

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

## **Der Einfluss von Desinfektionsmitteln auf die klinischen Eigenschaften von Prothesenkunststoffen**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Nadine Blümel

geboren am 18. Juni 1983 in Wolfen

Betreuer: Priv.-Doz. Dr. med. dent. habil. Arne F. Boeckler

Gutachter: 1. PD Dr. med. dent. habil. Boeckler  
2. Prof. Dr. med. dent. Schaller  
3. Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. Geis-Gerstorfer (Tübingen)

eingereicht am: 13.01.2012

verteidigt am: 07.11.2012

Für meine Eltern

## Referat

Prothetische Werkstücke sollten desinfiziert werden, um Kontaminationsketten zu unterbrechen. Die Industrie bietet bislang keine Produkte speziell zur Prothesendesinfektion an. Häufig werden Universaldesinfektionslösungen verwendet. Ziel der Untersuchung war es, den Einfluss von ausgewählten Desinfektionsmitteln (Impresept (Firma 3M Espe), D 050 Instru-Gen (Firma ad-Arztbedarf) und Stammopur DR (Firma Dr. H. Stamm)) auf klinisch relevante werkstoffkundliche Parameter zu testen. Es wurden zwei kaltpolymerisierende Kunststoffe (PalaXpress, Firma Heraeus Kulzer und Futura Gen, Firma Schütz-Dental) und zwei Heißpolymerisate (Paladon 65, Firma Heraeus Kulzer und FuturAcryl 2000, Firma Schütz-Dental) untersucht. Alle Prüfkörper wurden für 24h in destilliertem Wasser und anschließend in einem Trockenschrank bei 22°C gelagert. Die Prüfkörper wurden in 5 Testreihen eingeteilt und wie folgt konditioniert: R1-trocken, R2-Aqua dest. 60min, R3-Impresept, 100%, 10min, R4-Stammopur DR, 3%, 60min, R5-Instru-Gen, 2%, 60min. Im Anschluss erfolgte die Erfassung von Biegefestigkeit, Makrohärte, Mikrohärte, Oberflächenrauigkeit und Farbveränderung. Die Ergebnisse wurden deskriptiv statistisch und auf Signifikanzen (Signifikanzniveau 0,05) untersucht.

Der Vergleich der Ergebnisse nach Wasserlagerung mit den Ergebnissen nach Desinfektion ergab keine signifikanten Unterschiede bei den getesteten Parametern Elastizität, Festigkeit und Makrohärte. Die Desinfektion bewirkte unterschiedliche, klinisch teilweise nicht relevante Veränderungen der Mikrohärte. Bei PalaXpress resultierten nach Desinfektion mit Impresept und Stammopur DR und bei Futura Gen nach Desinfektion mit Impresept, Stammopur DR, D 050 Instru-Gen signifikant erhöhte Mikrohärtewerte im Vergleich zur Kontrollgruppe. D 050 Instru-Gen verursachte eine wahrnehmbare Farbveränderung von FuturAcryl 2000 ( $\Delta E > 2$ , wahrgenommener Farbunterschied). Weiterhin wurde festgestellt, dass das Einwirken von Stammopur DR die Oberflächenrauigkeit von PalaXpress statistisch signifikant erhöhte.

Wie die vorliegende Untersuchung zeigt, kann die Verwendung von Impresept zur Desinfektion von herausnehmbarem Zahnersatz im Sinne einer Vereinheitlichung von Arbeitsabläufen empfohlen werden, ohne die materialtechnischen Eigenschaften negativ zu beeinflussen. Dahingegen können Stammopur DR und D 050 Instru-Gen nicht vorbehaltlos zur Desinfektion von PMMA-Kunststoffen empfohlen werden.

Blümel, Nadine: Der Einfluss von Desinfektionsmitteln auf die klinischen Eigenschaften von Prothesenkunststoffen, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 77 Seiten, 2011

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturüberblick.....	1
1.1	Zahnärztliche Kunststoffe .....	3
1.1.1	Zusammensetzung von Prothesenkunststoffen auf MMA-Basis .....	3
1.1.2	Zahntechnische Verarbeitung .....	5
1.2	Die Bedeutung der Desinfektion in der Zahnmedizin .....	7
1.2.1	Methoden der Prothesendesinfektion .....	9
1.3	Mechanische Eigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen und deren Testung .....	11
1.3.1	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul.....	12
1.3.2	Makrohärte .....	13
1.3.3	Mikrohärte .....	13
1.3.4	Oberflächenrauigkeit.....	14
1.3.5	Farbe.....	15
2	Material und Methoden .....	16
2.1	Untersuchte Prothesenkunststoffe und Desinfektionsmittel.....	16
2.2	Herstellung der Prüfkörper.....	20
2.3	Versuchsablauf.....	23
2.4	Untersuchte Werkstoffeigenschaften .....	25
2.4.1	Drei-Punkt-Biegeversuch.....	26
2.4.2	Makrohärteprüfung .....	27
2.4.3	Mikrohärteprüfung .....	28
2.4.4	Oberflächenrauigkeit.....	30
2.4.5	Farbmessung.....	31
2.5	Datenverarbeitung und statistische Auswertung .....	32
3	Untersuchungsergebnisse .....	34
3.1	Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit.....	34
3.1.1	Elastizitätsmodul.....	34

3.1.2	Biegespannung bei 1% Dehnung.....	37
3.2	Makrohärte .....	40
3.3	Mikrohärte .....	43
3.4	Oberflächenrauigkeit.....	46
3.5	Farbe .....	49
4	Diskussion .....	53
4.1	Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit.....	55
4.2	Makrohärte .....	58
4.3	Mikrohärte .....	59
4.4	Oberflächenrauigkeit.....	61
4.5	Farbe .....	63
5	Zusammenfassung .....	65
6	Literaturverzeichnis .....	67
7	Thesen .....	75

## Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

### Formeln und Einheiten

MMA	Methacrylsäuremethylester
PMMA	Polymethacrylsäuremethylester
EGDM	Ethylenglykoldimethacrylat
E-Modul	Elastizitätsmodul in MPa
$\sigma_{iM}$	Biegefestigkeit in MPa
HM	Martenshärte in N/mm <sup>2</sup>
H	Kugeldruckhärte in N/mm <sup>2</sup>
R <sub>a</sub>	Mittenrauenwert in $\mu\text{m}$
$\Delta E$	Farbunterschied

### Weitere Abkürzungen und Symbole

SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Aqua dest.	Aqua destillata
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
DGHM	Deutsche Gesellschaft für Hygiene und Mikrobiologie
CIE	Commission International d'Eclairage
DAHZ	Deutscher Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin
RKI	Robert Koch-Institut
DIN	Deutsches Institut für Normung
EN	Europäische Norm
ISO	International Organisation for Standardization

## 1 Einleitung und Literaturüberblick

Die Desinfektion von zahntechnischen Werkstücken vor und nach Patientenkontakt sollte Bestandteil des täglichen Praxisablaufes sein. Neben dem Patienten sind Behandler, Zahntechniker und die Mitarbeiter der zahnärztlichen Praxis und des Dentallabors regelmäßig Krankheitserregern ausgesetzt (Brace und Plummer 1993). Ebenso können Keime auf dem Weg zum Labor und zurück in die Praxis übertragen werden. Daher ist es dringend notwendig, Kontaminationsketten zu unterbrechen und der möglichen Übertragung pathogener Keime und infektiöser Krankheiten entgegenzuwirken. Folglich müssen prothetische Werkstücke im täglichen Praxisablauf, bevor sie die Praxis in Richtung Technik oder Patient verlassen, desinfiziert werden (Pavarina et al. 2003a). Das Robert Koch-Institut spricht in der Richtlinie „Infektionsprävention in der Zahnheilkunde – Anforderungen an die Hygiene“ die Empfehlung aus, zahnärztliche und zahntechnische Materialien und Instrumente durch entsprechende Hygienemaßnahmen zu desinfizieren, da diese als mikrobiell kontaminiert anzusehen sind (2006c). Obwohl zahlreiche Richtlinien für den Bereich der zahnärztlichen Hygiene formuliert wurden (2003a; 2006c; Deutscher Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin 2011) und die Desinfektion dentaler Werkstücke darin vorgegeben ist, erfolgt die Realisierung im täglichen Praxisablauf in einem nicht zufriedenstellenden Ausmaß (Borneff und Bergler 1986; Heudorf et al. 2006). Es existieren verschiedene Übertragungswege, auf denen Keime von der Praxis in das zahntechnische Labor bzw. innerhalb des Labors übertragen werden können. Zum einen geschieht dies, wenn Arbeiten wegen mehrerer Arbeitsschritte oder für Reparaturen ins Labor geschickt werden. Dort können die Keime dann weiter gestreut werden, z.B. durch den Kontakt mit kontaminierten Händen und über die Poliermaschinen, insbesondere den Poliersand (Azevedo et al. 2006; da Silva et al. 2008). In einer Studie von *Wakefield* (1980) wurden 10 sterile Totalprothesen zur Bruchreparatur in verschiedene Labore geschickt. Auf 9 davon waren im Anschluss potenziell pathogene Keime nachweisbar, was auf eine ungenügende bzw. nicht stattfindende Desinfektion schließen lässt. *Powell et al.* (1990) widmeten eine repräsentative Studie der Identifikation von Mikroorganismen auf zahnärztlichen Werkstücken (Abformungen, Prothesen, Kronen, Bissregistrare aus Wachs), die potenziell in Labore übertragen werden können. 76% aller Materialien, die von den Praxen in die verschiedenen Labore geschickt wurden, waren mit Bakterien variierender Pathogenität kontaminiert. Diese Untersuchung verdeutlicht einmal mehr die Notwendigkeit einer adäquaten Infektionskontrolle, um Kreuzkontaminationen

zwischen Patienten, Dentallabor und Praxis zu vermeiden. Zahntechnische Werkstücke, insbesondere getragener Zahnersatz und getragene kieferorthopädische Geräte sind schwierig zu desinfizieren (2009). Von der Industrie werden bislang keine speziellen Produkte angeboten, mit denen der Zahnarzt oder Zahntechniker eine suffiziente Desinfektion durchführen kann. Im Dental Vademekum (2009) werden hilfsweise drei verschiedene Produkte zur chemischen Desinfektion von Zahnersatz angeboten, jedoch mit dem Verweis, dass diese primär einen anderen Anwendungsbereich haben. Im täglichen Praxisablauf werden häufig Universaldesinfektionsmittel zur Desinfektion von Abformmaterialien, Abformlöffeln und Prothesen verwendet. Die Effektivität derartiger Universaldesinfektionsmittel im Hinblick auf die Desinfektion von Abformmaterialien wurde bereits mehrfach getestet (Meiners 1989; Borneff und Pichl 1989; Koke et al. 1996; Dürr et al. 2008). Die Desinfektion dentaler Werkstücke, wie z.B. von herausnehmbarem Zahnersatz war in der Vergangenheit ebenfalls Gegenstand wissenschaftlicher Diskussionen. *Dürr et al.* (2008) untersuchten die Anwendbarkeit des als Flächendesinfektionsmittel geprüften Desinfektionsverfahrens (Sonntag 1990; Heeg 2001) auf die Desinfektion von Prothesenbasismaterialien. Weitere Untersuchungen näherten sich der Thematik und untersuchten den Einfluss verschiedener Desinfektionslösungen auf die Biegefestigkeit (Asad et al. 1992; Pavarina et al. 2003a) und die Oberflächenhärte (Asad et al. 1993; Neppelenbroek et al. 2005) prothetischer Kunststoffe. Phenolhaltige Desinfektionsmittel führten zu nachweislichen Farb- und Oberflächenveränderungen und sind daher zur Prothesendesinfektion ungeeignet (Ma et al. 1997; Polyzois et al. 1997).

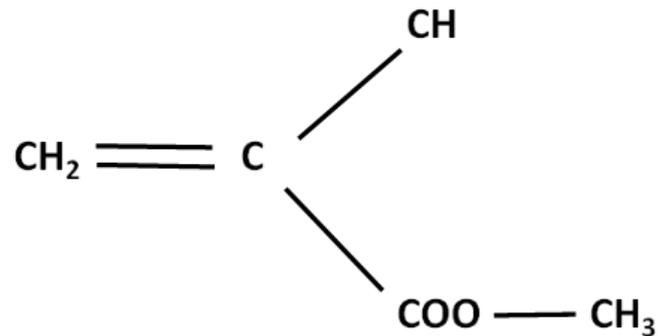
Aufgrund des eingangs beschriebenen Mangels an speziellen Produkten wurde eine Vielzahl von Desinfektionsmitteln verschiedenster chemischer Wirkstoffgruppen getestet. Die Ergebnisse lassen keine eindeutigen zusammenfassenden Aussagen zu. Ausgehend von den oben beschriebenen Zusammenhängen bestand das Ziel dieser Arbeit darin, den Einfluss handelsüblicher Desinfektionsmittel gemäß der Empfehlungen des Dental Vademekums auf kalt- und heißpolymerisierende, in der Dentaltechnik häufig verwendete PMMA-Kunststoffe zu untersuchen. Anhand verschiedener werkstoffkundlicher Parameter sollte geklärt werden, ob die Desinfektion möglicherweise Einfluss auf die materialtechnischen Eigenschaften von Kunststoffprothesen nehmen kann.

## **1.1 Zahnärztliche Kunststoffe**

Zahnärztliche Kunststoffe haben einen sehr breiten Indikationsbereich. So dienen sie nicht nur der Herstellung von Prothesen und als Füllungsmaterial, sondern werden auch als Versiegler, in Form von künstlichen Zähnen, zur Abformung und als Befestigungsmaterial von Inlays und Kronen eingesetzt (Janda 2000). Prothesenkunststoffe im Speziellen zählen zweifellos zu den Materialien, die in der Zahnmedizin am meisten verwendet werden. Schätzungen zufolge werden jährlich 400 Tonnen, was ungefähr zehn Millionen Prothesen entspricht, verarbeitet (Janda 1999). Zur Prothesenherstellung wird zu 95% PMMA verwendet (Craig 2006), da sich dies durch sehr gute physikalische und chemische Eigenschaften, einfache Ver- und Bearbeitbarkeit, gute Reparierbarkeit, sehr gute Farbstabilität, einen guten Verbund zu Kunststoffzähnen, sehr gute Transparenz, Ästhetik und Bioverträglichkeit auszeichnet (Janda 1999). Trotz ständiger Neu- und Weiterentwicklungen, die es seit der Einführung des PMMA in die Zahnmedizin in den 30er Jahren des 20. Jahrhunderts gab, spielt das PMMA nach wie vor eine dominierende Rolle (Janda 1999) und gilt auch heute noch als Mittel der Wahl für die Herstellung von Prothesenbasen (Phoenix 1996). Da diese Stoffgruppe auch Gegenstand der vorliegenden Untersuchung ist, werden in den nachstehenden Abschnitten chemische und physikalische Eigenschaften thematisiert.

### **1.1.1 Zusammensetzung von Prothesenkunststoffen auf MMA-Basis**

Kunststoffe sind hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden (Janda 2000). Grundsätzlich entstehen aus einer Vielzahl von Einzelbausteinen, den Monomeren, in einer Polyreaktion Makromoleküle, sog. Polymere. Bei den Polymethylmethacrylaten stellt Methylacrylsäuremethylester (kurz: Methylmethacrylat, MMA) das Monomer (Abb. 1, S. 4) dar. Es handelt sich um eine farblose, helle, leicht flüchtige und leicht brennbare Flüssigkeit, die sich durch einen charakteristischen aromatischen Geruch auszeichnet. Die Dichte beträgt  $0,95\text{g/cm}^3$  und der Siedepunkt liegt bei  $100,3^\circ\text{C}$  (bei 1bar) (Franz 1994).



**Abb. 1:** Strukturformel Methacrylsäuremethylester (MMA)

Die Reaktion von ungesättigten Verbindungen zu Makromolekülen bezeichnet man als Polymerisation (Janda 2000). Die Startreaktion wird von Initiatoren ausgelöst. Über verschiedene Mechanismen erfolgt eine Energiezufuhr und Aktivierung, welche letztlich eine Radikalbildung zur Folge hat. Diese Radikale reagieren dann mit der Doppelbindung im Monomer und initiieren die Umlagerung in eine Einfachbindung und somit das Wachstum der Kette (Polymethylmethacrylat, kurz: PMMA). In Heißpolymerisaten ist der Initiator Dibenzoylperoxid enthalten, der unter Einwirkung von Hitze in Radikale zerfällt. Kaltpolymerisate enthalten Redoxsysteme, so sind dies bei älteren Produkten tertiäre Amine wie Dimethyl-p-toluidin, welches als Reduktionsmittel wirkt, und Peroxide (Benzoylperoxide), die als Oxidationsmittel wirken. In neueren Produkten werden die tertiären Amine durch Barbitursäure ersetzt. Bei der Lichtpolymerisation erfolgt die Aktivierung des Initiators Campherchinon durch Strahlung. Bevor eine solche Kettenbildung möglich ist, reagieren die freien Radikale mit dem der Flüssigkeit zugesetzten Stabilisator. Dieser auch als Inhibitor bezeichnete Stoff verhindert ein vorzeitiges Polymerisieren während der Lagerung. Das hierfür meist eingesetzte Hydrochinon muss also inaktiviert werden, damit eine Polymerisation stattfinden kann. Es wird nach Zugabe des Initiators, welcher Bestandteil des Pulvers ist, von diesem zu Chinon oxidiert. Anschließend kann die Polymerisation ablaufen. Der Kettenabbruch kann durch Reaktion mit dem Inhibitor, mit Luftsauerstoff und durch Zusammenlagerung zweier Ketten erfolgen (Dimerisierung).

### 1.1.2 Zahntechnische Verarbeitung

Im folgenden Abschnitt soll die zahntechnische Verarbeitung von Prothesenkunststoffen, die gemäß DIN EN ISO 1567 (2007a) in verschiedene Typen klassifiziert werden können (Tab. 1), näher erläutert werden.

**Tab. 1:** Typen und Gruppen der Prothesenkunststoffe nach DIN EN ISO 1567

Typ	Aushärtungsmodus	Gruppe 1	Gruppe 2
1	Heißhärtende Kunststoffe	Pulver und Flüssigkeit	Pastenmaterial
2	Selbsthärtende Kunststoffe	Pulver und Flüssigkeit	Pulver und Flüssigkeit für Gießkunststoffe
3	Thermoplastisch formbare Rohlinge oder Pulver		
4	Lichthärtende Kunststoffe		
5	Mikrowellenhärtende Kunststoffe		

Bei der Polymerisation des reinen Monomers zu Polymer sind als negative Aspekte eine 22%ige Schrumpfung sowie eine beachtliche Wärmeentwicklung (54,5 kJ/mol) zu benennen (Franz 1994). Um diese ungünstigen Begleiterscheinungen zu minimieren wurde das chemoplastische Verfahren eingeführt, was auch als Pulver-Flüssigkeits- oder Nassverfahren bezeichnet wird. Hierbei wird aus einem Monomer-Polymergemisch ein Kunststoffteig hergestellt. Das Mischungsverhältnis beträgt  $\frac{3}{4}$  Polymer, welches zu Perlen oder Splintern pulverisiert wurde, zu  $\frac{1}{4}$  Monomer. Die Schrumpfung wird so auf 5 bis 7% gesenkt. Der Kunststoffteig kann nach einer der nachfolgend erläuterten Techniken weiterverarbeitet werden. Das Stopf-Pressen gilt als Standardverfahren in der Kunststofftechnologie. Der Kunststoffteig wird in eine Gipsnegativform gestopft, anschließend unter einer hydraulischen Apparatur gepresst und unter diesem Druck für 5 bis 20min belassen. Bei Heißpolymerisaten wie Paladon 65 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) erfolgt die Polymerisation in einem Wasserbad nach Herstellerangaben. Man unterscheidet im Hinblick auf den applizierten Druck und die Temperaturführung zwischen dem Nassverfahren (Firma

Kulzer), dem Langzeit-Tieftemperatur-Verfahren (nach Bauer/ nach Janke), dem Kurzverfahren speziell für Paladon 65 und dem Kurzverfahren im Wärmeschrank (Franz 1994). Beim Injektionsverfahren wird der Kunststoffteig in eine zweiteilige, vor dem Beschicken bereits verschlossene Hohlform eingepresst, die mit einem Reservoir verbunden ist. Im Anschluss an die Injektion erfolgt eine mechanische oder pneumatische Druckapplikation von 4 bis 6bar auf die Kuvette, wodurch ein Nachpressen des noch flüssigen Kunststoffmaterials möglich ist. Man unterscheidet unterschiedliche Systeme, die die Verarbeitung von Kalt- und/oder Heißpolymerisaten ermöglichen. Das Palajet-PalaXpress-Palamat System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) wurde zur Verarbeitung des Kaltpolymerisates PalaXpress (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) entwickelt. Durch eine dosierte Wärmezufuhr und Überdruck kann eine Polymerisationsbeschleunigung erzielt werden. Das Unipress-System (Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) bietet die Möglichkeit sowohl kalt- als auch heißpolymerisierende Kunststoffe zu polymerisieren. Heißpolymerisate können aber auch mit dem SR-Ivocap-Verfahren (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) verarbeitet werden, wobei die Apparatur aus einer Injektions- und einer Nachpressvorrichtung besteht (Janda 2000). Bedingt durch dieses Vorgehen sollen keine Pressfahne, keine Stellungsänderungen und Okklusionsstörungen oder Änderungen der Vertikaldimension entstehen (Welker 1998). Eine Untersuchung von *Schneider und Kott* (1997) ergab, dass Prothesenkunststoffen, die im Injektionsverfahren verarbeitet wurden, bessere mechanische Eigenschaften aufwiesen als die, die in konventioneller Stopf-Press-Technik hergestellt wurden. *Welker* (1998) beschreibt, dass durch die dosierte Zufuhr von Wärme und die Applikation von Überdruck bei der sogenannten hydropneumatischen Überdruckpolymerisation die Kunststoffstruktur von Autopolymerisaten wesentlich verbessert werden kann. Die Kunststoffe werden in einem Druckgefäß bei 2 bis 4bar 10 bis 30min bei maximal 55°C auspolymerisiert. Auf diesem Weg können mit der Modellertechnik aus relativ festen Kunststoffmassen Modellgussgerüste hergestellt sowie Prothesenreparaturen durchgeführt werden. Das Gießverfahren zählt ebenfalls zur hydropneumatischen Überdruckpolymerisation, ist aber aufgrund des erzielten hohen Restmonomergehaltes als eher negativ einzuschätzen (Welker 2000). Kunststoffe, deren Polymerisation durch Licht initiiert wird, ähneln den Kompositen, da sie ebenfalls aus einer organischen Matrix aus Dimethacrylaten und anorganischen Füllstoffen aufgebaut sind. Die enthaltenen Initiatoren sind lichtsensibel und werden durch elektromagnetische Strahlung einer definierten Wellenlänge (400 bis 500nm) aktiviert (Welker 1998). Es handelt sich um Einkomponentenwerkstoffe, die in der Zahnmedizin als Werkstoff für direkte und indirekte Unterfütterungen, für individuelle

Abformlöffel und Funktionslöffel und als Modellierwerkstoff eingesetzt werden (Welker 2000). Die Mikrowellenpolymerisation ermöglicht eine Heißpolymerisation in wenigen Minuten. Die Mikrowellen bringen Wassermoleküle in Schwingung, wodurch Wärmeenergie entsteht und das Wasser schließlich zu kochen beginnt (Welker 1998). Für dieses technisch sehr anfällige Verfahren sind mikrowellendurchlässige Küvetten und handelsübliche Mikrowellen nötig (Janda 2000). Von der oben beschriebenen chemoplastischen Verarbeitung ist die thermoplastische zu unterscheiden. Hierbei wird das bereits fertige Polymer durch Wärme- und Druckapplikation verformt. Es findet keine Polymerisationsschrumpfung statt. Im Spritz-Gießverfahren und im Schmelzpressverfahren werden vorwiegend Alternativkunststoffe bei MMA-Unverträglichkeit verarbeitet.

## **1.2 Die Bedeutung der Desinfektion in der Zahnmedizin**

Der Desinfektion kommt im Rahmen der allgemeinen Praxishygiene eine herausragende Bedeutung zu. Unter dem Begriff Desinfektion versteht man eine gezielte Keimreduktion, d.h. eine gezielte Abtötung bestimmter unerwünschter Mikroorganismen auf Oberflächen, in Flüssigkeiten oder Gasen mit dem Ziel, deren Weiterverbreitung zu verhindern (Beck und Schmidt 1991). Die Inaktivierung aller pathogenen Keime ist allerdings unrealistisch, sodass eine Reduktion um  $\geq 5 \log_{10}$  Stufen erreicht werden muss, um von einer ausreichenden Keiminaktivierung auszugehen (Borneff-Lipp 1994). Die Praxis der Desinfektion beinhaltet sowohl die Händedesinfektion, die Haut- und Schleimhautdesinfektion als auch die Raum-, Flächen- und Instrumentendesinfektion. Als Sonderbereich ist die Desinfektion dentaler Abformmaterialien anzusehen. Ein weiterer Teilbereich stellt die Textilaufbereitung dar. Die Desinfektion von Zahnersatz und Werkstücken im weitesten Sinne wird in der allgemeinen Fachliteratur nicht gesondert betrachtet und soll Gegenstand der vorliegenden Untersuchung sein. Man unterscheidet in physikalische (thermische), chemothermische und chemische Desinfektionsverfahren. Zu den thermischen Verfahren zählen vor allem Prozesse wie das Auskochen oder die Dampfdesinfektion. Zur chemischen Desinfektion steht eine Vielzahl an Produkten zur Verfügung. Die folgende Übersicht (Tab. 2, S. 8) soll einen Überblick über die chemischen Wirkstoffe geben (Borneff-Lipp 1994).

**Tab. 2:** Chemische Wirkstoffe von Desinfektionsmitteln (Borneff-Lipp 1994)

<b>Wirkstoff</b>	<b>Beispiele</b>	<b>Anwendungsbereiche</b>
Aldehyde	Formaldehyd	Oberflächendesinfektion
	Glutaraldehyd	Flächen-, Instrumentendesinfektion
	Glyoxal	Flächendesinfektion
Alkohole	n-Propanol 50-60%	Händedesinfektion
	Isopropanol 60-70%	Händedesinfektion
Guanidine	Chlorhexidin	Zusatz in Flächendesinfektionsmitteln, universeller Einsatz in der Zahnmedizin
Halogene	Chlor	Desinfektion von Trinkwasser, Badewasser, Abwasser
	Natriumhypochlorit	Mund-, Gurgelwasser, Flächendesinfektion, Desinfektion von Wurzelkanälen
	Iod	Desinfektion von Haut und kleinen Wunden
Oxidationsmittel	Wasserstoffperoxid	Wundbehandlung
Phenole	o-Phenylphenol	In Desinfektionsmittel und Reinigungspräparaten enthalten, zur Konservierung technischer Produkte
Schwermetallsalze	Phenylquecksilberborat	Hautdesinfektion
	Tributylzinnbenzoat	Flächendesinfektion
Tenside	Seifen	Bestandteil von Flächendesinfektionsmitteln
	Invertseifen, z.B. quaternäre Ammoniumverbindungen (sog. Quats)	Bestandteil von Flächendesinfektionsmitteln

Zur Anwendung dürfen laut Bundesseuchengesetz (§ 10 c) nur geprüfte und gelistete Mittel und Verfahren kommen, deren Wirksamkeit bestätigt wurde und die keine negativen Auswirkungen auf Gesundheit und Umwelt haben (Borneff-Lipp 1994). Die „Liste der nach den Richtlinien für die Prüfung chemischer Desinfektionsmittel

geprüften und von der Deutschen Gesellschaft für Hygiene und Mikrobiologie (DGHM) als wirksam befundenen Desinfektionsverfahren (inkl. Verfahren zur Händedekontamination und hygienischen Händewaschung)“, oder kurz als „Desinfektionsliste des VAH“ (2011) bezeichnet, bietet eine Auflistung von Desinfektionsmitteln. Weiterhin wird vom Robert Koch-Institut eine Liste geprüfter und anerkannter Desinfektionsmittel und –verfahren“ (2007b) herausgegeben. Der Deutsche Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin formulierte Anforderungen, die ein Desinfektionsmittel für zahntechnische Werkstücke erfüllen sollte (Deutscher Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin 2011). Es dürfen lediglich Präparate verwendet werden, die den Anforderungen des VAH als Flächen- bzw. Instrumentendesinfektionsmittel entsprechen und gegen Tuberkulose-Erreger, HBV, HCV und HIV wirksam sind. Bei der Auswahl der Desinfektionsmittel und des Desinfektionsverfahrens muss auf die Materialverträglichkeit mit dem zu desinfizierenden Werkstück geachtet werden. Es wird betont, dass mit Tauch- oder Sprühdeseinfektion behandelte zahntechnische Werkstücke - insbesondere getragener Zahnersatz - vor dem Einsetzen in den Patientenmund unter fließendem Wasser abgespült werden sollten. Die Desinfektionsmittel sollten in Kombination mit Ultraschall anwendbar sein, um so eine ausreichende Belagsentfernung zu gewährleisten.

### **1.2.1 Methoden der Prothesendesinfektion**

Chemische Detergenzien werden häufig und effektiv zur Desinfektion zahnärztlicher Werkstücke, also auch von Prothesen, eingesetzt. Ziel der Desinfektion ist die Keiminaktivierung, jedoch ohne den Prothesenbasiskunststoff zu verändern und zu beschädigen (Shen et al. 1989). Die Industrie bietet bislang keine speziellen chemischen Produkte an, mit denen der Zahnarzt oder Zahntechniker eine sichere Desinfektion durchführen kann. Es werden hilfsweise drei Produkte zur Desinfektion von Zahnersatz offeriert, jedoch mit dem Verweis, dass diese primär einen anderen Anwendungsbereich haben (2009). Impresept (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland) ist laut Hersteller zur Desinfektion von Abformmaterialien und Abformlöffeln geeignet. Das Produkt wird in der Praxis häufig auch zur Prothesendesinfektion verwendet. Die Effektivität von Impresept im Hinblick auf die Desinfektion von Abformmaterialien wurde von *Meiners* (1989), *Borneff und Pichl* (1989) und *Koke et al.* (1996) nachgewiesen. *Dürr et al.* (2008) fanden heraus, dass eine ausreichende Desinfektion von prothetischen Kunststoffen erzielt werden konnte. Weiterhin wurde festgestellt, dass die Desinfektion zu keinen optisch wahrnehmbaren Farbveränderungen führte.

Die Effektivität von weiteren Desinfektionslösungen und Methoden im Hinblick auf die Keimreduktion auf Prothesen wurde in einer Untersuchung von *Pavarina et al.* (2003b) geprüft. Eine effektive Reduktion des mikrobiellen Wachstums konnte von den Autoren nach dem Reinigen mit 4%igem Chlorhexidin (1 Minute lang) in Kombination mit der Anwendung von 4% Chlorhexidingluconat, 1% Natriumhypochlorid bzw. einem alkalischen Peroxid nachgewiesen werden (jeweils nach 10-minütiger Einwirkzeit). Nach der Lagerung in Iodophor wurde ein positives Keimwachstum verzeichnet. Die Desinfektion mit diesem Präparat war nicht hinreichend effektiv. Hauptwirkstoff vieler Desinfektionsmittel ist Glutaraldehyd. *Shen et al.* (1989) fanden heraus, dass phenolhaltiges Glutaraldehyd nicht zur Prothesendesinfektion verwendet werden sollte, da es bereits nach 10-minütiger Lagerung Oberflächenveränderungen („Lochfraß“) an dem untersuchten Heißpolymerisat hervorrief. Nach 2 Stunden konnte ein zusätzliches Erweichen und Quellen der Kunststoffoberfläche festgestellt werden. Im Gegensatz dazu führt die Anwendung eines alkalischen Glutaraldehydes zu keinen signifikanten Veränderungen. Eine Studie von *Lin et al.* (1999) zeigte lediglich eine bakteriostatische Wirkung von Chlordioxid (3 Minuten) auf die Testkeime *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* und *Candida albicans*. *Brace und Plummer* (1993) stellten fest, dass die Desinfektion einer prothetischen Arbeit direkt am Behandlungsstuhl essentiell ist, um die Verschleppung von Keimen in die Zahntechniklabore zu vermeiden. Von den Autoren wurde eine einfache und effektive Methode der chemischen Prothesenreinigung und -desinfektion empfohlen. Das Werkstück soll 15 Sekunden lang mit einer 4%igen Chlorhexidinlösung gebürstet werden und im Anschluss für 3 Minuten in Chlordioxid gelagert werden.

Neben der Möglichkeit der chemischen Desinfektion wurden in der Literatur auch die Mikrowellendesinfektion und die Desinfektion mittels Ozon diskutiert. In der Untersuchung von *Oizumi et al.* (1998) konnte eine eindeutige mikrobizide Wirkung von gasförmigem Ozon gegenüber den Keimen *Streptococcus mutans*, *Staphylococcus aureus* und *Candida albicans* nachgewiesen werden. Laut der Autoren kann gasförmiges Ozon zur Prothesendesinfektion in der Praxis empfohlen werden. Der Einfluss von Mikrowellendesinfektion auf Prothesenbasen sowie unterfütterte Prothesen wurde in einer Studie von *Seo et al.* (2007) untersucht. Hierbei wurde festgestellt, dass die Mikrowellendesinfektion eine erhöhte Schrumpfung des untersuchten Heißpolymerisates sowie den mittels verschiedener Kunststoffe unterfütterten Prüfkörpern, verursachte. In einer Untersuchung von *Polyzois et al.* (1995) wurde die Mikrowellendesinfektion als Alternative zur chemischen Desinfektion mit Glutaraldehyd untersucht. Es konnten im Hinblick auf Dimensionsstabilität, Biegeeigenschaften und Mikrohärtigkeit des untersuchten Heißpolymerisates keine

signifikanten Unterschiede zwischen den beiden angewandten Desinfektionsprozeduren beobachtet werden. Eine andere Schlussfolgerung zogen *Sartori et al.* (2008). In ihrer Untersuchung führte die wiederholte Mikrowellendesinfektion zu Deformationen des untersuchten Heißpolymerisates, während die chemische Desinfektion mit einer Chloridlösung keine Dimensionsänderungen bewirkte. Die Effektivität von Mikrowellenstrahlen gegenüber *Candida albicans* wurde in einer Studie von *Dixon et al.* (1999) bestätigt. Demnach genügt eine 5-minütige Bestrahlung der in Wasser gelagerten Proben, um den Keim zu eliminieren.

Aufgrund des mangelnden Produktangebotes wurden in der Vergangenheit immer wieder diverse Desinfektionsmittel verschiedener Wirkstoffgruppen im Hinblick auf ihre Effektivität und ihre möglichen Auswirkungen auf die werkstoffkundlichen Eigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen getestet. Man versuchte einheitliche Empfehlungen in Bezug auf die Wahl der anzuwendenden Mittel, die Dauer und den genauen Ablauf der Desinfektion zu geben. Nach Durchsicht der Literatur kann jedoch keine allgemeingültige mit einer Produktempfehlung einhergehende Aussage zur Problematik der effektiven Prothesendesinfektion gegeben werden.

### **1.3 Mechanische Eigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen und deren Testung**

Die Klassifizierung der Prothesenkunststoffe durch die DIN EN ISO 1567 (2007a) wurde bereits in Abschnitt 1.1.2 (Tab. 1, S. 5) erläutert. In der ISO Norm werden weiterhin werkstoffkundliche Anforderungen an die polymerisierten Kunststofftypen definiert und Prüfmethode erläutert, mit denen diese untersucht werden können. So werden Aussagen über die geforderte Biokompatibilität, Oberflächenbeschaffenheit, Farbe, Farbbeständigkeit, Transluzenz, Porosität, Biegefestigkeit, Biegemodul, Verbundfestigkeit mit Kunststoffzähnen, Restmonomergehalt, Wasseraufnahme und Löslichkeit getroffen und zugleich Mindestanforderungen für bestimmte Kennwerte festgelegt (Tab. 3, S. 12). Dabei darf die Biegefestigkeit 65MPa für die Typen 1, 3, 4, 5 bzw. 60MPa für Typ 2 nicht unterschreiten. Die Mindestanforderung für den Biegemodul liegt für die Prothesenkunststoffe der Klasse 1, 3, 4, 5 bei 2000MPa und für die Klasse 2 bei 1500MPa. Der Drei-Punkt-Biegeversuch wird im Wasserbad durchgeführt, wohingegen die Testung nach ISO 178 bei Normtemperatur von 23°C und einer Luftfeuchtigkeit von 50% durchgeführt wird.

**Tab. 3:** Mindestanforderungen an Prothesenkunststoffe nach DIN EN ISO 1567

Typ	Biegefestigkeit [MPa] min.	Biegemodul [MPa] min.	Restmonomergehalt [Massenprozent] max.	Wasseraufnahme [ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ] max.	Löslichkeit [ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ] max.
1-3- 4-5	65	2000	2,2	32	1,6
2	60	1500	4,5	32	8

### 1.3.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Die Biegebeanspruchung zählt zu den am häufigsten in der Praxis auftretenden Beanspruchungsarten und besitzt deshalb eine große Bedeutung für die Kennwertermittlung an Kunststoffen (Grellmann und Seidler 2005a). Die Biegefestigkeit  $\sigma_{\text{FM}}$  [MPa] ist als die maximale Biegespannung, die ein Werkstoff während des Biegeversuches erträgt, definiert. Der Elastizitätsmodul [MPa=N/mm<sup>2</sup>] stellt das Verhältnis zwischen Spannung und elastischer Dehnung dar und ist somit ein Maß für den Widerstand, den ein Werkstoff seiner elastischen Verlängerung entgegensetzt. Je höher der Elastizitätsmodul eines Werkstoffes, desto weniger plastische Verformung erleidet das Material bei gleicher Krafteinwirkung (Franz 1994). Somit findet man große E-Modul-Werte bei steifen Materialien mit geringer Dehnbarkeit und einem niedrigen Deformationsgrad der Makromoleküle (Schneider und Kott 1997). *Finger* (1975) stellte fest, dass neben der Passgenauigkeit ein hoher E-Modulwert und ein hohe Biegefestigkeit zur Schonung des Prothesenlagers beitragen. Dahingegen weisen elastische Materialien kleine E-Modul-Werte auf. *Asad et al.* (1992) untersuchten den Einfluss verschiedener Desinfektionslösungen auf die Biegefestigkeit sowie auf die Oberflächenhärte prothetischer Kunststoffe. Das untersuchte PMMA zeigte keine signifikanten Veränderungen in Bezug auf den Elastizitätsmodul, die Biegefestigkeit und die elektronenmikroskopische Oberflächenbeschaffenheit. Bei dem Homopolymer verringerten sich die Biegefestigkeit sowie der E-Modul, auf der Oberfläche ließen sich Haarrisse nach Anwendung eines Desinfektionsmittels auf Alkoholbasis erkennen. Eine wissenschaftliche Publikation von *Pavarina et al.* (2003a) beschäftigte sich mit den durch Desinfektion bedingten Veränderungen der Biegefestigkeit von Prothesenkunststoffen. Die drei verwendeten Desinfektionslösungen (Natriumperborat, Chlorhexidin, Natriumhypochlorid) verursachten bei den geprüften Kunststoffen keine

signifikante Beeinträchtigung der Biegefestigkeit. *Shen et al.* (1989) konnten nach Anwendung eines alkalischen Glutaraldehydes keine Veränderungen der Biegeeigenschaften bei dem untersuchten Heißpolymerisat feststellen.

### 1.3.2 Makrohärte

Die Härte eines Werkstoffes ist definitionsgemäß das Maß des Widerstandes eines Stoffes gegenüber dem Eindringen eines härteren Stoffes. Die Messung der Makrohärte ermöglicht Aussagen über die Härte in tieferliegenden Materialschichten, also im Volumen. Für die Ermittlung der Härte an Kunststoffen erwies sich das Verfahren der Kugeldruckhärte  $H$  [ $\text{N}/\text{mm}^2$ ] als praktikabel und leicht durchzuführen. Die Methode beruht auf der Messung der Eindringtiefe einer Stahlkugel, wobei zur Anwendung für unterschiedliche Werkstoffe ein einheitlicher Eindringbereich von 0,15mm bis 0,35mm festgelegt wurde. Die Bestimmung der Kugeldruckhärte zählt zu den konventionellen Prüfverfahren zur Ermittlung von Härtewerten unter Last. Sie erfasst die Gesamtdeformation des Werkstoffes, also die plastischen und elastischen Verformungsanteile (Grellmann und Seidler 2005b).

### 1.3.3 Mikrohärtete

Als eine weitere wichtige Eigenschaft von Prothesenbasiskunststoffe ist die Mikrohärtete zu benennen. So hat die Härte des Kunststoffes an der Oberfläche (Mikrohärtete  $HM$  [ $\text{N}/\text{mm}^2$ ]) einen entscheidenden Einfluss auf Abriebverhalten, Polier- und Widerstandsfähigkeit des Werkstoffes (Grellmann und Seidler 2005b). Die instrumentierte Mikrohärteteprüfung ermöglicht neben einer Aussage zur Oberflächenhärtete auch eine Aussage zur Struktur der Oberfläche eines Prothesenkunststoffes. Sie gibt somit auch indirekt Rückschlüsse auf den Gehalt an Restmonomer oder das Molekulargewicht. Während des Eindringvorganges wird die Last und Eindringtiefe kontinuierlich erfasst, wobei elastische und plastische Größen bestimmt werden. So weisen heißpolymerisierende Methacrylate höhere Mikrohärtewerte auf als kaltpolymerisierende Methacrylate (Lockowandt et al. 1989). In einer Studie von *Neppelenbroek et al.* (2005) konnte nachgewiesen werden, dass die chemische Desinfektion mit Chlorhexidindigluconat 4%, Natriumperborat 3,78% oder Natriumhypochlorid 1% zu einer signifikanten Abnahme der Mikrohärtete (Vickershärtete) bei den untersuchten Kunststoffen führte. Nach einer 15-tägigen Lagerung der Proben in Wasser kehrte sich dieser Effekt allerdings um. *Asad et al.* (1993) stellten fest, dass

eine siebentägige Lagerung des untersuchten Heißpolymerisates in Glutaraldehyd und Chlorhexidin eine signifikante Reduktion der Oberflächenhärte bewirkte, nach 24 Stunden blieb die Mikrohärtung unverändert. Im Gegensatz dazu wurden in weiteren Untersuchungen nach Desinfektion eines PMMA-Kunststoffes mit 1% Natriumhypochlorid, 4% Chlorhexidin und Natriumperborat keine signifikanten Veränderungen der Vickershärte festgestellt (Azevedo et al. 2006; Machado et al. 2009).

#### **1.3.4 Oberflächenrauigkeit**

Ein wichtiger Qualitätsparameter von Prothesenbasiskunststoffen ist die Güte seiner Oberfläche. Sie ist abhängig von der Polymerisation und Verarbeitung sowie von der Ausarbeitung und Politur (Lenz et al. 1968; Sofou et al. 2001). Die nach der Politur resultierende Oberfläche ist abhängig von der Korngröße des zuletzt verwendeten Schleifmittels. Eine hochglänzende Oberfläche resultiert, wenn die Rautiefe weniger als  $0,25\mu\text{m}$  beträgt (Marxkors 1993). Eine raue Kunststoffoberfläche führt zu Verfärbungen und begünstigt die Plaqueeinlagerung an die Prothesenbasis. Zur Beurteilung der Oberflächenrauigkeit wurde die Kenngröße Mittenrauenwert  $R_a$  [ $\mu\text{m}$ ] verwendet. Dieser ist als arithmetischer Mittelwert der Beträge aller Profilwerte des Rauheitsprofils definiert. Beträgt die Rauigkeit  $<0,2\mu\text{m}$  kann man davon ausgehen, dass kaum bakterielle Anheftung möglich ist (Quirynen und Bollen 1995; Bollen et al. 1995, 1997; Zisis et al. 2000). In einer Untersuchung von *Ma et al.* (1997) fand man heraus, dass das untersuchte phenolhaltige Desinfektionsmittel nach 30-minütiger Lagerung zu einer Schädigung der Oberfläche bei den 5 Kunststofftypen (3x autopolymerisierender Kunststoff, 1x heißpolymerisierender Kunststoff, 1x lichthärtender Kunststoff) führte und demnach nicht zur Desinfektion von Prothesen empfohlen werden kann. Die übrigen 4 der 5 untersuchten Lösungen (alkalisches Glutaraldehyd 2%, säurehaltiges Glutaraldehyd 2%, Natriumhypochlorid 5,25%, Iodophor) verursachten auch nach einer 7-tägigen Lagerung keine klinisch signifikanten Veränderungen der Rauigkeitswerte an den untersuchten Kunststoffoberflächen. *Azevedo et al.* (2006) führten Langzeitdesinfektionen mit 1%igem Natriumhypochlorid und 4%igem Chlorhexidindigluconat durch, was auch nach einer 7-tägigen Lagerung zu keinen signifikanten Veränderungen der Oberflächenrauigkeit des untersuchten Heißpolymerisates führte.

### 1.3.5 Farbe

Die Farbstabilität eines Kunststoffes ist ein essentieller Qualitätsparameter für zahnärztliche Prothesen. Verfärbungen entstehen durch Adhäsion sowie durch Adsorption von organischen Substanzen, Nahrungsmitteln, Medikamenten in Rauigkeiten, Porositäten und Haarrissen. Diese Prozesse werden durch einen Pumpeffekt bei Biegebeanspruchung unterstützt (Welker 1998). Die Commission International d'Éclairage (CIE) definiert einen dreidimensionalen Farbraum, in dem jede Farbe durch drei Werte  $L^*$ ,  $a^*$  und  $b^*$  exakt bestimmt wird. Der CIE  $L^*a^*b^*$ -Farbraum besitzt drei Hauptachsen: Dabei stellt die vertikale  $L^*$ -Achse den Helligkeitswert eines Objektes dar, welche von 0 (schwarz) bis 100 (weiß) reicht. Der  $a^*$ -Wert (horizontale Achse) definiert den Rot-Grün-Anteil des betrachteten Objektes.  $a^*$ -Werte größer 0 vermitteln einen roten Farbeindruck,  $a^*$ -Werte kleiner 0 einen grünen Farbeindruck. Der Gelb-Blau-Anteil in einer Farbe wird durch den  $b^*$ -Wert (horizontale Achse) bestimmt. Negative Werte vermitteln eine blaue Farbe, positive Werte einen gelben Farbeindruck. Ein Maß für die Größe eines wahrgenommen Farbunterschiedes wird als  $\Delta E$  bezeichnet. Es handelt sich um den Abstand zwischen zwei Punkten im dreidimensionalen Raum. Der Delta-E-Wert errechnet sich aus der Wurzel aus der Summe der Quadrate der Differenzen der einzelnen Komponenten  $L^*$ ,  $a^*$ , und  $b^*$ . *Dürr et al.* (2008) stellten fest, dass die Desinfektion von PalaXpress und Paladon 65 mit Impresept zu keinen optisch wahrnehmbaren Farbveränderungen führte. Die Prothesenkunststoffe, die in der Untersuchung von *Ma et al.* (1997) getestet wurden, zeigten keine Farbveränderungen nach der 30-minütigen Lagerung in alkalischem Glutaraldehyd 2%, säurehaltigem Glutaraldehyd 2%, Natriumhypochlorid 5,25% und Iodophor. Ein Heißpolymerisat zeigte sogar nach einer 7-tägigen Lagerung in den o.g. Desinfektionsmitteln keine signifikanten Farbänderungen. Phenolhaltige Desinfektionsmittel scheinen wegen der beschriebenen Farbveränderungen ungeeignet für die Desinfektion von Prothesenkunststoffen zu sein. Auch *Polyzois et al.* (1997) stellten in ihrer Studie fest, dass phenolhaltige Desinfektionsmittel zu signifikanten Farbveränderungen führen können. Dies wurde nach einer 7-tägigen Lagerung bei zwei der getesteten Kunststoffe nachgewiesen. Bei einem in der Zahntechnik häufig verwendeten Heißpolymerisat zeigten sich nach Desinfektionsdurchläufen mit Glutaraldehyd, Chlorhexidindigluconat, einem alkoholhaltigen und einem phenolhaltigen Mittel nach 10 Minuten, 10 Stunden und 7 Tagen Dauer keine signifikanten Veränderungen der Farbwerte.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Untersuchte Prothesenkunststoffe und Desinfektionsmittel

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurden vier repräsentative und gebräuchliche zahnärztliche Kunststoffe hinsichtlich ihrer physikalisch-mechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit von der Lagerung in drei verschiedenen Desinfektionslösungen getestet. Es handelt sich um Polymethymethacrylat (PMMA)-Produkte, welche vorzugsweise zur Herstellung von Prothesenbasen verwendet werden (Tab. 4 und Abb. 1-4, S. 17).

**Tab. 4:** Übersicht über die getesteten Prothesenkunststoffe

Kunststoff	Zusammensetzung	Hersteller
PalaXpress	Polymer: MMA-Copolymer Monomer: MMA, Dimethacrylat	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland
Paladon 65	Polymer: PMMA Monomer: MMA, Dimethacrylat	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland
Futura Gen	Polymer: PMMA, MMA-Copolymer Monomer: MMA, Bismethacrylat	Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland
FuturAcryl 2000	Polymer: PMMA, Copolymer Monomer: MMA, Dimethacrylat	Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland



Abb. 1



Abb. 2

**Abb. 1:** Handelsverpackung des getesteten Kunststoffes PalaXpress

**Abb. 2:** Handelsverpackung des getesteten Kunststoffes Paladon 65



Abb. 3



Abb. 4

**Abb. 3:** Handelsverpackung des getesteten Kunststoffes Futura Gen

**Abb. 4:** Handelsverpackung des getesteten Kunststoffes FuturAcryl 2000

Die getesteten Produkte unterschieden sich hinsichtlich ihrer Zusammensetzung und zahntechnischen Verarbeitung (Tab. 5).

**Tab. 5:** Verarbeitungsmethoden der untersuchten Kunststoffe

Kunststoff	Verarbeitungsverfahren	Polymerisationstyp
PalaXpress	Injektionsverfahren	Kaltpolymerisat
Paladon 65	Stopf-Press-Verfahren	Heißpolymerisat
Futura Gen	UniPress-Injektionsverfahren	Kaltpolymerisat
FuturaAcryl 2000	UniPress-Injektionsverfahren	Heißpolymerisat

Der möglicherweise vorhandene Einfluss folgender Desinfektionslösungen auf ausgewählte mechanische Eigenschaften dieser Kunststoffe sollte untersucht werden (Tab. 6).

**Tab. 6:** Übersicht über die verwendeten Desinfektionslösungen

Produktname	Wirkstoff	Hersteller	Konzentration (%)	Einwirkzeit (min)
Impresept	Glyoxal, Pentandial	3M Espe AG, Neuss, Deutschland	100	10
Stammopur DR	Didecylmethylammoniumchlorid, 1,5 Pentandial	Dr. H. Stamm GmbH, Berlin, Deutschland	3 4	60 30
D 050 Instru-Gen	Perborat, Percarbonat (Sauerstoffabspalter)	ad-Arztbedarf GmbH, Frechen, Deutschland	2	60

Glyoxal gehört zur chemischen Gruppe der Aldehyde und wird auch als Ethandial bezeichnet. Es handelt sich um ein Dialdehyd mit der Summenformel: OHC – CHO. Es ist wirksam gegen Bakterien, Viren und Sporen. Der Trivialname von 1,5 Pentandial,

ebenfalls ein Dialdehyd, lautet Glutaraldehyd und hat folgende Summenformel:  $\text{OHC} - \text{CH}_2 - \text{CH}_2 - \text{CH}_2 - \text{OHC}$ . D 050 Instru-Gen enthält Sauerstoffabspalter in Form von Perborat, welches als Oxidationsmittel wirkt. Didecylmethylammoniumchlorid stellt eine quartäre Ammoniumverbindung (Quats) dar und gehört somit zur Gruppe der oberflächenaktiven Substanzen.

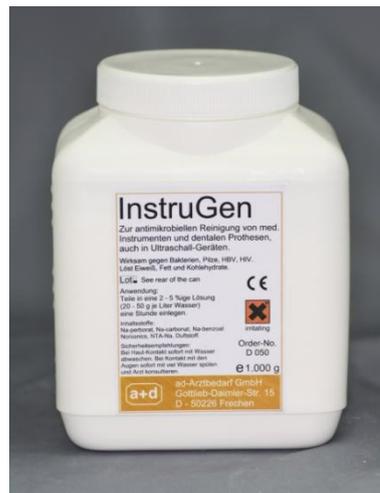
Impresept ist als gebrauchsfertige Lösung erhältlich, die unverdünnt gemäß der Herstellerangaben (2006b) zur Desinfektion von Abformmaterialien und Abformlöffeln angewendet werden kann (Abb. 5). Stammopur DR (Abb. 6, S. 20) ist laut Hersteller zur Instrumentendesinfektion und Intensivreinigung mit und ohne Ultraschall einsetzbar (1991). Es liegt als Konzentrat vor und wurde mit kaltem Wasser verdünnt, um eine 3%ige Konzentration zu erzielen. D 050 Instru-Gen wird in Pulverform geliefert (Abb. 7, S. 20) und ist laut Herstellerangaben zur Desinfektion und Reinigung dentaler Prothesen vor und nach der Reparatur geeignet (2004). Um eine 2%ige Lösung zu erhalten, mussten 20g in 1 Liter Wasser gelöst werden.



**Abb. 5:** Handelsverpackung des getesteten Desinfektionsmittels Impresept



**Abb. 6:** Handelsverpackung des getesteten Desinfektionsmittels Stammopur DR



**Abb. 7:** Handelsverpackung des getesteten Desinfektionsmittels D 050 Instru-Gen

## 2.2 Herstellung der Prüfkörper

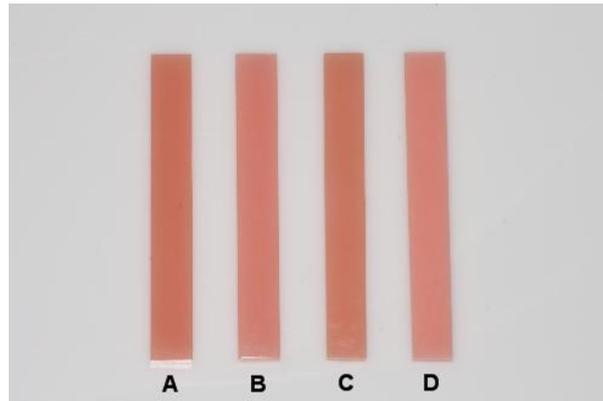
Alle mechanischen Prüfungen erfolgten an prismatischen Prüfkörpern mit den Abmessungen von 80mm x 10mm x 4mm gemäß der DIN EN ISO 3167 aus dem Jahr 2003 (2003f). Mit Hilfe industriell gefertigter Formteile wurden zunächst Negativformen

aus Gips hergestellt, in die dann die zahnärztlichen Kunststoffe je nach Verarbeitungsverfahren und -bedingungen gepresst oder injiziert wurden. Dabei wurde exakt nach den Verarbeitungsvorschriften der Hersteller gearbeitet. Für die Kunststoffe PalaXpress, Futura Gen und FuturAcryl 2000 wurden die jeweiligen systemspezifischen Küvetten verwendet. Für Paladon 65 gibt es diesbezüglich vom Hersteller keine Vorgaben, sodass handelsübliche Messingküvetten mit den Abmaßen 11cm x 18cm x 9cm verwendet wurden. Als Einbettmaterial wurde der Hartgips Typ 3 nach DIN EN ISO 6873 (2000) Profilare 70 (dentona AG, Dortmund, Deutschland) im Mischungsverhältnis 100g Gips zu 35ml Wasser verwendet. In den noch weichen Gips wurden die genormten prismatischen Prüfkörper leicht eingedrückt. Nach der vom Hersteller angegebenen Aushärtezeit des Gipses von 30 Minuten wurden die eingebetteten Prüfkörper untereinander mit Wachskanälen verbunden. Weiterhin wurden bei PalaXpress, Futura Gen und FuturAcryl 2000 jeweils ein Injektionskanal und ein Entlüftungskanal angewachst. Im Anschluss wurden die Proben mit Flexistone, einer isolierenden C-Silikonmasse der Firma Detax GmbH & Co. KG (Ettlingen, Deutschland), beschichtet. Flexistone wurde verwendet, um den Arbeitsablauf zu optimieren und um die Prüfkörper nach dem Vorwärmen und beim Ausbetten leichter aus der Negativform entfernen zu können. Die zweite Küvettenhälfte wurde nun aufgesetzt und mit Profilare 70 aufgefüllt. Die Verarbeitung bei den Kunststoffen PalaXpress, Futura Gen und FuturAcryl 2000 erfolgte im Injektionsverfahren. Paladon 65 wurde nach dem Stopf-Pressverfahren verarbeitet. Der Polymerisationsablauf wurde gemäß den Herstellerangaben durchgeführt (Tab. 7, S. 22).

**Tab. 7:** Verarbeitungsmethoden der untersuchten Kunststoffe

<b>Kunststoff</b>	<b>Mischungsverhältnis</b>	<b>Verarbeitungsverfahren</b>	<b>Polymerisation</b>
		<b>Injektion</b>	
PalaXpress	Pulver: 30g Monomer: 15ml für 4 PK	im Druckluft- Injektionsgerät Palajet stetige Druckapplikation (4bar) für 5min	im Palamat practic EL T Wasserbad für 30min bei 5°C und 2bar Druck
Futura Gen	Pulver: 21g Monomer: 9ml für 4 PK	in der Uni-Press-Apparatur	in der UniPress-Apparatur unter definiertem Druck für 20 bis 30min
FuturAcryl 2000	Pulver: 25g Monomer: 10ml für 4 PK Anquellzeit: 10min	in der Uni-Press-Apparatur	Küvette 15min unter Pressdruck, Kurzzeitpolymerisation für 20min in kochendem Wasser
		<b>Stopf-Pressen</b>	
Paladon 65	Pulver: 70g Monomer: 28ml für 10 PK Anquellzeit: 15min	Stopfen, dann 30min Druck unter der Küvettenpresse	im Wasserbad bei 90°C zehn Stunden im Langzeitpolymerisations- verfahren

Nach dem Ausbetten wurden die Proben mit einer Kunststoffrennscheibe und einer Kunststofffräse grob ausgearbeitet. Anschließend wurden alle Prüfkörper im Nass-Schleifverfahren mit wasserfestem Silikon Carbid Papier an einer Schleif- und Poliermaschine (RotoPol-35, Struers GmbH, Willich, Deutschland) nachbearbeitet. Unter Verwendung der Körnungen 220, 320, 800, 1200 und 2400 waren das Planschleifen sowie eine Hochglanzpolitur möglich. Während der Nachbearbeitung erfolgten Kontrollmessungen mit Hilfe eines elektronischen Messschiebers (Mitutoyo, Neuss, Deutschland). Laut DIN EN ISO 3167 (2003f) waren dabei Abweichungen von  $\pm 0,20\text{mm}$  in den Abmessungen der prismatischen Prüfkörper zulässig.



**Abb. 8:** Kunststoffprobekörper nach der Polymerisation: A=PalaXpress; B=Paladon 65; C=Futura Gen; D=FuturAcryl 2000

### 2.3 Versuchsaufbau

Untersucht wurde der Einfluss von drei Desinfektionslösungen auf die materialspezifischen Eigenschaften von Prothesenkunststoffen. Es wurden ein Drei-Punkt-Biegeversuch, ein Makro-, ein Mikrohärtetest sowie die Bestimmung der Oberflächenrauigkeit und der Farbe durchgeführt. Für die praktische Umsetzung wurden je Kunststoff fünf Versuchsreihen definiert (Tab. 8, S. 24). Alle Prüfkörper, die weder einer Desinfektion noch einer Wasserlagerung unterzogen wurden, wurden als Reihe 1 bezeichnet. Alle Proben, die vor der mechanischen Testung in destilliertem Wasser gelagert wurden, wurden der Reihe 2 zugeordnet. Die Prüfkörper der Versuchsreihe 3 wurden mit Impresept desinfiziert, die der Reihe 4 mit Stammopur DR (Dr. H. Stamm GmbH, Berlin, Deutschland) und die der Reihe 5 mit D 050 Instru-Gen (ad-Arztbedarf GmbH, Frechen, Deutschland) desinfiziert. Nach der Herstellung wurden alle Proben mit Abkürzungen beschriftet, um eine eindeutige Zuordnung zu den jeweiligen Materialien, Versuchen und Lösungen vor, während und nach den werkstoffkundlichen Testungen zu gewährleisten. Die Aufbewahrung erfolgte in fünf Sortimentskästen (A. Kreher Technik GmbH, Leopoldshöhe, Deutschland) entsprechend der Versuchsreihen. Unmittelbar vor den werkstoffkundlichen Untersuchungen wurden alle Prüfkörper (n=252) für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert, um die Proben in einen einheitlichen Zustand bezüglich der Wassersättigung zu überführen (Joshi und Sanghvi 1994). Anschließend wurden sie für 24 Stunden in einem Trockenschrank (WTC Binder, Typ 3615018000310, Tuttlingen, Deutschland)

bei konstanten 22°C gelagert. Nach Ablauf dieses Zeitintervalls erfolgte für Reihe 1 der Versuchsdurchlauf, Reihe 2 wurde für eine Stunde in destilliertem Wasser gelagert. Die Proben der Versuchsreihen 3 bis 5 wurden nach Herstellerangaben desinfiziert (Tab. 8). Nach Ablauf der jeweiligen Lagerungs- bzw. Desinfektionszeit wurden die Proben mit destilliertem Wasser ca. 1 Minute lang abgespült und mit Papierhandtüchern getrocknet. Im Anschluss begann die physikalische Prüfung (Drei-Punkt-Biegeversuch, Makro- und Mikrohärtetest). Die Farbparameter und die Rauigkeitswerte wurden von zwei Kunststoffprüfkörpern vor der Lagerung in destilliertem Wasser bzw. in den Desinfektionsmitteln erfasst. Anschließend wurden die Proben wie in Tabelle 8 beschrieben konditioniert. Direkt im Anschluss erfolgte die zweite Messung auf denselben Prüfkörpern. Aufgrund der Messung vor und nach Desinfektion auf derselben Probe gibt es keine Referenzreihe „trocken“. Pro Kunststoff und Versuchsreihe wurde eine bestimmte Anzahl an Prüfkörpern benötigt, die sich wie in Tabelle 9 (S. 25) beschrieben auf die einzelnen Versuche aufteilte. Für die drei mechanischen Testungen Drei-Punkt-Biegeversuch, Makrohärteprüfung und Mikrohärteprüfung wurden insgesamt 220 Prüfkörper benötigt. Für die 4 Reihen der Oberflächenmessung und der Farbwertbestimmung waren insgesamt 32 Prüfkörper nötig, sodass 252 Kunststoffproben mit den Abmessungen von 80mm x 10mm x 4mm gefertigt wurden (Abb. 8, S. 23).

**Tab. 8:** Konditionierungsbedingungen für die Prüfkörper

Reihe	Lösung	Konzentration (%)	Dauer (min.)
1	-	-	-
2	Aqua dest.	-	60
3	Impresept	100	10
4	Stammopur DR	3	60
5	D 050 Instru-Gen	2	60

**Tab. 9:** Anzahl der Prüfkörper pro Versuch, Reihe und Kunststoff

Versuch	Reihe 1 trocken	Reihe 2 Aqua dest.	Reihe 3 Impresept	Reihe 4 Stammopur DR	Reihe 5 D 050 Instru-Gen
Drei-Punkt-Biegeversuch	n=6	n=6	n=6	n=6	n=6
Makrohärte	n=3 à 6 Messungen	n=3 à 6 Messungen			
Mikrohärte	n=2 à 10 Messungen	n=2 à 10 Messungen			
Rauigkeit	-	n=2 à 3 Messungen	n=2 à 3 Messungen	n=2 à 3 Messungen	n=2 à 3 Messungen
Farbe	-	n=2 à 10 Messungen	n=2 à 10 Messungen	n=2 à 10 Messungen	n=2 à 10 Messungen

n= Anzahl der Prüfkörper

## 2.4 Untersuchte Werkstoffeigenschaften

Es wurden unterschiedliche Prüfmethode angewendet, um die mechanisch-physikalischen Eigenschaften der untersuchten Kunststoffe zu bestimmen und zu vergleichen. Die hierbei angewandten Prüfverfahren sollten Werkstoffe bei funktioneller Belastung simulieren. Die mechanischen Untersuchungen wurden im Institut für Werkstoffwissenschaft des Fachbereiches Ingenieurwissenschaften der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (Leiter: Prof. Dr. rer. nat. habil. Wolfgang Grellmann) durchgeführt.

### 2.4.1 Drei-Punkt-Biegeversuch

Der Biegeversuch wurde an der Materialprüfmaschine ZWICKI TMZW (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) gemäß der Prüfnorm DIN EN ISO 178 (2006a) durchgeführt (Abb. 9). Der Prüfkörper wurde auf zwei Widerlager positioniert, deren Stützweite  $L=64\text{mm}$  betrug. Aufgrund der Prüfkörperdicke von  $h=4\text{mm}$  wurde somit ein  $L/h$ -Verhältnis von 16 entsprechend der Norm realisiert. Die applizierte Kraft (maximal  $2\text{kN}$ ) wirkte senkrecht und mittig über eine Druckfinne auf den Prüfkörper ein. Die Radien der Widerlager und der Druckfinne maßen jeweils  $5\text{mm}$ . Die Prüfgeschwindigkeiten zur Ermittlung des Elastizitätsmoduls und der Biegeeigenschaften betragen einheitlich  $2\text{mm/min}$ . Durch die Universalprüfmaschine wurde nachfolgend ein Kraft-Durchbiegungs-Diagramm registriert, welches mit den Geometriedaten des Prüfkörpers automatisch in ein Biegespannungs-Randfaserdehnungs-Diagramm umgerechnet wurde. Pro Kunststoff und Versuchsreihe wurden 6 Prüfkörper getestet. Die Prüfsoftware testXpertII der Firma ZWICK (Ulm, Deutschland) erfasste aus den aufgenommenen Diagrammen die in Tabelle 10 (S. 27) aufgeführten Kenngrößen.



**Abb. 9:** Drei-Punkt-Biegeeinrichtung an der Universalprüfmaschine ZWICKI TMZW (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland)

**Tab. 10:** Kenngrößen des Biegeversuchs an Kunststoffen nach DIN EN ISO 178

Formelzeichen	Einheit	Erklärung
a	mm	Dicke
b	mm	Breite
$E_f$	MPa	Biegemodul
$\sigma_{fC}$	MPa	Biegespannung bei der Normdurchbiegung $s_C$ von 1,5 h
$\sigma_{fM}$	MPa	Biegefestigkeit
$\sigma_{fB}$	MPa	Biegespannung beim Bruch
$\sigma_{1\%}$	MPa	Biegespannung bei 1% Durchbiegung
$\epsilon_{fM}$	%	Biegedehnung bei Biegefestigkeit
$\epsilon_{fB}$	%	Biegedehnung beim Bruch

### 2.4.2 Makrohärteprüfung

Die Ermittlung der Kugeldruckhärte H erfolgte gemäß DIN EN ISO 2039-1 (2003e) mit Hilfe des Instron Wolpert-Makrohärte K-Testors 2524 der Firma Wolpert Wilson Instruments, Pfungstadt, Deutschland (Abb. 10, S. 28). Der Prüfkörper wurde plan auf den Auflageteller gelegt. Eine Stahlkugel (Durchmesser 5mm) wurde nach dem Aufbringen einer Vorkraft  $F_0$  von 9,81N mit einer Prüfkraft F von 49N, 132N, 358N oder 961N belastet. Welche Prüfkraft eingesetzt wurde, hing von der resultierenden Eindringtiefe h auf dem Prüfkörper ab. Für ein gültiges Resultat musste diese zwischen 0,15mm und 0,35mm liegen. Die Kugel wurde 30s belastet, anschließend wurde die Kugeldruckhärte angezeigt und in einer Tabelle (Microsoft Excel, Version 2003, Microsoft Corp., USA) aufgelistet. Pro Kunststoff und Testreihe erfolgten auf 3 Prüfkörper je 6 Messungen im Abstand von jeweils 10mm, um eine Beeinflussung durch benachbarte Härteeindrücke zu vermeiden.



**Abb. 10:** Instron Wolpert-Makrohärte K-Testor 2524 mit Kunststoffprüfkörper (Wolpert Wilson Instruments, Pfungstadt, Deutschland)

### 2.4.3 Mikrohärteprüfung

Mit dem Mikrohärteprüfgerät Fischerscope H100C XYp (Helmut Fischer GmbH, Sindelfingen, Deutschland) wurde der Versuch gemäß DIN EN ISO 14577-1,-2 und 3 (2003b; 2003c; 2003d) durchgeführt (Abb. 11, S. 29). Der Testkörper wurde auf den Messtisch gelegt und unter dem Mikroskop (200-fache Vergrößerung) wurde eine zu prüfende Stelle ausgewählt. Nun wurde der Messvorgang gestartet, wobei ein Eindringkörper bis zum Kontakt mit der Prüfkörperoberfläche abgesenkt wurde. Hierbei handelte es sich um einen Vickersdiamanten, also einer gleichseitigen Pyramide mit einem Öffnungswinkel von  $136^\circ$ . Die Probe wurde mit einer Lastrate von 50 mN/s bis zu einer Maximalkraft von 1000mN belastet und nach 20s entlastet. Die Eindringtiefe  $h$  und die Belastung des Indenters  $F$  wurden simultan registriert und grafisch dargestellt. Es resultierte für jede Einzelmessung eine individuelle Kraft-Eindringkurve. Auf zwei Proben je Kunststoff und Versuchsreihe wurden jeweils 10 Messungen durchgeführt.



**Abb. 11:** Mikrohärteprüfgerät Fischerscope H 100C XYp mit Prüfkörper (Fischer GmbH, Sindelfingen, Deutschland)

Folgende Kenngrößen wurden mit der Prüfsoftware WIN-HCU (Fischer, Sindelfingen, Deutschland) automatisch erfasst (Tab. 11).

**Tab. 11:** Kenngrößen der Mikrohärtemessung nach DIN EN ISO 14577

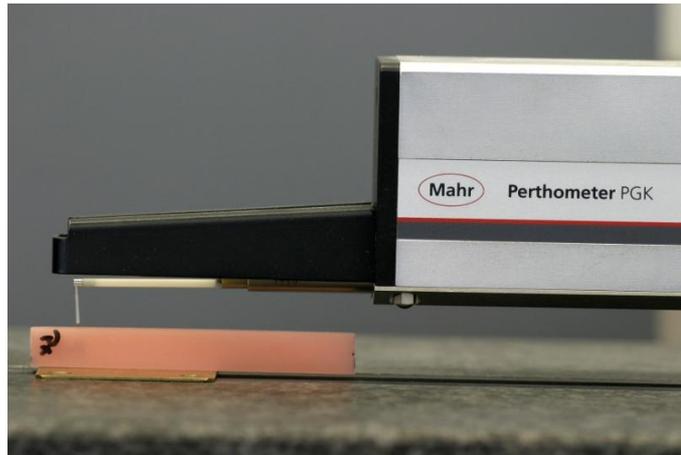
Formelzeichen	Einheit	Erklärung
HM	N/mm <sup>2</sup>	Martenshärte (Universalhärte)
$E_{IT}$	MPa	Elastischer Eindringmodul
$W_t$	μJ	Totale Energie
$W_e$	μJ	Elastische Energie
$h_{max}$	μm	Maximale Eindringtiefe
HV	N/mm <sup>2</sup>	Vickershärte

#### 2.4.4 Oberflächenrauigkeit

Die Messung der Oberflächenrauigkeit wurde nach DIN EN ISO 4287 (1998a), 4288 (1998b) und nach DIN 4760 (1982) durchgeführt. Das Oberflächenmessgerät bestand aus dem Vorschubgerät inklusive Taster (Perthometer PGK, Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland), welches an einem Messständer fixiert war, und dem Auswertegerät (Perthometer S3P, Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland; Abb. 12, S. 31). Alle Proben einer Versuchsreihe ( $n=8$ ) wurden auf einer Glasplatte fixiert und unter dem Oberflächentaster (definierte Diamantspitze) platziert. Pro Kunststoff und Behandlungsmodus wurden an 2 Proben je 3 parallele und geradlinige Messungen durchgeführt. Die Messungen erfolgten vor und nach der Lagerung in den jeweiligen Detergenzien. Die Taststrecke  $l_t$  war 5,6mm lang. Die Gesamtmessstrecke  $l_n$  betrug 4,0mm und je 0,8mm dienten als Vor- und Nachlauf. Die Grenzwellenlänge  $\lambda_c$  lag bei 0,8mm und definierte den Übergang von der Rauheit zur Welligkeit. Die in Tabelle 12 aufgeführten Kenngrößen wurden automatisch vom Messsystem erfasst.

**Tab. 12:** Kenngrößen der Messung der Oberflächenrauigkeit

Formelzeichen	Einheit	Erklärung
$R_a$	$\mu\text{m}$	Mittenrauwert
$R_k$	$\mu\text{m}$	Kernrautiefe
$R_z$	$\mu\text{m}$	Rautiefe
$R_{\text{max}}$	$\mu\text{m}$	Maximale Rautiefe
$W_t$	$\mu\text{m}$	Wellentiefe
$P_t$	$\mu\text{m}$	Profiltiefe
$R_q$	$\mu\text{m}$	Mittenrauwert
$R_{vk}$	$\mu\text{m}$	Reduzierte Riefentiefe
$R_{mr}$	%	Materialanteil
$R_{Pc}$	-	Spitzenzahl



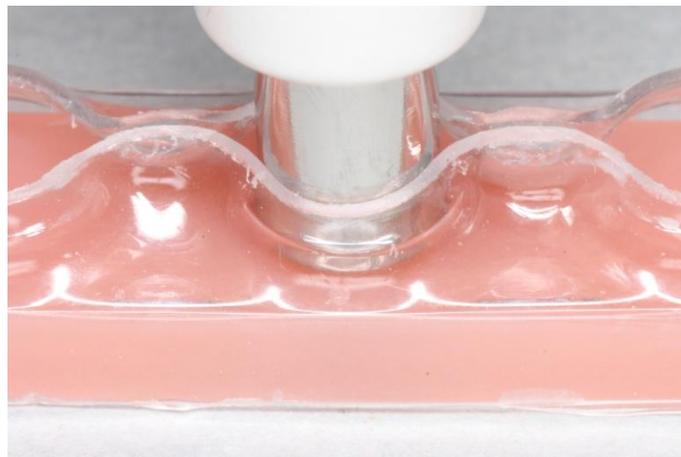
**Abb. 12:** Oberflächenmessgerät Perthometer PGK mit Auswerteinheit S3P und Kunststoffprobe (Mahr GmbH, Göttingen, Deutschland)

#### **2.4.5 Farbmessung**

Zur Bestimmung möglicher Farbveränderungen wurde das Spektrophotometer VITA Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) eingesetzt (Abb. 13, S. 32). Vor Beginn der Messungen und nach dem Wechsel eines Prüfkörpers erfolgte eine Kalibrierung, indem die Spitze in vertikaler Position an den Kalibrierungsanschluss geführt wurde und ein entsprechender Signalton abgewartet wurde. Pro Kunststoff und Versuchsreihe wurden 2 Proben an jeweils 10 Stellen im Einzelzahnmodus vor (Referenzwert) und nach Lagerung in den Detergenzien mithilfe einer Schablone an exakt denselben Positionen gemessen (Abb. 14, S. 32). Die verwendete Schablone wurde aus einer klaren 1,5mm starken Kunststoffplatte (Erkodur, Erkodent GmbH, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) im Tiefziehverfahren hergestellt. Als Hintergrundkontrast diente ein weißes Papier. Die vom System ausgegebenen Werte (L, C, h, a und b) wurden tabellarisch erfasst, die Farbveränderungen  $\Delta E$  wurden anschließend rechnerisch ermittelt und deskriptiv und statistisch analysiert.



**Abb. 13:** Spektrophotometer VITA Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)



**Abb. 14:** Messung der Farbwerte mit Hilfe einer Kunststoffschablone

## 2.5 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Die Erfassung und Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm „Statistical Package for the Social Sciences“ (SPSS) für Windows, Version 15.0 (SPSS Science Inc., USA). Die grafischen Darstellungen wurden mit dem Programm Microsoft Excel, Version 2007 (Microsoft Corp., USA) erstellt. Es wurde eine deskriptive statistische Auswertung durchgeführt. Hierbei wurden Parameter wie arithmetischer Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler, Minimum, Maximum und Konfidenzintervall (95%) erfasst. Die errechneten Mittelwerte wurden mit dem t-Test

und der einfaktoriellen Varianzanalyse (Anova) auf das Vorliegen einer Signifikanz, d.h. eines statistisch gesicherten Unterschiedes, untersucht. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit (p-Wert) von  $\leq 0,05$  wurde als signifikant eingeschätzt (Signifikanzniveau 5%). Ergebnisse, die sich als signifikant unterschiedlich darstellten, wurden weiter mit dem Post-Hoc Test nach Bonferroni analysiert, um die Daten der desinfizierten Proben mit den trocken und in Wasser gelagerten Prüfkörpern vergleichen zu können. Jede untersuchte physikalische Größe wurde einzeln grafisch ausgewertet. Bei den Größen Biegespannung bei 1% Durchbiegung, Biegemodul, Martenshärte und Kugeldruckhärte wurde das Verhalten der vier Kunststoffe in Abhängigkeit von der erfolgten Konditionierung (Versuchsreihe 1-5) gegenübergestellt. Es wurden  $\Delta E$ -Werte und  $\Delta$ -Mittenrauwerte für die untersuchten Kunststoffe ermittelt und grafisch dargestellt.

### 3 Untersuchungsergebnisse

#### 3.1 Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

##### 3.1.1 Elastizitätsmodul

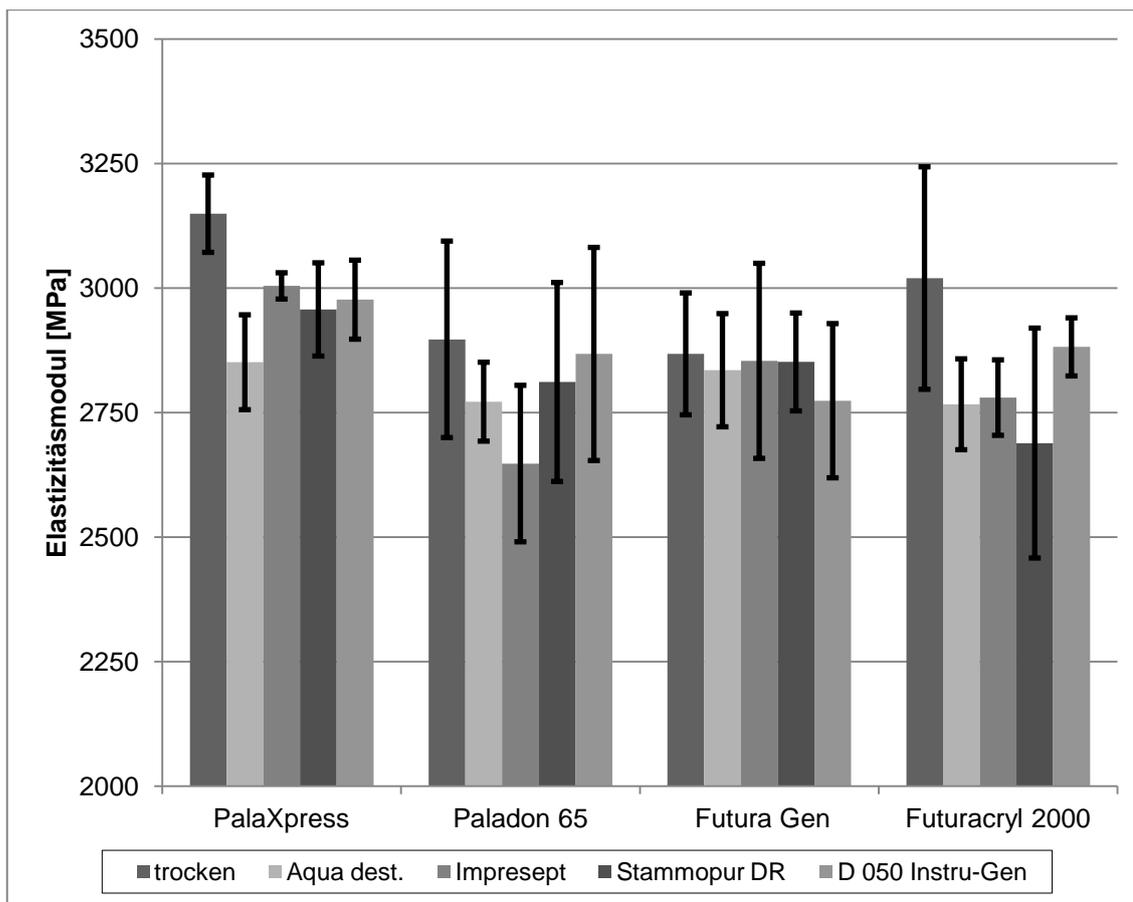
Zur statistischen Auswertung wurde der Biegemodul  $E_f$  nach DIN EN ISO 178 (2006a) herangezogen. Dieser wird im Bereich von 0,05% bis 0,25% Randfaserdehnung ermittelt und berechnet sich aus folgender Formel (Abb. 15):

\_\_\_\_\_

**Abb. 15:** Formel zur Berechnung des Elastizitätsmoduls E

Hierin bedeuten:

E= Elastizitätsmodul	[MPa]
F = Kraft	[N]
L = Stützweite	[mm]
f = Mittendurchbiegung	[mm]
b = Breite des Probekörpers	[mm]
h = Höhe des Probekörpers	[mm]



**Abb. 16:** Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen des Elastizitätsmoduls in Abhängigkeit vom untersuchten Medium

**Tab. 13:** Arithmetische Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau des Elastizitätsmoduls in Abhängigkeit vom untersuchten Medium

Kunststoff	Detergenz	Mittelwert	±Stabw	p
		[MPa]	[MPa]	
PalaXpress	trocken	3149,20	77,61	<0,001
	Aqua dest.	2851,00	95,23	
	Impresept	3004,20	26,40	
	Stammopur	2957,00	93,57	
	Instru-Gen	2976,60	79,29	
Paladon 65	trocken	2897,00	197,17	0,231
	Aqua dest.	2771,80	79,23	
	Impresept	2647,60	157,10	
	Stammopur	2811,40	199,65	
	Instru-Gen	2867,60	213,87	
Futura Gen	trocken	2867,80	122,38	0,847
	Aqua dest.	2835,00	113,60	
	Impresept	2853,80	195,80	
	Stammopur	2851,60	98,22	
	Instru-Gen	2773,80	154,77	
FuturAcryl 2000	trocken	3020,00	223,30	0,029
	Aqua dest.	2766,60	91,22	
	Impresept	2780,00	75,77	
	Stammopur	2688,80	230,78	
	Instru-Gen	2881,80	58,30	

Die analytisch ermittelten Daten wurden in Tabelle 13 und Abbildung 16 (S. 35) aufgeführt. Die Kunststoffprüfkörper, die keiner Konditionierung unterzogen wurden, wiesen E-Modulwerte zwischen 2867,80MPa (Minimum) und 3149,20MPa (Maximum) auf. Die Lagerung der PalaXpress-Prüfkörper in Wasser führte zu einer signifikanten Abnahme des Elastizitätsmoduls. Bei Paladon 65, Futura Gen und FuturAcryl 2000 hatte die Wasserlagerung keinen Einfluss auf den E-Modul, es resultierten Werte zwischen 2766,60MPa (Minimum) und 2835MPa (Maximum). Bei den getesteten prothetischen Kunststoffen wurden nach Desinfektion keine signifikanten Veränderungen im Vergleich zur Referenzreihe (Aqua dest.) festgestellt. Bei

PalaXpress zeigte sich nach der Lagerung in Stammopur DR die geringste (2957MPa) und nach der Desinfektion mit Impresept die größte Abweichung (3004,20MPa) vom Bezugswert (Aqua dest.). Bei Paladon 65 war das Ergebnis nach Desinfektion mit Stammopur DR (2811,40MPa) nahe dem ermittelten Referenzwert. Der E-Modul nach Lagerung in Impresept wich mit 2647,60MPa am stärksten vom Bezugswert ab. Die Kenngröße des Kunststoffes Futura Gen änderte sich nach Desinfektion mit Impresept (2853,80MPa) im Vergleich zum Referenzwert kaum. Die größte Abweichung ergab sich nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen (2773,80MPa). Die Desinfektion von FuturAcryl 2000 mit Impresept (2780MPa) ergab die geringste Abweichung zum Referenzwert, nach der Desinfektion mit D 050 Instru-Gen resultierte die größte Abweichung (2881,80MPa). Zusammenfassend ergab der Vergleich der Ergebnisse nach Wasserlagerung mit den Ergebnissen nach Desinfektion keine signifikanten Unterschiede.

### 3.1.2 Biegespannung bei 1% Dehnung

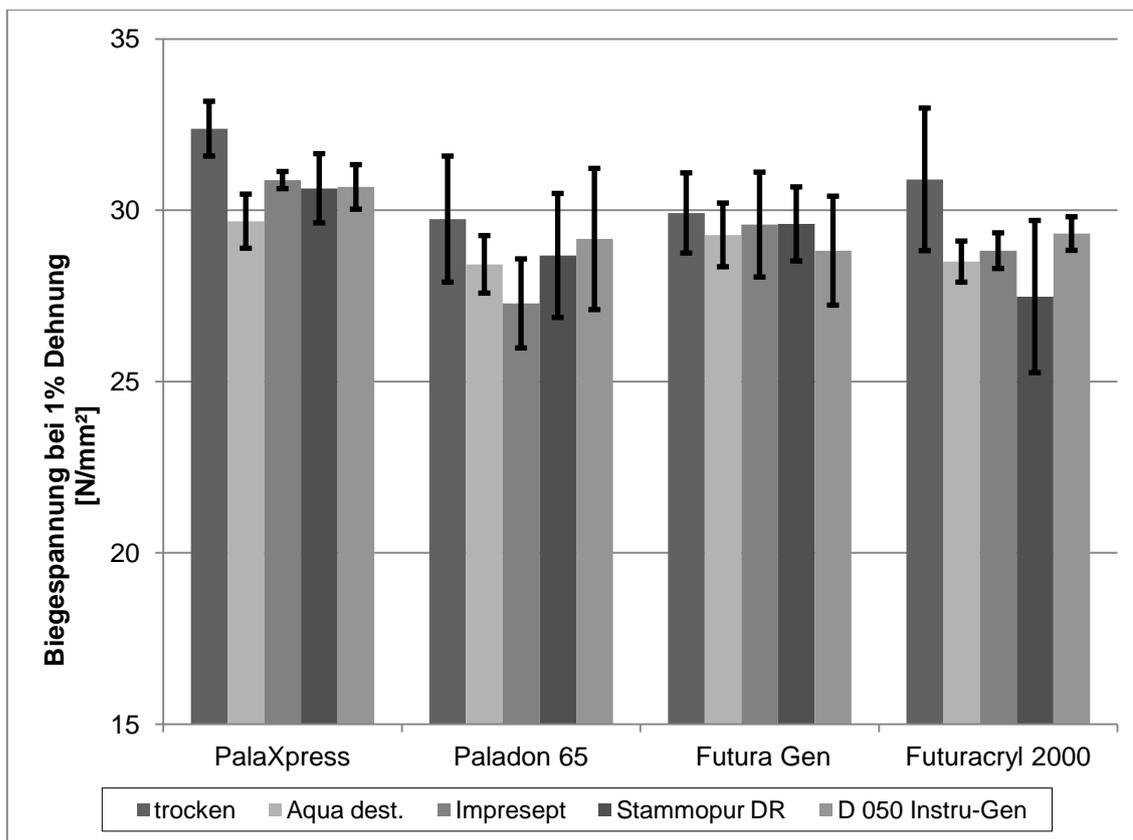
Um eine aussagekräftige und vergleichbare Auswertung zu ermöglichen, wurde eine beliebige Dehngrenze  $\epsilon_x$  bei 1% festgelegt. Daraus wurde die Biegespannung bei 1% Durchbiegung  $\sigma_{1\%}$  als Kenngröße ermittelt und zur Interpretation der Ergebnisse herangezogen. Mathematisch lässt sich die Biegespannung  $\sigma_f$  anhand folgender Formel errechnen (Abb. 17):

\_\_\_\_\_

**Abb. 17:** Formel zur Berechnung der Biegespannung  $\sigma_f$

Hierin bedeuten:

$\sigma_f$ = Biegefestigkeit	[MPa]
F = Kraft	[N]
L = Stützweite	[mm]
b = Breite	[mm]
h = Höhe	[mm]



**Abb. 18:** Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Biegespannung bei 1% Dehnung in Abhängigkeit vom untersuchten Medium

**Tab. 14:** Arithmetische Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der Biegespannung bei 1% Dehnung in Abhängigkeit vom untersuchten Medium

Kunststoff	Detergenz	Mittelwert	±Stabw	p
		[N/mm <sup>2</sup> ]	[N/mm <sup>2</sup> ]	
PalaXpress	trocken	32,38	0,80	<0,001
	Aqua dest.	29,68	0,79	
	Impresept	30,88	0,25	
	Stammopur	30,64	1,01	
	Instru-Gen	30,68	0,65	
Paladon 65	trocken	29,74	1,84	0,216
	Aqua dest.	28,42	0,84	
	Impresept	27,28	1,30	
	Stammopur	28,68	1,81	
	Instru-Gen	29,16	2,06	
Futura Gen	trocken	29,92	1,17	0,723
	Aqua dest.	29,28	0,93	
	Impresept	29,58	1,53	
	Stammopur	29,60	1,08	
	Instru-Gen	28,82	1,59	
FuturAcryl 2000	trocken	30,90	2,08	0,017
	Aqua dest.	28,50	0,60	
	Impresept	28,82	0,52	
	Stammopur	27,48	2,22	
	Instru-Gen	29,32	0,49	

Die Ergebnisse der nicht konditionierten Proben lagen zwischen 29,74N/mm<sup>2</sup> (Minimum) und 32,38N/mm<sup>2</sup> (Maximum) Biegespannung bei 1% Dehnung (Abb. 18, S. 38, Tab. 14). Die Lagerung der PalaXpress-Prüfkörper in Wasser führte zu einer signifikanten Abnahme der Biegespannung bei 1% Dehnung. Bei den übrigen drei Testkunststoffen nahm die Wasserlagerung keinen Einfluss auf die Biegespannung, es resultierten Werte zwischen 28,42N/mm<sup>2</sup> (Minimum) und 29,28N/mm<sup>2</sup> (Maximum). Bei den vier untersuchten Kunststoffen wurden nach erfolgter Desinfektion keine statistisch signifikanten Veränderungen im Vergleich zu der Referenzreihe (Aqua dest.) festgestellt. Bei PalaXpress zeigte sich nach der Lagerung in Stammopur DR die

geringste ( $30,64\text{N/mm}^2$ ) und nach der Desinfektion mit Impresept die größte Abweichung ( $30,88\text{N/mm}^2$ ) vom Bezugswert (Aqua dest.). Bei Paladon 65 war das Ergebnis nach Desinfektion mit Stammopur DR ( $28,68\text{N/mm}^2$ ) nahezu identisch zum Referenzwert. Die Biegespannung nach Lagerung in Impresept wich mit  $27,28\text{N/mm}^2$  am stärksten von der Kontrollgruppe ab. In Bezug auf die Referenzreihe Aqua dest. änderte sich die Kenngröße des Kunststoffes Futura Gen nach Desinfektion mit Impresept kaum ( $29,58\text{N/mm}^2$ ). Die größte Abweichung wurde nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen ( $28,82\text{N/mm}^2$ ) erfasst. Die Desinfektion von FuturAcryl 2000 mit Impresept ( $28,82\text{N/mm}^2$ ) ergab die geringste Abweichung vom Referenzwert, nach der Desinfektion mit D 050 Instru-Gen resultierte die größte Abweichung ( $29,32\text{N/mm}^2$ ). Zusammenfassend ergab der Vergleich der Ergebnisse nach Wasserlagerung mit den Ergebnissen nach Desinfektion keine signifikanten Unterschiede.

### 3.2 Makrohärte

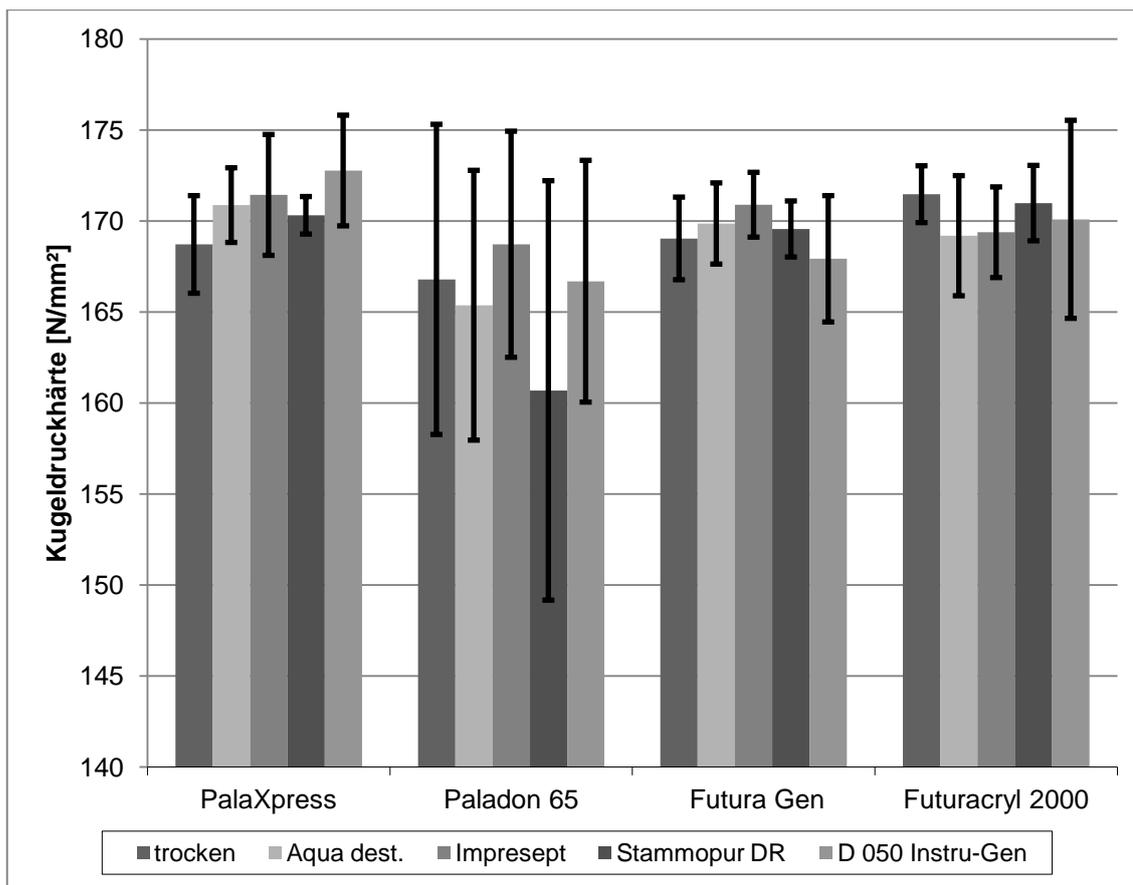
Die Kugeldruckhärte [H] der Kunststoffprüfkörper wurde nach folgender Formel ermittelt (Abb. 19):



**Abb. 19:** Formel zur Berechnung der Kugeldruckhärte H

Hierin bedeuten:

H= Härte	[ $\text{N/mm}^2$ ]
$\alpha$ = Vorfaktor, 0,0535	[ $\text{mm}^{-1}$ ]
F = Prüfkraft	[N]
h = Eindringtiefe	[mm]



**Abb. 20:** Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Kugeldruckhärte in Abhängigkeit vom getesteten Medium

**Tab. 15:** Arithmetische Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der Makrohärte in Abhängigkeit vom getesteten Medium

Kunststoff	Detergenz	Mittelwert	±Stabw	p
		[N/mm <sup>2</sup> ]	[N/mm <sup>2</sup> ]	
PalaXpress	trocken	168,71	2,68	<0,001
	Aqua dest.	170,87	2,05	
	Impresept	171,43	3,32	
	Stammopur	170,31	1,03	
	Instru-Gen	172,77	3,04	
Paladon 65	trocken	166,79	8,52	0,107
	Aqua dest.	165,37	7,41	
	Impresept	168,72	6,21	
	Stammopur	160,69	11,52	
	Instru-Gen	166,69	6,64	
Futura Gen	trocken	169,04	2,27	0,006
	Aqua dest.	169,86	2,23	
	Impresept	170,89	1,78	
	Stammopur	169,56	1,54	
	Instru-Gen	167,92	3,47	
FuturAcryl 2000	trocken	171,47	1,56	0,167
	Aqua dest.	169,19	3,3	
	Impresept	169,38	2,49	
	Stammopur	170,98	2,07	
	Instru-Gen	170,09	5,44	

Die Ergebnisse der Makrohärtemessung sind in Tabelle 15 und Schaubild 20 (S. 41) dargestellt. Die ermittelten Härtewerte der nicht konditionierten Kunststoffe variierten in einem Bereich von 166,79N/mm<sup>2</sup> (Minimum) und 171,47N/mm<sup>2</sup> (Maximum). Die Wasserlagerung führte zu keinen signifikanten Veränderungen im Bereich der Kugeldruckhärte und schwankte zwischen 165,37N/mm<sup>2</sup> (Minimum) und 170,87N/mm<sup>2</sup> (Maximum). Bei PalaXpress führte die Desinfektion im Vergleich zur Referenzreihe (Aqua dest.) zu keinen signifikanten Veränderungen. Die geringste Abweichung in Relation zur Wasserlagerung wurde nach der Desinfektion mit Stammopur DR (170,31N/mm<sup>2</sup>) und die größte Veränderung nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen

(172,77N/mm<sup>2</sup>) gemessen. Die mit Impresept und D 050 Instru-Gen desinfizierten Proben zeigten eine signifikante Erhöhung der Makrohärte im Vergleich zur trockenen Lagerung. Bei Paladon 65 bewirkte die Desinfektion keine signifikanten Veränderungen der Härtewerte im Vergleich zum Ergebnis der Referenzreihe (Aqua dest.). Die Desinfektion mit D 050 Instru-Gen (166,69N/mm<sup>2</sup>) ergab die geringste Abweichung zum Referenzwert, nach der Desinfektion mit Stammopur DR resultierte die größte Abweichung (160,69N/mm<sup>2</sup>). Die desinfizierten Futura Gen-Prüfkörper zeigten keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den in Wasser gelagerten Proben. Ein nahezu identischer Wert zu der Referenzreihe ergab sich nach der Desinfektion mit Stammopur DR (169,56N/mm<sup>2</sup>). Der Wert nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen wich am stärksten vom Referenzwert ab und lag bei 167,92N/mm<sup>2</sup>. Auch bei FuturAcryl 2000 hatte die Desinfektion keinen signifikanten Einfluss auf die Kugeldruckhärte im Vergleich zur Referenzreihe (Aqua dest.). Der Makrohärtewert nach Lagerung in Impresept wich am geringsten vom Referenzwert ab (169,38N/mm<sup>2</sup>), der Wert nach Desinfektion mit Stammopur DR stellte die größte Abweichung dar und lag bei 170,98N/mm<sup>2</sup>.

### 3.3 Mikrohärte

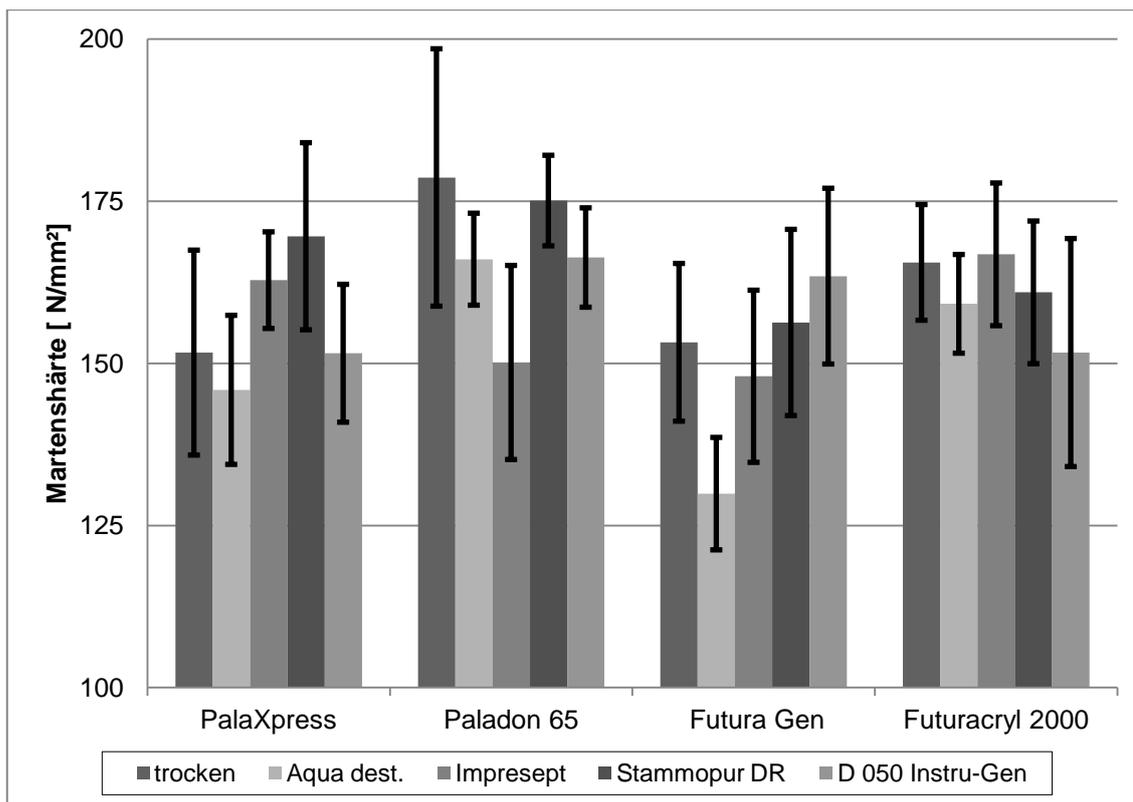
Die Martenshärte [HM] berechnet sich aus dem Quotient Kraft/Fläche. Unter Berücksichtigung des verwendeten Eindringkörpers, des Vickersdiamanten, ergibt sich folgende modifizierte Formel (Abb. 21):

\_\_\_\_\_

**Abb. 21:** Formel zur Berechnung der Martenshärte HM

Hierin bedeuten:

HM = Martenshärte	[N/mm <sup>2</sup> ]
F = Prüfkraft	[N]
h = Eindringtiefe	[mm]



**Abb. 22:** Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Mikrohärtigkeit in Abhängigkeit vom verwendeten Medium

**Tab. 16:** Arithmetische Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der Mikrohärte in Abhängigkeit vom getesteten Medium

Kunststoff	Detergenz	Mittelwert	±Stabw	p
		[N/mm <sup>2</sup> ]	[N/mm <sup>2</sup> ]	
PalaXpress	Trocken	151,64	15,80	< 0,001
	Aqua dest.	145,90	11,49	
	Impresept	162,81	7,45	
	Stammopur	169,58	14,42	
	Instru-Gen	151,54	10,63	
Paladon 65	Trocken	178,64	19,84	< 0,001
	Aqua dest.	166,04	7,09	
	Impresept	150,12	14,96	
	Stammopur	175,08	6,98	
	Instru-Gen	166,30	7,66	
Futura Gen	Trocken	153,23	12,16	<0,001
	Aqua dest.	129,90	8,67	
	Impresept	147,99	13,27	
	Stammopur	156,29	14,35	
	Instru-Gen	163,43	13,55	
FuturAcryl 2000	Trocken	165,55	8,92	0,001
	Aqua dest.	159,16	7,61	
	Impresept	166,79	11,00	
	Stammopur	160,93	11,00	
	Instru-Gen	151,65	17,58	

Die rechnerisch ermittelten Mikrohärtewerte sind in Tabelle 16 und Abbildung 22 (S. 44) dargestellt. Die Kunststoffprüfkörper, die keiner Konditionierung unterzogen wurden, wiesen Mikrohärtewerte zwischen 151,64N/mm<sup>2</sup> (Minimum) und 178,64N/mm<sup>2</sup> (Maximum) auf. Unter der Einwirkung von Wasser war bei allen vier Kunststoffen eine Erniedrigung der Härtewerte im Vergleich zur Trockenlagerung zu erkennen. Betrachtet man die Ergebnisse nach Wasserlagerung genauer, zeigte Futura Gen den niedrigsten Wert (129,90N/mm<sup>2</sup>) und Paladon 65 den höchsten mit 166,04N/mm<sup>2</sup>. Beide Ergebnisse erwiesen sich als statistisch signifikant niedriger im Vergleich zu der

Trockenlagerung. Die Reaktion der untersuchten Kunststoffproben auf die Desinfektionsmittel war sehr unterschiedlich und uneinheitlich. Die Desinfektion mit Impresept bewirkte bei PalaXpress ebenso wie Stammopur DR signifikant erhöhte Mikrohärtewerte im Vergleich zur der Lagerung in Aqua dest. Der Maximalwert von  $169,58\text{N/mm}^2$  wurde nach der Desinfektion mit Stammopur DR erreicht. Die geringste Abweichung vom Referenzwert wurde nach der Desinfektion mit D 050 Instru-Gen gemessen ( $151,54\text{N/mm}^2$ ). Die Desinfektion mit Impresept setzte die Mikrohärtigkeit bei Paladon 65 signifikant im Vergleich zur Wasserlagerung herab. Die Martenshärte betrug  $150,12\text{N/mm}^2$  bei stark streuenden Werten. Der gemessene Wert nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen lag bei  $166,30\text{N/mm}^2$  und war damit annähernd identisch mit dem Referenzwert (Aqua dest.). Bei dem Prothesenkunststoff Futura Gen wurden nach dem Einwirken der drei Desinfektionsmittel signifikant erhöhte Werte im Vergleich zur Lagerung in Aqua dest. ermittelt. Der Maximalwert von  $163,43\text{N/mm}^2$  wurde nach der Desinfektion mit D 050 Instru-Gen erreicht, die geringste Abweichung vom Referenzwert (Aqua dest.) ergab sich nach der Lagerung in Impresept ( $147,99\text{N/mm}^2$ ). Für die Ergebnisse, die nach Desinfektion des Kunststoffes FuturAcryl 2000 ermittelt wurden, konnte im Vergleich zur Wasserlagerung keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden. Die höchste Abweichung von der Referenzreihe (Aqua dest.) zeigte sich nach der Desinfektion mit Impresept ( $166,79\text{N/mm}^2$ ) und die geringste Abweichung vom Referenzwert nach Desinfektion mit Stammopur DR ( $160,93\text{N/mm}^2$ ).

### 3.4 Oberflächenrauigkeit

Der Mittenrauwert  $[R_a]$  ist der arithmetische Mittelwert der Beträge aller Profilwerte des Rauheitsprofils und errechnet sich aus folgender Formel (Abb. 23):

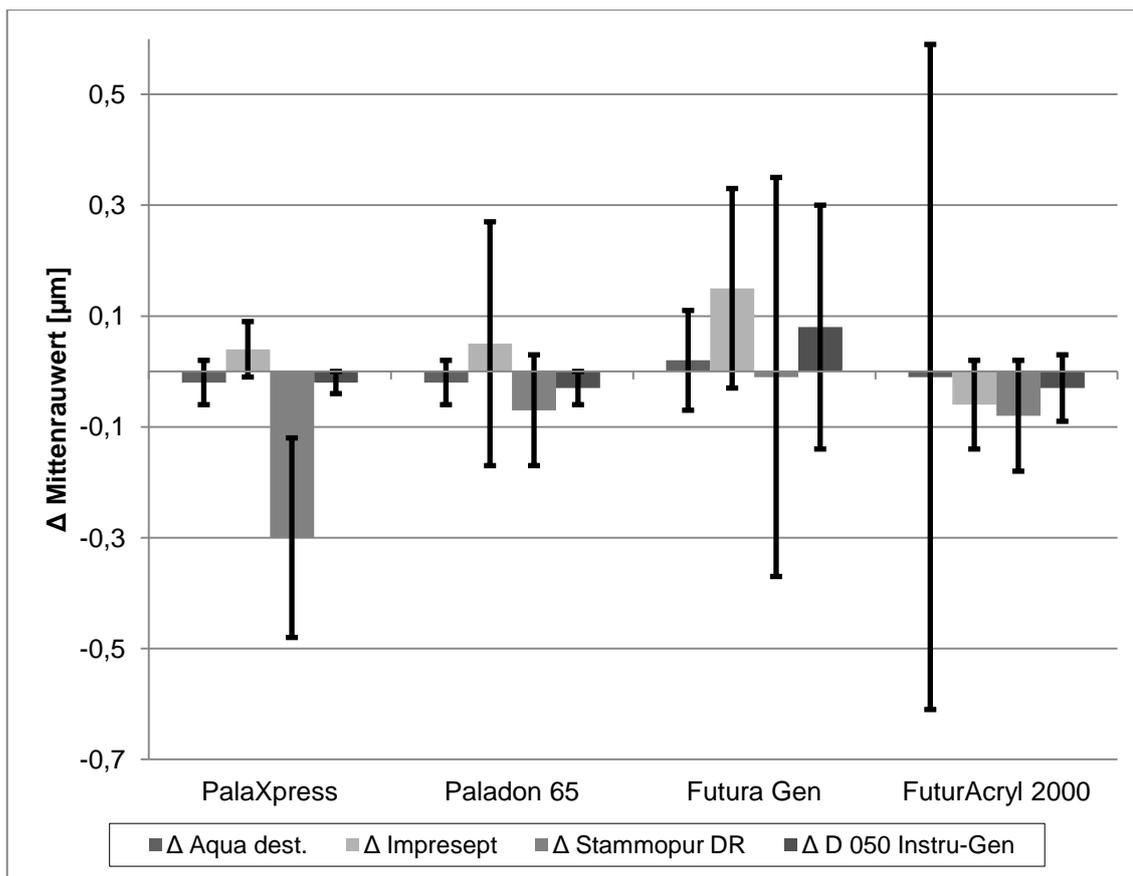
—

**Abb. 23:** Formel zur Berechnung des Mittenrauwertes  $R_a$

Hierin bedeuten:

$R_a$  = Mittenrauwert [ $\mu\text{m}$ ]

$Z(x)$  = Profilwerte des Rauheitsprofils [ $\mu\text{m}$ ]



**Abb. 24:** Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Mittenrauenwerte in Abhängigkeit vom getesteten Medium

**Tab. 17:** Arithmetische Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der Mittenrauenwerte in Abhängigkeit vom getesteten Medium

Kunststoff	Detergenz	Mittelwert	±Stabw	p
		[µm]	[µm]	
PalaXpress	Aqua dest.	-0,02	0,04	<0,001
	Impresept	0,04	0,05	
	Stammopur	-0,30	0,18	
	Instru-Gen	-0,02	0,02	
Paladon 65	Aqua dest.	-0,02	0,04	0,407
	Impresept	0,05	0,22	
	Stammopur	-0,07	0,10	
	Instru-Gen	-0,03	0,03	
Futura Gen	Aqua dest.	0,02	0,09	0,664
	Impresept	0,15	0,18	
	Stammopur	-0,01	0,36	
	Instru-Gen	0,08	0,22	
FuturAcryl 2000	Aqua dest.	-0,01	0,60	0,979
	Impresept	-0,06	0,08	
	Stammopur	-0,08	0,10	
	Instru-Gen	-0,03	0,06	

Das Einwirken von Wasser hatte keinen Einfluss auf die Oberflächenrauigkeit der untersuchten Kunststoffe (Abb. 24, S. 47, Tab. 17). Die gemessenen Mittenrauwerte lagen zwischen 0,02µm (Maximum) und -0,02µm (Minimum). Die Desinfektion mit Stammopur DR bewirkte bei PalaXpress eine signifikante Abnahme des Mittenrauwertes (-0,30µm) im Vergleich zur Lagerung in Wasser. Der Mittenrauwert nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen war mit dem Referenzwert identisch (-0,02µm). Bei Paladon 65 führte die Desinfektion zu keinen statistisch signifikanten Veränderungen der Rauigkeitswerte. Der Mittenrauwert nach Desinfektion mit D 050 Instru-Gen (-0,03µm) war mit dem Vergleichswert (Wasserlagerung) nahezu identisch (-0,02µm). Stammopur DR schien die Oberflächenrauigkeit geringfügig zu verändern (-0,07µm), was sich allerdings statistisch als nicht signifikant erwies. Die Desinfektion von Futura Gen führte ebenfalls zu keinen statistisch nachweisbaren Veränderungen an den untersuchten Kunststoffoberflächen. Tendenziell bewirkten die Detergenzien

Impresept (0,15µm) und D 050 Instru-Gen (0,08µm) eine minimale Zunahme der Rauigkeitswerte im Vergleich zu Wasser. Die geringste Abweichung zur Referenzreihe zeigte die sich nach der Desinfektion mit Stammopur DR (-0,01µm). Auch die gemessenen Mittenrauwerte von FuturAcryl 2000 zeigten nach Desinfektion keine signifikanten Unterschiede zur Referenzreihe (Wasserlagerung). Die geringste Abweichung im Vergleich zu der Lagerung in Wasser zeigte die Kunststoffoberfläche nach der Behandlung mit D 050 Instru-Gen (-0,03µm). Stammopur DR schien die Rauigkeit minimal zu erniedrigen, hier zeigte sich ein Mittenrauwert von -0,08µm im Vergleich zur Referenzreihe.

### 3.5 Farbe

Ein Maß für die Größe des wahrgenommenen Farbunterschieds wird als  $\Delta E$  bezeichnet. Es handelt sich um den Abstand zwischen zwei Punkten im dreidimensionalen Farbraum und wird nach folgender Formel berechnet (Abb. 25):



**Abb. 25:** Formel zur Berechnung des Farbunterschiedes  $\Delta E$

Hierin bedeuten:

L = Maß für die Helligkeit eines Objektes, 0 (schwarz) bis 100 (weiß)

$$\Delta L = L_1 - L_2$$

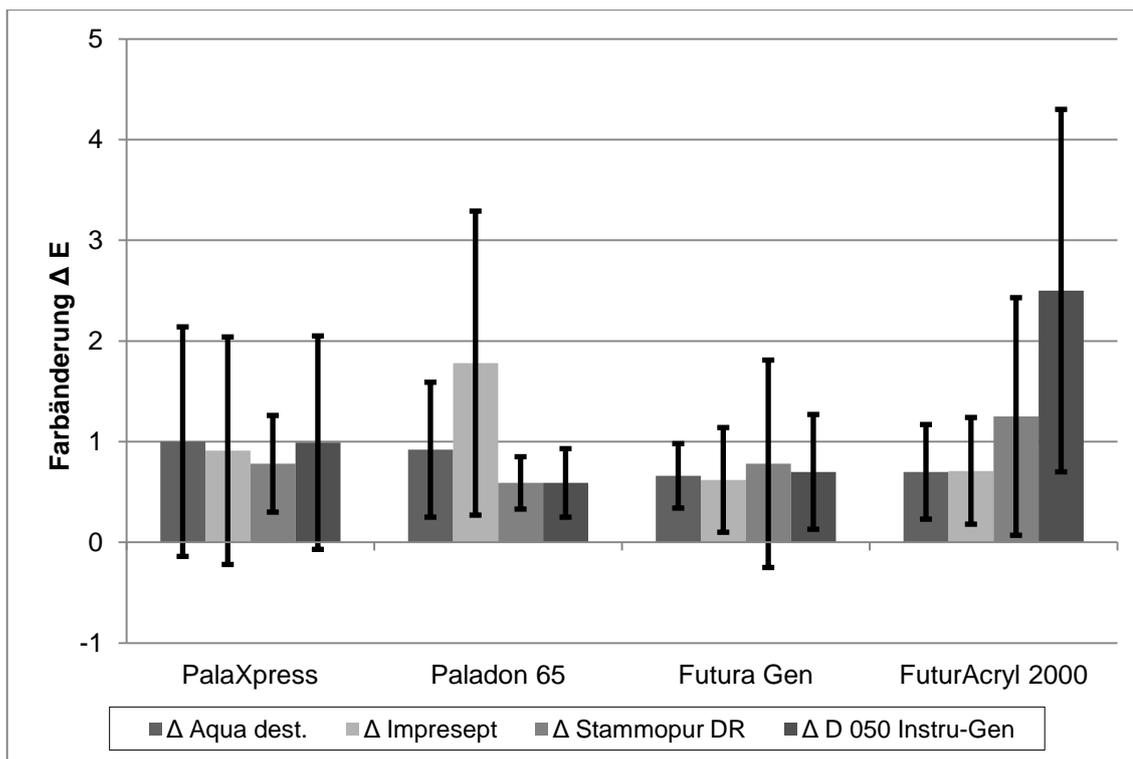
a = Maß für die Rötlichkeit (a>0) oder Grünheit (a<0)

$$\Delta a = a_1 - a_2$$

b = Maß für die Gelbheit (b>0) oder Blauheit (b<0)

$$\Delta b = b_1 - b_2$$

Als Referenzwert (L1, a1, b1) wird der Messwert, der vor der Lagerung in einer Lösung gemessen wurde, angenommen und davon der jeweils entsprechende Wert der Versuchsreihen 2, 3, 4 oder 5 subtrahiert.



**Abb. 26:** Arithmetische Mittelwerte und Standardabweichungen der Farbänderung in Abhängigkeit vom getesteten Medium

**Tab. 18:** Arithmetische Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der Farbänderung in Abhängigkeit vom getesteten Medium

Kunststoff	Detergenz	Mittelwert	±Stabw	p
PalaXpress	Aqua dest.	1,00	1,14	0,901
	Impresept	0,91	1,13	
	Stammopur	0,78	0,48	
	Instru-Gen	0,99	1,06	
Paladon 65	Aqua dest.	0,92	0,67	<0,001
	Impresept	1,78	1,51	
	Stammopur	0,59	0,26	
	Instru-Gen	0,59	0,34	
Futura Gen	Aqua dest.	0,66	0,32	0,896
	Impresept	0,62	0,52	
	Stammopur	0,78	1,03	
	Instru-Gen	0,70	0,57	
FuturAcryl 2000	Aqua dest.	0,70	0,47	<0,001
	Impresept	0,71	0,53	
	Stammopur	1,25	1,18	
	Instru-Gen	2,50	1,80	

Die analytisch ermittelten Daten wurden in Tabelle 18 und der Abbildung 26 (S. 50) dargestellt. Die Wasserlagerung bewirkte bei den getesteten Kunststoffen eine Farbveränderung, wobei die ermittelten  $\Delta E$ -Werte zwischen 0,66 (Minimum) und 1 (Maximum) lagen. Bei den Kaltpolymerisaten PalaXpress und Futura Gen bewirkten die Desinfektionsmittel im Vergleich zu Wasser keine signifikanten Farbveränderungen. Ein zum Referenzwert nahezu identischer  $\Delta E$ -Wert wurde bei PalaXpress nach der Desinfektion mit D 050 Instru-Gen bestimmt ( $\Delta E$  0,99), die größte -jedoch nicht signifikante- Abweichung ergab sich nach Lagerung in Stammopur DR ( $\Delta E$  0,78). Bei Futura Gen wurden nach Desinfektion mit Impresept ( $\Delta E$  0,62) und D 050 Instru-Gen ( $\Delta E$  0,70) nur geringe Abweichungen vom Referenzwert errechnet. Der größte Farbunterschied ergab sich nach Desinfektion mit Stammopur DR ( $\Delta E$  0,78). Die Desinfektion mit Impresept verursachte bei Paladon 65 eine signifikante Farbveränderung mit einem errechneten  $\Delta E$ -Wert von 1,78 im Vergleich zu dem

Farbwert nach Wasserlagerung von  $\Delta E$  0,92. Die  $\Delta E$ -Werte nach Lagerung in Stammopur DR und D 050 Instru-Gen wichen nur geringfügig und statistisch nicht signifikant von dem Wert, der nach Wasserlagerung bestimmt wurde, ab und lagen bei 0,59. Bei FuturAcryl 2000 wurden statistisch signifikante Farbveränderungen nach der Desinfektion mit Stammopur DR ( $\Delta E$  1,25) und D 050 Instru-Gen ( $\Delta E$  2,5) ermittelt. Diese Werte lagen deutlich über dem Vergleichsniveau der Wasserlagerung von  $\Delta E$  0,70. Die Desinfektion mit Impresept ( $\Delta E$  0,71) bewirkte quasi keinen Farbunterschied im Vergleich zur Wasserlagerung. Ein Farbunterschied kann erst ab einem  $\Delta E$ -Wert größer als 2 subjektiv wahrgenommen werden. Hieraus lässt sich schlussfolgern, dass die Farbänderungen als Resultat der Desinfektion anzusehen sind, da die alleinige Wasserlagerung zu keinen optisch wahrnehmbaren Veränderungen führte.

## 4 Diskussion

Ziel dieser Untersuchung war, die mögliche Beeinflussung der Werkstoffeigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen durch die Anwendung verschiedener unspezifischer Desinfektionslösungen zu überprüfen. Dabei wurden die Festigkeit und Elastizität (Steifigkeit), die Härte, die Rauigkeit und die Farbe zur Bewertung der untersuchten PMMA-Kunststoffe herangezogen. In dem vorliegenden werkstoffkundlichen Vergleich wurden zwei kaltpolymerisierende und zwei heißpolymerisierende PMMA-Kunststoffe getestet. Darunter waren die zwei konventionellen Prothesenbasiskunststoffe PalaXpress und Paladon 65, die bereits Gegenstand anderer Untersuchungen waren (Schneider und Kott 1997; Pfeiffer et al. 2005; Jarkas 2007; Dürr et al. 2008). Die Kunststoffe wurden mit drei sich im jeweiligen Hauptwirkstoff unterscheidenden chemischen Desinfektionsmitteln behandelt. Als Referenz zu den desinfizierten Proben wurde eine Gruppe unbehandelte und eine in Aqua dest. gelagerte Testreihe herangezogen. Hierdurch war es möglich zwischen dem Einfluss der Lagerung in Wasser und dem tatsächlichen Effekt des chemischen Detergenzes zu unterscheiden. Das methodische Vorgehen wick in Bezug auf die jeweiligen Prüfmethode und die verwendeten Prüfkörper von der ISO 1567 ‚Prothesenkunststoffe‘ ab. Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte gemäß den Herstellerangaben im Injektions- bzw. Stopf-Press-Verfahren. *Welker* (1998) hebt die Wichtigkeit einer homogenen und dichten, also fehlerfreien inneren und äußeren Struktur des Kunststoffes hervor. Die angestrebte innere Struktur lässt sich durch Technologien, die den Kunststoffteil mittels Druckpolymerisation verdichten, erreichen (*Welker* 1998). Es ist bekannt, dass die Kunststoffverarbeitung zahlreichen Fehlermöglichkeiten unterliegt, die sich in Form von Porositäten, Formabweichungen und Fehlern in der Oberflächenstruktur niederschlagen können. Alle hohlraumbildenden Strukturfehler schwächen das Gefüge, verschlechtern die physikalische und biologische Wertigkeit des Prothesenkunststoffes, sind der Hygiene hinderlich und beeinträchtigen die Ästhetik (*Welker* 2000). Die Anwendung eines Überdruckpolymerisationsverfahrens wirkt den genannten Fehlern entgegen und ist als sinnvoll zu erachten (*Welker* 2000). Aus Gründen der zahntechnischen Verarbeitung und dem Zeitraum, den diese beansprucht hat, mussten einige Prüfkörper vor Testbeginn trocken in luftdicht abschließbaren Aufbewahrungsboxen gelagert werden. Um alle Proben hinsichtlich ihres Feuchtigkeitsgehaltes zu standardisieren (*Joshi und Sanghvi* 1994), erfolgte eine Lagerung in Wasser für 24 Stunden in destilliertem Wasser und anschließend wurden

sie für 24 Stunden in einem Trockenschrank bei konstanten 22°C gelagert. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Prüfkörper einer einmaligen Kurzzeitdesinfektion gemäß der Herstellerangaben unterzogen. Grundsätzlich ist es schwierig einzuschätzen, wie oft eine Prothese im Laufe ihrer gesamten Tragezeit desinfiziert wird. Man kann davon ausgehen, dass der Zahnersatz nach der Herstellung im Dentallabor und vor dem ersten Einsetzen in den Patientenmund einmalig einer Desinfektion unterzogen wird. In der neueren Literatur wählte man zahlreiche Desinfektionsprozedere hinsichtlich der Einwirkdauer und Häufigkeit, um klinische Situationen zu simulieren (Shen et al. 1989; Asad et al. 1992, 1993; Ma et al. 1997; Polyzois et al. 1997; Pavarina et al. 2003a; Neppelenbroek et al. 2005; Azevedo et al. 2006; Dürr et al. 2008). Die vorliegende Untersuchung prüfte die Auswirkungen einer einmaligen Desinfektion und ist als Ausgangspunkt für weitere Studien zu sehen, in denen das wiederholte Desinfizieren von PMMA-Kunststoffen betrachtet werden sollte. Impresept kann laut Hersteller zur Desinfektion von Abformmaterialien und Abformträgern eingesetzt werden (2006b), ist als Flächendesinfektionsmittel zugelassen (Sonntag 1990; Heeg 2001) und kann, wie die vorliegende Untersuchung zeigte, zur Desinfektion von Zahnersatz mit Kunststoffanteilen verwendet werden, ohne die materialtechnischen Eigenschaften negativ zu beeinflussen. Im Hinblick auf einen zeitlich optimierten und wirtschaftlich effizienten Praxisablauf ist diese universelle Anwendbarkeit auf Abformmaterialien und prothetische Werkstücke im Sinne einer Vereinheitlichung der Arbeitsabläufe als positiv zu erachten. Im Umgang mit dem glutaraldehydhaltigen Präparat sollten Arbeitsschutzmaßnahmen wie das Tragen von Handschuhen und Schutzbrillen vorgenommen werden, da es laut Sicherheitsdatenblatt der Firma 3M Espe (2006b) zu Reizungen der Haut, der Atmungsorgane und der Haut kommen kann. Weiterhin sollte das desinfizierte Werkstück vor dem Eingliedern in den Patientenmund gründlich unter fließendem Wasser abgespült werden. Gleiches Vorgehen ist für die Desinfektionsmittel Stammopur DR und D 050 Instru-Gen zu empfehlen (1991; 2004). Die untersuchten Desinfektionsmittel erfüllen weitestgehend die von dem DAHZ (Deutscher Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin 2011) gestellten Anforderungen an Desinfektionsmittel für zahntechnische Werkstücke, wobei in dem Hygieneleitfaden des DAHZ ein eindeutiger Verweis auf die Desinfektion von herausnehmbarem Zahnersatz mit PMMA-Anteilen fehlt. Auch wenn zahnärztliche Prothesenkunststoffe nicht im Mittelpunkt des werkstoffkundlichen Interesses stehen (Janda 1999), gehören sie dennoch zu den am häufigsten verwendeten zahnärztlichen Materialien und werden auch in Zukunft in der täglichen Praxis sehr häufig zur Versorgung vor allem älterer Patienten mit Teil- bzw. Totalprothesen eingesetzt werden. Aus diesem Grund

bestehen die Notwendigkeit und der Wunsch, mit der Gewissheit über Werkstoffkompatibilität und Materialverträglichkeit ein sicheres und einheitliches Hygieneverhalten in Bezug auf die Reinigung und Desinfektion von Prothesen im täglichen Praxisablauf zu etablieren. Gemäß der RKI- Empfehlung aus dem Jahr 2006 (2006c) ist eine Infektion von Patienten, Beschäftigten im zahntechnischen Labor oder von Dritten während des Transportes zwischen Zahnarztpraxis und Dentallabor durch entsprechende Hygienemaßnahmen auszuschließen. Die Verantwortung über den hygienisch einwandfreien Zustand von zahntechnischen Werkstücken -also auch Zahnersatz-, Abformungen und anderen Hilfsmitteln obliegt dem Zahnarzt, insbesondere wenn diese den zahnärztlichen Behandlungsbereich verlassen (Deutscher Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin 2011). Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung konnten relativ schwer kritisch bewertet und diskutiert werden, da die Autoren der Vergleichsstudien häufig in der Wahl der untersuchten PMMA-Kunststoffe, der verwendeten Desinfektionsmittel, der Versuchsabläufe und Desinfektionszyklen stark differierten. Die Ergebnisse der Makrohärteprüfung konnten nicht diskutiert werden, da keine Vergleichsliteratur zur Verfügung stand.

#### **4.1 Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit**

Die Festigkeit und die Steifigkeit eines Prothesenbasiskunststoffes zählen zu den wichtigsten Werkstoffeigenschaften. Bei funktioneller Belastung entstehen Biegespannungen im Kunststoff (Welker 1998). Ein hoher Biegewiderstand, also E-Modul, und eine hohe Biegefestigkeit tragen zur Schonung des Prothesenlagers bei (Finger 1975; Welker 1998). Der Kunststoff soll geringfügige Biegungen unter physiologischer Belastung in hoher Zahl ohne Ermüdungsbruch überstehen. Plastische Deformationen sollten dabei nicht auftreten. Aus physikalischer Sicht ist eine gut adaptierte und mechanisch widerstandsfähige Prothese anzustreben. Inkongruenz zwischen Tegument und Zahnersatz führt immer zu einer Fehlbelastungen, welche wiederum Entzündungen und Atrophie bedingen (Welker 1998). Bei der Auswertung der Ergebnisse des Drei-Punkt-Biegeversuches war zu beobachten, dass im Vergleich zu Literaturangaben auch unter Einbeziehung der Streuung deutlich höhere Messwerte ermittelt wurden. Dies betraf die trockenen gelagerten Proben, die Referenzreihe und die desinfizierten Prüfkörper gleichermaßen. Die nicht konditionierten Prüfkörper der PMMA-Kunststoffe PalaXpress (3149,2MPa) und FuturAcryl 2000 (3020,00MPa) wiesen deutlich höhere Biege-E-Modul-Werte als Paladon 65 und Futura Gen auf, wobei PalaXpress im Vergleich zu den anderen Kunststoffen geringere

Messwertstreuungen zeigte. Die hohe Varianz der Standardabweichungen bei der volumendeterminierten Elastizität deutet auf einen vergleichsweise schlechten Homogenisierungszustand der Prüfkörper infolge der Verarbeitungsbedingungen hin. Bereits *Phoenix* (1996) wies darauf hin, dass die mechanischen Eigenschaften von dem angewandten Verarbeitungsverfahren abhängen. Die nicht konditionierten Proben der Prothesenbasiskunststoffe Paladon 65 (2897MPa) und Futura Gen (2867,80MPa) besaßen nahezu identische Steifigkeiten. Laut Herstellerangaben liegen die E-Modulwerte für Futura Gen bei 2500MPa (2006d). Der Gesamtmittelwert der Versuchsreihen 1 bis 5 lag bei 2836,40MPa. Die Steifigkeitswerte für PalaXpress sollten laut Hersteller zwischen 2300 und 2400MPa liegen (2006d). Der Gesamtmittelwert der 5 Versuchsreihen lag bei 2987,60MPa und übertraf die Herstellervorgaben. In den Untersuchungen von *Jarkas* (2007) und *Pfeiffer* (2005) wurde der konventionelle Prothesenbasiskunststoff Paladon 65 als Referenz für die untersuchten hypoallergenen Kunststoffe herangezogen. *Pfeiffer* (2005) wählte ein Vorgehen gemäß ISO 1567:2000 und führte den Drei-Punkt-Biegeversuch im Wasserbad durch. Es wurde eine Biegefestigkeit von 78,6MPa und ein E-Modul von 2050MPa registriert. *Jarkas* (2007) führte den Versuch gemäß ISO 178 bei 23°C und 50% Luftfeuchte durch und ermittelte Elastizitätsmoduln zwischen 2431MPa (Minimum) und 3180MPa (Maximum) und Biegefestigkeiten im Bereich von 92,80MPa (Minimum) und 120MPa (Maximum). Für Paladon 65 wurden in der Untersuchung von *Schneider und Kott* (1997) E-Modulwerte von 2315MPa und eine Biegefestigkeit von 97MPa angegeben. Der in der vorliegenden Untersuchung ermittelte Gesamtmittelwert von 2799,08MPa übertraf die Ergebnisse von *Schneider und Kott* (1997) und *Pfeiffer* (2005) deutlich. Die Ergebnisse der Biegefestigkeit lassen sich mit den in der Literatur gefundenen Werten nicht vergleichen, da in der vorliegenden Untersuchung die individuelle Dehngrenze bei 1% festgelegt wurde. Die in der ISO 1576 beschriebene Mindestanforderung an die Elastizitätsmodule der Kunststofftypen 1, 3, 4 und 5 von 2000MPa wurde von den vier getesteten PMMA-Kunststoffen erfüllt. Die Lagerung in Wasser bewirkte offensichtlich ein Diffundieren der Wassermoleküle in den Werkstoff hinein und bedingte damit infolge von Quellung und Weichmacherwirkung eine Abnahme der Elastizität des Materials, was durch die Kenngrößen E-Modul und Biegespannung bei 1% Dehnung charakterisiert werden kann. Mehrere Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Lagerung von Prothesen in Wasser durch Quellungsphänomene zu einer Volumenzunahme führte (Janke 1957; Joshi und Sanghvi 1994; Wong et al. 1999; Duymus und Yanikoglu 2004). In einer Studie fanden *Takahashi et al.* (1998) heraus, dass sich die Biegefestigkeit des Kunststoffes verringert, wenn sich die Wasseraufnahme erhöht. Hierdurch könnte die

Weichmacherwirkung auf die untersuchten PMMA-Kunststoffe begründet werden. *Finger* (1975) kam ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die Wasseraufnahme zu einer Steifigkeitsabnahme führt. In der vorliegenden Untersuchung führte lediglich die Lagerung der PalaXpress-Prüfkörper in Wasser zu einer signifikanten Abnahme des Elastizitätsmoduls und der Biegespannung bei 1% Dehnung im Vergleich zu den nicht konditionierten Proben. Bei den getesteten prothetischen Kunststoffen wurden nach Desinfektion keine signifikanten Veränderungen im Vergleich zur Referenzreihe (Aqua dest.) festgestellt. Der Vergleich der Ergebnisse nach Wasserlagerung mit den Ergebnissen nach Desinfektion ergab keine signifikanten Unterschiede. *Asad et al.* (1992) untersuchten den Einfluss von Langzeitdesinfektion auf die Biegefestigkeit mittels Drei-Punkt-Biegeversuch sowie auf die Oberflächenbeschaffenheit prothetischer Kunststoffe. Das quervernetzte PMMA Trevalon (DeTrey Division, Dentsply Ltd., Weybridge, U.K.) zeigte nach 7-tägiger Desinfektion mit Aqueous Chlorhexidine (0,5% Chlorhexidindigluconat, Hales Pharmaceutical Ltd., Wetherby, U.K.), Cidex long life (2% alkalisches Glutaraldehyd, Surgikos Ltd., Livingston, Scotland, U.K.) und Dermacol (alkoholhaltig, Unident SA, Genf, Schweiz) keine signifikanten Veränderungen in Bezug auf den Elastizitätsmodul, die Biegefestigkeit und die elektronenmikroskopische Oberflächenbeschaffenheit. Nach 7-tägiger Desinfektion des D80 FC Homopolymer (Bonar Co., Polymers Ltd., Durham, U.K), einem nicht quervernetzten PMMA-Kunststoff, mit Dermacol verringerten sich die Biegefestigkeit sowie der E-Modul und auf der Kunststoffoberfläche ließen sich Haarrisse erkennen. In der vorliegenden Untersuchung wurde der Effekt einer kurzzeitigen Desinfektion auf (vernetzte) PMMA-Kunststoffe untersucht. Die drei getesteten Desinfektionsmittel, wovon 2 als Wirkstoff Glutaraldehyd enthielten, bewirkten keine signifikanten Veränderungen der oben genannten Parameter. Damit stehen die Ergebnisse im Einklang mit der Untersuchung von *Asad et al.* (1992), wobei ein direkter Vergleich aufgrund der stark voneinander abweichenden Einwirkzeiten und der andersartigen Desinfektionsmittelwirkstoffe schwierig war. *Shen et al.* (1989) konnten nach Einwirkzeiten von 10, 20, 30 Minuten und 1, 2, 8 und 12 Stunden des alkalischen Glutaraldehydes Cidex-7 (J&J, Windsor, N.J.) keine Veränderungen der Biegeeigenschaften bei dem untersuchten Heißpolymerisat Lucitone (L.D. Caulk, Milford, Del.) feststellen. Dies konnte mit der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden. *Pavarina et al.* (2003a) untersuchten den möglichen Einfluss der chemischen Desinfektion auf die Biegefestigkeit von zwei heißpolymerisierenden Prothesenbasiskunststoffen (Lucitone 550 und QC-20, Dentsply International Inc., Chicago, IL, USA). Die Prüfkörper der Kontrollgruppe wurden vor der mechanischen Testung (Drei-Punkt-Biegeversuch) bei 37°C für 50 Stunden in Wasser gelagert.

Gemäß der Empfehlung von *Brace und Plummer* (1993) wurden die Proben der Gruppen 2 bis 4 für 1 Minute in 4% Chlorhexidin gelagert, mit Wasser abgespült und im Anschluss zweimal 10 Minuten mit 3,78% Natriumperborat, 4% Chlorhexidin bzw. 1% Natriumhypochlorid desinfiziert. Die zweimalige Desinfektion sollte eine typische klinische Situation simulieren, wobei die Prothese nach dem Ausgliedern und vor dem Wiedereingliedern desinfiziert wird. Die drei verwendeten Desinfektionslösungen verursachten bei den geprüften Kunststoffen keine signifikanten Beeinträchtigungen der Biegefestigkeit. Für die Kunststoffe Paladon 65, Futura Gen und FuturAcryl 2000 konnten die Ergebnisse mit der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden, wobei der Ablauf der angewandten Desinfektionsprozedere sowie die verwendeten Wirkstoffe voneinander abwichen.

## **4.2 Makrohärte**

Prothesenbasiskunststoffe sollten sowohl eine große Volumen- also Makrohärte als auch eine hohe Oberflächen- also Mikrohärte aufweisen. Härtere Prothesenbasismaterialien setzen äußeren Einflüssen, so zum Beispiel dem Einwirken von Fremdkörpern, einen Widerstand entgegen und verhindern so plastische bleibende Deformationen und Abrieb. Weiterhin erlauben härtere Oberflächen eine bessere Politur. Eine glatte Oberfläche wiederum verhindert Plaqueanheftung und Verfärbung. Grundsätzlich sind Untersuchungen zur Ermittlung der Makrohärte anzumerken, dass in diesen Messwerten auch die strukturell-morphologischen Unzulänglichkeiten der Prüfkörperherstellung eingehen. Aus diesem Grund waren die ermittelten Messwertstreuungen relativ groß, was besonders auffällig bei Paladon 65 zu erkennen war. Stammopur DR bewirkte an der Oberfläche von den Paladon 65-Prüfkörpern anscheinend degradative Prozesse. Dies würde die niedrigen Messwerte begründen. Aufgrund der großen Schwankungen im Bereich der Standardabweichung war allerdings keine exakte Beurteilung der Ergebnisse möglich. Die Desinfektion der vier untersuchten Prothesenbasiskunststoffe bewirkte keine statistisch signifikanten Veränderungen der Kugeldruckhärte. In der Literatur finden sich keine Untersuchungen, welche den Einfluss der chemischen Desinfektion auf die Makrohärte prothetischer Kunststoffe thematisieren.

### 4.3 Mikrohärte

Die Mikrohärte hat zur Charakterisierung des oberflächennahen Bereiches einer Probe eine höhere Bedeutung als die Kugeldruckhärte, da diese stärker auf Inhomogenitäten im Materialvolumen reagiert (Jarkas 2007). Die bereits von *Lockowandt* (1989) getroffene Aussage, dass heißpolymerisierende Methacrylate höhere Mikrohärtewerte als kaltpolymerisierende Methacrylate aufweisen, konnte mit dieser Untersuchung bestätigt werden. Bei den untersuchten Kunststoffen zeigten sich in allen Versuchsreihen vergleichsweise hohe Messwertstreuungen. Dieser Effekt ist mit strukturellen und morphologischen Unterschieden in den oberflächennahen Mikrobereichen zu erklären. Da der Eindringkörper sehr klein ist, reagiert die Mikrohärtemessung äußerst sensibel auf Unterschiede der Oberflächenstruktur und ist somit auch ein Indikator für die Heterogenität an der Oberfläche von Prüfkörpern. Infolge des Weichmachereffektes war bei allen vier Kunststoffen eine Erniedrigung der Martenshärte unter dem Einwirken von Wasser zu beobachten. In einer Untersuchung von *Fraunhofer und Suchatlampong* (1975) wurde festgestellt, dass die Wasserlagerung zu einer oberflächigen Erweichung von heißpolymerisierenden Kunststoffen führte. Als Ursache dafür wurde das Diffundieren der Wassermoleküle in die amorphe äußere Kunststoffschicht angesehen. Bei PalaXpress wurde in der vorliegenden Untersuchung nach der Desinfektion mit Impresept und Stammopur DR signifikant höhere Mikrohärtewerte als nach Wasserlagerung ermittelt. Bei Futura Gen konnte nach der Lagerung in allen getesteten Desinfektionsmitteln eine signifikante Mikrohärtesteigerung im Vergleich zu den in Wasser gelagerten Proben festgestellt werden. Nach Desinfektion des Kunststoffes FuturAcryl 2000 konnten im Vergleich zur Wasserlagerung keine statistisch signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. Paladon 65 stellte eine gewisse Ausnahme dar. Hier waren die Werte nach Wasserlagerung und nach Desinfektion mit Stammopur DR und D 050 Instru-Gen ähnlich. Die Mikrohärte nach Desinfektion mit Impresept war signifikant niedriger als nach der Wasserlagerung (Referenzreihe) und nach Desinfektion mit Stammopur DR und D 050 Instru-Gen. Aufgrund der großen Standardabweichung des Ergebnisses ist die Aussagekraft sicherlich als kritisch anzusehen. Betrachtet man die Rohdaten genauer, so fällt auf, dass auf einem der zwei Prüfkörper, auf denen die Mikrohärtemessungen durchgeführt wurden ( $n=2$  à 10 Messungen), deutlich niedrigere Werte gemessen wurden als auf der zweiten in Impresept gelagerten Probe. Es kann vermutet werden, dass dieser Prüfkörper Materialinhomogenitäten aufwies. Aufgrund dessen ist das Ergebnis als klinisch nicht aussagekräftig einzuschätzen. *Machado et al.* (2009) konnten nachweisen, dass die Vickershärte des Heißpolymerisates Lucitone

550 (Dentsply International, York, USA) nach Mikrowellendesinfektion und 10-minütiger chemischer Desinfektion mit Natriumperborat unbeeinflusst blieb. Die Desinfektion von Lucitone 550 mit 1%igem Natriumhypochlorid und 4%igem Chlorhexidindigluconat führte laut *Azevedo et al.* (2006) nach einer 7-tägigen Lagerung in den Desinfektionsmitteln zu keinen signifikanten Veränderungen der Martenshärte. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen der in der vorliegenden Untersuchung getesteten Heißpolymerisate, wobei in den o.g. Studien Desinfektionsmittel anderer Wirkstoffgruppen getestet wurden. In einer Studie von *Neppelenbroek et al.* (2005) wurden zwei Heißpolymerisate Lucitone 550 und QC-20 (Dentsply, International, York, USA) folgendem chemischen Desinfektionsprozedere unterzogen: Säubern der Prüfkörper mit einem 4%igem Chlorhexidindigluconat für 1 Minute, Lagerung in einer der drei Testlösungen (Chlorhexidindigluconat 4%, Natriumperborat 3,78% oder Natriumhypochlorid 1% ) für 10 Minuten, Lagerung in Wasser für 3 Minuten. Dieses Vorgehen wurde viermal wiederholt und im Anschluss die Mikrohärtewerte gemessen. Die Kontrollgruppe wurde 56 Minuten in Wasser gelagert. Die Härtemessungen wurden nach 15, 30, 60, 90 und 120 Tagen Wasserlagerung wiederholt. Man fand heraus, dass die chemische Desinfektion zu einer signifikanten Abnahme der Mikrohärtete (Vickershärte) bei den untersuchten Kunststoffen führte, wobei sich dieser Effekt nach einer 15-tägigen Lagerung der Proben in Wasser umkehrte. Diese Resultate scheinen den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung zu widersprechen, wobei ein direkter Vergleich aufgrund der abweichenden Vorgehensweise, Einwirkzeit und der andersartigen Wirkstoffe schwierig ist. *Asad et al.* (1993) fanden heraus, dass eine siebentägige Lagerung des untersuchten Heißpolymerisates Trevalon (De Trey Division Dentsply Ltd Weybridge, United Kingdom) in Cidex Long Life (alkalisches Glutaraldehyd 2%, Surgikos Ltd Livingston, Scotland, United Kingdom), Aqueous chlorhexidin (Chlorhexidin 0,5%, Hales Pharmaceutical Ltd Wetherby, United Kingdom) eine signifikante Reduktion der Oberflächenhärte bewirkte. Nach 24 Stunden konnte keine signifikante Veränderung der Mikrohärtete beobachtet werden. Die Desinfektion der PMMA-Prüfkörper mit Dermacol (alkoholhaltig, Unident SA, Genf, Schweiz) hatte auch nach einer 7-tägigen Einwirkzeit keine Auswirkungen auf die Oberflächenhärte. In der vorliegenden Untersuchung wurden zwei glutaraldehydhaltige Desinfektionsmittel für die vom Hersteller empfohlene Einwirkzeit angewandt. Nach Ablauf dieser Zeitintervalle (10 Minuten, 60 Minuten) konnten bei den Heißpolymerisaten keine Veränderungen im Mikrohärtetebereich festgestellt werden. Die Desinfektion der untersuchten kaltpolymerisierenden PMMA-Kunststoffe hatte einen härtesteigernden Effekt auf die Härte im oberflächennahen Bereich, was im Hinblick auf die klinische Beanspruchung einer Prothesenbasis im täglichen Gebrauch, als positiv zu bewerten

ist. Die Beurteilung der Oberflächenhärte nach längerer Einwirkdauer der Desinfektionsmittel war nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit und sollte in weiterführenden Studien näher betrachtet werden. Ebenso sollten die für die Kaltpolymerisate PalaXpress und Futura Gen ermittelten Ergebnisse in weiterführenden Projekten geprüft werden.

#### **4.4 Oberflächenrauigkeit**

Die Oberflächenrauigkeit eines Prothesenbasismaterials ist von großer klinischer Bedeutung, da diese sich sowohl indirekt als auch direkt auf den Erhalt der Prothese, die Plaqueakkumulation, die Verfärbungsneigung, die Mundgesundheit und letztlich auf das Wohlbefinden der Patienten auswirkt (Ravnholdt und Kaaber 1994; Quirynen und Bollen 1995; Waters et al. 1997; Wright et al. 1998). Da erhöhte Rauigkeitswerte die Plaqueanlagerung und Verfärbung begünstigen, wurde in mehreren in-vivo Studien ein Schwellenwert von  $0,2\mu\text{m}$  definiert, unterhalb dessen eine bakterielle Anheftung nicht zu erwarten ist (Quirynen und Bollen 1995; Bollen et al. 1995, 1997). Änderungen der Oberflächenrauigkeit könnten durch Degradation der Oberfläche mit Abplatzen von Partikeln, Auslösen von Fehlstellen oder Quellungseffekten infolge von Diffusionsprozessen auftreten. Auf den getesteten PalaXpress-Prüfkörpern wurden nach der 60-minütigen Desinfektion mit Stammopur DR signifikant niedrigere  $\Delta R_a$ -Werte ( $-0,30\mu\text{m}$ ) im Vergleich zur Referenzreihe (Aqua dest.) ermittelt, was auf eine Erhöhung der Oberflächenrauigkeit nach Desinfektionsmitteleinwirkung schließen lässt. Bei den drei weiteren Kunststoffen, die in der vorliegenden Untersuchung getestet wurden, führte die Desinfektion zu keinen statistisch signifikanten Veränderungen der Rauigkeitswerte. Es ließen sich lediglich Tendenzen erkennen, die auf der Wirkung der Desinfektionsmittel beruhen könnten. So bewirkten bei dem PMMA Futura Gen die Detergenzien Impresept ( $\Delta R_a$   $0,15\mu\text{m}$ ) und D 050 Instru-Gen ( $\Delta R_a$   $0,08\mu\text{m}$ ) minimale Veränderungen der Rauigkeitswerte im Vergleich zu Wasser. Es bedarf weitergehender Untersuchungen, um die erkennbaren Tendenzen der untersuchten Prothesenbasismaterialien zu verifizieren. Die ermittelten durchschnittlichen Mittenrauwerte der vier getesteten Kunststoffe lagen zwischen  $0,08\mu\text{m}$  und  $0,49\mu\text{m}$  und differierten deutlich von den Werten, die von *Zissis et al.* (2000) für Prothesenbasiskunststoffe berichtet wurden ( $R_a$   $3,4\mu\text{m}$  bis  $7,6\mu\text{m}$ ). Betrachtet man die  $R_a$ -Werte der vorliegenden Untersuchung, die zur Berechnung von Delta- $R_a$  herangezogen wurden, fällt auf, dass diese nahe dem Schwellenwert von  $0,2\mu\text{m}$  lagen, unterhalb dessen keine bakterielle Anheftung zu erwarten ist (Quirynen und Bollen

1995; Bollen et al. 1995, 1997; Zissis et al. 2000). Eine Ausnahme stellten die Prüfkörper (n=2 à 3 Messungen) des Kunststoffes FuturAcryl 2000 der Versuchsreihe 2 dar, deren durchschnittliche Mittenrauwerte bei 0,49µm lagen. Diese Abweichung in der Oberflächenstruktur könnte durch die nicht vollständig reproduzierbare manuelle Ausarbeitung und Politur mit rotierenden Instrumenten und Schleifkörpern erklärt werden. In einer Untersuchung von *Ma et al.* (1997) wurden neben drei autopolymerisierenden Kunststoffen und einem lichthärtenden Kunststoff das Heißpolymerisat Lucitone 199 (Dentsply International, York, USA) auf mögliche Änderungen der Oberflächeneigenschaften nach Einwirken von fünf verschiedenen Desinfektionsmitteln geprüft. Das phenolhaltige Multicide verursachte bereits nach 30-minütigem Einwirken eine Beschädigung der Oberfläche bei den getesteten Kunststoffen und kann demnach nicht zur Desinfektion von Prothesen empfohlen werden. Die Desinfektionsmittel Cidex-7 (alkalisches Glutaraldehyd 2%), Banicide (säurehaltiges Glutaraldehyd 2%), Clorox (Natriumhypochlorid 5,25%) und Biocide (Iodophor) verursachten auch nach einer 7-tägigen Lagerung keine klinisch signifikanten Veränderungen der Rauigkeitswerte an den fünf untersuchten Kunststoffoberflächen. In der vorliegenden Untersuchung wurden ebenfalls zwei Desinfektionsmittel auf Glutaraldehydbasis getestet, wobei lediglich Stammopur DR (3%) nach der vom Hersteller vorgegebenen Einwirkzeit von 60 Minuten bei PalaXpress eine statistisch signifikante Veränderung des Delta-R<sub>a</sub> Wertes bewirkte. In einer Untersuchung von *Azevedo et al.* (2006) wurde neben zwei Unterfütterungsmaterialien das Heißpolymerisat Lucitone 550 (Dentsply International, York, USA) mit 1%igem Natriumhypochlorid und 4%igem Chlorhexidindigluconat desinfiziert, was auch nach einer 7-tägigen Lagerung in den Desinfektionsmitteln zu keinen signifikanten Veränderungen der Oberflächenrauigkeit führte. Die Autoren *Machado et al.* (2009) fanden heraus, dass die Desinfektion von Lucitone 550 mittels Mikrowellenstrahlung und 10-minütiger chemischer Desinfektion mit Natriumperborat keine Auswirkung auf die Oberflächenbeschaffenheit der Kunststoffoberflächen hatte, jedoch wurde eine Erhöhung der Oberflächenrauigkeit nach zweimaliger chemischer Desinfektion beobachtet. Ein Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ist schwierig, da Desinfektionsmittel anderer Wirkstoffgruppen getestet wurden.

## 4.5 Farbe

Laut Literaturangaben (Wendisch 1993; Dürr et al. 2008) stellen  $\Delta E$ -Werte  $<1$  in der Mehrzahl der Fälle für das menschlichen Auge keinen Farbunterschied dar. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Wasserlagerung bei den getesteten Kunststoffen keine optisch wahrnehmbaren Farbveränderungen bewirkte, da die ermittelten  $\Delta E$ -Werte  $\leq 1$  betragen. Weiterhin lässt sich schlussfolgern, dass die in der vorliegenden Untersuchung angewandten Desinfektionsmittel bei PalaXpress und Futura Gen keine erkennbaren Farbveränderungen verursachten, da die  $\Delta E$ -Werte  $<1$  waren und kein statistisch signifikanter Unterschied zu der Referenzreihe (Aqua dest.) bestand. Die Desinfektion von Paladon 65 mit Impresept verursachte eine statistisch signifikante Farbveränderung ( $\Delta E$  1,78) im Vergleich zu dem Farbwert der Kontrollreihe ( $\Delta E$  0,92). Jedoch werden  $\Delta E$ -Werte, welche zwischen 1 und 2 liegen, nicht zwingend visuell wahrgenommen. Der PMMA-Kunststoff FuturAcryl 2000 wies nach der Desinfektion mit Stammopur DR ( $\Delta E$  1,25) und D 050 Instru-Gen ( $\Delta E$  2,5) statistisch signifikante Farbveränderungen auf. Diese Werte lagen deutlich über dem Vergleichsniveau der Wasserlagerung ( $\Delta E$  0,70). Da ein Farbunterschied erst ab einem  $\Delta E$ -Wert größer als 2 subjektiv wahrgenommen werden kann, ist lediglich dem Desinfektionsmittel D 050 Instru-Gen eine farbverändernde Wirkung auf FuturAcryl 2000 zuzuschreiben. Die experimentell ermittelte Farbänderung ist als Resultat der Desinfektion anzusehen, da die alleinige Wasserlagerung zu keinen optisch wahrnehmbaren Veränderungen führte. *Dürr et al.* (2008) untersuchten die Anwendbarkeit des speziell zur Tauchdesinfektion dentaler Abformmaterialien entwickelten Verfahrens auf Prothesen. Es wurden Prüfkörper aus PalaXpress (rosa und klar) und Paladon 65 (je  $n=36$ ) mit den Abmaßen 20x20x3mm hergestellt. Die Messung der Farbwerte erfolgte vor und nach 10-minütiger Desinfektion mit Impresept mit einem Spektrophotometer (CM-2002 Minolta). Es wurde festgestellt, dass die Desinfektion von PalaXpress und Paladon 65 mit Impresept zu keinen optisch wahrnehmbaren Farbveränderungen führte. Die Ergebnisse konnten in der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden. Interessanterweise wurden in der Studie von *Dürr et al.* (2008) bei drei der 36 Paladon 65-Prüfkörpern  $\Delta E$ -Werte  $>1$  und  $<2$  ermittelt. Diese Tendenz wurde auch in den vorliegenden Ergebnissen deutlich und könnte aufgrund von Materialinhomogenitäten aufgetreten sein. *Polyzois et al.* (1997) untersuchten die farbverändernde Wirkung der Desinfektionsmittel Klinex (alkoholhaltig), Cidex-7 (Glutaraldehyd), Hibitane (Chlorhexidindigluconat) und Cabadol (phenolhaltig) auf drei Prothesenbasiskunststoffe (Paladon 65, ProBase Cold, Triad VLC) mit Hilfe eines Colorimeters. Bei Paladon 65 zeigten sich nach

Desinfektionszeiten von 10 Minuten, 10 Stunden und 7 Tagen keine signifikanten Veränderungen der Farbwerte. Lediglich ProBase und Triad zeigten nach einer 7-tägigen Desinfektion mit Cabadol signifikante Farbveränderungen. In der vorliegenden Untersuchung wurde Paladon 65 ebenfalls mit Desinfektionsmitteln auf Glutaraldehydbasis desinfiziert, ohne die Farbparameter zu beeinflussen. In der bereits oben beschriebenen Untersuchung von *Ma et al.* (1997) wurde neben dem Einfluss der Desinfektion auf die Oberflächenbeschaffenheit auch die mögliche Veränderung der Farbwerte untersucht. Die Farbparameter wurden nach 10 Minuten, 30 Minuten, 24 Stunden und 7 Tagen mit einem Colorimeter erfasst. Das Heißpolymerisat Lucitone 199 zeigte sogar nach einer 7-tägigen Lagerung in 4 von 5 Desinfektionsmitteln (Clorox, Banicide, Cidex-7, Biocide) keine signifikanten Farbänderungen. In der vorliegenden Untersuchung wurden ebenfalls zwei Desinfektionsmittel auf Glutaraldehydbasis getestet, die keine optisch wahrnehmbaren Farbveränderungen bewirkten.

## 5 Zusammenfassung

Die Desinfektion von herausnehmbarem Zahnersatz ist im Sinne der Unterbrechung von Infektionsketten zwischen Patient, Behandler, Assistenzteam und Techniker als unverzichtbarer Bestandteil des hygienischen Gesamtkonzeptes einer zahnärztlichen Praxis anzusehen. Da es von der Industrie bislang kein ausreichendes Produktangebot gibt, sollten in der vorliegenden Untersuchung handelsübliche und vom Dental Vademekum zur Desinfektion von Zahnersatz empfohlene Präparate untersucht werden. Als Ziel der Untersuchung galt es anhand verschiedener werkstoffkundlicher Parameter zu klären, ob die chemische Desinfektion Einfluss auf die materialtechnischen Eigenschaften von Kunststoffprothesen nehmen kann.

Insgesamt wurden vier zahnärztliche PMMA-Kunststoffe hinsichtlich ihrer physikalisch-mechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit von der Lagerung in drei verschiedenen Desinfektionslösungen getestet. Dabei handelte es sich um zwei Heißpolymerisate (Paladon 65, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland und FuturAcryl 2000, Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) und zwei Kaltpolymerisate (PalaXpress, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland und Futura Gen, Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland). Die Kunststoffe wurden nach Herstellerangaben zu Prüfkörpern definierter Größe verarbeitet und in 5 Testreihen (n=252) eingeteilt. Die der Reihe 1 zugeteilten Prüfkörper wurden nicht konditioniert und die der Testreihe 2 wurden für 60 Minuten in Aqua dest. gelagert (Kontrollgruppe). Die Prüfkörper der Reihe 3 wurden mit Impresept (100%) 10 Minuten lang desinfiziert (3M Espe AG, Neuss, Deutschland), die der Reihe 4 wurden mit 3%igem Stammopur DR (Dr. H. Stamm GmbH, Berlin, Deutschland) 60 Minuten lang und die der Reihe 5 mit 2%igem D 050 Instru-Gen (ad-Arztbedarf GmbH, Frechen, Deutschland) 60 Minuten lang desinfiziert. Im Anschluss folgten die physikalisch-mechanischen Testungen auf Biegefestigkeit, Makrohärte, Mikrohärte, Oberflächenrauigkeit und Farbveränderung. Die Ergebnisse wurden deskriptiv statistisch und auf Signifikanzen (Signifikanzniveau 5%) untersucht.

Der Vergleich der Ergebnisse nach Wasserlagerung mit den Ergebnissen nach Desinfektion ergab keine signifikanten Unterschiede bei den getesteten Parametern Elastizität, Festigkeit und Makrohärte. Die Desinfektionsmittel bewirkten sehr unterschiedliche und uneinheitliche Veränderungen im Bereich des oberflächennahen Mikrohärtebereiches. Die Desinfektion des Heißpolymerisates FuturAcryl 2000 hatte keinen Einfluss auf die Martenshärte. Die ermittelte Abweichung, die sich bei Paladon

65 nach Desinfektion mit Impresept zeigte, ist als klinisch irrelevant einzuschätzen, da diese auf Materialinhomogenitäten aufgrund von Unzulänglichkeiten in der zahntechnischen Verarbeitung zurückzuführen ist. Bei PalaXpress resultierten nach Desinfektion mit Impresept und Stammopur DR und bei Futura Gen nach Desinfektion mit Impresept, Stammopur DR, D 050 Instru-Gen signifikant erhöhte Mikrohärtewerte im Vergleich zur Kontrollgruppe. Dieser härtesteigernde Effekt ist unter klinischen Gesichtspunkten als positiv zu erachten. Weiterhin konnte festgestellt werden, dass das Einwirken von Stammopur DR die Oberflächengüte von PalaXpress signifikant verschlechterte. Die Auswertung der Farbmessung ergab, dass die Desinfektion von PalaXpress und Futura Gen keine erkennbaren Farbveränderungen verursachte. Die Desinfektion von Paladon 65 mit Impresept und FuturAcryl 2000 mit Stammopur DR bewirkten signifikante Farbveränderungen im Vergleich zur Kontrollreihe. Die Ergebnisse sind als klinisch unbedeutend einzuschätzen, da die ermittelten  $\Delta E$ -Werte in einem Bereich von 1 bis 2 nicht zwingend visuell wahrgenommen werden. Da ein Farbunterschied ab einem  $\Delta E$ -Wert größer als 2 subjektiv wahrgenommen werden kann, ist dem Desinfektionsmittel D 050 Instru-Gen eine farbverändernde Wirkung auf FuturAcryl 2000 zuzuschreiben.

Unter Beachtung der Empfehlungen des Robert Koch-Institutes und des Deutschen Arbeitskreises für Hygiene in der Zahnmedizin sind zahnärztliche Werkstücke, wie z.B. herausnehmbarer Zahnersatz, prinzipiell als mikrobiell kontaminiert anzusehen und sollten im Sinne einer Infektionskontrolle durch entsprechende Hygienemaßnahmen gereinigt und desinfiziert werden. In Bezug auf die aktuell erarbeiteten Ergebnisse kann die Verwendung von Impresept zur Desinfektion prothetischer Werkstücke im Sinne einer Erweiterung des Anwendungsspektrums und einer Vereinheitlichung von Arbeitsabläufen empfohlen werden. Das Desinfektionsmittel Stammopur DR erhöhte die Oberflächenrauigkeit von einem der vier untersuchten Prothesenbasiskunststoffe (PalaXpress). D 050 Instru-Gen bewirkte eine nachweisliche Farbveränderung auf dem untersuchten Heißpolymerisat FuturAcryl 2000. Daher können die zwei Produkte nicht uneingeschränkt zur Desinfektion prothetischer Kunststoffe empfohlen werden. In weiterführenden Untersuchungen sollten diese Präparate erneut geprüft werden und ferner das Verhalten der werkstoffkundlichen Parameter nach längeren Desinfektionsintervallen beurteilt werden.

## **6 Literaturverzeichnis**

DIN 4760: Gestaltabweichungen, Begriffe, Ordnungssystem. 1982.

Sicherheitsdatenblatt Stammopur DR. 1991. Dr. H. Stamm GmbH, Berlin, Deutschland.

DIN EN ISO 4287: Geometrische Produktspezifikationen (GPS)-  
Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren- Benennungen, Definitionen und  
Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit. 1998a.

DIN EN ISO 4288: Geometrische Produktspezifikation (GPS) -  
Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren-Regeln und Verfahren für die  
Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit. 1998b.

DIN EN ISO 6873: Dentalgipse. 2000.

Centers for Disease Control (CDC) and Prevention: Guidelines for Infection Control in  
Dental Health-Care Settings - 2003. MMWR 52 (No.RR-17) (2003a) 33-34

DIN EN ISO 14577-1: Metallische Werkstoffe -Instrumentierte Eindringprüfung zur  
Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter- Teil 1: Prüfverfahren. 2003b.

DIN EN ISO 14577-2: Metallische Werkstoffe -Instrumentierte Eindringprüfung zur  
Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter- Teil 2: Prüfung und  
Kalibrierung der Prüfmaschine. 2003c.

DIN EN ISO 14577-3: Metallische Werkstoffe -Instrumentierte Eindringprüfung zur  
Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter- Teil 3: Kalibrierung von  
Referenzproben. 2003d.

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

DIN EN ISO 3167: Kunststoffe - Vielzweckprobekörper. 2003f.

EG-Sicherheitsdatenblatt D 050 Instru-Gen (91/155/EWG, 2001/58/EC). 2004. ad-Arztbedarf GmbH, Frechen, Deutschland.

DIN EN ISO 178: Kunststoffe -Bestimmung der Biegeeigenschaften. 2006a.

Espe Sicherheitsdatenblatt 91/155 EWG. Version 1.3. 2006b. 3M Espe AG, Seefeld, Deutschland.

Robert Koch-Institut: Mitteilung der Kommission für Krankenhaushygiene und Infektionsprävention: Infektionsprävention in der Zahnheilkunde - Anforderungen an die Hygiene. Bundesgesundheitsbl - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz 49 (2006c) 375-394

Zahnfleischfarbene Prothesenkunststoffe vom Typ 2 in der Totalprothetik - Die Erfolgsbasis. Dental Dialogue 7 (2006d) 50-60

DIN EN ISO 1567: Prothesenkunststoffe. 2007a.

Liste der vom Robert Koch-Institut geprüfter und anerkannter Desinfektionsmittel und -verfahren. 10. Auflage, 1335-1356. 2007b. Bundesgesundheitsbl - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz, Springer Medizin Verlag, Heidelberg.

Mittel für Desinfektion und Reinigung. In: Dental Vademekum 2009/2010. Bundeszahnärztekammer, Kassenzahnärztliche Vereinigung, Deutscher Zahnärzterverlag, Köln, 2009, S. 104-118

Desinfektionsliste des VAH. Liste der von der Desinfektionsmittel-Kommission im Verbund für Angewandte Hygiene (VAH) e.V. in Zusammenarbeit mit den Fachgesellschaften bzw. Berufsverbänden DGHM, DGKH, GHUP, BVÖGD und BDH auf der Basis der Standardmethoden der DGHM zur Prüfung chemischer Desinfektionsverfahren geprüften und als wirksam befundenen Verfahren für die prophylaktische Desinfektion und die hygienische Händewaschung. 2011. mhp-Verlag GmbH, Wiesbaden.

Asad T, Watkinson AC, Huggett R: The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resins. J Prosthet Dent 68 1 (1992) 191-195

Asad T, Watkinson AC, Huggett R: The effects of various disinfectant solutions on the surface hardness of an acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont* 6 1 (1993) 9-12

Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R: Effect of disinfectants on the hardness and roughness of relined acrylic resins. *J Prosthodont* 15 4 (2006) 235-242

Beck EG, Schmidt P: Verhütung und Bekämpfung von Infektionen und Kontamination. In: *Hygiene : Präventivmedizin*. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1991, S. 214-226

Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M: Comparison of surface roughness of hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater* 13 592 (1997) 597

Bollen CML, Papaioannou W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D: The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 7 (1995) 201-211

Borneff M, Bergler R: Barrieren in der Durchsetzung von Hygieneanforderungen in der Zahnarztpraxis. *Zbl Hyg Bakt B* 183 (1986) 153-178

Borneff M, Pichl R: Desinfektion in der zahnärztlichen Praxis - erste Prüfergebnisse eines neuen Desinfektionsverfahrens für dentale Abformmaterialien. *zwr* 98 4 (1989) 336-358

Borneff-Lipp M: Maßnahmen zur Keiminaktivierung. In: *Hygiene für Zahnmediziner*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1994, S. 35-60

Brace ML, Plummer KD: Practical denture disinfection. *J Prosthet Dent* 70 6 (1993) 538-540

Craig RG: Kunststoffe in der Prothetik. In: *Zahnärztliche Werkstoffkunde*. Elsevier Urban & Fischer, München, 2006, S. 271-289

da Silva FC, Kimpara ET, Mancini MN, Balducci I, Jorge AO, Koga-Ito CY:  
Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and  
effects on the topographic characteristics of acrylic resin. J Prosthodont 17 8 (2008)  
627-633

Deutscher Arbeitskreis für Hygiene in der Zahnmedizin. Hygieneleitfaden. 8. Ausgabe,  
36-37. 2011.

Dixon DL, Breeding LC, Faler TA: Microwave disinfection of denture base materials  
colonized with *Candida albicans*. J Prosthet Dent 81 2 (1999) 207-214

Dürr M, Höhme J, Setz J, Borneff-Lipp M: Hygienisch-mikrobiologische und  
werkstoffkundliche Untersuchungen zur Desinfektion dentaler  
Prothesenbasismaterialien. Hyg Med 33 3 (2008) 86-91

Duymus ZY, Yanikoglu ND: Influence of a thickness and processing method on the  
linear dimensional change and water sorption of denture base resins. Dent Mater J 23  
1 (2004) 8-13

Finger W: Mechanisch-dynamische Eigenschaften von Prothesen-Kunststoffen. Dtsch  
zahnärztl Z 30 (1975) 665-671

Franz G: Zahnärztliche Werkstoffkunde. In: Schwenzer N (Hrsg): Zahn- Mund-  
Kieferheilkunde, Band 3, Prothetik und Werkstoffkunde. Georg Thieme Verlag,  
Stuttgart-New York, 1994, S. 68-90

Grellmann W, Seidler S: Biegeversuch an Kunststoffen. In: Kunststoffprüfung. Hanser  
Verlag, München-Wien, 2005a, S. 145-156

Grellmann W, Seidler S: Härtetestverfahren. In: Kunststoffprüfung. Hanser Verlag,  
München-Wien, 2005b, S. 193-197

Heeg, P. Gutachten zur Eignung von Impresept als Flächendesinfektion. 2001.

Heudorf U, Dehler A, Klenner W, Exner M: Hygiene und Infektionsprävention in  
Zahnarztpraxen. Das Pilotprojekt Frankfurt 2005. Bundesgesundheitsbl -  
Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz 7 (2006) 648-659

Janda R: Prothesenkunststoffe: Stand der Technik. Zahn und Praxis international 2 (1999) 422-433

Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2000, S. 173 ff.

Janke G: Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unvernetzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung. Dtsch Zahnarztl Z 12 (1957) 1464-1467

Jarkas M: Werkstoffmechanischer Vergleich hypoallergener Prothesenbasiskunststoffe. Med. Diss. 2007

Joshi NP, Sanghvi SJ: Water sorption by maxillary acrylic resin denture base and consequent changes in vertical dimension. J Pierre Fauchard Acad 8 3 (1994) 97-106

Koke U, Borneff M, Klodt M, Gilde H: Desinfektion von Abformmaterialien. zwr 105 (1996) 465-469

Lenz P, Richter IE, Huber H: Surface studies on plastic dental materials with the grid-secondary stereo electron scan microscope. Dtsch Zahnarztl Z 23 7 (1968) 717-728

Lin JJ, Cameron SM, Runyan DA, Craft DW: Disinfection of denture base acrylic resin. J Prosthet Dent 81 2 (1999) 202-206

Lockowandt P, Loges H, Wagner IV: The porosity, microhardness, roughness and internal stresses of PMMA base materials in relation to their isolation. 1. Porosity and microhardness. Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl 77 7 (1989) 686-691

Ma T, Johnson GH, Gordon GE: Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. J Prosthet Dent 77 2 (1997) 197-204

Machado AL, Breeding LC, Vergani CE, da Cruz Perez LE: Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. J Prosthet Dent 102 2 (2009) 115-122

Marxkors R: Oberflächenqualität. In: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 1993, S. 271-273

Meiners, H. Gutachten zur zur Kompabilität des Desinfektionsmittels Impresept mit Abformmassen. 1989.

Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET: Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. J Prosthet Dent 93 2 (2005) 171-176

Oizumi M, Suzuki T, Uchida M, Furuya J, Okamoto Y: In vitro testing of a denture cleaning method using ozone. J Med Dent Sci 45 2 (1998) 135-139

Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE: Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. J Oral Rehabil 30 11 (2003a) 1085-1089

Pavarina AC, Pizzolitto AC, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET: An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. J Oral Rehabil 30 5 (2003b) 532-536

Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L: Flexural strenght and moduli of hypoallergenic denture base materials. J Prosthet Dent 93 4 (2005) 372-377

Phoenix RD: Denture Base Materials. Dental Clinics Of North America 40 1 (1996) 113-120

Polyzois GL, Yannikakis SA, Zissis AJ, Demetriou PP: Color changes of denture base materials after disinfection and sterilization immersion. Int J Prosthodont 10 1 (1997) 83-89

Polyzois GL, Zissis AJ, Yannikakis SA: The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. Int J Prosthodont 8 2 (1995) 150-154

Powell GL, Runnells RD, Saxon BA, Whisenant BK: The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. J Prosthet Dent 64 2 (1990) 235-237

Quirynen M, Bollen CML: The influence of surface roughness and surface free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. J Clin Periodontol 22 1 (1995) 1-14

Ravnholdt G, Kaaber S: Surface roughness of oral mucosa and its reproduction in dental materials. J Dent 22 (1994) 169-174

Sartori EA, Schmidt CB, Mota EG, Hirakata LM, Shinkai RS: Cumulative effect of disinfection procedures on microhardness and tridimensional stability of a poly(methyl methacrylate) denture base resin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 86B 2 (2008) 360-364

Schneider M, Kott H: Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen der Prothesenbasismaterialien SR-Ivocap, Paladon 65 und Microbase. Med Diss (1997)

Seo RS, Vergani CE, Pavarina AC, Compagnoni MA, Machado AL: Influence of microwave disinfection on the dimensional stability of intact and relined acrylic resin denture bases. J Prosthet Dent 98 3 (2007) 216-223

Shen C, Javid NS, Colaizzi FA: The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. J Prosthet Dent 61 5 (1989) 583-589

Sofou A, Emmanouil J, Peutzfeldt A, Owall B: The effect of different polishing techniques on the surface roughness of acrylic resin materials. Eur J Prosthodont Restor Dent 9 3-4 (2001) 117-122

Sonntag, HG. Fachhygienisches Gutachten über die Eignung ihres Präparates Impresept als Flächendesinfektionsmittel zur Hospitalismusprophylaxe und in der ärztlichen Praxis. 1990.

Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M: Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture relining materials. Int J Prosthodont 11 1 (1998) 49-54

von Fraunhofer JA, Suchatlampong C: The surface characteristics of denture base polymers. J Dent 3 3 (1975) 105-109

Wakefield CW: Laboratory contamination of dental prostheses. J Prosthet Dent 44 2 (1980) 143-146

Waters MG, Williams DW, Jagger RG, Lewis MAO: Adherence of Candida albicans to experimental denture soft lining materials. J Prosthet Dent 77 (1997) 306-312

Welker D: Prothesenkunststoffe. In: Meiners H., Lehmann K.M. (Hrsg): Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Carl Hanser Verlag, München-Wien, 1998, S. 251-265

Welker D: Prothesenkunststoffe. In: Eichner K, Kappert H.F. (Hrsg): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2000, S. 211-234

Wendisch P: Bemerkungen zur Problematik Farbmessung aus der Sicht des Kunststoffverarbeiters. Plaste und Kautschuk 40 6 (1993)

Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK: Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 81 3 (1999) 300-304

Wright P, Young K, Riggs P, Parker S, Kalachandra S: Evaluating the effects of soft lining materials on the growth of yeast. J Prosthet Dent 79 (1998) 404-409

Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A: Roughness of denture materials: a comparative study. Int J Prosthodont 13 2 (2000) 136-140

## 7 Thesen

1. Um einer möglichen Übertragung pathogener Keime und infektiöser Krankheiten entgegenzuwirken, ist die Desinfektion von herausnehmbarem Zahnersatz vor und nach Patientenkontakt im Sinne der Unterbrechung von Kontaminationsketten zwischen Patient, Behandler, Assistententeam und Techniker als unverzichtbarer Bestandteil des hygienischen Gesamtkonzeptes einer zahnärztlichen Praxis anzusehen.
2. Gemäß der Empfehlungen des RKI und des DAHZ sind zahnärztliche Werkstücke wie z.B. herausnehmbarer Zahnersatz prinzipiell als mikrobiell kontaminiert anzusehen und sollten im Sinne einer Infektionskontrolle durch entsprechende Hygienemaßnahmen gereinigt und desinfiziert werden. Die Verantwortung über den hygienisch einwandfreien Zustand von zahntechnischen Werkstücken - also auch Zahnersatz -, Abformungen und anderen Hilfsmitteln obliegt dem Zahnarzt, insbesondere wenn diese den zahnärztlichen Behandlungsbereich verlassen.
3. Zahnärztliche Prothesenkunststoffe gehören zu den am häufigsten verwendeten zahnärztlichen Materialien und werden auch in Zukunft in der täglichen Praxis sehr häufig zur Versorgung vor allem älterer Patienten mit Teil- bzw. Totalprothesen eingesetzt werden.
4. Aus diesem Grund besteht die Notwendigkeit, mit der Gewissheit über Werkstoffkompatibilität und Materialverträglichkeit ein sicheres und einheitliches Hygieneverhalten in Bezug auf die Reinigung und Desinfektion von Prothesen im täglichen Praxisablauf zu etablieren.
5. Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, den Einfluss handelsüblicher, sich in ihrem Hauptwirkstoff unterscheidender Desinfektionsmittel auf kalt- und heißpolymerisierende, in der Dentaltechnik häufig verwendete PMMA-Kunststoffe zu untersuchen. Anhand verschiedener werkstoffkundlicher

Parameter sollte geklärt werden, ob die Desinfektion Einfluss auf materialtechnische Eigenschaften wie Biegefestigkeit, Makrohärte, Mikrohärte, Oberflächenrauigkeit und Farbe von Kunststoffprothesen nehmen kann. Da es von der Industrie bislang kein ausreichendes Produktangebot gibt, sollten in der vorliegenden Untersuchung handelsübliche und vom Dental Vademekum zur Desinfektion von Zahnersatz empfohlene Präparate untersucht werden.

6. Der Vergleich der Ergebnisse nach Wasserlagerung mit den Ergebnissen nach Desinfektion ergab keine signifikanten Unterschiede bei den getesteten Parametern Elastizität, Festigkeit und Makrohärte.
7. Die Desinfektionsmittel bewirkten sehr unterschiedliche und uneinheitliche Veränderungen im Bereich des oberflächennahen Mikrohärtebereiches. Bei PalaXpress resultierten nach Desinfektion mit Impresept und Stammopur DR und bei Futura Gen nach Desinfektion mit Impresept, Stammopur DR und D 050 Instru-Gen signifikant erhöhte Mikrohärtewerte im Vergleich zur Kontrollgruppe. Dieser härtesteigernde Effekt ist unter klinischen Gesichtspunkten als positiv zu erachten.
8. In Bezug auf die aktuell erarbeiteten Ergebnisse kann die Verwendung von Impresept zur Desinfektion prothetischer Werkstücke im Sinne einer Erweiterung des Anwendungsspektrums und einer Vereinheitlichung von Arbeitsabläufen empfohlen werden.
9. Das Desinfektionsmittel Stammopur DR erhöhte die Oberflächenrauigkeit von einem der vier untersuchten Prothesenbasiskunststoffe (PalaXpress). D 050 Instru-Gen bewirkte eine subjektiv wahrnehmbare Farbveränderung auf dem untersuchten Heißpolymerisat FuturAcryl 2000. Daher können die zwei Produkte nur unter Vorbehalt zur Desinfektion prothetischer Kunststoffe empfohlen werden.

10. Im Hinblick auf einen wirtschaftlich und zeitlich optimierten Praxisablauf ist die Anwendung nur eines Desinfektionsverfahrens sowohl für Abformmaterialien als auch für Zahnersatz als positiv zu erachten. Die Anwendung von Impresept kann zur Desinfektion von Zahnersatz empfohlen werden. Die vom Dental Vademekum zur Desinfektion von herausnehmbarem Zahnersatz offerierten Produkte verursachten auf zwei der untersuchten Kunststoffoberflächen nachweisbare Veränderungen der Oberflächenrauigkeit und der Farbeigenschaften. Der Einfluss von Stammopur DR und D 050 Instru-Gen auf die Eigenschaften von Prothesenbasiskunststoffen sollte in weiteren Untersuchungen quantifiziert werden.

## Tabellarischer Lebenslauf

**Name:** Nadine Blümel

**Geburtsdatum:** 18.06.1983

**Geburtsort:** Wolfen

**Familienstand:** ledig

### Bildungsweg:

1990 – 1994 Grundschule Zörbig

1994 – 2003 Anne-Frank-Gymnasium Sandersdorf

2003 – 2008 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität  
Halle- Wittenberg

2004 Naturwissenschaftliche Vorprüfung

2006 Zahnärztliche Vorprüfung

2008 Zahnärztliche Prüfung und Approbation als Zahnärztin

2009-2011 Assistenz Zahnärztin in einer Praxisgemeinschaft in München

Seit 2011 angestellte Zahnärztin in einer Praxis für funktionelle Therapien  
des Kausystems in München

München, den 10.11.2011

## **Erklärung**

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

München, den 10.11.2011

.....

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.

München, den 10.11.2011

.....

## **Danksagung**

Für die Überlassung des interessanten Themas sowie die wertvollen Hinweise und Ratschläge und die fachliche Betreuung der Arbeit möchte ich Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. habil. Arne F. Boeckler meinen ganz besonderen Dank aussprechen.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz.

Ich bedanke mich bei Dipl.-Ing. Christin Arnold für ihre immer gewährte Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. habil. Wolfgang Grellmann und Herrn Dr. Christian Bierögel für die hervorragende Betreuung während der Durchführung der mechanischen Untersuchungen im Institut für Werkstoffwissenschaft des Fachbereiches Ingenieurwissenschaften der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Dr. rer. medic. Alexander Kluttig für die freundliche Beratung bei der statistischen Auswertung der Untersuchungsdaten (Institut für Medizinische Epidemiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg).

Bedanken möchte ich mich darüber hinaus bei den Mitarbeitern des zahntechnischen Laboratoriums der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Ohne die Unterstützung meiner Familie wäre die Umsetzung der hier vorliegenden Promotion kaum möglich gewesen. Ich danke Peer Pawelczyk für seine Motivation und Geduld. Besonderer Dank gilt Anne Pangratz.