserbad langzeitpolymerisierten Prothesenkunststoffen existiert jedoch nicht (Steinmassl et al., 2017). Eine weitere Gruppe hypoallergener Kunststoffe sind die Thermoplaste. Sie weisen einen sehr geringen MMA-Monomer Restgehalt auf, wodurch sie für Patienten die üblicherweise auf das Monomer reagieren in besonderem Maße geeignet sind (Marxkors et al., 2008). Weitere Vorteile thermoplastischer Prothesenkunststoffe sind ihre gute Langlebigkeit, ihre Stabilität sowie eine gute Beständigkeit gegen Lösungsmittel. Darüber hinaus weisen diese Materialien nahezu keine Porositäten auf, was das Ansammeln von biologischem Material vermindert, ebenso wie das Entstehen von Gerüchen. Zudem gewährleisten sie eine hohe Farbstabilität und Biokompatibilität (Parvizi et al., 2004). Das Anwendungsspektrum thermoplastischer Kunststoffe geht dabei über den zahnmedizinischen Einsatz hinaus. Sie werden unter anderem nicht nur für die Herstellung von Prothesen, provisorischen Kronen und Brücken sowie Brackets benutzt, sondern auch als Obturatoren, Schlafapnoe Geräte und als Apparaturen zur Sprachtherapie (Abhay und Karishma, 2013).

## 2. Zielstellung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu validieren, in wie weit neue, im thermoplastischen Herstellungsverfahren produzierte, hypoallergene Prothesenbasiskunststoffe wie Polyan IC den physikalisch-mechanischen Eigenschaften konventioneller, in multiplen Herstellungsverfahren produzierten Prothesenbasiskunststoffe entsprechen. Die Vergleichsgruppe bildeten die Kunststoffe Paladon 65, Paladon Ultra, IvoBase Hybrid, Promolux High Impact, EPM1000H und EPM200FR (Tab. 2, Tab. 3).

Es stellt sich also die Frage, ob das Herstellungsverfahren sowie die Materialzusammensetzung eines Prothesenbasiskunststoffes Einfluss auf seine physikalisch-mechanischen Eigenschaften haben.

Um eine gute Vergleichbarkeit zu schaffen, lag bei der Auswahl der geeigneten Prothesenbasiskunststoffe der Fokus darauf, ein breit gefächertes Angebot an konventionellen Prothesenbasiskunststoffen unterschiedlicher Herstellungsverfahren sowie einen modernen, zeitgemäßen und hypoallergenen Prothesenbasiskunststoff zu finden. Die Testung der physikalisch-mechanischen Eigenschaften erfolgte durch die Ermittlung der Werte für das Elastizitätsmodul, die Biegefestigkeit, die Mikrohärtigkeit, die Kugeldruckhärtigkeit sowie die Kerbschlagzähigkeit jeweils gemäß der vorgeschriebenen DIN EN ISO Normen.

Ein weiteres Ziel war die Ermittlung der Veränderung der physikalisch-mechanischen Eigenschaften der Prothesenkunststoffe durch künstliche Alterung.

Sowohl die Werte ohne Alterung als auch jene nach Alterung sind wichtige Daten um den klinischen Erfolg von Prothesen aus hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffen vorherzusagen da sich mit nicht ausreichenden physikalischen Eigenschaften keine klinisch suffizienten Prothesen herstellen lassen, was Patient und Behandler zu ungewollten, zeitaufwendigen Maßnahmen zwingen könnte.

Die Lage der durch die physikalisch-mechanischen Tests ermittelten Werte für den hypoallergenen Prothesenbasiskunststoff muss sich also zwingend mindestens im Bereich der Werte der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe befinden.

Die *Nullhypothesen* lauten wie folgt:

1. Der hypoallergene Prothesenbasiskunststoff Polyan IC ist den konventionellen Prothesenbasiskunststoffen in Bezug auf Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Mikrohärtigkeit, Kugeldruckhärtigkeit sowie Kerbschlagzähigkeit überlegen.
2. Die künstliche Alterung eines Prothesenbasiskunststoffes hat Einfluss auf seine physikalisch-mechanischen Eigenschaften.

### 3. Material und Methodik

Es wurden insgesamt sieben Prothesenbasiskunststoffe getestet. Dabei handelt es sich bei Paladon 65, Paladon Ultra sowie Promolux High Impact um Heißpolymerisate, bei IvoBase Hybrid um ein Autopolymerisat und bei Polyan IC sowie bei EPM1000H und EPM200FR um Thermoplaste die im Spritz-Gieß-Verfahren verarbeitet werden (Tab. 2, Tab. 3).

**Tab. 2:** Übersicht der verwendeten Kunststoffe

<b>Kunststoff</b>	<b>Hersteller</b>	<b>Hauptbestandteil</b>
Paladon 65	Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland	Polymethylmethacrylat (PMMA)
Paladon Ultra	Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland	Polymethylmethacrylat (PMMA)
Promolux HI	Merz Dental GmbH Lütjenburg, Deutschland	Polymethylmethacrylat Copolymer
IvoBase Hybrid	Ivoclar Vivadent GmbH Ellwangen, Deutschland	Polymethylmethacrylat (PMMA)
Polyan IC	bredent GmbH & Co. KG Senden, Deutschland	Polymethylmethacrylat (PMMA)
EPM1000H	bredent GmbH & Co. KG Senden, Deutschland	Keine Angabe
EPM200FR	bredent GmbH & Co. KG Senden, Deutschland	Keine Angabe

**Tab. 3:** Verarbeitung der Kunststoffe

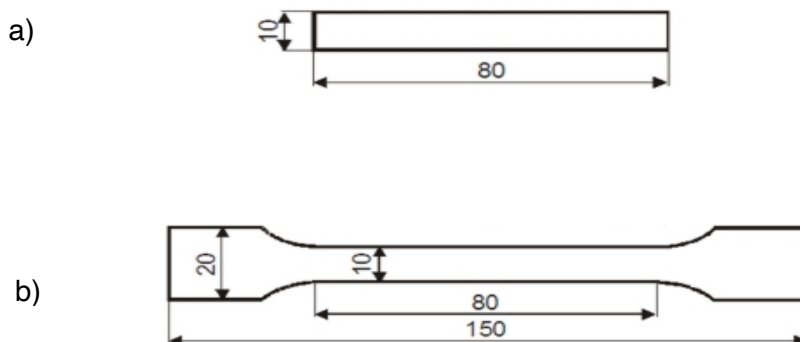
<b>Kunststoff</b>	<b>Verarbeitungs-klasse</b>	<b>Verarbeitungsverfahren</b>
Paladon 65	Stopf-Press-Verfahren	Kunststoff nach Herstellerangaben angemischt, in Küvette eingebracht und für 15 min bei 3 bar gepresst, in Kulzer-Wasserbad gelegt (2 h bei 70 °C, dann 2 h bei 90°C), auf Raumtemperatur abkühlen lassen
Paladon Ultra	Stopf-Press-Verfahren	Kunststoff nach Herstellerangaben angemischt, in Küvette eingebracht und für 15 min bei 3 bar gepresst, in Kulzer-Wasserbad gelegt (2 h bei 70 °C, dann 2 h bei 90°C), auf Raumtemperatur abkühlen lassen
Promolux HI	Stopf-Press-Verfahren	Kunststoff nach Herstellerangaben angemischt, in Küvette eingebracht und für 15 min bei 3 bar gepresst, in Kulzer-Wasserbad gelegt (2 h bei 70 °C, dann 2 h bei 90 °C), auf Raumtemperatur abkühlen lassen
IvoBase Hybrid	Injektionsverfahren	Pulver Flüssigkeit anmischen, Kartusche an die Küvette anbringen, Küvette in de Injektor einbringen, Küvette nach Injektion für 15 min in Wasser abkühlen lassen
Polyan IC	Spritz-Gieß-Verfahren	Spritzgussgerät auf 265 °C vorheizen, Aluminiumkartusche mit Granulat für 15 min bei 265 °C im Gerät vorheizen, Küvette mit Raumtemperatur einbringen, Injektion für 1 min, bei Raumtemperatur abkühlen lassen
EPM 1000H	Spritz-Gieß-Verfahren	Spritzgussgerät auf 400 °C vorheizen, Aluminiumkartusche mit Granulat für 20 min bei 400 °C im Gerät vorheizen, auf 150 °C vortemperierte Küvette einbringen, Injektion für 2 min, bei Raumtemperatur abkühlen lassen

EPM 200FR	Spritz-Gieß-Verfahren	Spritzgussgerät auf 210 °C vorheizen, Aluminiumkartusche mit Granulat für 15 min bei 210 °C im Gerät vorheizen, Küvette mit Raumtemperatur einbringen, Injektion für 1 min, bei Raumtemperatur abkühlen lassen
-----------	-----------------------	--

### 3.1 Herstellung der Prüfkörper

Zur Überprüfung der physikalisch-mechanischen Eigenschaften wurden aus den Kunststoffen Prüfkörper hergestellt. Die Prüfkörper wurden alle entsprechend der jeweiligen, vom Hersteller vorgegebenen Verarbeitungsmethode hergestellt (Tab. 3). Die Maße der Prüfkörper betragen 80 x 10 x 4 mm, was dem planparallelen, schulterlosen Mittelteil (a) des Vielzweckprüfkörpers nach DIN 3167:2003 (b) entspricht (Abb. 3). Gegebenenfalls vorhandene Gussreste und Überpressungen wurden mit Hilfe von Trennscheiben und Kunststofffräsen entfernt.

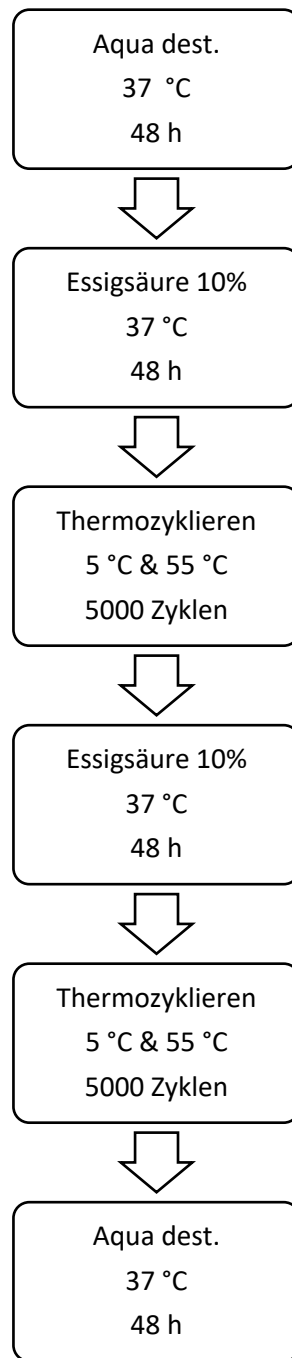
Die Feinbearbeitung und Politur erfolgte unter Wasserkühlung an der Poliermaschine RotoPol-35 (Fa. Steuers, Willig, Deutschland). Verwendet wurde hierzu wasserfestes Silikon-Carbid- Papier der Körnungen 800, 1200 und 2400. Die verwendete Drehzahl lag jeweils bei 400 U/min.



**Abb. 3** Verwendetes Prüfkörpermaß (a) und Vielzweckprüfkörper nach DIN 3167:2003 (b)

### **3.2 Lagerung der Prüfkörper**

Das nachfolgende Organigramm zeigt den in dieser Studie angewendeten Alterungsprozess. Diejenigen Prüfkörper, welche nicht wie beschrieben gealtert wurden, sind lediglich für 48 Stunden bei 37 °C in destilliertem Wasser gelagert worden. Sie bilden bei den nachfolgenden Versuchen die nicht-gealterte Referenzgruppe.



Beim Thermozyklrierprozess gab es jeweils eine Kontaktzeit von 15 Sekunden pro Becken mit 15 Sekunden Abtropfzeit zwischen den Schwenkungen.



Vor den einzelnen Prüfungen wurden die Prüfkörper jeweils für 48 Stunden bei 23 °C in destilliertem Wasser gelagert.



**Abb. 4** Verwendetes Thermozyklengerät (Fa. Willytec, Feldkirchen-Westerham, Deutschland)

### 3.3 Festlegung der Prüfkörperanzahl

Für die Untersuchung der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls wurden pro Kunststoff und Lagerung jeweils fünf Prüfkörper verwendet. Für die Mikrohärteprüfung wurde jeweils ein Prüfkörper benötigt, an welchem zehn Messungen durchgeführt wurden. Für die Prüfung der Kugeldruckhärte wurde ebenfalls jeweils ein Prüfkörper verwendet, an dem zehn Messungen durchgeführt wurden. Für die Untersuchung der Charpy-Schlagzähigkeit wurden pro Kunststoff und pro Lagerung jeweils 15 Prüfkörper hergestellt, wobei fünf Prüfkörper der Kalibrierung der Prüfmaschine dienen und zehn Prüfkörper der Erfassung der Messwerte. Pro Kunststoff wurden also insgesamt 44 Prüfkörper hergestellt, wobei die Hälfte vor und die andere Hälfte nach durchlaufen des künstlichen Alterungsprozesses (vgl. „Lagerung der Prüfkörper“) getestet wurden. Tabelle 4 gibt einen Überblick über die Verteilung der Prüfkörper auf die einzelnen Versuche.

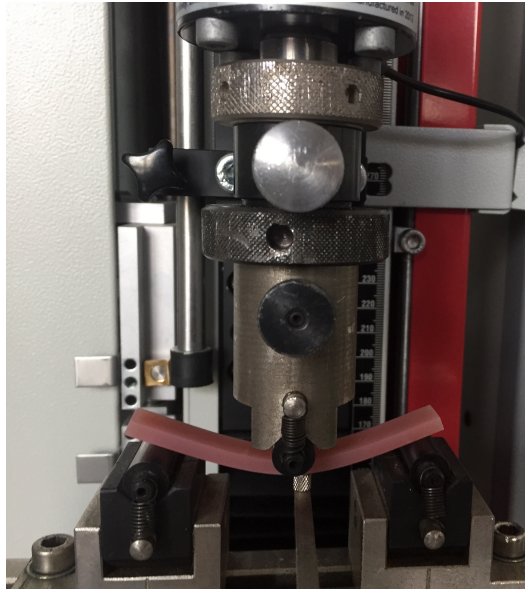
**Tab. 4:** Anzahl der Prüfkörper pro Versuchsreihe

	<b>Biegefestigkeit</b>	<b>Mikrohärte</b>	<b>Kugeldruckhärte</b>	<b>Charpy Schlagzähigkeit</b>
<b>Anzahl der Prüfkörper</b>	5	1	1	15

### **3.4 Physikalisch-mechanische Eigenschaften**

#### **3.4.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul**

Durchgeführt wurde der Drei-Punkt-Biegeversuch nach DIN EN ISO 178. Verwendet wurden dazu Prüfkörper der Abmessung 80 x 10 x 4 mm. Wie in DIN EN ISO 291 vorgeschrieben, lag die Raumtemperatur bei 23 °C und die Luftfeuchtigkeit bei 50 %. Die Prüfung wurde an der Prüfmaschine für Biegeversuche (Fa. Zwick, Zwick Z2,5, Ulm, Deutschland) (Abb. 5) durchgeführt. Die Biegevorrichtung der Prüfmaschine bestand aus zwei variabel einstellbaren Auflagern, die im Abstand von 64 mm eingestellt waren und auf die der jeweilige Prüfkörper mittig aufgelegt wurde, sowie einer mittig über der Auflage angebrachten Biegefinne. Die Prüfgeschwindigkeit lag bei 2 mm/min. Geprüft wurde bis zu einer Randfaserdehnung von 5 % beziehungsweise bei vorherigem Bruch bis zur zu diesem Zeitpunkt erreichten Randfaserdehnung (Abb. 5). Die resultierenden Messwerte des Elastizitätsmoduls (E) sowie der Biegefestigkeit ( $\sigma$ -f) wurden automatisch mit der Prüfsoftware testXpert II (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) erfasst.



**Abb. 5:** Prüfmaschine Zwick Z2,5 mit eingespanntem Prüfkörper (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland)

Der Elastizitätsmodul beziehungsweise die Biegefestigkeit errechnen sich wie folgt:

E-Modul: 
$$E = FL^3 / fbh^3$$

E	Elastizitätsmodul	[MPa]
F	Auf Prüfkörper ausgeübte Kraft	[N]
L	Abstand der Widerlager	[mm]
f	Durchbiegung bei Belastung F	[mm]
b	Breite des Prüfkörpers	[mm]
h	Höhe des Prüfkörpers	[mm]

Biegespannung:  $\sigma_f = 3FL / 2bh^2$

$\sigma_f$	Biegespannung	[MPa]
F	Auf Prüfkörper ausgeübte Kraft	[N]
L	Abstand der Widerlager	[mm]
b	Breite des Prüfkörpers	[mm]
h	Höhe des Prüfkörpers	[mm]

### 3.4.2 Mikrohärte

Die Bestimmung der Mikrohärte erfolgte nach DIN EN ISO 14577-1. Die verwendete Prüfkraft betrug 1 N. Geprüft wurde an den Prüfkörpern der Abmessung 80 x 10 x 4 mm. Pro Produkt wurde ein Prüfkörper verwendet, auf dem zehn Prüfungen durchgeführt wurden. Geprüft wurde mit dem Mikrohärtemessgerät Fischerscore H100c (Fa. Helmut Fischer GmbH, Sindelfingen, Deutschland) (Abb. 7) mit einer Belastungszeit von 20 Sekunden. Dazu wurde die Probe jeweils richtig positioniert und der Eindringkörper, eine Vickersdiamant mit quadratischer Grundfläche und einem Winkel von 136° (Abb. 6) abgesenkt. Die ermittelte Mikrohärte (HM) wurde automatisch aufgenommen. Die Prüfungen wurden unter den in DIN EN ISO 291 vorgeschriebenen Bedingungen (Raumtemperatur 23 °C, Luftfeuchtigkeit 50 %) durchgeführt.

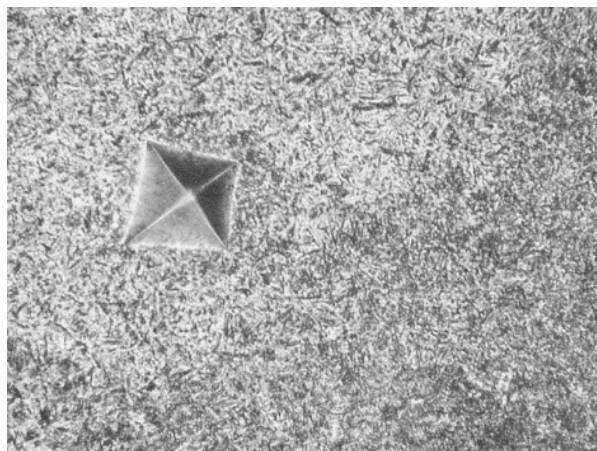


Abb.6: Impression des Vickerdiamanten in Kunststoffoberfläche



**Abb. 7:** Mikrohärteprüfgerät Fischerscope H100c (Fa. Helmut Fischer GmbH, Sindelfingen, Deutschland)

Die Mikrohärte errechnet sie wie folgt:

$$HM = F / A$$

HM	Mikrohärte	[N/mm <sup>2</sup> ]
F	Prüfkraft	[N]
A	Oberfläche des Eindrucks	[mm <sup>2</sup> ]

### 3.4.3 Kugeldruckhärte

Die Kugeldruckhärte wurde nach DIN EN ISO 2039-1 bestimmt. Die verwendete Prüfmaschine war die Wolpert Kugeleindruck-Testmaschine (Schütz + Licht Prüftechnik GmbH, Langenfeld, Deutschland) (Abb. 8). Getestet wurde jeweils 1 Prüfkörper mit den Abmessungen 80 x 10 x 4 mm pro Produkt. An jedem der Prüfkörper wurden zehn Messungen vorgenommen. Zur Messung wurde der Prüfkörper plan auf dem Auflager platziert, seine Oberfläche zeigte senkrecht zur einwirkenden Kraft (Abb. 8). Die Stahlkugel mit einem Durchmesser von 5 mm wurde unter einer Vorlast von 9,8 N auf den Prüfkörper aufgebracht. Anschließend wurde die Last auf 358 N beziehungsweise 961 N erhöht und für

30 Sekunden gehalten. Um eine möglichst gleiche Flächenpressung zu erreichen musste die Eindringtiefe der Kugel zwischen 0,15 mm und 0,35 mm liegen. Bei Abweichungen wurde die verwendete Prüfkraft korrigiert. Der Abstand der einzelnen Messpunkte betrug stets mindestens 10 mm. Die Raumtemperatur lag bei 23 °C, die Luftfeuchtigkeit betrug 50 %.



**Abb. 8:** Wolpert Kugleindruck-Testmaschine (Fa. Schütz+Licht Prüftechnik GmbH, Langenfeld, Deutschland)

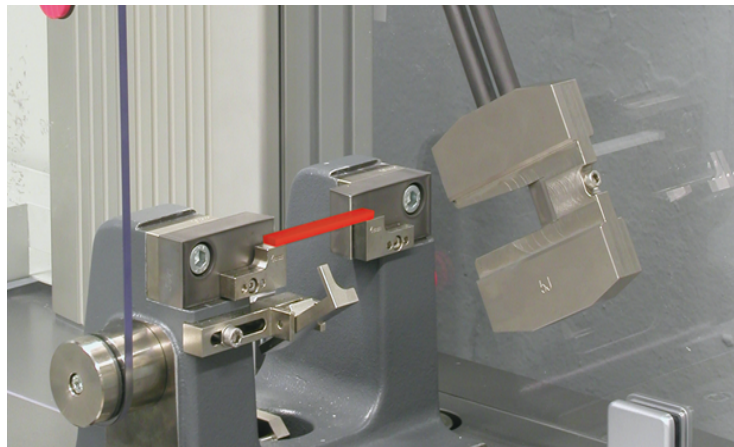
Die Kugeldruckhärte errechnet sich wie folgt:

$$H = F / \pi dh$$

H	Härte	[N/mm <sup>2</sup> ]
F	Kraft, mit der der Prüfkörper belastet wird	[N]
d	Kugeldurchmesser	[mm]
h	Eindringtiefe	[mm]

### 3.4.4 Charpy-Kerbschlagzähigkeit

Die Schlagzähigkeit nach Charpy wurde nach DIN EN ISO 179 bestimmt. Als Prüfmaschine wurde das Pendelschlagwerk HIT25P (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) (Abb.9) verwendet. Getestet wurden jeweils 15 gekerbte Prüfkörper pro Produkt, wobei die ersten 5 Messungen der Kalibrierung des Pendelschlagwerks dienen. Das Nennarbeitsvermögen des Pendels lag bei 5,0 J, die Auftreffgeschwindigkeit des Pendels auf den Prüfkörper betrug 1,0 m/s. Die Abmessung der Prüfkörper betrug 80 x 10 x 4 mm wobei auf einer der beiden langen Seiten des Prüfkörpers eine Kerbe mit einem Kerbrundradius von  $0,25 \pm 0,05$  mm eingearbeitet wurde. Die Prüfung erfolgte in der Charpy-Anordnung. Hierbei lag der Prüfkörper plan auf 2 Widerlagern mit einer Stützweite von 62 mm auf. Der Prüfkörper wurde so platziert, dass die Spitze des Pendels exakt auf die Stelle des Prüfkörpers auftraf, die gegenüber der tiefsten Stelle der Kerbe liegt. Die gemessene Schlagarbeit (W) wurde direkt von der Prüfmaschine angezeigt. Das Prüfklima lag wie in DIN EN ISO 291 vorgeschrieben bei einer Raumtemperatur von 23 °C und einer Luftfeuchtigkeit von 50 %.



**Abb. 9:** Pendelschlagwerk HIT25P (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland)

Die Charpy-Schlagzähigkeit errechnet sich wie folgt:

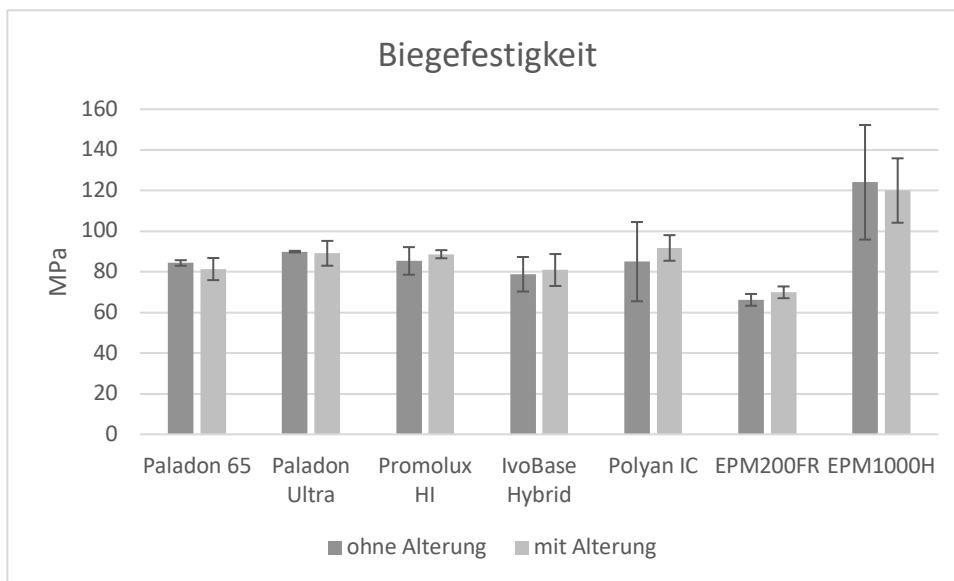
$$a_{cN} = W_c / b_N h$$

$a_{cN}$	Charpy-Schlagzähigkeit des gekerbten Prüfkörpers	[kJ/m <sup>2</sup> ]
$W_c$	Verbrauchte Schlagarbeit	[J]
$b_N$	Restbreite des Prüfkörpers im Kerbgrund	[mm]
$h$	Dicke des Prüfkörpers	[mm]

## 4. Ergebnisse

Die folgenden Grafiken zeigen die in den einzelnen Untersuchungen erzielten Ergebnisse. Hervorgehoben ist das jeweilige Ergebnis des hypoallergenen Kunststoffes Polyan IC im Vergleich zu den Ergebnissen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe.

### 4.1 Biegefestigkeit



**Abb. 10:** Mittelwerte und Standardabweichung der ermittelten Biegefestigkeit der Kunststoffe vor und nach Alterung

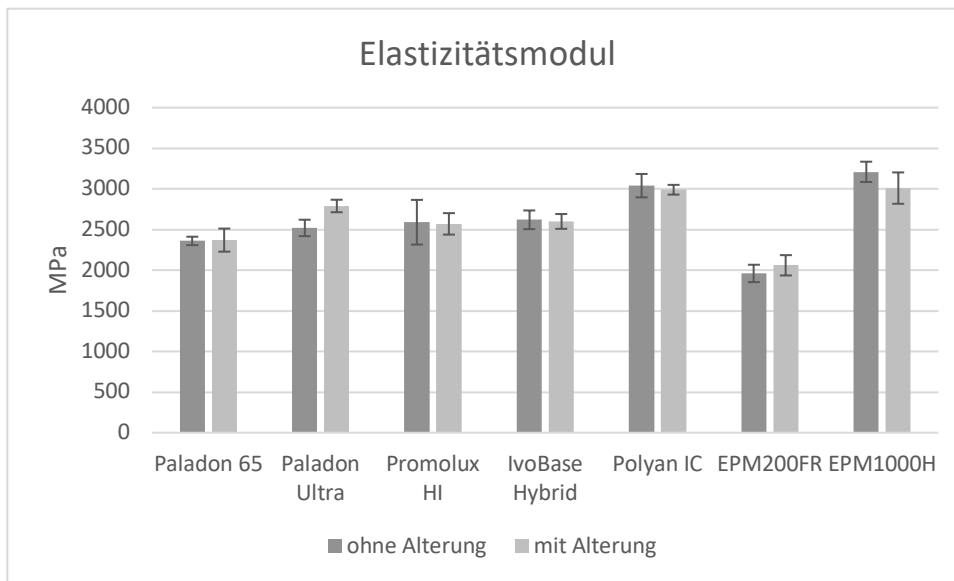
In der Grafik ist zu erkennen, dass bei Testung ohne künstliche Alterung EPM1000H mit 124,06 MPa den höchsten und EPM200FR mit 66,19 MPa den niedrigsten Wert aufweist. Nach durchlaufen des Alterungsprozesses weist immer noch EPM1000H den höchsten gemessenen Wert mit 119,97 MPa auf und der niedrigste Wert ist nach wie vor der des EPM200FR mit 69,96 MPa. Bei Messung ohne Alterung liegt der Wert von Polyan IC mit 85,00 MPa im Mittel der Werte der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe zwischen Paladon 65 mit 84,35 MPa und Promolux High Impact mit 85,35 MPa.

Nach durchlaufen des Alterungsprozesses wies Polyan IC mit einem Wert von 91,74 MPa den zweithöchsten Wert aller getesteten Kunststoffe auf. Dies entspricht einer Erhöhung der Biegefestigkeit um 7,9 % ( $p=0,48$ ). Neben dem Wert von Polyan IC stiegen



die Werte von EPM200FR um 5,7 % ( $p=0,07$ ), Promolux High Impact um 3,88 % ( $p=0,33$ ) und IvoBase Hybrid um 2,65 % ( $p=0,69$ ) an. Die Werte der anderen Kunststoffe sanken bei EPM1000H um 3,3 % ( $p=0,79$ ), Paladon 65 um 8,9 % ( $p=0,27$ ) und Paladon Ultra um 0,91 % nach künstlicher Alterung ab.

## 4.2 Elastizitätsmodul

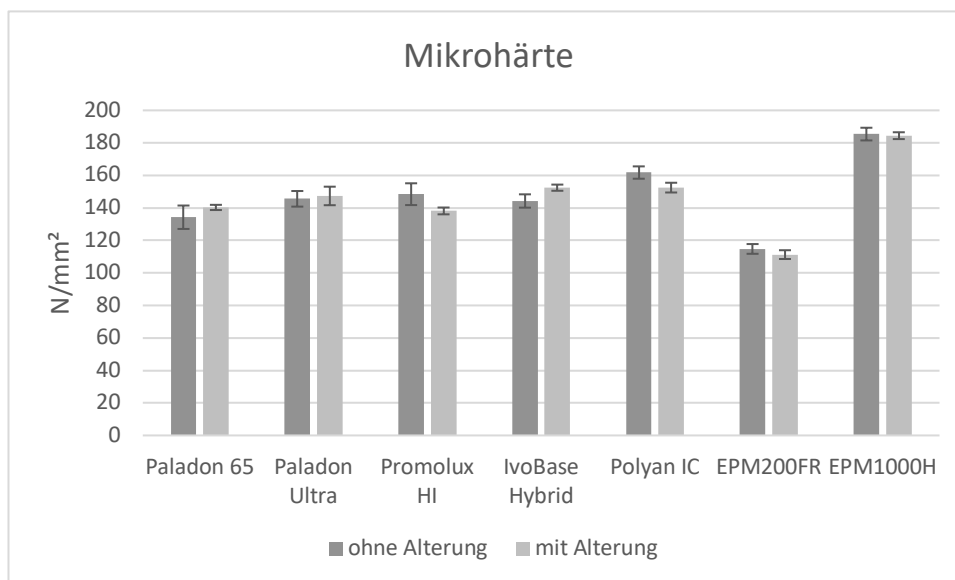


**Abb. 11:** Mittelwerte und Standardabweichung des ermittelten Elastizitätsmoduls der Kunststoffe vor und nach Alterung.

Beim Elastizitätsmodul weisen nach Testung ohne künstliche Alterung EPM1000H den höchsten Messwert (3210 MPa) und EPM200FR den niedrigsten Messwert (1960 MPa) auf. Nach künstlicher Alterung hat EPM1000H mit 3010 MPa nach wie vor den höchsten gemessenen Wert. Der niedrigste gemessene Wert ist auch nach Alterung der von EPM200FR mit 2060 MPa. Der Messwert des hypoallergenen Polyan IC liegt mit einem Wert von 3040 MPa über denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe, die bei Messung ohne künstliche Alterung mit Werten im Bereich von 2620 MPa (IvoBase Hybrid) bis 2360 MPa (Paladon 65) aufwarten. Auch bei den nach der künstlichen Alterung gemessenen Werten, liegt der Wert von Polyan IC mit 2990 MPa über denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe. Zwar verkleinert sich die Differenz, da der Wert von Polyan IC auf 2990 MPa absinkt, während sich der Wert von Paladon Ultra von 2520 MPa bei Testung ohne künstliche Alterung auf einen Wert von 2790 MPa nach

durchlaufenem Alterungsprozess erhöht, aber die Werte von Polyan IC liegen nach wie vor deutlich über dem Referenzbereich der konventionellen Kunststoffe. Dieser liegt nach Alterung zwischen 2790 MPa (Paladon Ultra) und 2370 MPa (Paladon 65). Eine Erhöhung des Elastizitätsmoduls im Zuge der künstlichen Alterung konnte demzufolge bei EPM200FR um 5,1 % ( $p= 0,20$ ), bei Paladon Ultra um 10,7 % ( $p= 0,01$ ) und bei Paladon 65 um 0,4 % ( $p= 0,84$ ) festgestellt werden. Die gemessenen Werte der anderen Kunststoffe sanken. Bei EPM1000H um 6,2 % ( $p= 0,09$ ), bei IvoBase Hybrid um 0,8 % ( $p= 0,72$ ), bei Promolux um 0,8 % ( $p= 0,88$ ) und bei Polyan IC um 1,6 % ( $p= 0,43$ ).

### 4.3 Mikrohärte



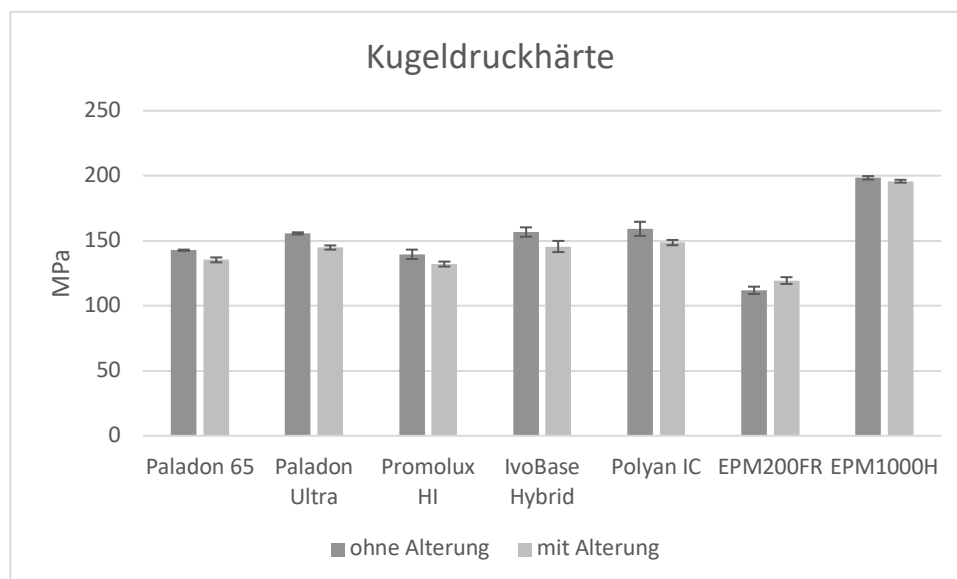
**Abb. 12:** Mittelwerte und Standardabweichung der ermittelten Mikrohärte der Kunststoffe vor und nach Alterung

Der höchste Messwert ohne künstliche Alterung wurde vom Kunststoff EPM1000H (185,41 N/mm<sup>2</sup>) erzielt. Der geringste Wert war der des Kunststoffes EPM200FR (114,75 N/mm<sup>2</sup>). Nach Durchlaufen des Alterungsprozesses ist EPM1000H immer noch der höchste gemessene Wert mit 184,30 N/mm<sup>2</sup>. Er sank jedoch um 0,6 % ( $p= 0,46$ ). Der niedrigste Wert liegt bei 111,25 N/mm<sup>2</sup>, gemessen bei dem Kunststoff EPM200FR. Dies entspricht einer Abnahme der Mikrohärte um 3,1 % ( $p= 0,13$ ). Mit einem Wert von 161,74 N/mm<sup>2</sup> bei Messung ohne künstliche Alterung liegt Polyan IC über den Werten der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe. Diese werden begrenzt durch einen

Maximalwert von Promolux High Impact mit 148,43 N/mm<sup>2</sup> und einem Minimalwert von 134,25 N/mm<sup>2</sup> von Paladon 65.

Nach künstlicher Alterung ist der Messwert von Polyan IC mit 152,47 N/mm<sup>2</sup> immer noch größer als der größte Wert der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe, die Werte haben sich jedoch angenähert. Die Mikrohärtigkeit von Polyan IC nimmt dabei um 5,7 % ab. Den geringsten Messwert der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe erzielte nach Alterung mit einem Wert von 138,13 N/mm<sup>2</sup> Promolux High Impact. Dies entspricht einer Verringerung seiner Mikrohärtigkeit um 6,9 % (p= 0,02). Eine Erhöhung der Mikrohärtigkeit wurde bei Paladon 65 um 4,5 % (p= 0,04) und Paladon Ultra um 1,2 % (p= 0,69) sowie bei IvoBase Hybrid um 5,7 % (p= 0,00) ermittelt.

#### 4.4 Kugeldruckhärte



**Abb. 13:** Mittelwerte und Standardabweichung der ermittelten Kugeldruckhärte der Kunststoffe vor und nach Alterung

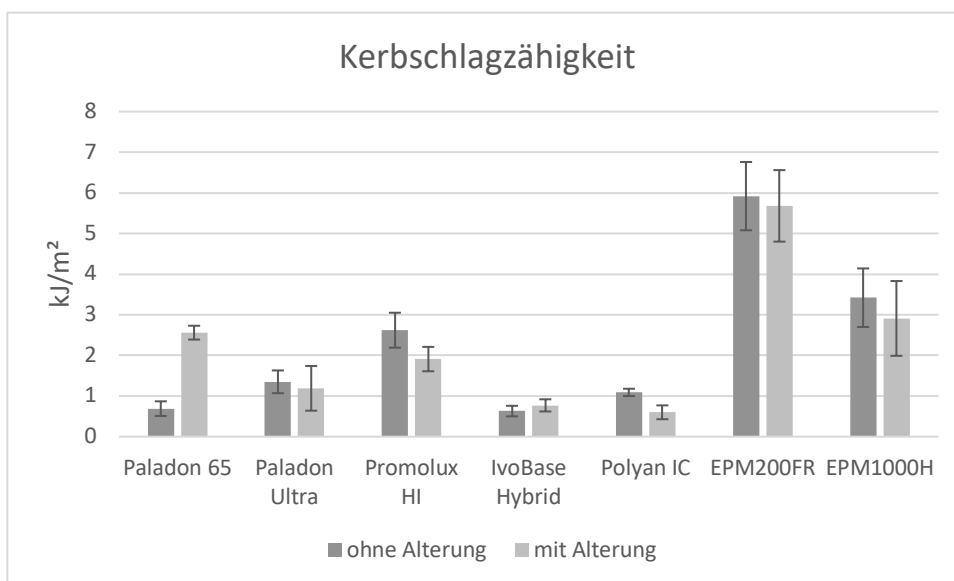
Bei der Messung der Kugeldruckhärte wurde der höchste Wert bei Messung ohne künstliche Alterung beim Kunststoff EPM1000H gemessen (198,4 N/mm<sup>2</sup>). Der niedrigste gemessene Wert lag bei EPM200FR mit 111,9 N/mm<sup>2</sup> vor. Nach durchlaufen des Alterungsprozesses betrug der höchste gemessene Wert 195,8 N/mm<sup>2</sup>, gemessen bei EPM1000H. Dies entspricht einer Verringerung der Kugeldruckhärte um 1,3 % (p=

0,02). Der niedrigste gemessene Wert nach Alterung war der des EPM200FR mit 119,4 N/mm<sup>2</sup>. Dies entspricht einer Erhöhung der Kugeldruckhärte um 6,7 % (p= 0,00).

Der Messwert ohne Alterung von Polyan IC liegt mit 159,2 N/mm<sup>2</sup> über den Werten der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe, welche sich in einem Rahmen von maximal 156,7 N/mm<sup>2</sup>, gemessen bei IvoBase Hybrid bis minimal 139,6 N/mm<sup>2</sup>, gemessen bei Promolux High Impact, bewegen.

Nach dem Prozess der künstlichen Alterung liegt der Messwert von Polyan IC bei 148,6 N/mm<sup>2</sup> und damit wie bei der Messung ohne künstliche Alterung über denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe. Dies entspricht einer Verringerung der Kugeldruckhärte um 6,7 % (p= 0,02). Bei den anderen Kunststoffen kam es zu einem Absinken der Kugeldruckhärte im Zuge der künstlichen Alterung um nachfolgende Beträge: IvoBase Hybrid um 7,1 % (p= 0,00), Paladon Ultra um 7,0 % (p= 0,00), Paladon 65 um 5,2 % (p= 0,00) und Promolux High Impact um 5,4 % (p= 0,00).

#### 4.5 Charpy-Kerbschlagzähigkeit



**Abb. 14:** Mittelwerte und Standardabweichung der ermittelten Kerbschlagzähigkeit der Kunststoffe vor und nach Alterung

Bei der Messung der Kerbschlagzähigkeit wurde der höchste Wert bei Messung ohne künstliche Alterung beim Kunststoff EPM200FR gemessen (5,92 kJ/m<sup>2</sup>). Der Kunststoff bei dem bei der Messung ohne künstliche Alterung der niedrigste Wert gemessen wurde war IvoBase Hybrid (0,63 kJ/m<sup>2</sup>). Nach durchlaufen des Alterungsprozesses wurde der

höchste Messwert erneut beim Kunststoff EPM200FR gemessen (5,68 kJ/m<sup>2</sup>). Dies entspricht einer Verringerung des Wertes um 4,1 % ( $p=0,53$ ). Der niedrigste gemessene Wert war der des Kunststoffes Polyan IC (0,60 kJ/m<sup>2</sup>).

Bei der Messung ohne künstliche Alterung lag der Messwert von Polyan IC mit 1,09 kJ/m<sup>2</sup> deutlich im Bereich des Vergleichsniveaus. Nach der künstlichen Alterung fällt sein Messwert jedoch um 44,9 % ab und ist der kleinste im Vergleichsfeld ( $p=0,00$ ). Das Vergleichsniveau liegt hier in einem Bereich von maximal 2,65 kJ/m<sup>2</sup>, gemessen beim Kunststoff Paladon 65 bis 0,77 kJ/m<sup>2</sup>, gemessen beim Kunststoff IvoBase Hybrid. Die Kunststoffe IvoBase Hybrid und Paladon 65 weisen beide eine Erhöhung der Schlagzähigkeit nach der künstlichen Alterung auf. Der Wert von IvoBase Hybrid erhöht sich um 22,2 % ( $p=0,04$ ), der von Paladon 65 um 271,0 % ( $p=0,00$ ). Die Schlagzähigkeit der übrigen Kunststoffe sank nach der künstlichen Alterung um 27,1 % bei Promolux ( $p=0,00$ ), 11,9 % bei Paladon Ultra ( $p=0,41$ ) und um 14,9 % bei EPM1000H ( $p=0,18$ ).

#### 4.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die folgende Tabelle (Tab. 6) zeigt zur Übersicht die arithmetischen Mittel aller getesteten Kunststoffe.

**Tab. 6:** Gesamtübersicht Mittelwerte und Standardabweichungen

Kunststoff	E-Modul	Biege- festigkeit	Mikrohärte	Kugel- druckhärte	Kerbschlag- zähigkeit
	[MPa]	[MPa]	[N/mm <sup>2</sup> ]	[N/mm <sup>2</sup> ]	[kJ/m <sup>2</sup> ]
Paladon 65	2360 (53)	84,35 (1,4)	134,25 (7,2)	142,7 (0,5)	0,69 (0,18)
Paladon 65 gealtert	2370 (142)	81,39 (5,4)	140,28 (1,6)	135,3 (1,9)	2,56 (0,17)
Paladon Ultra	2520 (101)	89,92 (3,4)	145,58 (4,8)	155,7 (0,8)	1,35 (0,28)
Paladon Ultra gealtert	2790 (77)	89,10 (6,1)	147,35 (5,7)	144,8 (1,6)	1,19 (0,55)
Promolux High Impact	2590 (275)	85,35 (6,8)	148,43 (6,7)	139,6 (3,6)	2,62 (0,43)
Promolux High Impact gealtert	2570 (132)	88,66 (2,0)	138,13 (2,1)	132,1 (1,9)	1,91 (0,30)
Ivobase Hybrid	2620 (115)	78,79 (8,5)	144,24 (4,1)	156,7 (3,6)	0,63 (0,13)
Ivobase Hybrid gealtert	2600 (91)	80,88 (7,8)	152,43 (1,9)	145,6 (4,3)	0,77 (0,15)
Polyan IC	3040 (144)	85,00 (19,5)	161,74 (3,8)	154,2 (5,4)	1,09 (0,09)
Polyan IC gealtert	2990 (60)	91,74 (6,3)	152,47 (2,9)	148,6 (2,0)	0,60 (0,17)
EPM200FR	1960 (107)	66,19 (2,8)	114,75 (2,9)	111,9 (2,8)	5,92 (0,84)
EPM200FR gealtert	2060 (125)	69,96 (2,9)	111,25 (2,7)	119,4 (2,6)	5,68 (0,88)
EPM1000H	3210 (125)	124,06 (28,2)	185,41 (3,9)	198,4 (1,3)	3,42 (0,72)
EPM1000H gealtert	3010 (193)	119,97 (15,8)	184,30 (2,0)	195,8 (1,1)	2,91 (0,92)

In Tabelle 7 wird ein direkter Vergleich der Werte ohne Alterung des hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffes Polyan IC mit den jeweils pro Versuch durch die konventionellen Prothesenbasiskunststoffe definierten Vergleichsniveaus gezogen, wobei Folgendes gilt:

- +** - Der Wert von Polyan IC liegt über dem Maximalwert des Vergleichsniveaus
- 0** - Der Wert von Polyan IC liegt innerhalb der Werte des Vergleichsniveaus
- - Der Wert von Polyan IC liegt unterhalb des Minimalwerts des Vergleichsniveaus

**Tab. 7:** Bewertung Polyan IC im Vergleichsniveau bei Testung ohne Alterung

	<b>Biegefestigkeit [MPa]</b>	<b>Elastizitätsmodul [MPa]</b>	<b>Mikrohärte [N/mm<sup>2</sup>]</b>	<b>Kugeldruckhärte [N/mm<sup>2</sup>]</b>	<b>Kerbschlagzähigkeit [kJ/m<sup>2</sup>]</b>
<b>Polyan IC</b>	85,00	3040	161,74	159,2	1,09
<b>Vergleichsniveau min.</b>	78,79	2360	134,25	139,6	0,63
<b>Vergleichsniveau max.</b>	89,92	2620	148,43	156,7	5,92
<b>Wertigkeit</b>	0	+	+	+	0

In Tabelle 8 wird wie vorangegangen ein direkter Wertevergleich vorgenommen, jedoch diesmal unter Einbezug der Messwerte nach künstlicher Alterung der Prüfkörper, wobei erneut gilt:

- +** - Der Wert von Polyan IC liegt über dem Maximalwert des Vergleichsniveaus
- 0** - Der Wert von Polyan IC liegt innerhalb der Werte des Vergleichsniveaus
- - Der Wert von Polyan IC liegt unterhalb des Minimalwerts des Vergleichsniveaus

**Tab. 8:** Bewertung Polyan IC im Vergleichsniveau bei gealterter Testung

	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]	Mikrohärte [N/mm <sup>2</sup> ]	Kugeldruckhärte [N/mm <sup>2</sup> ]	Kerbschlagzähigkeit [kJ/m <sup>2</sup> ]
<b>Polyan IC</b>	91,74	2990	152,47	148,6	0,60
<b>Vergleichsniveau min.</b>	80,88	2370	136,13	132,1	0,77
<b>Vergleichsniveau max.</b>	89,10	2790	152,43	145,6	2,65
<b>Wertigkeit</b>	+	+	+	+	-

#### 4.7 Vergleich mit Herstellerangaben

Im Folgenden soll ein Vergleich zwischen den selbst gewonnenen Daten aus den einzelnen Versuchen und den jeweiligen Herstellerangaben zu den einzelnen physikalisch-mechanischen Eigenschaften der einzelnen Kunststoffe angestellt werden. Dabei standen für zwei Kunststoffe Werte zum Vergleich zur Verfügung (Tab. 9).

**Tab. 9:** Vergleich Herstellerangaben und gemessene Werte

Kunststoff	Gemessene Eigenschaft	Herstellerangabe	Gemessener Wert
Promolux HI	Elastizitätsmodul	2600 MPa	2590 MPa
Promolux HI	Biegefestigkeit	86 MPa	85,35 MPa
Promolux HI	Kerbschlagzähigkeit	2,37 N/mm <sup>2</sup>	2,62 N/mm <sup>2</sup>
IvoBase Hybrid	Elastizitätsmodul	2700 MPa	2620 MPa
IvoBase Hybrid	Biegefestigkeit	81 MPa	78,8 MPa
IvoBase Hybrid	Kerbschlagzähigkeit	1,14 N/mm <sup>2</sup>	0,63 N/mm <sup>2</sup>



## 5. Diskussion

Die im Rahmen dieser Studie durchgeführten Versuche zur Überprüfung und Validierung der werkstoffmechanischen Eigenschaften eines hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffes sowie der in verschiedenen Verfahren hergestellten konventionellen Prothesenbasiskunststoffen sind als deskriptiver Vergleich zu betrachten, welcher allein keine umfangreichen Rückschlüsse auf die tatsächliche klinische Tauglichkeit der einzelnen getesteten Materialien zulässt. Über die getesteten physikalisch-mechanischen Eigenschaften hinaus, gibt es weitere Eigenschaften, welche die klinische Tauglichkeit eines Prothesenbasiskunststoffes beeinflussen (Wolfaardt et al., 1986). Dazu zählen beispielsweise die Farbbeständigkeit, Dimensionsstabilität, Verbund mit anderen Materialien oder die Porosität. Ferner wurden die Prüfkörper zwar alle streng nach Herstellerangaben hergestellt, die Politur erfolgte jedoch einheitlich mit der RotoPol-35 Poliermaschine (Fa. Steuers, Willig, Deutschland), was eine gewisse Optimierungsreserve bei der Bearbeitung der Oberfläche der Prüfkörper zur Folge hat. Für eine noch exaktere Aussage zur klinischen Tauglichkeit, bezogen auf die hier vorgenommene Mikrohärte- sowie Kugeldruckhärteprüfung, wäre eine Hochglanzpolitur vorzunehmen.

Das erklärte Ziel der Untersuchung war die Überprüfung ausgewählter Materialeigenschaften, welche einen wesentlichen Einfluss auf die klinische Tauglichkeit des jeweiligen Materials besitzen.

Die konventionellen Prothesenbasiskunststoffe bildeten in diesem Fall die Referenzgruppe mit welcher die Messwerte des Polyan IC verglichen wurden. Unter den konventionellen Prothesenbasiskunststoffen befinden sich sowohl lange bewährte Prothesenbasiskunststoffe als auch neuere, moderne, wodurch ein breites Vergleichsspektrum entsteht, in welchem sich das Polyan IC einordnen lässt. Darüber hinaus sind einige Materialien bereits in anderen Abhandlungen zur Überprüfung und Vergleich mechanischer Eigenschaften hinzugezogen worden (Polychronakis et al., 2015; Koch et al., 2013; El Bahra et al., 2013).

Die *erste Nullhypothese*, dass Polyan IC den konventionellen Prothesenbasiskunststoffen hinsichtlich der physikalisch-mechanischen Eigenschaften überlegen ist, konnte zum Teil bestätigt werden. So wies Polyan IC sowohl vor als auch nach künstlicher Alterung beim Elastizitätsmodul, bei der Mikrohärte sowie bei der Kugeldruckhärte höhere Werte auf als die Vergleichsgruppe. Bei der Biegefestigkeit konnte Polyan IC zumindest nach künstlicher Alterung die Hypothese bestätigen. Vor künstlicher Alterung lag der Wert von Polyan IC in Bezug auf die Biegefestigkeit im Vergleichsfeld, ebenso wie bei der Testung der Charpy-Kerbschlagzähigkeit vor

künstlicher Alterung. Einzig bei der Charpy-Kerbschlagzähigkeit nach künstlicher Alterung lag Polyan IC mit seinem Messwert unterhalb derer der Vergleichsgruppe. Die *zweite Nullhypothese*, dass die künstliche Alterung Einfluss auf die physikalisch-mechanischen Eigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen hat, konnte zum Teil bestätigt werden. So kam es bei jedem der durchgeführten Versuche zu sich unterscheidenden Messwerten bei den jeweiligen Messungen vor und nach künstlicher Alterung. Bei jeweils einem Kunststoff bei drei durchgeführten Versuchen kam es lediglich zu einer Messwertänderung von unter einem Prozent. Bei der Biegefestigkeit war dies bei Paladon Ultra der Fall, beim Elastizitätsmodul bei Paladon 65 und bei der Mikrohärte bei EPM1000H. Beim hypoallergenen Polyan IC kam es mit Ausnahme der Biegefestigkeit stets zu einer Verringerung der Messwerte durch die künstliche Alterung.

## **5.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul**

Die Eigenschaft der Biegefestigkeit liefert Informationen über die Bruchfestigkeit unter dem Einfluss von funktionellen zyklischen Deformationen (Puri et al., 2008). Da die Biegefestigkeit eng mit der klinischen Langlebigkeit korreliert, könnte eine Verringerung selbiger zu einer erhöhten Frakturinzidenz durch das Einwirken von Schlagkräften oder okklusalen Kräften führen (Sato et al., 2005). Pfeiffer et al. ermittelten für Paladon 65 eine Biegefestigkeit von 78,6 +/- 5,5 MPa (Pfeiffer et al., 2005). Schneider und Kott stellten in ihren Untersuchungen für Paladon 65 eine Biegefestigkeit von 97 MPa und einen Elastizitätsmodul von 2315 MPa fest (Schneider und Kott, 1997). Jarkas ermittelte für Paladon 65 eine Biegefestigkeit von 120,2 MPa und einen Elastizitätsmodul von 3180 MPa (Jarkas, 2007). Die in dieser Studie ermittelte Biegefestigkeit von Paladon 65 lag bei 84,35 MPa ohne und 81,34 MPa nach Alterung. Der Elastizitätsmodul lag bei 2360 MPa ohne und 2370 MPa nach Alterung. Die hier ermittelten Werte liegen also sowohl im Bereich der in der Literatur zu findenden, als auch der durch DIN EN ISO 20795-1 vorgegebenen (Biegefestigkeit: 65 MPa; Elastizitätsmodul: 2000 MPa). Polyan IC lag mit einem Messwert von 85,00 MPa für die Biegefestigkeit bei Messung ohne Alterung im Bereich des Vergleichsniveaus (78,79 MPa – 89,92 MPa) der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe. Nach durchlaufen des künstlichen Alterungsprozesses lag sein Messwert für die Biegefestigkeit bei 91,74 MPa und damit oberhalb des Vergleichsniveaus (80,88 MPa – 89,10 MPa). In einer weiteren Studie wurde ebenfalls ein thermoplastischer hypoallergener Prothesenkunststoff der Firma bredent nach 50-stündiger Wasserlagerung mit einem konventionellen heißpolymerisierenden Prothesenbasiskunststoff verglichen. Dabei zeigte sich, dass die Biegefestigkeit des

thermoplastischen Werkstoffes mit 88,21 MPa höher lag als die des konventionellen, heißpolymerisierenden Werkstoffes (Hemmati et al., 2015). In einer weiteren Untersuchung wurde ermittelt, dass das hypoallergene, thermoplastisch verarbeitete, modifizierte Methylmethacrylat Polyan (Polyapress GmbH Altkirchen, Deutschland) mit 136,1 MPa höhere Werte aufweist als die dort zur Referenz verwendeten konventionellen Prothesenbasiskunststoffe (Jarkas, 2007). Das Ergebnis der hier durchgeführten Untersuchung zeigt also dieselbe Tendenz wie die vorliegende Literatur, nämlich dass thermoplastische Prothesenbasiskunststoffe eine mindestens genau so gute und im Einzelfall sogar höhere Biegefestigkeit aufweisen. Die klinische Tauglichkeit von Polyan IC im Hinblick auf seine Biegefestigkeit sowie sein Elastizitätsmodul kann somit bestätigt werden. Bei der zahntechnischen Verarbeitung von Polyan IC sind keine Besonderheiten hinsichtlich des Querschnitts des Werkstoffes im Vergleich mit konventionellen Prothesenbasiskunststoffen zu beachten. Vielmehr kann man aufgrund der erhobenen Messwerte erwarten, dass der ohnehin hohe Elastizitätsmodul zwar mit der Tragedauer etwas geringer wird, sich aber auf einem Niveau hält, welches über den Vorgaben der DIN Norm liegt. Des Weiteren ist eine Erhöhung der Biegefestigkeit durch das Tragen der Prothese zu erwarten. Unter Berücksichtigung dieser Fakten wäre sogar denkbar, eine Prothese aus Polyan IC mit einer geringeren Schichtstärke herzustellen als eine Prothese aus konventionellem Kunststoff. Für den Patienten würde dies zu einem höheren Tragekomfort führen, da sowohl der Querschnitt der Prothese als auch ihr Gewicht reduziert wären.

## **5.2 Mikrohärte**

Die Härte eines Prothesenkunststoffes ist eine seiner wesentlichen Eigenschaften und zeigt seine Beständigkeit gegenüber plastischer Verformung (Emmanouil et al., 2002). Sie beeinflusst die Widerstandsfähigkeit des Materials gegenüber Kratzern ebenso wie die Polierbarkeit. Eine gute Polierbarkeit ist enorm wichtig, um eine optimale Hygienefähigkeit sowie Ästhetik zu gewährleisten (Kuhar et al., 2005). Die Mikrohärte des Prothesenbasiskunststoffes steht also im direkten Zusammenhang mit der Abriebfestigkeit und der Frakturanfälligkeit einer Prothese und stellt einen guten Marker für eine Langlebigkeitsprognose dar (Emmanouil et al., 2002; Goiato et al., 2013). Laut Goiato et al. sowie Ayaz et al. kann darüber hinaus die Mikrohärte als Marker für den Restmonomergehalt gesehen sowie der Grad der Polymerisationsreaktion bewertet werden (Goiato et al., 2013; Ayaz et al., 2014). Eine Abnahme der Härte konventioneller, heißpolymerisierter Kunststoffe ist durch die gegebenenfalls nicht vollständig abgeschlossene Polymerisationsreaktion und dadurch resultierende

Monomerfreisetzung sowie die Reaktion von Monomer mit freien Sauerstoffradikalen bedingt (Hersek et al., 1999). Der Vergleich der in dieser Untersuchung erhobenen Messwerte mit denen anderer Studien ist durch die große Variabilität der Prüfparameter deutlich erschwert. Zwar existieren Studien mit ähnlichem Aufbau, allerdings gibt es diverse Unterschiede hinsichtlich der Prüfkraft sowie der Belastungszeit (Goiato et al., 2016; Abdulrazzaq Naji et al., 2018; Ghandi et al., 2017; Gungor et al., 2017). Eine Studie mit den exakt gleichen Prüfparametern wurde nicht gefunden. Die in dieser Studie ermittelten Werte der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe bildeten ein Vergleichsniveau im Bereich von 134,25 -148,43 N/mm<sup>2</sup> ohne Alterung und 136,13 – 152,43 N/mm<sup>2</sup> mit Alterung. Das hypoallergene Polyan IC zeigt eine den konventionellen Kunststoffen gegenüber höhere Mikrohärtigkeit, sowohl vor als auch nach dem künstlichen Alterungsprozess. Vor künstlicher Alterung liegt der Mikrohärtewert des Polyan IC bei 161,74 N/mm<sup>2</sup>, nach Alterung bei 152,47 N/mm<sup>2</sup>. Auffällig ist dabei, dass alle im Thermo-Press-Verfahren hergestellten Kunststoffe nach der Alterung an Mikrohärtigkeit verlieren, während mit Ausnahme des im Stopf-Press Verfahren polymerisierten Promolux, bei allen anderen Kunststoffen die Mikrohärtigkeit steigt. Daher kann vermutet werden, dass es durch verschiedenste Einflüsse, denen ein konventioneller Prothesenkunststoff ausgesetzt ist zu einer nachträglichen Veränderung der Oberfläche kommt. Die klinische Tauglichkeit von Polyan IC in Bezug auf seine Mikrohärtigkeit wurde in der vorliegenden Untersuchung bestätigt. Die zahntechnische Bearbeitung der Oberfläche bedarf keiner besonderen Maßnahmen. Vielmehr lässt sich die Oberfläche eines Werkstoffes aus Polyan IC nach subjektivem Maßstab gleich gut bearbeiten und polieren wie die eines konventionellen Prothesenbasiskunststoffes. Zwar ist mit zunehmender Tragedauer durch einen Weichmachungseffekt mit einer Abnahme der Mikrohärtigkeit zu rechnen, sie bleibt jedoch zu jedem Zeitpunkt hoch genug für den klinischen Gebrauch.

### **5.3 Kugeldruckhärte**

Über die Kugeldruckhärte kann die Härte des getesteten Prothesenbasiskunststoffes bestimmt werden. Die Härte eines Prothesenbasiskunststoffes ist eine wichtige Eigenschaft und lässt Rückschlüsse auf die Gesamtfestigkeit des Materials zu (Pangratz, 2007). Im Laufe der Literaturrecherche zeigte sich, dass die Kugeldruckhärte im weiten Feld der zahnärztlichen Kunststoffe so gut wie keine Anwendung findet. Ein Vergleich der in dieser Untersuchung erhobenen Messwerte mit der Literatur ist aus diesem Grund nicht möglich. Die in der vorliegenden Studie erhobenen Daten zur Kugeldruckhärte bildeten ein Vergleichsniveau, welches ohne künstliche Alterung im

Bereich von 139,6 – 156,7 N/mm<sup>2</sup> und mit künstlicher Alterung im Bereich von 132,1 – 145,6 N/mm<sup>2</sup> lag. Die Messwerte von Polyan IC lagen ohne Alterung bei 159,2 N/mm<sup>2</sup> und mit Alterung bei 148,6 N/mm<sup>2</sup>. Damit lag Polyan IC jeweils über dem Vergleichsniveau. Bei nahezu allen getesteten Kunststoffen war die gemessene Standardabweichung gering, was auf ein homogenes Materialgefüge hinweist. Bei den meisten der getesteten Kunststoffe verringerte sie sich zusätzlich nach dem Durchlaufen des künstlichen Alterungsprozesses. Selbiger scheint also zu einer weiteren Homogenisierung der Kunststoffe beizutragen. Auffällig ist, dass bei allen Kunststoffen mit Ausnahme von EPM1000H und EPM200FR die Kugeldruckhärte im Bereich von 6 - 7 % abgenommen hat. Offensichtlich reagieren die Kunststoffe hinsichtlich ihrer Gesamthärte und unabhängig vom Herstellungsverfahren also ähnlich auf thermische sowie den pH-Wert betreffende Belastungen. Bezogen auf die Kugeldruckhärte kann ebenfalls von einer klinischen Tauglichkeit von Polyan IC ausgegangen werden.

#### **5.4 Charpy-Kerbschlagzähigkeit**

Eine hohe Schlagzähigkeit eines Prothesenkunststoffes ist eine wünschenswerte Eigenschaft, da der Bruch einer Prothese ein häufig vorkommendes Ereignis darstellt. Gründe dafür können in der Porosität des Materials, ebenso wie in seinem Restmonomergehalt oder im Sitz der Prothese auf dem Kieferkamm liegen. Auch extraorale Schlagkräfte wie das versehentliche Fallenlassen der Prothese können zu Brüchen der Prothese führen (Arundathi und Patil, 2006). Bedauerlicherweise lässt sich ein Vergleich der in dieser Studie erhobenen Werte mit Messwerten aus anderen Studien nur mit ungenügender Genauigkeit durchführen. Gründe dafür sind, dass im Allgemeinen nur wenige Studien vorliegen in denen die Schlagzähigkeit von Prothesenbasiskunststoffen überhaupt geprüft wurde. Zudem unterscheiden sich die Studien in ihren Prüfparametern. So wird in manchen Fällen eine ganze Prothese als Prüfkörper verwendet (Murthy et al., 2015) oder die verwendete Prüfkraft stimmt nicht mit der in dieser Studie verwendeten überein (Gad et al., 2019; Al-Harbi et al., 2019). Einzig die Herstellerangaben können einen Anhalt darüber geben, wie die in dieser Studie gemessenen Werte einzuordnen sind. Vergleicht man die Herstellerangaben des Kunststoffes Promolux High Impact (2,37 N/mm<sup>2</sup>) mit dem in dieser Studie gemessenen Wert (2,62 N/mm<sup>2</sup>), so lässt sich ableiten, dass hier zumindest ähnliche Prüfbedingungen geherrscht haben müssen. Eine genaue Angabe über die Prüfparameter existiert jedoch nicht. Beim Vergleich der Kerbschlagzähigkeit von IvoBase Hybrid (1,14 N/mm<sup>2</sup>) mit den in dieser Untersuchung erhobenen Werten (0,63 N/mm<sup>2</sup>) zeigt sich, dass hier offenbar ungleiche Prüfbedingungen geherrscht haben müssen. Denkbar wären beispielsweise

eine unterschiedliches Einbringen der Kerbung oder die Verwendung einer anderen Prüfkraft beziehungsweise Pendelgeschwindigkeit. Die in dieser Studie erhobenen Messwerte liegen in einem Bereich von 0,63 – 5,92 kJ/m<sup>2</sup> ohne Alterung und 0,77 – 2,65 kJ/m<sup>2</sup> mit Alterung. Das Polyan IC liegt mit einem Wert von 1,09 kJ/m<sup>2</sup> ohne Alterung im Vergleichsniveau, fällt nach Alterung jedoch mit einem Wert von 0,60 kJ/m<sup>2</sup> unter das Vergleichsniveau. Dies entspricht einer Abnahme der Kerbschlagzähigkeit von 45 % bis zum Zeitpunkt der Messung. In der klinischen Anwendung ist bei Prothesen aus Polyan IC also mit einer erhöhten Frakturanfälligkeit zu rechnen. Durch den Gebrauch der Prothese kommt es offenbar zu einer Erhöhung der Sprödigkeit des Kunststoffes. Bei der zahntechnischen Verarbeitung des Materials ist also darauf zu achten, keine Sollbruchstellen (zum Beispiel in der Prothese extrem ausgespartes Lippenbändchen) einzuarbeiten. Darüber hinaus sollten Prothesen aus Polyan IC nicht bei Patienten inseriert werden, die generell Probleme mit der Handhabung von Prothesen haben, da hier die Gefahr einer Prothesenfraktur durch Fallenlassen erhöht ist. Beispielhaft wären Patienten mit Morbus Parkinson oder Alzheimer zu nennen.

## **5.5 Fazit**

In der vorliegenden Arbeit wurde der hypoallergene Kunststoff Polyan IC hinsichtlich seiner physikalisch-mechanischen Eigenschaften mit einer Reihe konventioneller Prothesenbasiskunststoffe verglichen. Dabei lagen die Messwerte bei Messung ohne Alterung innerhalb und teilweise auch über dem Vergleichsniveau. Auch nach Durchlaufen des künstlichen Alterungsprozesses lagen die Messwerte, mit Ausnahme der Charpy Kerbschlagzähigkeit über denen des Vergleichsniveaus. Die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul sind hier als die wichtigsten, klinischen Merkmale herauszustellen. Sie sind in der Literatur sehr häufig beschriebene und untersuchte mechanische Eigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen. Ein Grund dafür ist, dass wenn die Materialkennwerte nicht das in DIN EN ISO 20795-1 vorgegebene Niveau erreichen, es direkte negative Folgen für den Patienten geben kann. Eine hohe Biegefestigkeit sowie ein hoher Elastizitätsmodul sind unerlässlich für die Schonung des Prothesenlagers sowie den bestmöglichen Schutz vor resorptivem Abbau durch die Prothese (Welker, 2000; Diaz-Arnold et al., 2008). Polyan IC weist bei diesen wichtigen Eigenschaften gute Materialeigenschaften auf. Ebenfalls von hoher klinischer Relevanz ist die Mikrohärtigkeit des Prothesenbasiskunststoffes. Sie spielt eine entscheidende Rolle für die Adhäsion von Mikroorganismen (Gandhi et al., 2017; Glass et al., 2004). Polyan IC weist in der vorliegenden Studie sowohl vor als auch nach künstlicher Alterung Mikrohärtewerte auf, welche über dem Vergleichsniveau liegen. Die Kerbschlagzähigkeit

hat eine niedrigere klinische Relevanz als die Mikrohärtigkeit sowie die Biegeeigenschaften, da es bei schlechteren Materialkennwerten in diesem Bereich zwar zu Schäden an der Prothese selbst, aber eher nicht am Patienten kommen kann. Eine gebrochene Prothese ist für den Patienten zwar ärgerlich, jedoch nicht zwingend schädlich für die Gesundheit. Polyan IC weist bei Messung ohne vorherige Alterung eine oberhalb des Vergleichsfelds liegende Schlagzähigkeit auf, nach künstlicher Alterung liegt sie unterhalb des Vergleichsniveaus. Hier wäre eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften wünschenswert. Die Kugeldruckhärtigkeit vermittelt einen Eindruck über die Härte des Materials bei punktueller Belastung. Bei diesem Materialkennwert liegt Polyan IC jeweils oberhalb des ermittelten Vergleichsniveaus. Die Kugeldruckhärtigkeit ist dementsprechend als gut zu bewerten.

Über den Vergleich mit der in der vorliegenden Arbeit definierten Vergleichsgruppe hinaus, gebietet sich ein Vergleich von Polyan IC mit weiteren hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffen. Sowohl die Biegefestigkeit als auch der Elastizitätsmodul von Polyan IC sind höher als selbige in einer 2005 vorgestellten Studie, in welcher vier andere, hypoallergene Prothesenbasiskunststoffe getestet wurden (Pfeiffer et al., 2005). In einer 2015 vorgestellten Studie wurde für ein anderes thermoplastisches Material der Firma bredent (Bre.Crystal) eine Biegefestigkeit von 88,2 MPa ermittelt (Hemmati et al., 2015). Polyan IC liegt hier mit gemessenen 85,0 MPa darunter. In einer weiteren Studie wurden zwei thermoplastische Prothesenbasiskunststoffe auf PMMA Basis hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit und ihres Elastizitätsmodules getestet, wobei einer der getesteten Kunststoffe die in ISO 20795-1 geforderten Minimalwerte nicht erreichte. Der andere wies eine Biegefestigkeit von über 90 MPa sowie einen Elastizitätsmodul von über 2500 MPa auf (Lee et al., 2018). Auch diese Werte liegen oberhalb derer von Polyan IC. In einer weiteren Studie wurden die Oberflächenhärtigkeit sowie der Elastizitätsmodul eines thermoplastischen Prothesenbasiskunststoffes aus PMMA mit denen eines konventionell heiß-polymerisierten Prothesenbasiskunststoffes verglichen. Dabei wies der thermoplastische Kunststoff eine geringere Oberflächenhärtigkeit sowie einen geringeren Elastizitätsmodul als der konventionelle Kunststoff auf. Der Elastizitätsmodul lag hier mit 2980 MPa über dem in ISO 20795-1 geforderten Mindestmaß, jedoch unter dem von Polyan IC (Hamanaka et al., 2016). Andere Studien ergaben, dass die Biegefestigkeit des jeweiligen thermoplastischen Kunststoffes über der des konventionell polymerisierten Kunststoffes lag (Ganzarolli et al., 2007). Eine Untersuchung der Schlagzähigkeit verschiedener thermoplastischer sowie konventioneller Prothesenbasiskunststoffe ergab, dass die thermoplastischen Kunststoffe eine höhere Schlagzähigkeit als die konventionellen aufwiesen (Hamanaka et al., 2011). Mit Blick auf die Schlagzähigkeit von Polyan IC wäre eine weitere

Verbesserung dieser Materialeigenschaft, insbesondere zur Optimierung der Langlebigkeit wünschenswert. Bei allen anderen in der vorliegenden Studie getesteten Materialeigenschaften zeigte Polyan IC gute bis sehr gute Materialkennwerte. Ein klinischer Einsatz hinsichtlich der physikalisch-mechanischen Eigenschaften des Materials ist angezeigt.



## 6. Literaturverzeichnis

Abhay PN und Karishma S (2013) Comparative evaluation of impact and flexural strength of four commercially available flexible denture base materials: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* (4):499-508.

Abdulrazzaq Naji S, Behroozibakhsh M, Jafarzadeh Kashi TS, Eslami H, Masaeli R, Mahgoli H, Tahiri M, Ghavvami Lahiji M, Rakhshan V (2018) Effects of incorporation of 2.5 and 5 % TiO<sub>2</sub> nanotubes on fracture toughness, flexural strength, and microhardness of denture base poly methyl methacrylate (PMMA). *J Adv Prosthodont* 10(2):113-121.

Ajaj-Alkordy NM, Alsaadi MH (2014) Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *Saudi Dent J* 26(1):15-18.

Alarie Y, Nielsen GD, Andonian-Haftvan J, Abraham MH (1995) Physicochemical properties of nonreactive volatile organic chemicals to estimate RD50: Alternatives to animal studies. *Toxicol Appl Pharmacol* 134:92-99.

Al-Harbi FA, Abdel-Halim MS, Gad MM, Fouda SM, Baba NZ, AlRumaih HS, Akhtar S (2019) Effect of Nanodiamond Addition on Flexural Strength, Impact Strength, and Surface Roughness of PMMA Denture Base. *J Prosthodont* 28(1):417-425.

Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI (2008) Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthodont* 17(7):545-549.

Alla R, Raghavendra KN, Vyas R, Konakanchi A (2015) Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I - overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci* 1:82-89.

Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N (2000) Flexural strength of rebased denture polymers. *J Oral Rehabil* 27(8):690-696.

Arundathi R, Patil NP (2006) An investigation into the transverse and impact strength of a new indigenous high-impact denture base resin, DPI-TUFF and its comparison with most commonly used two denture base resins. *J Indian Prosthodont Soc* 6(3):133-138.

Ata SO, Yavuzylmaz H (2009) In vitro comparison of the cytotoxicity of acetal resin, heat-polymerized resin, and auto-polymerized resin as denture base materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 91:905-909.

Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B (2014) Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J App Biomater Funct Mater* 12:228-233.

Baker S, Brooks SC, Walker DM (1988) The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: An assay for monomer in saliva. *J Dent Res* 67:1295-1299.

Bakula A, Lugović-Mihić L, Šitum M, Turčin J, Šinković A (2011) Contact Allergy in the Mouth: Diversity of clinical presentations and diagnosis of common allergens relevant to dental practice. *Acta Clin Croat* 50:553-561.

Balmes JR, Trupin L, Earnest G, San Pedro M, Eisner MD, Yelin E, Katz PP, Blanc PD (2003) The occupational burden of chronic obstructive pulmonary disease. *Eur Respir J* 22(3):462-469.

Bandmann HJ, Agathos M (1985) Post-therapeutic benzoyl peroxide contact allergy in ulcus cruris patients. *Hautarzt* 36(12):670-674.

Barclay CW, Spence D, Laird WR (2005) Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil* 32(12):886-894.

Bargel HJ, Schulze G: Kunststoffe. In: Bargel HJ, Schulze G (Hrsg): *Werkstoffkunde*, Springer Verlag, Berlin, 2008, S.405.

Basketter D, Ball N, Cagen S, Carillo JC, Certa H, Eigler D, Garcia C, Esch H, Graham C, Haux C, Kreiling R, Mehling A (2009) Application of a weight of evidence approach to assessing discordant sensitisation datasets: Implications for REACH. *Regul Toxicol Pharmacol* 55(1):90-96.

Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y (2006) Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 76(2):340-345.

Beach J, Rowe BH, Blitz S, Crumley E, Hooton N, Russell K, Spooner C, Klassen T (2005) Diagnosis and management of work-related asthma. *Evid Rep Technol Assess (Summ)* 129:1-8.

Bereznowski Z (1994) Effect of methyl methacrylate on mitochondrial function and structure. *Int J Biochem* 26:1119-1127.

Bidra AS, Taylor TD, Agar JR (2013) Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dentistry* 109:361-366.

Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E (2016) A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent* 10(2):286-291.

Boeckler A. 2003. Dibenzoylperoxid als potentielles Allergen in Prothesenkunststoffen. [Dissertation], Halle: Medizinische Fakultät

Boeckler AF, Morton D, Poser S, Dette KE (2008) Release of dibenzoyl peroxide from polymethyl methacrylate denture base resins: an in vitro evaluation. *Dent Mater* 24(12):1602-1607.

Bonten C: Kunststoff – Werkstofftechnik. In: Bonten C (Hrsg): Kunststofftechnik – Einführung und Grundlagen, 2. Auflage, Carl Hanser Verlag, München, 2016, S.185.

Borak J, Fields C, Andrews LS, Pemberton MA (2011) Methyl methacrylate an respiratory sensitization: a critical review. *Crit Rev Toxicol* 41(3):230-268.

Bos PMJ, Busschers M, Arts JHE (2002) Evaluation of the sensory irritation test (Alarie test) for the assessment of respiratory tract irritation. *J Occup Environ Med* 44:968-976.

Brenner E, Dietzel A, Egnér K, Eißner W, Erdmann W, Graf O, Grün R, Hagemann G, Hecht H, Hummel A, Kaufmann F, Keil F, Kieslinger A, Kohlmann F, Korn R: Die Prüfung nichtmetallischer Baustoffe. In: Alberti K (Hrsg): *Handbuch der Werkstoffprüfung*. 1. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 1957, S.105.

Buehler EV (1965) Delayed contact hypersensitivity in the guinea pig. *Arch Dermatol* 91:171-177.

Buckley LA, James RA, Barrow CS (1984) Differences in nasal cavity toxicity between rats and mice exposed to acrylic vapor. *Toxicologist* 4:1.

Bural C, Aktas E, Deniz G, Unlucerci Y, Bayraktar G (2011) Effect of leaching residual methyl methacrylate concentrations on in vitro cytotoxicity of heat polymerized denture base acrylic resin processed with different polymerization cycles. *J Appl Oral Sci* 19:306-312.

Carlsson GE, Omar R (2010) The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil* 37:143-156.

Ceasar HH und Ernst S: Verarbeitung von Dentalkunststoffen. In: Ceasar , Ernst S (Hrsg): *Die Nichtmetalle – Grundwissen für Zahntechniker*, 5. Auflage, Verlag Neuer Merkur GmbH, 2007, S.180.

Chandra M, Levitt J, Pensabene CA (2012) Hydroquinone therapy for post-inflammatory hyperpigmentation secondary to acne: not just prescribable by dermatologists. *Acta Derm Venerol* 92:232-235.

Chaves CA, Machado AL, Vergani CE, de Souza RF, Giampaolo ET (2012) Cytotoxicity of denture base and hard chairside relining materials: A systematic review. *J Prosthet Dent* 107:114-127.

Cifuentes M, Davari P, Rogers RS (2017) Contact stomatitis. *Clin Dermatol* 35(5):435-440.

Coombs RRA und Gell PGH: The classification of allergic reactions underlying disease. In: Gell PGH, Coombs RRA (Hrsg): *Clinical aspects of immunology*. Davis, Philadelphia, 1963, S.376-379.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC: Properties of Materials. In: Craig RG, Powers JM (Hrsg), Wataha JC(Hrsg): *Dental Materials: Properties and Manipulation*. 8. Auflage, Mosby, St. Louis, 2004, S.24.

da Silva J, Takahashi J, Nuñez J, Consani R, Mesquita M (2012) Effect of accelerated aging and surface sealing on the permanent deformation of autopolymerising soft linings. *Gerodontology* 29(3):188-193.

Diaz-Arnold AM, Varags MA, Shaul RL, Laffoon JE, Oian F (2008) Flexural and fatigue strengths of denture base resin. J Prothet Dent 100:47-51.

DIN EN ISO 14577-1. Metallische Werkstoffe - Instrumentierte Eindringprüfung zur Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter. 2012

DIN EN ISO 178. Kunststoffe- Bestimmung der Biegeeigenschaften. 2013-09

DIN EN ISO 179-1. Kunststoffe-Bestimmung der Charpy- Schlageigenschaften - Teil 1: Nichtinstrumentierte Schlagzähigkeitsprüfung. 2010-11

DIN EN ISO 2039-1. Kunststoffe - Bestimmung der Härte - Teil 1: Kugeleindruckversuch. 2003-06

DIN EN ISO 3167. Kunststoff-Vielzweckprüfkörper. 2003

DIN 7708-1 Kunststoff-Formmassen Kunststoffherzeugnisse; Begriffe. 1980

DIN EN ISO 20795-1 Zahnheilkunde – Kunststoffe – Teil1: Prothesenkunststoffe. 2013

Ditrichova D, Kapralova S, Tichy M, Ticha V, Dobesova J, Justova E, Eber M, Pirek P (2007) Oral lichenoid lesions and allergy to dental materials. Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub 151(2):333-339.

Drozd K, Wysokinski D, Krupa R, Wozniak K (2011) Bisphenol A-glycidyl methacrylate induces a broad spectrum of DNA damage in human lymphocytes. Arch Toxicol. 85:1453-1461.

El Bahra S, Ludwig K, Samran A, Freitag-Wolf S, Kern M (2013) Linear and volumetric dimensional changes of injection-molded PMMA denture base resins. *Dent Mater* 29(11):1091-1097.

Emmanouil JK, Kavouras P, Kehagias T (2002) The effect of photo activated glazes on the microhardness of acrylic baseplate resins. *J Dent* 30:7-10.

Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B (2004) In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig* 8(3):130-138.

EU (2002). Luxemburg: European Communities: European Union Risk Assessment Report: Methyl Methacrylate

<https://euon.echa.europa.eu/documents/10162/32585e2b-0ab2-4043-815d-70726de7b6e0>  
Abrufdatum: 12.09.2015

Farina AP, Cecchin D, Soares RG, Botelho AL, Takahashi JM, Mazzetto MO, Mesquita MF (2012) Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology* 29(2):155-160.

Feller L, Wood NH, Khammissa RA, Lemmer J (2017) Review: allergic contact stomatitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 123(5):559-565.

Finger W: Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): *Prothesenkunststoffe*. 7. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S. 385-397.

Foti C, Romita P, Borghi A, Angelini G, Bonamonte D, Corazza M (2015) Contact dermatitis to topical acne drugs: a review of the literature. *Dermatol Ther* 28(5):323-329.

Franz G: Zahnärztliche Werkstoffkunde. In: Schwenzer (Hrsg): Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Prothetik und Werkstoffkunde, Band 3, Thieme Verlag, Stuttgart, 1982, S. 1-86.

Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM (2018) Effect of polymerization technique and glass fiber addition on the surface roughness and hardness of PMMA denture base material. *Dent Mater J* 37(5):746-753.

Gad MM, Al-Thobity AM, Rahoma A, Abualsaud R, A-Harbi FA, Akhtar S (2019) Reinforcement of Denture Base Materials with a mixture of ZrO<sub>2</sub> Nanoparticles and Glass Fibers. *Int J Dent* Jan 28 doi:10.1155/2019/2489393

Gandhi N, Daniel S, Benjamin S, Kurian N, Varghese VS (2017) Evaluation of Surface Microhardness Following Chemical and Microwave Disinfection of Commercially Available Acrylic Resin Denture Teeth. *J Clin Diagn Res* 11(5):87-91.

Ganzarolli SM, de Mello JA, Shinkai RS, Del Bel Cury AA (2007) Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 82(1):169-173.

Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R (2012) Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 100:1444-1450.

Glass RT, Bullard JW, Conrad RS, Blewett EL (2004) Evaluation of the sanitization effectiveness of a denture-cleaning product on dentures contaminated with known microbial flora. An in vitro study. *Quintessence Int* 35(3):194-199.

Goiato MC, Dos Santos DM, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Dekan SF (2013) Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base. *J Med Eng* 37:203-207



Goiato MC, Dos Santos DM, Andreotti AM, Nobrega AS, Moreno A, Haddad MF, Pesqueira AA (2014) Effect of beverages and mouthwashes on the hardness of polymers used in intraoral prostheses. *J Prosthodont* 23(7):559-564.

Goiato MC, Zuccolotti BC, Moreno A, Vechiato Filho AJ, Paulini MB, Santos DM (2016) Effect of nanoscale particles incorporation on microhardness of polymers for oral prosthesis. *Contemp Clin Dent* 7(3):307-311.

Gosavi SS, Gosavi SY, Alla RK (2010) Local and systemic effects of unpolymerised monomers. *Dent Res J* 7:82-87.

Gosepath J, Brieger J, Muttray A, Best S, Pourianfar M, Jung D, Letzel S, Mann WJ (2007) mRNA-induction and cytokine release during in vitro exposure of human nasal respiratory epithelia to methyl methacrylate. *Toxicol Lett* 171:29-37.

Grellmann W und Seidler S: Mechanische Eigenschaften von Kunststoffen. In: Grellmann W (Hrsg), Seidler S (Hrsg): *Kunststoffprüfung* 3. Aufl. Carl Hanser Verlag, München, 2015, S. 79-239.

Groß A (1979) Kunststoffe in der Zahnmedizin. *Chem unserer Z* 13:142-146.

Gungor H, Gundogdu M, Alkurt M, Yesil Suymus Z (2017) Effect of polymerization cycles on flexural strengths and microhardness of different denture base materials. *Dent Mater J* 36(2):168-173.

Hamanaka I, Iwamoto M, Lassila LV, Vallittu PK, Takahashi Y (2016) Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Biomater Odontol Scand* 2(1):31-37.

Han W, Li Y, Zhang Y, Lv Y, Zhang Y, Hu P, Liu H, Ma Z, Shen Y (2017) Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology. *Medicine* 96(1):5435.

Hasan HR (2003) Comparison of some physical properties of acrylic denture base material cured by water bath and microwave techniques. *Al-Rafidain Dent J* 3:143-147.

Hemmati MA, Vafae F, Allahbakhshi H (2015) Water Sorption and Flexural Strength of Thermoplastic and Conventional Heat-Polymerized Acrylic Resins. *J Dent* 12(7):478-484.

Herrmann D (1977) Allergische Reaktionen durch zahnärztliche Werkstoffe. *Münch med Wschr* 119:265-270.

Hersek N, Canay S, Uzun G, Yildiz F (1999) Color stability of denture base acrylic resins in three food colorants. *J Prosthet Dent* 81:375-375.

Hohmann A, Hielscher W: Kunststoff. In: Hohmann A (Hrsg), Hielscher W (Hrsg): *Zahntechnik in Frage und Antwort*. 2. Auflage, Verlag Neuer Merkur GmbH, München, 2003, S.446.

Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I (2014) Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dentistry* 111:351-355.

IPCS (1998) Genf: World Health Organization: Methyl Methacrylate: Concise International Chemical Assessment Dokument Nr. 4  
<https://www.who.int/ipcs/publications/cicad/en/cicad04.pdf> Abrufdatum: 08.09.2015

IvoBase Wissenschaftliche Dokumentation (2012)

<http://www.ivoclarvivadent.com/de/produktkategorien/ivobase-injection-system/ivobase-hybrid>

Abrufdatum: 15.08.2018

Jadhav R, Bhide SV, Prabhudesai PS (2013) Assessment of the impact strength of the denture base resin polymerized by various processing techniques. *Indian J Dent Res* 24(1):19-25.

Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S.173-204.

Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B (2018) Advantages of CAD/CAM versus Conventional Complete Dentures – A review. *Open Access Maced J Med Sci* 6(8):1498-1502.

Jo LJ, Shenoy KK, Shetty S (2011) Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. *Indian J Dent Res* 22(1):71-76.

Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ (2004) Cytotoxicity of denture base resins: effect of water bath and microwave postpolymerization heat treatments. *Int J Prosthodont* 17(3):340-344.

Kaiser (2010) Menlo Park: Henry J. Kaiser Family Foundation. United States: Number of Dentists, 2008. <http://www.statehealthfacts.org>. Abrufdatum 08.09.2015

Kanerva L (2001) Cross-reactions of multifunctional methacrylates and acrylates. *Acta Odontol Scand* 59:320-329.

Kedjarune U, Charoenworluk N, Koontongkaew S (1999) Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: Cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent J* 44:25-30.

Khamaysi Z, Bergman R, Weltfriend S (2006) Positive patch test reactions to allergens of the dental series and the relation to the clinical presentations. *Contact Dermatitis* 55:216-218.

Kiesow A, Sarembe S, Pizzey RL, Axe AS, Bradshaw DJ (2016) Material compatibility and antimicrobial activity of consumer products commonly used to clean dentures. *J Prosthet Dent* 115(2):189-198.

Kim GH, Cheong KA, Lee AY (2017) Increased Skin Irritation by Hydroquinone and Retinoic Acid Used in Combination. *Ann Dermatol* 29(6):715-721.

Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M (1983) Applications of microwave for dental technique (Part 1). Dough-forming and curing of acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch* 23:43-49.

Koch C, Bürgers R, Hahnel S (2013) *Candida albicans* adherence and proliferation on the surface of denture base materials. *Gerodontology* 30(4):309-313.

Kohorst JJ, Bruce AJ, Torgerson RR, Schenk LA, Davis MD (2014) A population-based study of the incidence of burning mouth syndrome. *Mayo Clin Proc* 89(11):1545-1552.

Kopperud HM, Kleven IS, Wellendorf H (2011) Identification and quantification of leachable substances from polymer-based orthodontic base-plate materials. *Eur J Orthod* 33:26-31.

Körber KH (1990) Werkstoffkundliche Analyse zur Indikation des SR-Ivocap-Polymerisationsverfahrens. *Dental Lab* 38:1617.

Kuhar M, Funduk N (2005) Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent* 93(1):76-85.

Lang R (2003) Prothesenkunststoffe - Eine Standortbestimmung. Bayrisches Zahnärzteblatt 07:27-29.

Lassila LV, Vallittu PK (2001) Denture base polymer Alldent Sinomer: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. J Oral Rehabi 28(7):607-613.

Lee HH, Lee JH, Yang TH, Kim YJ, Kim SC, Kim GR, Kim HR, Lee CJ, Okubo C (2018) Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers. Dent Mater J. doi: 10.4012/dmj.2017-373.

Leggat PA, Kedjarune U (2003) Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. Dent J 53(3):126-131.

Lima APB, Vitti RP, Amaral M, Neves ACC, da Silva Concilio LR (2018) Effect of polymerization method and fabrication method on occlusal vertical dimension and occlusal contacts of complete-arch prosthesis. J Ade Prosthodont 10(2)122-127.

Lindemayr H, Drobil M (1981) Contact sensitization to benzoyl peroxide. Contact Dermatitis 7(3):137-140.

Liu T, Loftenius A, ElGhazali G, Troye-Blomberg M, Ma S, Ekstrand J (1999) Differential regulation of in vitro cytokine production by human blood cells in response to methylmethacrylate. J Toxicol Environ Health 56:165-182.

Lozewicz S, Davidson AG, Hopkirk A, Burge PS, Boldy DA, Riordan JF, McGivern DV, Platts BW, Davies D, Newman Taylor AJ (1985) Occupational asthma due to methyl methacrylate and cyanoacrylates. Thorax 40:836-839.

Lugović-Mihić L, Šitum M, Šeserko A (2009) Alergijske reakcije na stomatološke materijale. Sonda 19:33-35.

Lynde CB, Grushka M, Walsh SR (2014) Burning mouth syndrome: patch test results from a large case series. J Cutan Med Surg 18(3):174-179.

Machado AL, Breeding LC, Vergani CE, da Cruz Perez LE (2009) Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. J Prosthet Dent 102:115-122.

Machado AL, Bochio BC, Wady AF, Jorge JH, Canevarolo SV Jr, Vergani CE (2012) Impact strength of denture base and reline acrylic resins: An in vitro study. J Dent Biomech doi: 10.1177/1758736012459535 [Machado et al a)]

Machado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE (2012) Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. Gerodontology 29(2):318-823. [Machado et al b)]

Madan N und Datta K (2012) Evaluation of tensile bond strength of heat cure and autopolymerizing silicone-based resilient denture liners before and after thermocycling. Indian J Dent Res 23(1):64-68.

Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J (Hrsg): Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 6. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2008, S.102-304.

Meng TR Jr, Latta MA (2005) Physical properties of four acrylic denture base resins. J Contemp Dent Pract 15;6(4):93-100.

Minciullo PL, Paolino G, Vacca M, Gangemi S, Nettis E (2016) Unmet diagnostic needs in contact oral mucosal allergies. Clin Mol Allergy 14(1):10.

Moeen F, Khan YH, Ghani F (2008) Safety and Hazards of Materials used in the Fabrication of Dental Prostheses. J Pak Mater Soc 2(1):28.

Moll I: Allergische Krankheiten. In: Bob A (Hrsg) Bob K(Hrsg): Duale Reihe Dermatologie, 6. überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005, S.114-135.

Murthy HB, Sachdeva H, Khare S, Haralur SB, Roopa KT (2015) Effect of Reinforcement Using Stainless Steel Mesh, Glass Fibers, and Polyethylene on the Impact Strength of Heat Cure Denture Base Resin - An In Vitro Study. J Int Oral Health 7(6):71-79.

Müller-Hermelink HK: Immunpathologie. In: Roessner A (Hrsg), Pfeifer U, Müller-Hermelink HK: Pathologie für Zahnmediziner, 1. Auflage, Urban & Fischer Verlag, München, 2004, S.107-115.

Newesely H: Chemie der Kunststoffe. In: Eichner K (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 5. Auflage, Hüthig, Heidelberg, 1988, S.101-123.

Nicholson PJ, Cullinan P, Taylor AJ, Burge PS, Boyle C (2005) Evidence based guidelines for the prevention, identification, and management of occupational asthma. Occup Environ Med 62(5):290-299.

Nik TH, Shahroudi AS, Eraghihzadeh Z, Aghajani F (2014) Comparison of residual monomer loss from cold-cure orthodontic acrylic resins processed by different polymerization techniques. J Orthod 41:30-37.

NIOSH (1990) National Occupational Exposure Survey conducted from 1981 to 1983. <http://www.cdc.gov/noes/> Abrufdatum: 08.09.2015

Ockenfels HM, Uter W, Lessmann H, Schnuch A, Geier J (2009) Patch testing with benzoyl peroxide: reaction profile and interpretation of positive patch test reactions. *Contact Dermatitis* 61(4): 209-216.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ (1992) Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67(3):325-327.

Panariello BH, Izumida FE, Moffa EB, Pavarina AC, Jorge JH, Giampaolo ET (2015) Effects of short-term immersion and brushing with different denture cleansers on the roughness, hardness, and color of two types of acrylic resin. *Am J Dent* 28(3):150-156.

Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV (2004) Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *J Prosthodont* 13(2):83-89.

Pegum JS, Medhurst FA (1971) Contact dermatitis from penetration of rubber gloves by acrylic monomer. *Br Med J* 2:141-143.

Pemberton MA, Lohmann BS (2014) Risk Assessment of residual monomer migrating from acrylic polymers and causing Allergic Contact Dermatitis during normal handling and use. *Regul Toxicol Pharmacol* 69(3):467-475.

Polychronakis NC, Polyzois GL, Lagouvardos PE, Papadopoulos TD (2015) Effects of cleansing methods on 3-D surface roughness, gloss and color of a polyamide denture base material. *Acta Odontol Scand* 73(5):353-363.

Polychronakis NC, Sarafianou A, Zissis A, Papadopoulos T (2017) The Influence of Thermocycling on the Flexural Strength of a Polyamide Denture Base Material *Acta Stomatol Croat* 51(4): 309-315.



Porwal A, Khandelwal M, Punia V, Sharma V (2017) Effect of denture cleansers on color stability, surface roughness, and hardness of different denture base resins. J Indian Prosthodont Soc 17(1):61-67.

Praveen B, Babaji HV, Prasanna BG, Rajalbandi SK, Shreeharsha TV, Prashant GM (2014) Comparison of Impact Strength and Fracture Morphology of Different Heat Cure Denture Acrylic Resins: An In vitro Study. J Int Oral Health 6(5):12-16.

Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L (2005) Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. J Prosthet Dent 92(1):72-78.

Pfeiffer P, Rosenbauer EU (2004) Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. J Prosthet Dent 92(1):72-78.

Prothetische Werkstoffe – MERZ Dental (2016) [https://www.merz-dental.de/fileadmin/user\\_upload/downloads/Zahntechnik/Produktinformationen/Brosch%C3%BCren/Prothesenkunststoffbrosch%C3%BCre.pdf](https://www.merz-dental.de/fileadmin/user_upload/downloads/Zahntechnik/Produktinformationen/Brosch%C3%BCren/Prothesenkunststoffbrosch%C3%BCre.pdf) Abrufdatum: 16.08.2018

Promolux High Impact Gebrauchsinformationen – MERZ Dental (2014) [https://www.merz-dental.de/fileadmin/user\\_upload/downloads/Zahntechnik/Gebrauchsinformationen/Promolux\\_High\\_Impact/GI\\_Promolux.HI\\_907112\\_2014-09\\_02\\_int.pdf](https://www.merz-dental.de/fileadmin/user_upload/downloads/Zahntechnik/Gebrauchsinformationen/Promolux_High_Impact/GI_Promolux.HI_907112_2014-09_02_int.pdf) Abrufdatum: 15.08.2018

Promolux High Impact Sicherheitsdatenblatt Version 7.1 – MERZ-Dental (2018) [https://www.merz-dental.de/fileadmin/user\\_upload/downloads/Zahntechnik/Sicherheitsdatenbl%C3%A4tter/Kunststoffe/Promolux/Promolux\\_High\\_Impact\\_Polymer\\_D251\\_HI\\_rosa\\_D-de\\_V7\\_1\\_2018-02-27.pdf](https://www.merz-dental.de/fileadmin/user_upload/downloads/Zahntechnik/Sicherheitsdatenbl%C3%A4tter/Kunststoffe/Promolux/Promolux_High_Impact_Polymer_D251_HI_rosa_D-de_V7_1_2018-02-27.pdf) Abrufdatum: 15.08.2018

Produktbroschüre „PALA“ von Heraeus (2013) [https://www.zwp-online.info/sites/default/files/ressources/Unternehmen/Heraeus/flyer\\_paladon\\_ultra\\_palaxpress\\_ultra.pdf](https://www.zwp-online.info/sites/default/files/ressources/Unternehmen/Heraeus/flyer_paladon_ultra_palaxpress_ultra.pdf) Abrufdatum: 15.08.2018

Puri G, Berzins DW, Dhuru VB, Raj PA, Rambhia SK, Dhir G, Dentino AR (2008) Effect of phosphate group addition on the properties of denture base resins. *J Prosthet Dent* 100: 302-308.

Radlewitz S: Thermolabile Mikrokapseln. In: Radlewitz S (Hrsg): Mikrokapseln als polymere Bindersysteme für die Formgebung von keramischen Werkstoffen über Schlickerguss, Herbert Utz Verlag, München, 1999, S.60.

Rai R, Dinakar D, Kurian SS, Bindoo YA (2014) Investigation of contact allergy to dental materials by patch testing. *Indian Dermatol Online J* 5:282-286.

Rashid H, Sheikh Z, Vohra F (2015) Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent* 9(4):614-619.

Robinson MK, Nusair TL, Fletcher ER, Ritz HL (1990) Review of the Buehler guinea pig skin sensitization test and its use in a risk assessment process for human skin sensitization. *Toxicology* 61:91-107.

Sandre M, Skotnicki-Grant S (2018) A Case of a Paediatric Patient with Allergic Contact Dermatitis to Benzoyl Peroxide. *J Cutan Med Surg* 22(2):226-228.

Sato S, Cavalcante MR, Orsi IA, Paranhos Hde F, Zaniquelli O (2005) Assessment of flexural strength and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. *Braz Dent J* 16:124-128.

SCENIHR (2008) Brüssel: European Commission. The Safety of Dental Amalgam and Alternative Dental Restoration Materials for Patients and Users.

[http://ec.europa.eu/health/ph\\_risk/committees/04\\_scenihhr/docs/scenihhr\\_o\\_011.pdf](http://ec.europa.eu/health/ph_risk/committees/04_scenihhr/docs/scenihhr_o_011.pdf).

Abrufdatum: 09.09.2015

Savonius B, Keskinen H, Tuppurainen M, Kanerva L (1993) Occupational respiratory disease caused by acrylates. *Clin Exp Allergy* 23:416-424.

Schneider M, Kott H. 1997. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen der Prothesenbasismaterialien SR-Ivocap, Paladon 65 und Microbase. [Dissertation]. Jena: Universität

Schwindling FS, Rammelsberg P, Stober T (2014) Effect of chemical disinfection on the surface roughness of hard denture base materials: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 27(3):215-225.

Seo RS1, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL (2007) Effect of a post-polymerization treatments on the flexural strength and Vickers hardness of relined and acrylic denture base resins. *J Appl Oral Sci* 15(6):506-511.

Shintani H, Tsuchiya T, Hata Y (1993) Solid phase extraction and HPLC analysis of toxic components eluted from methyl methacrylate dental materials. *J Anal Toxicol* 17:73-78.

Singh RD, Gautam R, Siddhartha R, Singh BP, Chand P, Sharma VP, Jurel SK (2013) High performance liquid chromatographic determination of residual monomer released from heat-cured acrylic resin. An in vitro study. *J Prosthodont* 22:358-361.

Smith DC (1959) The acrylic denture base - the peroxide concentration in dental polymers. *Br Dent J* 107:62-67.

Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, Dumfahrt H (2017) Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Investig* 21(5):1697-1705.

Strietzel R: Physikalische Eigenschaften. In: Strietzel R (Hrsg): Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme, 1. Auflage, Verlag Neuer Merkur GmbH, München, 2005, S.20.

Tai Y, Wang C, Wang Z, Liang Y, Du J, He D, Fan X, Jordt SE, Liu B (2017) Involvement of Transient Receptor Potential Cation Channel Member A1 activation in the irritation and pain response elicited by skin-lightening reagent hydroquinone. *Sci Rep* 7(1):7532.

Tarlo SM, Balmes J, Balkissoon R, Beach J, Beckett W, Bernstein D, Blanc PD, Brooks SM, Cowl CT, Daroowalla F, Harber P, Lemiere C, Liss GM, Pacheco KA, Redlich CA, Rowe B, Heitzer (2008) Diagnosis and management of work-related asthma: American College Of Chest Physicians Consensus Statement. *Chest* 134(3):1-41.

Tornhill MH (2006) Oral lichenoid lesions and amalgam fillings. *Evid Based Dent* 7:74-75.

Trautmann A: Grundlagen. In: Trautmann A (Hrsg): Allergiediagnose - Allergietherapie. 1. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2006, S.11-19.

Tsuchiya H, Yamada K, Akagiri M, Tajima K, Miyazaki T, Takagi N, Itoh U, Sato M (1993) Effect of an ultraviolet light-activated coating material on reduction of the leaching of methyl methacrylate and formaldehyde from denture acrylic resins. *Dent Mater J* 12(2):253-258.

Tuna EB, Rohlig BG, Sancakli E, Evlioglu G, Gencay K (2013) Influence of acrylic resin polymerization methods on residual monomer release. *J Contemp Dent Pract* 14(2):260.

Ucar Y, Akova T, Aysan I (2012) Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont* 21(3):173-176.

Urban VM, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, de Almeida FG, Cass QB (2009) Effect of water-bath post-polymerization on the mechanical properties, degree of conversion, and leaching of residual compounds of hard chairside reline resins. Dent Mater 25(5):662-671.

Urban VM, Machado AL, Oliveira RV, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB (2007) Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. Dent Mater 23(3):363-368.

Van 't Hof W, Veerman EC, Nieuw Amerongen AV, Ligtenberg AJ (2014) Antimicrobial defense systems in saliva. Monogr Oral Sci 24:40-51.

Viohl J: Normen für zahnärztliche Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung., 8. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2005, S.399.

Wahlberg JE und Boman A (1985) Guinea pig maximization test. Curr Probl Dermatol 14:59-106.

Welker D: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Prothesenkunststoffe. 7. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S. 211-250.

Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, Fatti P (1986) The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly (methyl methacrylate) J Prosthet Dent 55:518-525.

Yamauchi M, Yamamoto K, Wakabayashi M, Kawano J (1990) In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. Dent Mater J 9(1):19-24.

Zissu D (1995) Histopathological changes in the respiratory tract of mice exposed to ten families of airborne chemicals. *J Appl Toxicol* 15:207-213.

## 7. Thesen

1. Prothesenkunststoffe gehören trotz voranschreitender, kunststofffreier Alternativen nach wie vor zu den wichtigsten und meist verwendeten Werkstoffen in der zahnärztlichen Prothetik und sind wie alle anderen oral applizierten Werkstoffe den Bedingungen der Mundhöhle ausgesetzt.
2. Aufgrund der in den Basisstoffen der Prothese enthaltenen potentiellen Allergene, kommt es bei Trägern von Kunststoff-basierten Teil- und Totalprothesen immer wieder zu allergischen Beschwerden.
3. Kunststoffe, welche als Alternative zu den potentiell allergenen, konventionellen Prothesenbasiskunststoffen angeboten werden, sollten möglichst frei von allergieauslösenden Bestandteilen sein. Die physikalisch-mechanischen Eigenschaften der hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffe sollten dabei denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe entsprechen beziehungsweise ihnen überlegen sein
4. Das Ziel dieser Arbeit ist es, die physikalischen und mechanischen Eigenschaften eines modernen, hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffs (Polyan IC) mit denen konventioneller und in verschiedenen Herstellungsverfahren hergestellter Prothesenbasiskunststoffe (Paladon 65, Paladon Ultra, Promolux High Impact, IvoBase Hybrid) zu vergleichen. Der Vergleich erfolgt dabei sowohl im Zuge einer Prüfung unmittelbar nach der Herstellung sowie nach dem durchlaufen eines künstlichen Alterungsprozesses.
5. Bei der Untersuchung der Biegefestigkeit nach DIN EN ISO 178 zeigt sich, dass die Biegefestigkeit von Polyan IC bei Testung ohne Alterung im Mittelfeld des Vergleichsniveaus lag. Nach dem Durchlaufen des künstlichen Alterungsprozesses lag sein Ergebnis oberhalb des Vergleichsniveaus. Beim Elastizitätsmodul liegt der Wert des hypoallergenen Polyan IC sowohl bei Testung vor Alterung als auch nach Alterung über denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe.
6. Bei der Mikrohärtigkeit, welche nach DIN EN ISO 14577-1 geprüft wurde, liegt Polyan IC sowohl bei Testung ohne Alterung als auch nach Alterung mit seinen Werten über denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe

7. Die Untersuchung der Kugeldruckhärte nach DIN EN ISO 2039-1 ergab, dass sich Polyan IC sowohl mit den Werten der Testung ohne Alterung als auch mit denen nach Alterung oberhalb der Werte des Vergleichsniveaus befindet.
8. Die Untersuchung der Schlagzähigkeit wurde nach DIN EN ISO 179 durchgeführt. Dabei lagen die Werte von Polyan IC bei Testung ohne Alterung innerhalb des durch die konventionellen Kunststoffe vorgegebenen Toleranzspektrums. Nach Alterung läge die Werte von Polyan IC unter denen der konventionellen Prothesenbasiskunststoffe.
9. In der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass der hypoallergene Prothesenbasiskunststoff Polyan IC den konventionellen Prothesenbasiskunststoffen in einigen der getesteten Eigenschaften überlegen ist. Darüber hinaus zeigt Polyan IC eine ähnliche Reaktion auf äußere Einflüsse wie Säure und Temperaturänderungen wie die konventionellen Prothesenkunststoffe. Festzustellen bleibt jedoch auch, dass Polyan IC das Vergleichsniveau bei der Kerbschlagzähigkeit nach Durchlaufen des Alterungsprozesses nicht erreicht hat.
10. Resümierend lässt sich sagen, dass Polyan IC bei den hier getesteten Eigenschaften nahezu jedes Mal im oder über dem Vergleichsniveau lag. Einzig die Bruchfestigkeit des Materials zeigte sich in verbesserungswürdigem Zustand.



### **III. Erklärungen**

Die vorliegende Arbeit einschließlich der Untersuchungen und der statistischen Auswertung wurden selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt.

Ingolstadt, Datum

Ich erkläre weiterhin, dass frühere Promotionsversuche mit der gleichen oder einer anderen Dissertation nicht erfolgt sind. Die vorliegende Arbeit wird erstmalig und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht.

Ingolstadt, Datum

#### **IV. Lebenslauf**

Name	David Werres
Geburtsdatum	20.12.1991
Geburtsort	Hamburg
Eltern	Achim Werres, Soldat Kathrin Werres, Hausfrau
Geschwister	Felix Werres, Student
Familienstand	ledig

#### **Bildungsweg**

1998-1999	„Wigand-Gerstenberg Grundschule“ in Frankenberg an der Eder
1999-2001	„Grotefendweg“ Grundschule in Hamburg
2001-2002	„Waldschule“ Grundschule in Bonn
2002-2006	„Ernst-Moritz-Arndt“ Gymnasium in Bonn
2006-2008	„Descartes“ Gymnasium in Neuburg an der Donau
2008-2011	„Hans-Carossa“ Gymnasium in Berlin
2011	Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle/Wittenberg
2012	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
2014	Zahnärztliche Vorprüfung
2016	Approbation als Zahnarzt an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

Ingolstadt, Datum

## V. Danksagungen

Die vorliegende Studie wurde im August 2019 von der Universitätspoliklinik für zahnärztliche Prothetik als Dissertation angenommen.

Ohne die Unterstützung der Institution und Ihrer Mitarbeiter hätte diese Arbeit in dieser Form nicht realisiert werden können.

Mein besonderer Dank gilt zunächst meinem Doktorvater, Priv.-Doz. Dr. med. dent. Jeremias Hey, der meine Arbeit stets mit Geduld und konstruktiver Kritik unterstützt hat.

Darüber hinaus danke ich meiner Betreuerin, Frau Dr. Christin Arnold, die mir stets mit gutem Rat zu Seite stand und mich bei der inhaltlichen Ausrichtung der Arbeit unterstützt hat.

Weiterhin danke ich Frau Dipl.-Ing. Heidrun Müller von der Polymer Service GmbH Merseburg, die mich mit ihren Mitarbeitern bei der technischen Durchführung der Experimente unterstützt hat.

Mein besonderer Dank gilt schließlich meinen Eltern Kathrin und Achim Werres sowie meinem Bruder Felix und meiner Partnerin Melanie, die meine Arbeit mit großem Engagement unterstützt und mich immer wieder motiviert haben.