

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)  
Sektion Zahnärztliche Propädeutik  
(Leiter: Prof. Dr. med. dent. habil. Karl-Ernst Dette)

**Experimentelle Untersuchungen zur Formstabilität von  
Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation**

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

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

von Matthias Kebernik  
geboren am 12.03.1982 in Magdeburg

Gutachter: 1. Prof. Dr. Dette  
2. Prof. Dr. Schaller  
3. Prof. Dr. Geis-Gerstorfer

verteidigt am: 20.06.2007

**urn:nbn:de:gbv:3-000012074**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000012074>]

**Meinen Eltern**

## Referat und bibliographische Beschreibung

Einigen Inhaltsstoffen der Prothesenbasismaterialien auf Polymethylmethacrylatbasis werden potentiell allergene Wirkungen nachgesagt. Zur Reduktion solcher Substanzen aus dem Zahnersatz wird neben anderen Verfahren die Nachpolymerisation der Prothese empfohlen.

Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung des Dimensionsverhaltens von verschiedenen Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation unter verschiedenen Versuchsbedingungen.

Es kamen drei handelsübliche Prothesenbasiskunststoffe zur Anwendung. Hierbei handelte es sich um Kallocryl A<sup>®</sup> und Kallocryl B<sup>®</sup> der Firma Speiko (Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland) und PalaXpress<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland). Zur statistischen Absicherung der Ergebnisse wurde der T-Test und die einfaktorielle Varianzanalyse eingesetzt (Signifikanzniveau 5 %).

Die Auswertung der Ergebnisse hat gezeigt, dass die Nachpolymerisation einen unterschiedlichen Effekt auf das Dimensionsverhalten der Kunststoffe hat. Kallocryl A<sup>®</sup> ist ab einer Temperatur von 75 °C nicht mehr formstabil und erhebliche Passungsprobleme sind die Folge. PalaXpress<sup>®</sup> erwies sich erst ab einer Temperatur von 95 °C als nicht dimensionsgetreu. Bei dem Heißpolymerisat konnten zwar Schwankungen im Dimensionsverhalten registriert, jedoch statistisch nicht nachgewiesen werden. Somit ist es bei den getesteten Temperaturen als formstabil zu bewerten.

Auch die vorherige Einbettung der Prothese in Gips hat einen deutlichen Einfluss auf das Formverhalten der untersuchten Kunststoffe. Bei den aus Kallocryl A<sup>®</sup> hergestellten Prothesen konnte ein positiver Effekt registriert werden, indem die durch die Nachpolymerisation verursachten Randspalten verkleinert wurden. Bei dem ohnehin formstabilen Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> erscheint eine Einbettung nicht sinnvoll, da sie zu Randspaltvergrößerungen führt.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass sowohl die Wahl der Nachpolymerisationstemperatur und -zeit, als auch die Entscheidung zu einer Einbettung zur Vermeidung von klinisch bedeutsamen Dimensionsänderungen für jeden der untersuchten Kunststoffe individuell getroffen werden muss.

Kebernik, Matthias: Experimentelle Untersuchungen zur Formstabilität von Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation.  
Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 69 Seiten, 2006

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturüberblick</b>	<b>3</b>
2.1	Das Polymethylmethacrylat in der zahnärztlichen Prothetik	3
2.1.1	Die Zusammensetzung von Prothesenbasiskunststoffen	4
2.1.2	Die Polymerisationsreaktion	5
2.1.3	Die Polymerisationsschrumpfung	7
2.1.4	Die thermisch bedingte Volumenänderung	10
2.2	Die Formstabilität von Prothesen aus Polymethylmethacrylat	11
2.2.1	Methoden zur Untersuchung der Formstabilität	13
2.3	Die Prothesenunverträglichkeit – Stomatitis prothetica	14
2.3.1	Allergische Reaktionen gegenüber Inhaltsstoffen des Polymethylmethacrylats	15
2.3.2	Reduktion von potentiell allergenen Stoffen aus dem Zahnersatz	16
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>19</b>
3.1	Modellherstellung	19
3.1.1	Festlegung der Messpunkte	21
3.2	Herstellung der Probekörper	23
3.3	Hauptversuche	25
3.3.1	Versuchsaufbau	25
3.3.2	Der Messstand	27
3.3.3	Vermessung der Probekörper	29
3.4	Statistische Auswertung der Ergebnisse	30

<b>4</b>	<b>Untersuchungsergebnisse</b>	<b>31</b>
4.1	Messung der dorsalen Randspalten nach dem Herstellungsprozess	31
4.2	Messung der dorsalen Randspalten bei Wasserlagerung	33
4.3	Messung der dorsalen Randspalten bei Nachpolymerisation	35
4.4	Transversale Abstandsmessungen	41
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>44</b>
5.1	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur	44
5.1.1	Formgenauigkeit der hergestellten Probekörper	45
5.1.2	Dimensionsverhalten der Kunststoffe bei Wasserlagerung	47
5.1.3	Die Nachpolymerisation in verschiedenen Temperaturbereichen	48
5.1.4	Das Verhalten der Probekörper bei Einbettung	52
5.2	Grenzen des Messaufbaus und der Methode	53
5.3	Konsequenzen für die Praxis	54
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>56</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>59</b>
<b>8</b>	<b>Thesen</b>	<b>69</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

3D	Dreidimensional
$\alpha$	Thermischer Ausdehnungskoeffizient
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CIDNP	Chemically Induced Dynamic Nuclear Polarization
DBPO	Dibenzoylperoxid
$\Delta$	Delta
MMA	Methacrylsäuremethylester bzw. Methylmethacrylat
n	Normalität
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
PMMA	Polymethacrylsäuremethylester bzw. Polymethylmethacrylat
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
$T_{H_2O}$	Wassertemperatur
*	signifikanter Messwert
®	geschütztes Warenzeichen

## 1 Einleitung

In der zahnärztlichen Prothetik wird eine Vielzahl unterschiedlicher Werkstoffe verwendet. Einige dienen ausschließlich der Bearbeitung von Zähnen oder der Herstellung von Zahnersatz und somit kommt der Patient nicht oder nur für kurze Zeit mit ihnen in Kontakt. Andere Werkstoffe werden übergangsweise oder dauerhaft in die Mundhöhle integriert, wie zum Beispiel Befestigungszemente, Kronen- und Prothesenmaterialien. Zu dieser letztgenannten Materialgruppe gehören unter anderem Prothesenbasiskunststoffe, die gegenwärtig fast ausschließlich aus Polymethylmethacrylat bestehen (*Groß 1979, Marx 1988, Janda 1997*). Europaweit werden davon jährlich über 400 Tonnen verarbeitet (*Janda 1996b*). Durch die stoffliche Analyse des Polymethylmethacrylates wurden sowohl toxische als auch potentiell allergen wirkende Substanzen in den Inhaltsstoffen identifiziert (*Fisher 1956, Roßbach 1975, Gebhardt et al. 1996*). Dazu gehören vor allem Restmonomer und der Initiator Dibenzoylperoxid (DBPO). Diese stehen unter Verdacht, die Entstehung einer Prothesenstomatitis zu begünstigen bzw. Allergien gegen das Prothesenmaterial hervorzurufen. Von einer allergiebedingten Prothesenstomatitis kann nur in sehr seltenen Fällen ausgegangen werden, sodass zuerst alle anderen Faktoren, die zu einer Prothesenunverträglichkeit führen könnten, ausgeschaltet werden müssen. Dazu zählen die mechanische Reizung, der Einfluss der Kunststoffqualität, ein eventueller Wärmestau unter der Kunststoffplatte, ein Vitamin- bzw. Mineralienmangel, mikrobielle Infektionen, allgemeine und internistische Vorerkrankungen und auch psychiatrisch-neurologische Einflüsse (*Wannenmacher 1954, Herrmann 1960, Müller-Fahlbusch 1976, Bork 1993, Gebhardt et al. 1995, Ottl et al. 1995*). Wird trotzdem keine Verbesserung der Symptome erzielt und eine allergische Reaktion gegen das Prothesenmaterial durch einen Dermatologen bescheinigt, besteht die Möglichkeit der Nachbehandlung der Prothese. Dafür in Frage kommen mehrere Verfahren, wobei mit der temperaturbedingten Nachpolymerisation bei möglichst hohen Temperaturen die besten Ergebnisse erzielt wurden (*Kratzenberg 1960, Branderup und Immergut 1975, Huggett und Bates 1984, Shintani et al. 1993, Boeckler 2003*). Die Gewebeverträglichkeit kann verbessert werden, da der Gehalt an den potentiell allergenen Substanzen dadurch reduziert wird. Einige Autoren bemerkten dabei, dass die nachbehandelten Prothesen nicht

formstabil sind, bzw. volumetrischen Veränderungen unterliegen (*Hennicke 1958a, Kratzenberg 1960*). In der Literatur finden sich jedoch keinerlei Hinweise auf das konkrete Formverhalten einer Prothese bei der Nachpolymerisation. Auch die Auswirkung der Gipseinbettung vor der Nachbehandlung auf das Dimensionsverhalten einer Prothese wurde bisher nicht berücksichtigt. Da gerade an die totale Prothese sehr hohe Qualitätsansprüche gestellt werden müssen, ist eine genauere Untersuchung und Quantifizierung der eventuell auftretenden Formveränderung notwendig. Gerade für Oberkiefer-Totalprothesen haben Formveränderungen eine große klinische Bedeutung, da es zum Verlust der Saughaftung der Prothese kommen kann. Kommt es durch Spaltbildung im dorsalen Bereich zum Einströmen von Luft, kann sich kein Unterdruck unter der Prothesenbasis bilden und die Saughaftung wird negativ beeinflusst.

In dieser Studie soll demnach möglichst praxisnah das Formverhalten von Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation untersucht werden. Dabei sollte bei unterschiedlichen Temperaturen und Dauer der Nachbehandlung die Dimensionsänderung von Probekörpern, die einer Oberkiefer-Totalprothese ähneln, quantitativ erfasst und auch der Einfluss der Gipseinbettung experimentell geprüft werden.

## 2 Literaturüberblick

### 2.1 Das Polymethylmethacrylat in der zahnärztlichen Prothetik

Der Markt der Prothesenkunststoffe wird bis zum heutigen Tage durch das Polymethylmethacrylat (PMMA) und seine Modifikationen dominiert. Trotz vielfältigster Entwicklungen auf dem Gebiet der Prothesenbasismaterialien, wie z.B. Polykarbonate, Polyamide, Polyurethane oder Polyacetale, konnte keines eine ähnlich große Bedeutung wie das PMMA erlangen (*Groß 1979*). Hierfür ist sicherlich eine Kombination von Eigenschaften verantwortlich, die diesen Kunststoff zu einem optimalen Material für die zahnmedizinische Anwendung macht. Es überzeugt durch sehr gutes physikalisches und chemisches Verhalten, einfache Ver- und Bearbeitbarkeit, gute Reparierbarkeit, sehr gute Farbstabilität, guten Verbund zu Kunststoffzähnen, sehr gute Transparenz und Ästhetik und durch eine sehr gute Bioverträglichkeit (*Schmidt 1978, Marx 1989, Janda 1996b*). Diese Materialien haben sich über viele Jahrzehnte in der prothetischen Zahnheilkunde bewährt und dienen bei abnehmbarem Zahnersatz als Werkstoffe der Prothesenbasis. Somit können verloren gegangene Kieferabschnitte ersetzt und eine funktionelle und stabilisierende Basis gebildet werden (*Welker 1998*). Auch bei Modellgussprothesen kommt das PMMA zum Einsatz, hier trägt es als Kauansatz die ersetzte Zahnreihe und repräsentiert das künstliche Zahnfleisch. Zudem sind Prothesen aus PMMA eine kostengünstige Variante zur Versorgung der zahnlosen Patienten, für die implantatgestützte Suprakonstruktionen nicht eingesetzt werden können. Da in der Zukunft die Lebenserwartung der Menschen weiter zunimmt und der Zahnverlust nicht deutlich zurückgehen wird, könnte diesem Prothesenbasiskunststoff sogar eine größer werdende Bedeutung zukommen (*Micheelis und Reich 1999*).

Mit einem derzeitigen europaweiten Verbrauch von ca. 400 Tonnen pro Jahr zählt das PMMA jetzt schon zu den am meisten verwendeten dentalen Materialien. Diese enorme Menge, die umgerechnet ca. 10 Millionen Prothesen entspricht, verdeutlicht die zentrale Stellung dieses Werkstoffes im Fachgebiet der prothetischen Zahnmedizin (*Janda 1997*).

### 2.1.1 Die Zusammensetzung von Prothesenbasiskunststoffen

Die üblicherweise verwendeten Basiskunststoffe auf Methacrylatbasis setzen sich aus einem Zwei-Komponenten-System zusammen. Zum einem aus der Flüssigkeit (Monomer) und zum anderen aus dem pulverförmigen Vorpolymerisat (Polymer). Das Monomer besteht zu etwa 90 % aus dem Methylester der Methacrylsäure und zu ca. 8 % aus einem Vernetzer, wie zum Beispiel Butandioldimethacrylat. Der Zusatz von Stabilisatoren (synonym: Inhibitoren oder Antioxidantien) dient dazu, die Lagerfähigkeit zu verbessern, da das Material bereits unter geringer Licht- bzw. Wärmeeinwirkung zur Polymerisation neigt. Klassische Stabilisatoren sind Hydrochinon, Hydrochinonmonomethylether sowie verschiedene Phenole. Außerdem werden Ascorbinsäure, Resorcin, Pyrogallol, Pyridin, Benzoesäure, Brenzkatechin oder Metallsalze beigefügt, um eine vorzeitige ungewollte Polymerisation zu verhindern (*Peyton et al. 1964*). Dabei fangen sie die während der Lagerung gebildeten Radikale ab und bilden neue, jedoch wesentlich reaktionsträgere Radikale. Zusätzliche Aktivatoren oder Akzeleratoren werden der Flüssigkeit nur bei Kaltpolymerisaten zugesetzt (*Körber und Ludwig 1993*).

Das pulverförmige PMMA-Vorpolymerisat gehört zu den thermoplastischen Kunststoffen. Es besteht in seiner Grundstruktur aus linear unverzweigten Kettenmolekülen, die untereinander durch Hauptvalenzen miteinander verknüpft sind. Der Aufbau eines Kristallgitters ist nicht möglich, da die innere Kettenbeweglichkeit und die Gleichmäßigkeit der Molekülstruktur dafür nicht ausreichen. Aus diesem Grund ist das PMMA in die Gruppe der amorphen Thermoplaste einzuordnen (*Buck et al. 1975*).

Dem Kunststoff werden Initiatoren und Katalysatoren zur Reaktionsführung beigemischt (*Smith 1959, Fritz 1977, Huggett und Bates 1984*). Dabei nehmen die Initiatoren an der Umsetzungsreaktion der Kunststoffe teil und dienen der Auslösung der Polymerisationsreaktion. Sie können unterteilt werden in Initiatoren für die Heißhärtung, die Kalt- bzw. Selbsthärtung und die Lichthärtung. Ein für die Heißpolymerisation typischerweise verwendeter Initiator ist das Dibenzoylperoxid. Bei der Kaltpolymerisation werden so genannte Redoxinitiatorsysteme verwendet (*Janda 1996a*). Die zugesetzten Katalysatoren nehmen nicht an der Reaktion teil und senken die Aktivierungsenergie, die zum Start der Reaktion notwendig ist.

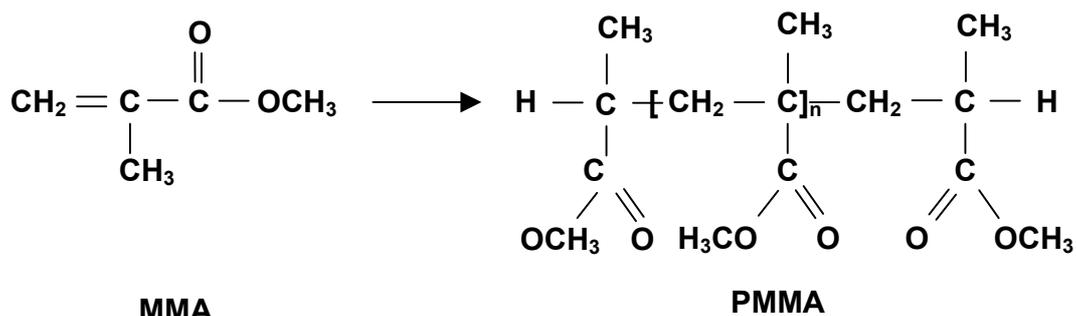
Um die mechanischen Eigenschaften zu verbessern, werden verschiedene Füllstoffe wie Glasperlen und –splitter, Aluminium- oder Lithiumsilikat, Quarz und Hydroxylapatit oder auch natürliche oder synthetische Wachse und Harze hinzugesetzt (*Hansen 1974*). Ebenso sind Farbstoffe, Opakersubstanzen sowie UV-Stabilisatoren im Kunststoff zu finden (*Welker 1998*).

Auch nach vollständiger Reaktion beider Ausgangskomponenten sind noch Grundstoffe im Reaktionsprodukt enthalten. Diese wirken sich negativ auf die mechanischen Eigenschaften des Kunststoffes aus und werden verdächtigt, allergische Reaktionen auszulösen. Bisher wurde auf das Restmonomer in vielen Untersuchungen Hauptaugenmerk gelegt (*Janke 1953, Zacharias 1953, Fisher 1954, Smith und Bains 1954, Langer 1956, Uhlig 1957, Dewein 1958, Henkel 1961, Turrell 1966b, Scheuermann 1981, Devlin und Watts 1984*). Der Gehalt an nicht umgesetztem Monomer soll bei Kaltpolymerisaten ca. 2-5 % und bei den Heißpolymerisaten ca. 0,8-1 % betragen (*Reither 1968, Janda 1997*). Durch die Verlängerung der Lagerzeit oder eine nachträgliche Wasserlagerung des auspolymerisierten Kunststoffes kann der Gehalt an Restmonomer reduziert werden (*Marx 1975, Janda 1996b*).

Aber auch das Vorliegen des Initiators Dibenzoylperoxid im auspolymerisierten Kunststoff gilt durch mehrere Studien als gesichert (*Smith und Bains 1955, Smith 1959, Turrell 1966b, Schmidt 1978, Huggett und Bates 1984, Guembe-Itoiz 1996, Boeckler 2003*).

### 2.1.2 Die Polymerisationsreaktion

Für die Entstehung von polymeren Kunststoffen ist es notwendig, dass sich Monomere auf bestimmte Weise miteinander verknüpfen. In der Kunststoffchemie sind zahlreiche Polyreaktionstypen bekannt. Für die Zahnmedizin haben jedoch nur die Polyaddition, die Polykondensation und die Polymerisation Bedeutung erlangt. Im Falle der Reaktion vom Methacrylsäuremethylester zum hochmolekularen Polymethylmethacrylat handelt es sich um eine Substanz- oder Massepolymerisation, da kein Lösungsmittel verwendet wird (Abb. 1, Seite 6).



**Abb. 1** Ablauf der radikalischen Polymerisation des Methylmethacrylates (MMA) zum Polymethylmethacrylat (PMMA)

Abzugrenzen ist hier die Primärreaktion (Initiation oder Kettenstart) von der Wachstums-, Aufbau- oder Fortpflanzungsreaktion (Propagation) und dem Kettenabbruch (Termination).

Das Monomer besitzt eine ungesättigte Kohlenstoffdoppelbindung (olefinische Struktur) und kann somit chemisch leicht angegriffen werden. Für die Auslösung einer radikalischen Polymerisationsreaktion ist ein Initiator notwendig, dessen Bindungen leicht spaltbar sind (*Elias 1981*).

Der in heißpolymerisierenden Methacrylaten am häufigsten verwendete Initiator DBPO wird dabei thermolytisch in Benzoyloxy-Radikale gespalten. Die durch diese Umsetzung entstandenen Radikale reagieren in der Startreaktion rasch mit einem ungesättigten Monomermolekül. Nicht alle gebildeten Primärradikale starten jedoch eine Polymerkette. Da sich die Radikale nach dem Initiatorzerfall noch sehr eng zusammen in einem Käfig aus Monomermolekülen befinden, zeigen sie auch anderweitige Wechselwirkungen. Diese Interaktion ist Ergebnis der Begegnung zweier Radikale, der so genannten CIDNP (Chemically Induced Dynamic Nuclear Polarization). Reaktionen dieser Art verringern die für die Startreaktion verfügbaren Radikale auf die so genannte Radikalausbeute. Somit wird deutlich, dass die Geschwindigkeit der Startreaktion keine einfache Funktion der Initiatorkonzentration ist, sondern dass auch die Radikalausbeute einen entscheidenden Einfluss hat (*Elias 1981*). Des Weiteren lenkt der Initiator auch die Konstitution des entstehenden Makromoleküls, indem er Übertragungsreaktionen zum Polymer eingeht. Somit können verzweigte Produkte entstehen und der Vernetzungsgrad wird positiv beeinflusst.

Da bei den Kalt- und Autopolymerisaten keine Wärmeenergie zugeführt wird, muss ein anderes Initiatorsystem verwendet werden. Die polymerisationsauslösenden

Radikale werden durch die Reaktion eines Reduktionsmittels mit einem Oxidationsmittel geliefert, es kommt zur so genannten Redox-Initiation. Hierbei können Redoxsysteme aus DBPO und N,N-Dimethyl-p-toluidin eingesetzt werden, die sich jedoch als nicht stabil erwiesen haben (*Groß 1979*). Im Gegensatz dazu verhält sich ein Initiatorsystem auf der Basis von Barbitursäureverbindungen (z.B. Trimethylbarbitursäure) und Kupferionen vollkommen stabil. Um eine optimale Radikalausbeute zu erzielen, werden die Redoxsysteme durch Zusatzstoffe weiter reguliert. Dabei werden sie genau auf das vorhandene Polymerisationssystem abgestimmt und sind meist sehr kompliziert aufgebaut.

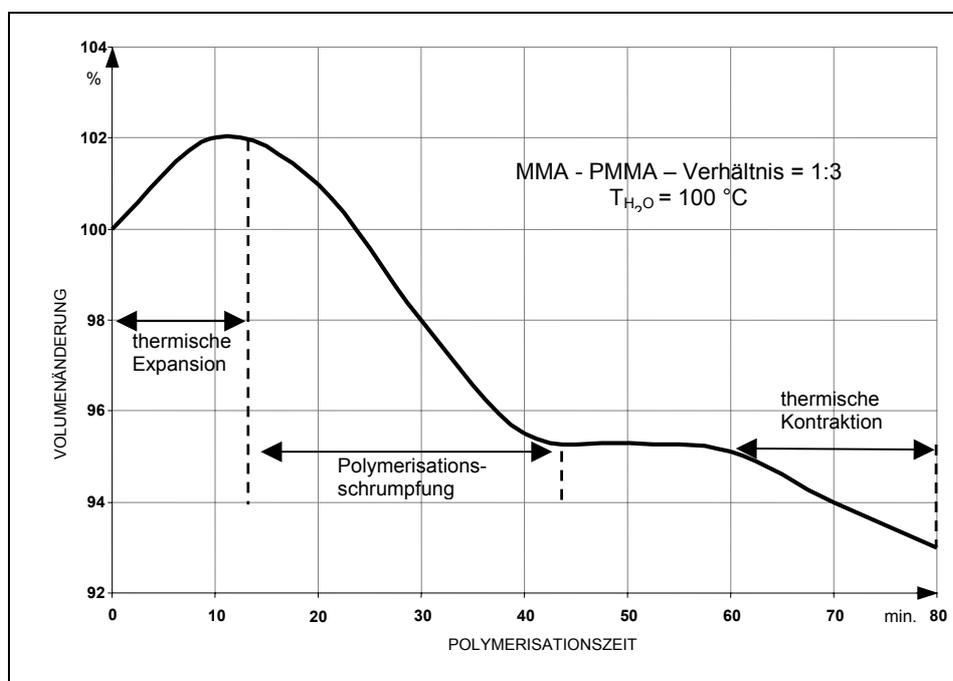
Infolge der weiteren Umsetzung von neuen reaktionsfähigen Radikalmolekülen, die aus dem Initiatorradikal und dem ersten Monomerbaustein bestehen, kommt es zum Kettenwachstum. Die Reaktionsgeschwindigkeit ist dabei abhängig von der Initiatorkonzentration (*Huggett und Bates 1984*). Das Polymer wächst bei dieser Kettenreaktion zu immer größeren Molmassen, bis es zum Abbruch kommt. Die durchschnittliche Anzahl der addierten Monomerbausteine wird dabei als Polymerisationsgrad bezeichnet. Er wird in der Literatur für die in der Zahnheilkunde verwendeten Prothesenkunststoffe mit Werten zwischen 3500 und 15000 angegeben (*Eichner 1988*).

Reagieren zwei Polymerradikale miteinander, kommt es zum Kombinationsabbruch, wobei ein Makromolekül mit verdoppelter Kettenlänge entsteht. Auch wenn keine Monomermoleküle mehr vorhanden sind, bzw. die Konzentration zu gering ist, kommt es zum Erliegen der Polymerisation. Nicht umgesetzte Monomere bleiben dabei als Restmonomere im Kunststoff zurück. Sie beeinflussen die mechanischen Eigenschaften und die biologische Verträglichkeit des Reaktionsproduktes negativ. Auch die Einwirkung von Inhibitoren, die zur Verbesserung der Lagerfähigkeit zugesetzt werden, bewirkt einen Kettenabbruch und beendet damit die Reaktion (*Elias 1981*).

### 2.1.3 Die Polymerisationsschrumpfung

Untersucht man das Volumen einer Methacrylsäuremethylester-Probe vor und nach der Umsetzung zum Polymethylmethacrylat, kommt es immer zu einem

Volumenschwund, der so genannten Polymerisationsschrumpfung. Sie ist eine materialspezifische Größe und tritt bei jeder Polymerisationsreaktion auf (Peroz 1990). Durch die Bildung der Makromolekularketten während des Polymerisationsverlaufes wird das Ausgangsvolumen verkleinert. Die Erklärung dieses Phänomens bringt die genauere Betrachtung der Molekularstruktur der Ausgangsstoffe und der Reaktionsprodukte. Die monomeren Methacrylsäuremethylestermoleküle werden durch die Kettenbildung bei der Polymerisation zum Polymethylmethacrylat zusammengezogen (Körber 1990). Es kommt zu einer Zusammenlagerung der Einzelmoleküle zu einem Fadenmolekül, somit wird das Volumen verkleinert. Im Falle der hier beschriebenen Reaktion beträgt sie ca. 19,5 % (Peroz 1990). Dieser hohe Volumenschwund macht die Verwendung eines reinen Methacrylsäuremethylesters als flüssiges Monomer zur Herstellung von Zahnprothesen unmöglich (Körber 1987). Das entscheidende Patent für die zahnmedizinische Anwendung wurde 1936 an die Firma Kulzer erteilt (Kulzer & Co.GmbH 1936) (Groß 1977). Im Rahmen des Paladon-Verfahrens wurde die monomere Flüssigkeit zusammen mit dem fertigen PMMA-Pulver zu einem Teig angerührt, verarbeitet und anschließend auspolymerisiert. Dabei betrug das mittlere Verhältnis von Flüssigkeit zu Pulver 1:2 bis 1:3 und die Polymerisationsschrumpfung wurde nach Schmidt (1978) und Körber (1987) auf 7 % gesenkt (Abb. 2).



**Abb. 2** Grafische Darstellung der Volumenänderung einer Bezugsform aus Wachs durch Umsetzung in einen heißpolymerisierenden Kunststoff (PMMA) als Funktion der Polymerisationszeit (Körber 1987)

Mittels so genannter Nachpressverfahren konnte der Volumenschwund weiterhin reduziert werden (*Bawendi 1973*). Im Gegensatz zu den klassischen Stopf-Press-Verfahren, bei denen der Kunststoff in die Kuvette eingebracht und auspolymerisiert wurde, war es bei den Nachpressverfahren möglich, kontinuierlich plastischen Kunststoff unter Druck zu injizieren (*Keenan 2003*). Da die Polymerisation in dem Kuvettenteil, der am weitesten von der Injektionsdüse entfernt liegt, beginnt, konnte die Schrumpfung dieses Kunststoffanteils durch das Nachpressen von noch nicht auspolymerisiertem Kunststoff verringert werden.

Die Erkenntnis, dass der Volumenschwund nach der Polymerisation umso größer war, je mehr Monomer verwendet wurde, brachte eine weitere verfahrenstechnische Neuheit auf den Markt. Mit dem SR-IVOCAP-Verfahren (Firma Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) wurde erstmals ein Nachpresssystem entwickelt, bei dem ein exaktes Pulver-/Flüssigkeitsverhältnis vorgegeben wurde. Die Ausgangsstoffe wurden dabei in einer Fertigungskapsel angeliefert und automatisch angemischt. Der Polymerisationsschwund konnte somit weiter auf 5-6 % reduziert werden (*Trage 1975, Körber 1990*). Durch die fast vollständige Auflösung des Monomers im Polymerpulver resultierte auch ein geringerer Restmonomergehalt, wodurch die mechanischen und biologischen Eigenschaften verbessert wurden. Die durch die Makromolekularchemie unvermeidliche Polymerisationsschrumpfung konnte nicht stärker beeinflusst werden.

*Körber (1987)* gibt für das SR-IVOCAP-Verfahren einen linearen Volumenschwund von zylindrischen Probekörpern zur ursprünglichen Wachsmodellation von unter 20 µm an. Dieser Messwert liegt im Grenzwertbereich der zahntechnisch möglichen Genauigkeitsgrenze. Die Literatur gibt für den hypoallergenen Prothesenkunststoff Microbase<sup>®</sup> Angaben zur Volumenschrumpfung von 3,5 % an (*Janda 1997*). Auch das in den eigenen Versuchen verwendete PalaXpress<sup>®</sup> wurde nach einem Injektions- bzw. Nachpressverfahren verarbeitet.

#### 2.1.4 Die thermisch bedingte Volumenänderung

Um die Diskussion des Volumenverhaltens zu ergänzen, muss auch das thermische Verhalten und dessen volumetrische Auswirkung auf die Kunststoffe berücksichtigt werden. Das Polymethylmethacrylat durchläuft während des Herstellungsprozesses einen bestimmten Temperaturbereich. Heißpolymerisate werden bei ca. 95 °C polymerisiert und nach Abschluss dieses Prozesses auf Zimmertemperatur (20 °C) abgekühlt. Den Kaltpolymerisaten wird zwar keine Wärmeenergie von außen zugeführt, durch die stark exotherme Reaktion ist aber auch hier ein Temperaturanstieg in der Küvette zu verzeichnen. In der Literatur finden sich Angaben zur Polymerisationstemperatur von Provisorien-Kunststoffen aus PMMA zwischen 40 °C und 82 °C. Diese Temperaturwerte sind jedoch stark abhängig vom Volumen der untersuchten Kunststoffprobe (*Janke 1955, Vallittu 1996, Göbel et al. 2000*).

Jedes Atom besitzt eine bestimmte Eigenschwingung, die temperaturabhängig ist. Wenn es zum Temperaturanstieg kommt, vergrößert sich die Schwingungsamplitude der Atome. Aus makroskopischer Sicht dehnt sich ein Körper aus, sobald er erwärmt wird, und zieht sich zusammen, wenn er abgekühlt wird. Es kommt zur so genannten thermisch bedingten Expansion bzw. Kontraktion. Dieses physikalische Phänomen kann auf das PMMA und den Einbettgips übertragen werden. Durch den initialen Temperaturanstieg zu Beginn der Polymerisation kommt es bedingt durch den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten des Kunststoffes und des Einbettgipses in unterschiedlichem Maße zur Expansion. Nach Abschluss des Polymerisationsprozess kontrahieren das PMMA und der Gips wieder. Dieser Prozess führt dazu, dass die Prothese nach der Abkühlung kleiner ist als die Basisform des Herstellungsmodells (*Körber 1990*). Somit entsteht auch unter der Annahme, dass der Polymerisationsschwund durch das Nachpressverfahren teilweise kompensiert wird, ein dorsaler Randspalt.

Durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Gips ( $\alpha \sim 25 \cdot 10^{-6} /K$ ) und Kunststoff ( $\alpha \sim 81 \cdot 10^{-6} /K$ ) wird zusätzlich der Aufbau innerer Spannungen begünstigt, da die beiden Stoffe in unterschiedlichem Maße kontrahieren ( $\Delta \alpha \sim 56 \cdot 10^{-6} /K$ ). Der Kunststoff kontrahiert sich stärker als das Gipsmodell, wodurch ein erhebliches Maß an inneren Spannungen aufgebaut wird (*Körber 1987*).

Ein schockartiges Abkühlen der Kuvette erhöht diese inneren Verspannungen zusätzlich und ist somit abzulehnen. Es wird empfohlen, die Kuvette langsam (z.B. über Nacht) im temperierten Wasserbad abzukühlen und somit eine gewisse „Spannungsrelaxation“ zu erzielen (*Meiners 1983*).

## 2.2 Die Formstabilität von Prothesen aus Polymethylmethacrylat

Zum Verständnis sollen vorab die Begriffe der Formgenauigkeit und des Formverhaltens genauer definiert werden. Die Exaktheit, mit der eine Kunststoffprothese hergestellt wird, bezeichnet man als Formgenauigkeit. Sie wird zu einem bestimmten Zeitpunkt festgestellt und ist von den äußeren Faktoren wie Temperatur, mechanische Beanspruchung und Wasseraufnahme abhängig (*Schwickerath 1966*). Die in der Zahnheilkunde hergestellten Kunststoffprothesen müssen einem sehr hohen Qualitätsstandard bzw. einer hohen Formgenauigkeit gerecht werden. Die vielfältige geometrische Form der Prothesenbasis muss mit möglichst großer Exaktheit dem Prothesenlager aufliegen und auch die Stellung der Ersatzzähne zueinander muss korrekt sein (*Dolder 1943*).

Das Formverhalten gibt die Änderung der Formgenauigkeit in Abhängigkeit von der Zeit und den äußeren Faktoren an (*Bawendi 1975b*). Da Zahnprothesen über lange Zeit in die Mundhöhle des Patienten integriert werden, müssen sie eine hohe Formbeständigkeit aufweisen.

Das Formverhalten totaler Prothesen gab schon häufig Anlass zu wissenschaftlichen Studien. So beschrieb *Janke (1962)*, dass die Schrumpfung lateraler Prothesenteile ab 0,33 mm während der Tragezeit zu Durchblutungsstörungen der Schleimhaut in diesem Gebiet führt. Infolgedessen muss es bei längerem Anhalten dieses Zustandes zum Kammschwund kommen. Einige Autoren stellten einen schrumpfungsbedingten Spalt am dorsalen Abschluss der Gaumenplatte, der sog. Ah-Linie, fest und brachten ihn mit einem mangelnden Sitz und mangelhafter Saugfähigkeit der Prothese in Zusammenhang (*Anderes 1952, Marx 1960, Marx 1975*). Gerade im dorsalen Bereich der Prothesenbasis treten Randspalten auf, da die Schrumpfung in einer bogenförmigen Struktur, also dem Gaumen, deutliche Ausmaße annimmt. Eine Unterbrechung der Saughaftung einer Oberkiefer-

Totalprothese hat besonders in diesem Prothesenabschnitt unangenehme Folgen für den Patienten. In keiner der genannten Studien wurde jedoch eine Aussage getroffen, ab welcher Spaltgröße mit klinischen Problemen zu rechnen ist. Da der Halt einer totalen Prothese von vielen Faktoren abhängig ist, gibt es keinen Richtwert der dorsalen Spaltgröße, der z.B. den Verlust der Saughaftung beschreibt.

Auch die Prothesenoberseite mit den Ersatzzähnen wurde auf sein Formverhalten untersucht. Dabei wurde gezeigt, dass es bei einer Verkleinerung des Abstandes der Molaren in transversaler Richtung von bis zu 0,5 mm zu keiner Beeinträchtigung kommt. Erst ab einer Verringerung dieser Distanz um mehr als 0,9 mm sollen Störungen auftreten (*Woelfel und Paffenbarger 1959*).

Ebenso sind die Eigenschaften des Kunststoffes bei Wasserlagerung hinreichend erforscht worden. Der größte Teil der Wasseraufnahme (ca. 1,2-1,6 Gew.%) des PMMA ist demzufolge nach vier bis 14 Tagen erreicht, wobei der gesamte Prozess erst nach 200 Tagen abgeschlossen ist (*Janke 1957, Schwickerath 1980, Pfeiffer 2004*).

Auch die mechanischen Eigenschaften des Kunststoffes ändern sich mit zunehmender Wasseraufnahme. Dabei nehmen Parameter wie Zug-, Biegefestigkeit und E-Modul ab, die Schlagzähigkeit und der Biegewinkel werden erhöht (*Finger 1975*). Vergleichende Untersuchungen zur Lagerung von Kunststoffprothesen in Wasser und künstlichem Speichel wiesen keinen signifikanten Unterschied im Formverhalten und den mechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit der verwendeten Lagerungsmedien auf (*Peroz 1990*).

Die Formgenauigkeit, mit der eine Kunststoffprothese hergestellt wird, ist maßgeblich von der materialspezifischen Komponente der Polymerisationsschrumpfung (2.1.3) und der unterschiedlichen thermischen Ausdehnung von Prothesenmaterial und Modellgips abhängig. Diese beiden Faktoren machen eine Prothese aus PMMA zu keinem getreuen Negativ seines Herstellungsmodells. Wenn sie nach der Fertigstellung vom Modell entfernt wird, lässt sie sich nicht mehr exakt reponieren, da es zu einem Ausgleich der inneren Spannungen in der Prothese kommt (*Peroz 1990*).

Auch die Temperatur hat entscheidenden Einfluss auf das Formverhalten und die Materialeigenschaften des Kunststoffes. Beim Durchlaufen einer Temperaturskala von tiefen Temperaturen bis zur Zersetzungstemperatur verändert sich die molekulare Struktur und somit die Materialeigenschaften. PMMA liegt entweder im

festen, thermoplastischen oder thermoelastischem Zustand vor, wobei diese nicht sprunghaft wechseln. Bis zur so genannten Glasübergangstemperatur von ca. 130 °C ist der Kunststoff hart und spröde. Oberhalb dieser Temperatur wird er plastisch verformbar, ab Werten über 250 °C beginnt er irreversibel zu depolymerisieren. Jeder thermoplastische Kunststoff besitzt eine maximale Gebrauchstemperatur, die nicht überschritten werden darf. Kommt es zur Überschreitung, treten bleibende Deformationen auf (*Eichner 1954, Schwickerath 1969*).

### 2.2.1 Methoden zur Untersuchung der Formstabilität

Gegenwärtig wird bei der Ermittlung der Formveränderung größtenteils die Vermessung von Strecken zwischen Referenzpunkten benutzt (*Zissis et al. 1991*). Die Messstrecken werden dabei zu verschiedenen Zeitpunkten aufgenommen und untereinander verglichen. Eine im deutschsprachigen Raum häufig angewendete Messmethode ist die Vermessung des dorsalen Randspaltes von Oberkieferprothesen und der dazugehörigen Modelle (*Marx 1975, Körber 1990, Peroz 1990*). Mittels eines Messmikroskops werden bei diesem Vorgehen die Strecken von der Prothesenbasis bis zur Modelloberfläche ausgemessen und verglichen. In der angelsächsischen Literatur beschriebene Messmethoden beruhen auf der Vermessung standardisierter Prüfkörper, die mit Referenzpunkten versehen sind. Es werden Strecken mit dem Messmikroskop vermessen und nach unterschiedlichen Zeiten verglichen. Dabei wird, durch das Messsystem bedingt, nur eine Ebene betrachtet (*Huggett et al. 1992, Jagger 1996*).

*Bawendi (1975b)* hingegen betrachtete Referenzpunkte auf der Oberseite der Prothese und untersuchte sie in transversaler Richtung. Aber auch andere Systeme, wie die röntgenologische Untersuchung von Probekörpern und anschließende Vermessung, sind beschrieben (*Blatterfein und Payne 1990*). In neueren Studien wurde auch die digitale 3D- Messtechnik angewendet, bei der im Gegensatz zu den zweidimensionalen Streckenmessungen alle Ebenen des Raumes betrachtet werden konnten (*Meadows et al. 1970, Ghosh 1983, McDowell et al. 1988, Bartling 2004*).

Somit wurden Formveränderungen an allen Prothesenteilen nachgewiesen und genau identifiziert.

Die Form der untersuchten Prüfkörper variiert stark. Es wurden teilweise nur U-förmige Prothesenfragmente verwendet, die nach *Bawendi (1975b)* dem Formverhalten von Prothesen entsprechen sollen. Aber auch komplette Prothesen kamen zum Einsatz (*Marx 1975, Peroz 1990*). Bei keinem der Probekörper wurden jedoch Kunststoffzähne verwendet. Untersuchungen von *Retterath (1974)* zufolge beeinflusst ein künstlicher Alveolarfortsatz den dorsalen Randspalt kaum. Flache, scheibenförmige Prüfkörper wurden dann verwendet, wenn es mechanische oder chemische Materialeigenschaften zu untersuchen gab (*Pfeiffer 2004*).

### 2.3 Die Prothesenunverträglichkeit – Stomatitis prothetica

Die Reaktion der Mundschleimhaut gegenüber prothesenbedingten Reizen ist in vielen klinischen und experimentellen Studien untersucht worden (*Langer 1956, Herrmann 1960, Hetessy 1960, Langer 1960, Jüde 1980*). Da in der Literatur keine einheitliche Definition der Prothesenunverträglichkeit existiert, kam eine Vielzahl von Begriffen auf. So wurden ähnliche Symptomkomplexe als Stomatitis contagiosa, Stomatitis nudata, Stomatitis allergica, Stomatitis prothetica, Überempfindlichkeit gegenüber dem Prothesenwerkstoff, chronic denture problems oder Prothesenstomatopathie bezeichnet (*Nyquist 1952, Falck-Weikart 1959, Leiber-Olbrich 1963, Sharp 1967, Schrenker und Stark 1998*). Prothesenstomatitiden liegen nach *Reither (1968)* nur vor, wenn durch eine einfache Inspektion eine Schleimhautentzündung im Bereich des Prothesenlagers festzustellen ist. Der umfassende Begriff der Prothesenstomatopathie beschreibt hingegen alle Krankheitsbilder, die durch Zahnersatz in der Mundhöhle und auch an anderen Organen hervorgerufen werden (*Niedermeier 1977*). Die klinischen und subjektiven Symptome lassen sich auf endogene und exogene Ursache zurückführen (*Roßbach 1975*). Als auslösende Faktoren kommen die mechanische Reizung (*Nyquist 1952, Herrmann 1960, van Thiel 1960, Turrell 1966a, Love und Goska 1967*), der Einfluss der Kunststoffqualität (*Lindmaier und Lindemayr 1989, Ottl et al. 1995*), ein Wärmestau unter der Prothese (*Passow 1953, Wannemacher 1954, Fernström und*

Oquist 1980), mikrobielle Infektionen (Turrell 1966b, Budtz-Joergensen und Bertram 1970, Budtz-Joergensen 1979, Koda 1990), allgemeine und internistische Vorerkrankungen (Gebhardt et al. 1995) und nervenärztliche Aspekte in Frage (Marxkors und Müller-Fahlbusch 1976, Müller-Fahlbusch 1976, Marxkors 1978). In seltenen Fällen sollen auch allergische Kontaktsensibilisierungen gegen Bestandteile von Prothesenkunststoffen Ursache der Symptome sein (Kaaber 1990, Gebhardt et al. 1995). Da die Prothesenstomatopathie ein sehr problematisches Krankheitsbild sein kann, sollten für die richtige Wahl der Therapie alle ursächlichen Faktoren berücksichtigt werden. Dafür ist in einigen Fällen sicherlich die interdisziplinäre Zusammenarbeit mit den Fachgebieten der Dermatologie, der inneren Medizin und letztlich auch dem psychiatrisch-neurologischen Fachbereich notwendig (Niedermeier 1977).

### 2.3.1 Allergische Reaktionen gegenüber Inhaltsstoffen des Polymethylmethacrylats

Bei einer Allergie handelt es sich um eine „spezifische Änderung der Immunitätslage im Sinne einer krankmachenden Überempfindlichkeit“, die durch exogene, nichtinfektiöse Stoffe bedingt ist (Ring 1988). Ursächlich für die Ausbildung einer solchen Überempfindlichkeit können Inhaltsstoffe im dentalen Kunststoff sein. In der Literatur wird mehreren im PMMA vorhandenen Stoffen eine potentiell allergene Wirkung zugesprochen. Dafür in Frage kommen Kunststoff-Monomere, Polymerisations-Initiatoren, -Akzelatoren, -Inhibitoren, Farbpigmente, Metalle, Füllstoffe, Vernetzer und Weichmacher (Fisher 1956, Kuck 1956, Langer 1956, Roßbach 1975, Gebhardt et al. 1996). Durch Epikutantestungen mit diesen Stoffen wurden Sensibilisierungsraten für z.B. DBPO von 5,1 % oder 1,8 % für MMA in der Bevölkerung gefunden. Die Reaktionen der Haut lassen sich allerdings nicht ex aequo auf die Mundschleimhaut übertragen. Dabei hemmen in der Mundhöhle bestimmte immunologische Gegebenheiten die Ausbildung einer Kontaktallergie. Außerdem führen der Speichelfluss und die sehr gute Durchblutung dieses Gebietes zu einer Verringerung der Allergenkonzentration. Ebenso sollen die Prothesenwerkstoffallergene in der optimal auspolymerisierten Prothese in einer chemisch und allergologisch inerten Form vorliegen (Gebhardt et al. 1996). Somit

stellen unvollständig auspolymerisierte oder falsch verarbeitete Prothesen die hauptsächliche Ursache für stofflich bedingte Unverträglichkeitsreaktionen dar (*Fisher 1956, Huggett und Bates 1984, Ali et al. 1986*).

Ob die Allergie gegenüber dem Prothesenmaterial bzw. dessen Inhaltsstoffen als Ursache einer Prothesenstomatopathie in Frage kommt, wird im Schrifttum sehr kontrovers diskutiert. Einige Autoren sehen in 10 % aller Fälle von Stomatitis prothetica die allergische Reaktion gegenüber dem Prothesenmaterial als Ursache (*Danilewicz-Stysiak 1971, Fernström und Oequist 1980*). Nach der Mehrheit der Autoren kommt jedoch der Allergie bei der Entstehung der Prothesenunverträglichkeit nur eine sehr geringe Bedeutung zu (*Nyquist 1952, Fisher 1956, Herrmann 1960, Hetessy 1960, Marx 1960, Marxkors 1962, Turrell 1966a, Marxkors 1978, Budtz-Joergensen 1979, Schröder 1979, Marx et al. 1982, Schwickerath 1982, Gebhardt et al. 1996, Jorge et al. 2003*).

Ungeachtet dessen darf die Existenz der Prothesenstomatitis infolge einer Sensibilisierung gegenüber Inhaltsstoffen des Prothesenmaterials nicht bezweifelt werden (*Kaaber et al. 1979*), obwohl bis heute kein geeignetes diagnostisches Mittel zu Sicherung dieser Allergie zur Verfügung steht (*Reither 1968, Herrmann 1977*).

### 2.3.2 Reduktion von potentiell allergenen Stoffen aus dem Zahnersatz

Mit der näheren Analyse und Identifizierung potentiell allergener Bestandteile in den Prothesenkunststoffen kam die Forderung der Beseitigung dieser Substanzen aus dem fertigen Zahnersatz auf (*Hennicke 1957, Hennicke 1958a, Kratzenberg 1960, Langer 1960, Jorge et al. 2003*). Durch die Einlagerung der Prothese in Wasser sollten fragwürdige Substanzen nachträglich aus dem Zahnersatz entfernt werden. Über die Länge einer solchen Behandlung werden Angaben zwischen einigen Stunden und vier Tagen gemacht (*Marx 1960, McCabe und Basker 1976, Shintani et al. 1993, Janda 1997*). Von einem reduzierenden Effekt hinsichtlich der allergieauslösenden Stoffe wird zwar immer berichtet, jedoch wird dieser nicht genau quantifiziert. *Hennicke (1958a)* spricht diesbezüglich von einer „Verbesserung der Gewebeverträglichkeit“. Auch die generelle Lagerung von neu hergestellten Prothesen in heißem Wasser zur Reduktion von toxischen Stoffen wurde empfohlen

(*Meiners 1987, Shintani et al. 1993, Nunes de Mello 2003*). Da die Halbwertszeit von z.B. Restmonomeren und DBPO mit steigender Temperatur abnimmt, wurden mit der Lagerung bei hohen Temperaturen scheinbar bessere Erfolge erzielt (*Branderup und Immergut 1975, Boeckler 2003*). Dabei wurde die Nachpolymerisation im Trockenschrank bei ca. 100 °C der Lagerung im heißen Wasserbad vorgezogen (*Freytag 1957, Dewein 1958, Henniscke 1958b, Huggett und Bates 1984*). Auch die Lagerung im heißen Parafin- oder Glycerinbad wurde in Erwägung gezogen (*Kratzenberg 1960*). Die Nachbehandlung soll dabei für eine Dauer von 15 Minuten bis zu mehreren Stunden über Nacht stattfinden (*Dewein 1958, Marxkors 1962*). Neben der thermischen Nachpolymerisation wurde auch die chemische Behandlung zur Reduktion potentiell allergener Substanzen in der Literatur mehrfach beschrieben (*Smith und Bains 1954, Steuer 1954, Smith und Bains 1955, Henniscke 1958b, Kratzenberg 1960, Marx 1960, Marxkors 1962, Perrin und Armarego 1980, Haustein et al. 1981, Hausen et al. 1992, Falbe und Regitz 1995, Boeckler 2003*). Dabei soll die Prothese durch Lagerung in 0,1 n Kaliumpermanganatlösung vergütet werden. Als weitere Chemikalien, die den Gehalt an potentiell schädlichen Stoffen senken sollten, wurden Ethanol und Ammoniumeisen(II)sulfat eingesetzt. Wiederum konnte aber die Höhe des reduzierenden Effektes nicht genau beschrieben werden.

Als beste Methode zur Reduktion von potentiell allergenen Stoffen zählt die Nachpolymerisation durch Wärmenachbehandlung (*Boeckler 2003, Nunes de Mello 2003*).

Durch die Lagerung der Prothesen in Wasser bzw. durch die Einwirkung der Chemikalien traten Erscheinungen auf, die sich nachteilig auf die Prothese auswirkten. *Kratzenberg (1960)* beschrieb seine Prothesen nach einer Nachpolymerisation im Trockenschrank bei 100°C als „nicht absolut formstabil“ und verlangte nach einer Sockelung auf einem Gipsmodell. Auch *Henniscke (1957)* bemerkte Volumenveränderungen seiner Probekörper bei einer ähnlichen Nachbehandlungsart.

Eine neuere Entwicklung der dentalen Kunststoffindustrie stellen die so genannten hypoallergenen Prothesenbasiskunststoffe dar. Es handelt sich dabei um MMA-freie oder modifizierte Methacrylatkunststoffe wie zum Beispiel Microbase<sup>®</sup> (Firma DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland), Polyan<sup>®</sup> (Polyapress, Altkirchen, Deutschland), Promysan<sup>®</sup> (Pedrazzini Dental Technologie, München, Deutschland) oder Sinomer<sup>®</sup> (Allident, Rugell, Liechtenstein) (*Pfeiffer 2004*). Sie

können als Alternative zu den herkömmlichen Kunststoffen angesehen und bei einer nachgewiesenen Allergie gegen MMA oder DBPO verwendet werden (Boeckler 2003).

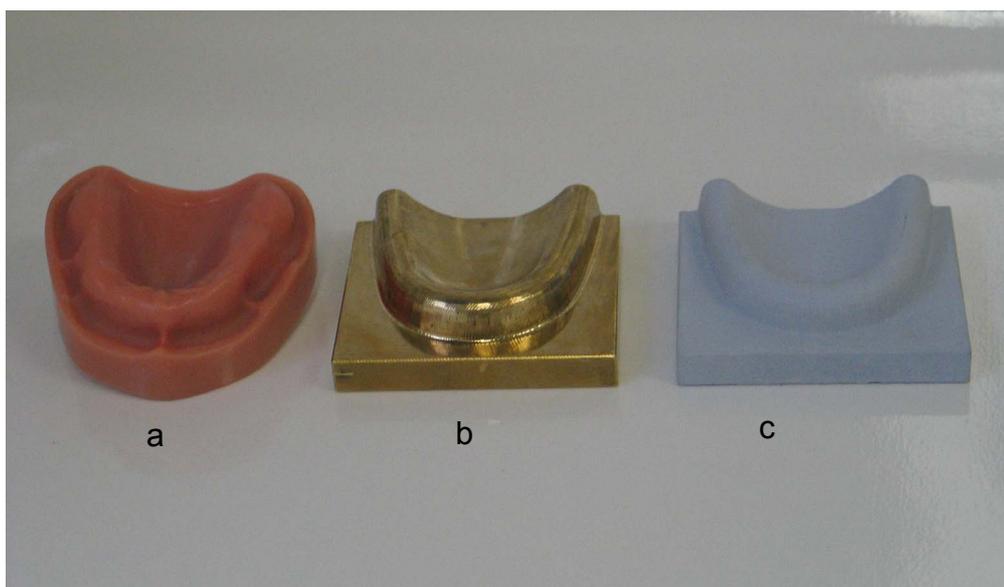
Untersuchungen zu mechanischen, chemischen und biologischen Eigenschaften von Prothesenkunststoffen finden sich sehr zahlreich in der Literatur des letzten Jahrhunderts. Auch die allergene Potenz von Inhaltsstoffen der Basiskunststoffe und deren Auswirkungen auf den Menschen wurden durch experimentelle Studien analysiert. Ebenfalls wurden Erkenntnisse auf dem Gebiet der Beseitigung potentiell allergener Substanzen aus dem Kunststoff durch mehrere Versuchsreihen erlangt.

Jedoch konnte nach Durchsicht der Literatur keine Studie gefunden werden, die sich explizit mit der Formveränderung der Prothesenbasiskunststoffe während der Nachpolymerisation beschäftigte. Ferner ist nicht bekannt, ob die Einbettung der Prothese in Gips einen positiven Effekt auf das Formverhalten bei der Nachpolymerisation hat.

### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Modellherstellung

Zur Simulation der klinischen Situation musste anfangs ein Urmodell geschaffen werden, welches annähernd die Dimensionen eines durchschnittlichen Oberkiefers besitzt. In Untersuchungen von *Körber (1990)* und *Peroz (1990)* wurde beschrieben, dass auch die Kieferform einen signifikanten Einfluss auf den dorsalen Randspalt der Prothesen hat. Bei der Form und den Abmessungen wurde das Modell eines zahnlosen Oberkiefers der Firma KaVo<sup>®</sup> (Biberach, Deutschland) als Muster verwendet (Abb. 3a). Dieses wurde dubliert, in Gips überführt und dann digitalisiert. Am Computer konnten untersichgehende Stellen und Ansätze von Lippen- und Wangenbändchen entfernt werden. Es entstand somit ein vereinfachtes Modell, welches optimale Voraussetzungen für die spätere Vermessung und Probekörperherstellung lieferte (Abb. 3b). Das vereinfachte digitale Modell wurde mittels CAD/CAM-Verfahren aus einem Messingblock gefräst (Dieter Heuer, Maschinenbau-Prototypenfertigung, Weferlingen, Deutschland). Später sollten alle Probekörper auf diesen Urkiefer reponiert und gegen ihn vermessen werden.

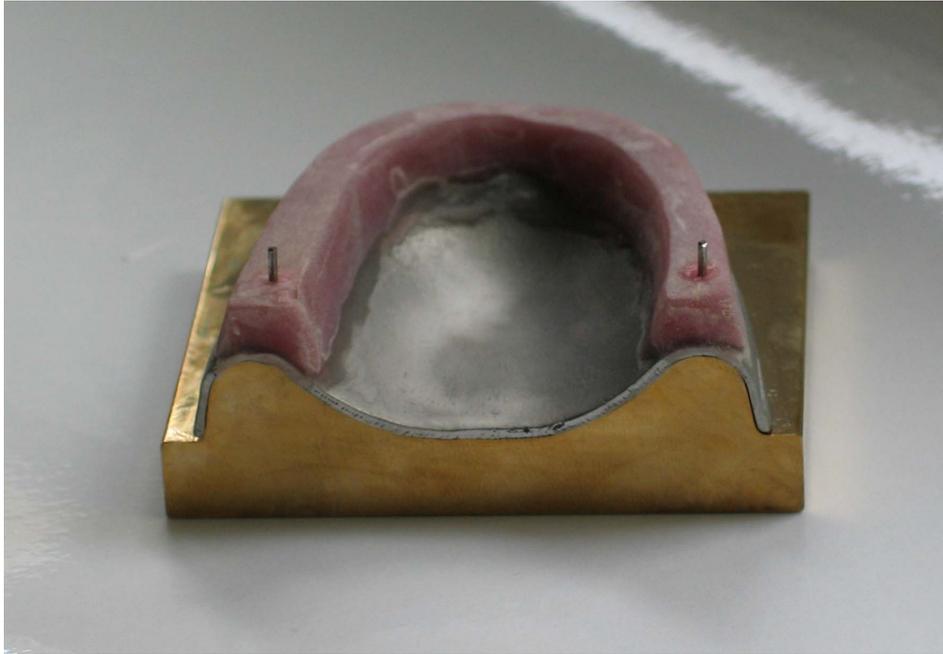


**Abb. 3** KaVo<sup>®</sup> Oberkiefer (a), Urmodell (b), Gipsmodell (c)

Auf der Basis des Urkiefers wurde eine Negativform aus einem Dubliersilikon erstellt. Diese Form diente der Herstellung der Arbeitsmodelle aus Gips (Abb. 3c, Seite 19). Da für die geplanten Versuchsreihen 90 Kunststoffprothesen erforderlich waren, mussten ebenso viele Gipsmodelle gefertigt werden. Die Verwendung eines Spezialhartgipses nach DIN EN 26875, Typ III (Dento-dur<sup>®</sup> 110 A) garantierte eine optimale Formstabilität und Detailwiedergabe.

Die Forderung nach einer konstanten Stärke und einer formidentischen Modellation der Probekörper machte die Herstellung einer dauerhaften Urprothese erforderlich. Sie wurde jeweils mit eingebettet und diente somit als direkte Vorlage für alle Probekörper.

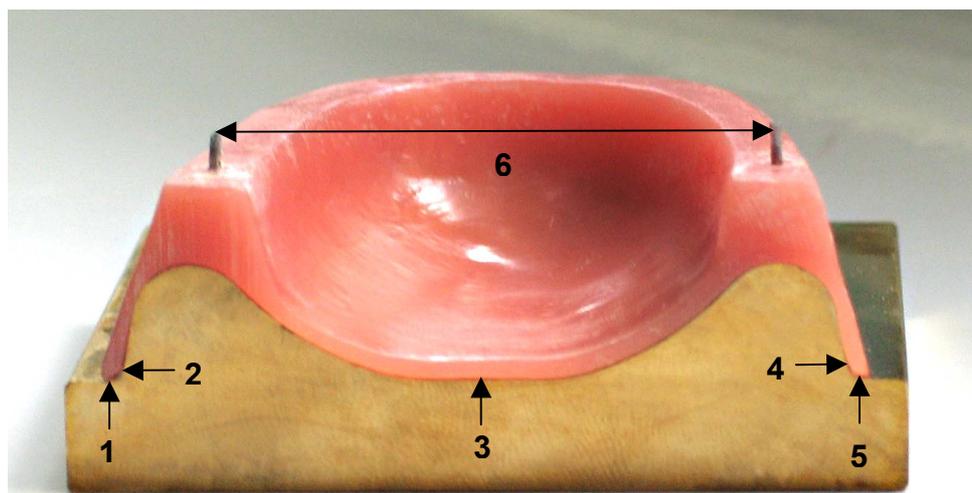
Eine der verwendeten Dublierformen wurde mit einer modellgussfähigen Einbettmasse ausgegossen. Auf dem so gewonnenen Modell konnte nun die Form des späteren Probekörpers modelliert werden. Die Verwendung von Plattenwachs machte es möglich, dass die Basis eine konstante Stärke erhielt. Nach der Überführung der Modellation in Metall mittels Modellgussverfahren konnte die geschaffene Basis aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung ausgearbeitet werden. Um den zahntragenden Teil der Prothese zu simulieren, wurde aus lichthärtendem Kunststoff ein Kauansatz hergestellt und anschließend mit handelsüblichem Sekundenkleber auf die Prothesenbasis aufgeklebt. Im dorsalen Bereich dieses Kauansatzes wurden beidseitig Vertiefungen senkrecht zur Kauebene in den Kunststoff gefräst, in denen später 2 mm lange Drahtenden mit Wachs befestigt wurden, die nach der Überführung in Kunststoff in der Prothese verankert sein sollten (Abb. 4, Seite 21). Sie dienten der Abstandsmessung in der transversalen Ebene. Bei der Kunststoffdosierung wurde laut Hersteller das Mischungsverhältnis von zwei Gewichtsteilen Pulver und einem Gewichtsteil Flüssigkeit eingehalten. Die weitere Verarbeitung erfolgte, den Herstellerempfehlungen entsprechend, nachdem der Kunststoffteig abgedeckt im Gefäß ruhte, bis er eine stumpfe Oberfläche aufwies. Das Einbringen bzw. Injizieren in die Küvetten erfolgte im vorgegebenen Zeitraum von 4-6 Minuten.



**Abb. 4** Urmodell und Urprothese

#### 3.1.1 Festlegung der Messpunkte

Die Messpunkte, an denen später das Spaltmaß zwischen Probenkörperunterseite und Urmodell gemessen werden sollte, repräsentierten die Dimensionsänderungen, die an den Proben stattfanden. Als erster Punkt wurde der Mittelpunkt der Prothesenbasis festgelegt und auf dem Urmodell als Messpunkt 3 gekennzeichnet (Abb. 5, Seite 22). Auch in Untersuchungen von *Körber (1990)* und *Peroz (1990)* wurde dieser Punkt zur Einschätzung von Schrumpfungsprozessen und zur Messung des dorsalen Randspaltes benutzt. Bei einem weiteren Messpunkt sollte das Spaltmaß zwischen der Flanke des Probekörpers und der Kante des Urmodells in vertikaler Richtung bestimmt werden (Abb. 5, Seite 22). Er sollte das Abheben der Prothesenflanke aus der Umschlagfalte wiedergeben und somit die Wirkung auf das Außenventil der Prothese beschreiben. Dieser Messpunkt konnte an der linken und an der rechten Flanke gemessen werden, auf dem Urmodell wurde er mit den Indices 1 für die rechte und 5 für die linke Flanke belegt.



**Abb. 5** Messpunkte für den dorsalen Randspalt und die transversale Ebene  
Punkt 1 und 5: vertikaler Abstand vom dorsalen Prothesenrand  
Punkt 2 und 4: horizontaler Abstand vom dorsalen Prothesenrand  
Punkt 3: Spalt in der Mitte des dorsalen Prothesenrandes  
Punkt 6: transversaler Abstand der Drahtenden

Zwei weitere Messpunkte sollten den Abstand der Flanken zum Urmodell in horizontaler Richtung wiedergeben, um somit ein eventuelles Klemmen oder Abheben der Flanken auf dem Alveolarfortsatz beschreiben zu können. Sie wurden wiederum an beiden Seiten gemessen und mit den Indices 2 für die rechte und 4 für die linke Flanke auf dem Urmodell gekennzeichnet (Abb. 5).

Die Spaltmaße der Punkte 1 und 5 wurden zusammen betrachtet, da die Probekörperbasis nach einer Deformation um einen Auflagepunkt auf der sagittalen Achse des Urmodells rotierte, je nachdem, wie der Probekörper zur Vermessung auf das Modell reponiert wurde. Somit wurde ein gemeinsames Spaltmaß, der Messpunkt 1/5 erhoben. Es setzt sich aus der Summe der Messpunkte 1 und 5 geteilt durch 2 zusammen und gibt somit das mittlere Spaltmaß an. Auch die Messpunkte 2 und 4 wurden auf diese Weise zum Messpunkt 2/4 zusammengezogen um repositionsbedingte Messfehler zu vermeiden.

Als letzte Messstrecke wurde der transversale Abstand zwischen den auf dem Kauansatz einpolymerisierten Drahtenden aufgenommen (Abb. 5). Er sollte in horizontaler Richtung die spätere Lage der Prothesenzähne zueinander simulieren. In der weiteren Datenverarbeitung wird er als Messpunkt 6 gekennzeichnet. Auch *Schwickerath* (1982) benutzte einen ähnlichen Messpunkt zur Beurteilung der transversalen Dimension.

### 3.2 Herstellung der Probekörper

Die Versuchsreihen wurden mit drei handelsüblichen Prothesenbasismaterialien in unterschiedlichen Herstellungsverfahren durchgeführt (Tab. 1, Seite 24). Die verwendeten Kunststoffe sind ausdrücklich für den Gebrauch zur Herstellung von Prothesenbasen empfohlen und werden auch im zahntechnischen Labor der Martin-Luther-Universität benutzt. Um Verunreinigungen der Ausgangsmaterialien zu vermeiden, wurden nur ungeöffnete Produkte verarbeitet. Aus der Gruppe der Kaltpolymerisate wurde Kallocryl A<sup>®</sup> der Firma Speiko (Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland) benutzt. Als Heißpolymerisat kam das ebenfalls von der Firma Speiko hergestellte Kallocryl B<sup>®</sup> zur Anwendung (Abb. 6). Hierbei handelt es sich um ein heißpolymerisierenden Kunststoff, der in seinen mechanischen Eigenschaften dem Paladon<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland) sehr ähnelt (Neise 2006).



**Abb. 6** Handelsverpackungen der untersuchten Kunststoffe

Die Probekörper aus diesen beiden Kunststoffen wurden mittels Stopf-Pressstechnik verarbeitet. Hierzu wurde die Urprothese auf dem dublierten Gipsmodell des Urkiefers festgewachst und anschließend in eine handelsübliche Küvette eingebettet. Nach dem Ausbrühen und Isolieren der Negativform mit Aislar<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer

GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland) wurde der Kunststoff eingebracht und die Küvette mit einem Druck von drei Tonnen gepresst. Kallocryl A<sup>®</sup> wurde unter der hydraulischen Presse bei Zimmertemperatur auspolymerisiert. Bei dem heißpolymerisierenden Kallocryl B<sup>®</sup> kam das Polymerisationsgerät EWL Typ 5509 der Firma KaVo<sup>®</sup> (Biberach, Deutschland) zum Einsatz. Der Polymerisationsprozess beinhaltete im ersten Schritt die Erwärmung des Wassers auf 75°C und nach zwei Stunden einen weiteren Temperaturanstieg auf 95°C. Diese Temperatur wurde dann für weitere zwei Stunden gehalten, anschließend wurden die Küvetten aus dem Wasserbad entnommen und über Nacht bei Zimmertemperatur gelagert. Somit waren das langsame Abkühlen und die Minimierung von inneren Spannungen gewährleistet. Die Kunststoffe wurden exakt nach Herstellerangaben verarbeitet, um optimale Qualität zu gewährleisten. Das mit einem Injektionsverfahren verarbeitete PalaXpress<sup>®</sup> der Firma Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG (Hanau, Deutschland) wurde als ein weiteres Kaltpolymerisat verwendet. Hier wurde die Urprothese mit dem Gipsmodell in eine speziell für das Injektionsverfahren geeignete Küvette eingebettet und nach der Aushärtezeit des Gipses ausgebr ht, um Wachsreste vollständig zu entfernen. Auch hier war es notwendig, den Gips gegen den Kunststoff zu isolieren (Aislar<sup>®</sup>, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland). Nach der Injektion des Kunststoffes mit dem systemspezifischen Injektionsgerät Palajet<sup>®</sup> wurden die Küvetten bei 55°C und einem Druck von 2 bar im Polymerisationsgerät (Palamat practic EL T) auspolymerisiert.

**Tab. 1** Verwendete Kunststoffe und Herstellungsverfahren

Kunststoff	Polymerisationstyp	Verarbeitungsverfahren	Hersteller
Kallocryl A <sup>®</sup>	Kaltpolymerisation	Stopf-Pressen	Speiko - Dr. Speier GmbH Münster, Deutschland
Kallocryl B <sup>®</sup>	Hei�polymerisation	Stopf-Pressen	Speiko - Dr. Speier GmbH Münster, Deutschland
PalaXpress <sup>®</sup>	Kaltpolymerisation	Injektion	Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland

Nach vollständigem Abschluss des Polymerisationsprozesses wurden die Probekörper sorgfältig ausgebettet und scharfe Kanten und Kunststoffüberschüsse mit einer Kunststofffräse entfernt. Die Auflagefläche der Probekörper auf dem Urmodell wurde hierbei nicht bearbeitet. Da die Prothesen nach dorsal immer einen unregelmäßigen Rand aufwiesen, der zum Teil durch die Pressfahne verursacht wurde, mussten sie mit der Diamantscheibe eines Trimmgerätes auf genau die Länge des gekürzten Urmodells geschliffen werden. Nach nochmaliger Kontrolle auf verbliebene Gipsreste und Schäden waren die Probekörper für die Hauptversuche vorbereitet. Eine Politur der Oberseite erfolgte nicht, um dadurch keine schwer kalkulierbaren Materialverluste auftreten zu lassen.

### 3.3 Hauptversuche

#### 3.3.1 Versuchsaufbau

Um später statistisch auswertbare Messwerte zu erhalten, mussten mehrere Probekörper in einem Versuch getestet werden. Es wurden jeweils 5 Probekörper eines Kunststoffes für eine Nachpolymerisationsart verwendet. Da 3 verschiedene Kunststoffe getestet wurden, waren in einer Gruppe insgesamt 15 Probekörper enthalten. Um die geplanten Nachpolymerisationsarten durchführen zu können, mussten 6 dieser Gruppen angefertigt werden, die anschließend in unterschiedlicher Weise weiterbehandelt werden sollten (Tab. 2, Seite 26).

Die erste Gruppe wurde im Wasserbad bei 36°C gelagert und in regelmäßigen Abständen vermessen. Die konstante Wassertemperatur wurde durch den Thermostat DC10® der Firma Haake (Gebrüder Haake GmbH, Karlsruhe, Deutschland) gewährleistet. Da die Proben über einen Zeitraum von 14 Tagen beobachtet werden sollten, mussten zum Verdunstungsschutz luftgefüllte Kunststoffkugeln auf der Wasseroberfläche verteilt werden. Um eine Algenbildung im Wasserbad zu vermeiden, wurde das Wasser täglich gewechselt. Da die Temperatur

in dieser Versuchsreihe der Mundhöhlensituation entspricht, wurde sie später als Kontrollgruppe verwendet, um mit anderen Versuchsreihen verglichen zu werden.

**Tab. 2** Nachbehandlungsart der Probekörper

Gruppe	Temperatur	Dauer	Messungen
1	36 °C	14 Tage	vorher nach 1 Tag nach 4 Tagen nach 7 Tagen nach 14 Tagen
2	55 °C	12 Stunden	nach 2 Stunden nach 12 Stunden
3	75 °C (eingebettet)	12 Stunden	nach 2 Stunden nach 12 Stunden
4	75 °C (nicht eingebettet)	12 Stunden	nach 2 Stunden nach 12 Stunden
5	95 °C (eingebettet)	12 Stunden	nach 2 Stunden nach 12 Stunden
6	95 °C (nicht eingebettet)	12 Stunden	nach 2 Stunden nach 12 Stunden

In der zweiten Messreihe wurden die Prothesen im Wasserbad bei konstant 55°C gelagert und anschließend vermessen. Auch für diesen Versuch wurde der Thermostat DC10<sup>®</sup> der Firma Haake benutzt. Die Dauer der Nachbehandlung wurde jedoch auf maximal zwölf Stunden begrenzt, da bei längerer Wasserlagerung eher unerwünschte Quellungsphänomene auftreten. Diese würden die nachpolymerisationsbedingten Dimensionsänderungen überlagern, die eigentlich untersucht werden sollten. Die nächste Versuchsreihe wurde bei 75°C für zwölf Stunden im Wasserbad nachbehandelt. Um die konstante Temperatur sicherzustellen, wurde diesmal das Polymerisationsgerät EWL Typ 5509 der Firma KaVo<sup>®</sup> benutzt. Nach dem Vorheizen auf 75°C wurde die Zeitschaltuhr arretiert und die Temperatur mit einem Thermometer überwacht. Nach Abschluss des Versuchs wurden die Probekörper aus dem Polymerisationsgerät entfernt und bei Zimmertemperatur langsam abgekühlt, um der Entstehung von inneren Spannungen weitestgehend vorzubeugen. Eine weitere Versuchsreihe sollte nun bei gleicher

Temperatur und gleicher Zeit, jedoch in Gips eingebettet, nachbehandelt werden. Die Probenkörper wurden, bevor sie im Wasserbad nachpolymerisiert wurden, in einer Küvette mit dem Halbhartgips Profilare 70<sup>®</sup> (Dentona AG, Dortmund, Deutschland) eingebettet. Dieses Verfahren sollte den Prothesen eine konstante Form während der Nachbehandlung geben und somit das Formverhalten positiv beeinflussen. Für jede Messung mussten die Proben, nachdem sie bis auf Zimmertemperatur abgekühlt waren, ausgebettet und gesäubert werden, um einwandfrei vermessen werden zu können. Danach mussten sie für die weitere Nachpolymerisation wiederum eingebettet werden. Die nächsten beiden Versuchsreihen glichen den vorherigen und unterschieden sich lediglich in der Temperatur, die nun auf 95°C angehoben wurde. Es wurde ebenso eine Charge von Probekörpern frei im Wasserbad gelagert, die andere wurde zuvor in Gips eingebettet.

#### 3.3.2 Der Messstand

Zur Vermessung der Probekörper waren zwei Komponenten notwendig. Zum einen eine Einheit aus dem Stereomikroskop STEMI 2000-C<sup>®</sup> (Carl Zeiss, Jena, Deutschland) mit einem Adapter für die Digitalkamera Canon Power Shot<sup>®</sup> G5 (Canon, Tokio, Japan) und einem Laptop (Dell Computer Corporation, Texas, USA) zur weiteren Datenverarbeitung (Abb. 7, Seite 28). Die andere Komponente war ein digitaler Messschieber der Firma Profitexx<sup>®</sup> (Hagen a. T. W., Deutschland), um den Messpunkt in der transversalen Ebene aufzunehmen. Als Auswertungssoftware für die Digitalfotos wurde das Programm AxioVision AC<sup>®</sup> (Carl Zeiss Vision GmbH, München, Deutschland) benutzt. Hier konnten die Messstrecken am Computerbildschirm ausgemessen und in entsprechende Tabellen eingetragen werden. Die Messwerte, die mit dem Messschieber aufgenommen wurden, mussten manuell in Tabellen eingegeben und für die weitere Verarbeitung aufbereitet werden.



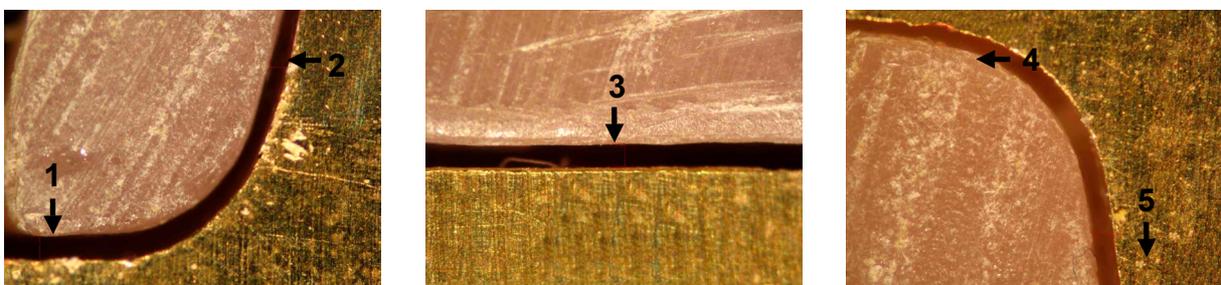
**Abb. 7**      Messstand

Um bei der Auswertung der Messwerte richtige Ergebnisse zu erhalten, musste das gesamte Messsystem zuvor kalibriert werden. Das Stereomikroskop wurde auf eine Vergrößerung eingestellt, bei der der Randspalt optimal abgebildet wurde. Diese Einstellungen wurden dann dokumentiert und für den gesamten Verlauf der Untersuchungen nicht mehr verändert. Auch die Digitalkamera wurde für die Dauer der Messungen auf maximal optischen Zoom (Teleobjektiv) eingestellt. Mit diesen festen Einstellungen wurde nun ein Foto von einem Objektmikrometer gemacht. Auf diesem speziellen Objektträger ist in einem Bereich von 1 mm eine Skaleneinteilung in 100  $\mu\text{m}$  Abständen aufgetragen. Dieses digitale Foto wurde in das Auswertungsprogramm geladen und eine Distanz von 100  $\mu\text{m}$  mit der Einheit Pixel vermessen. Aus der gegebenen Distanz und der Angabe in Pixel konnte nun ein Umrechnungsfaktor von Pixel in das metrische System ( $1 \text{ Pixel} = 0,105255 \mu\text{m}$ ) gebildet werden. Dieser Faktor wurde im Programm AxioVision AC<sup>®</sup> gespeichert und auf die fortlaufende Untersuchung angewendet.

### 3.3.3 Vermessung der Probekörper

Um die nachbehandelten Prothesenbasen unter gleichen, standardisierten Bedingungen vermessen zu können, mussten sie auf das Urmodell aus Messing zurückversetzt werden. Nach gründlichster Reinigung und Befreiung der Prothesenunterseite von Gipsresten war gewährleistet, dass alle Probekörper gegen den gleichen Punkt auf dem Urmodell gemessen wurden. Da die Prothesenbasen keinerlei Friktion oder Saughaftung auf dem Messingmodell hatten, wie es z.B. unter Mundbedingungen gegeben ist, mussten sie mit konstantem Druck an das Urmodell gepresst werden. Dieses Problem wurde bewältigt, indem die Proben während der Messung mit einem handelsüblichen Gummiband befestigt wurden. Um einen Messfehler durch Elastizitätsverlust des Gummibandes zu vermeiden, wurde es nach jeweils fünf Messungen durch ein gleichartiges, unbenutztes Gummiband ersetzt. Somit war ein konstanter Anpressdruck aller Prothesenbasen gegeben.

Das Urmodell mit dem darauf befestigten Probekörper wurde nun hochkant unter das Stereomikroskop gestellt und fokussiert (Abb. 7, Seite 28). Um alle Messpunkte einer Probe vollständig darzustellen, waren drei Fotos notwendig. Eines von den Punkten 1 und 2, eines vom Punkt 3 und eines von den Messpunkten 4 und 5 (Abb. 8). Nun mussten die Fotos von der Digitalkamera auf dem Computer gespeichert und eindeutig gekennzeichnet werden. Die Messtrecke 6 konnte nicht unter dem Stereomikroskop vermessen werden, da der Abstand der beiden Messpunkte zu weit auseinander lag. Die Messungen erfolgten in diesem Fall mit dem digitalen Messschieber drucklos am oberen Ende der einpolymerisierten Drahtenden. Die erhaltenen Werte wurden dann abgelesen und für die statistische Auswertung im Programm SPSS® in entsprechende Tabellen eingetragen.



- 1 und 5 - vertikaler Abstand vom dorsalen Prothesenrand
- 2 und 4 - horizontaler Abstand vom dorsalen Prothesenrand
- 3 - Spalt in der Mitte des dorsalen Prothesenrandes

**Abb. 8** Gekennzeichnete Spaltmaße an den Messpunkten

### 3.4 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Zur Protokollierung und statistischen Auswertung der Messwerte wurde die Software „Statistical Package for the Social Sciences“<sup>®</sup> (SPSS<sup>®</sup>), Version 11.5.1 (SPSS Science Inc., USA) für Windows verwendet. Die graphischen Darstellungen wurden mit dem Programm Microsoft<sup>®</sup> Excel 2002 (Microsoft Corp., USA) erstellt.

In einem ersten Schritt der statistischen Auswertung wurde die Schwankung um die Medianwerte der Messreihen durch die Anfertigung von Boxplots qualitativ beurteilt. Diese Grafiken ließen vermuten, dass es bei den verschiedenen Nachpolymerisationszeiten und Kunststoffen signifikante Unterschiede in den Versuchsergebnissen gab. Diese Vermutung musste nun unter Zuhilfenahme weiterer Tests bestätigt werden. In deskriptiven Statistiken wurden Minimum, Maximum, arithmetischer Mittelwert und Standardabweichung bestimmt. Diese Abweichung ist ein Maß für die Streuung um den Mittelwert. In einer Normalverteilung liegen 68 % der Fälle innerhalb einer Standardabweichung des Mittelwerts und 95 % der Fälle innerhalb von zwei Standardabweichungen.

In abschließenden Tests wurden zuerst T-Tests und dann eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) für jeden Kunststoff, jede Nachbehandlungstemperatur und jeden Messpunkt durchgeführt. Unter der Zuhilfenahme der Post-Hoc-Mehrfachvergleiche Tukey B und Bonferroni konnten signifikante Unterschiede zu den einzelnen Messzeitpunkten festgestellt werden. Als statistisch signifikant wurde ein p-Wert  $\leq 0,05$  (Signifikanzniveau 5%) festgelegt. Lag er oberhalb dieses Niveaus, waren die Messwerte zufallsbedingt. Somit konnte zwischen echten Schwankungen der Mittelwerte und rein zufälligen Streuungen unterschieden werden. Bei Messreihen, deren p-Wert  $\leq 0,05$  lag, mussten die verschiedenen Faktoren (Nachbehandlungstemperatur, Dauer der Nachbehandlung und Kunststoff) verantwortlich für die Veränderung der Werte sein.

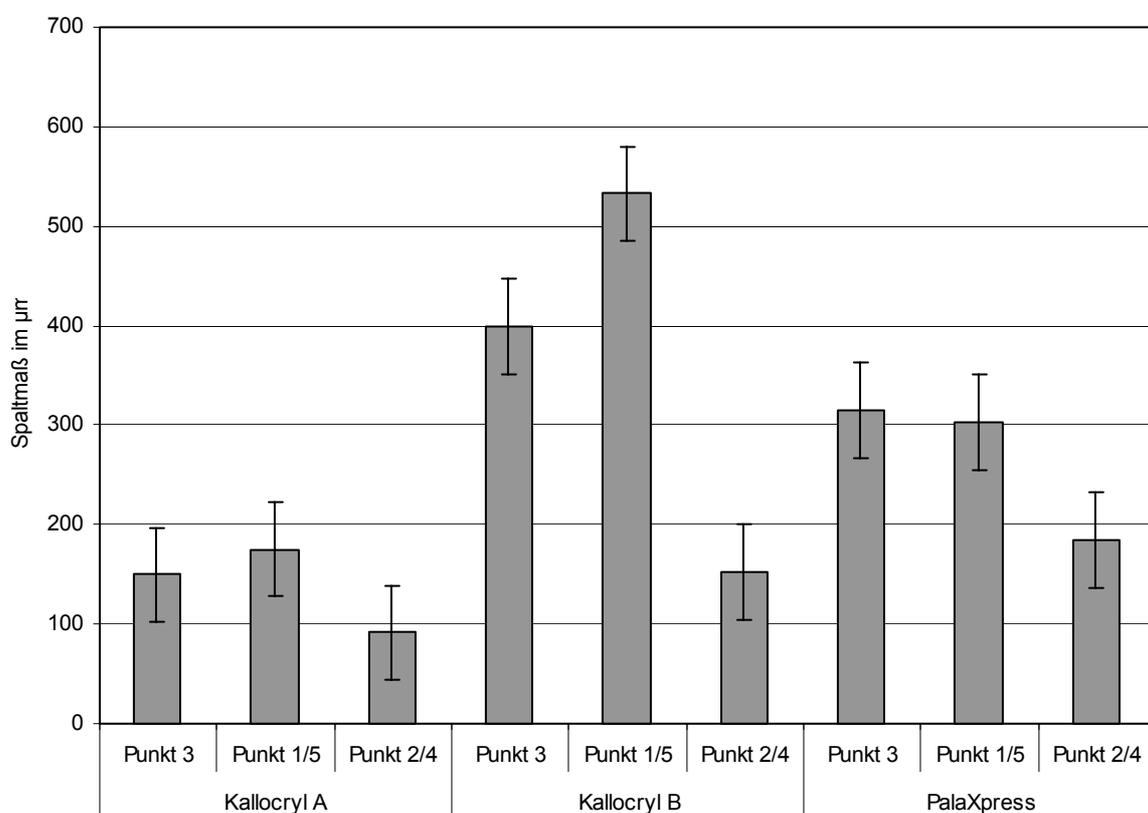
## 4 Untersuchungsergebnisse

### 4.1 Messung der dorsalen Randspalten nach dem Herstellungsprozess

Die erste Vermessung der Probekörper fand eine Stunde nach dem Ausbetten statt. Dabei zeigte der kaltpolymerisierende Kunststoff Kallocryl A<sup>®</sup> in allen Messpunkten initial den geringsten dorsalen Randspalt. Im Gegensatz dazu fielen die Spaltmaße des Heißpolymerisates Kallocryl B<sup>®</sup> auf, die mehr als doppelt so groß waren. Die Messwerte des Injektionsmaterials PalaXpress<sup>®</sup> lagen zwischen denen der anderen Kunststoffe, wiesen aber deutlich höhere Werte als die des Kaltpolymerisates Kallocryl A<sup>®</sup> auf (Tab. 3 und Abb. 9).

**Tab. 3** Arithmetische Mittelwerte der initialen dorsalen Randspalten in  $\mu\text{m}$

Kunststoffe	Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 2/4 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A <sup>®</sup>	149,9	175,4	91,7
Kallocryl B <sup>®</sup>	398,9	532,8	152,5
PalaXpress <sup>®</sup>	314,7	302,9	184,4

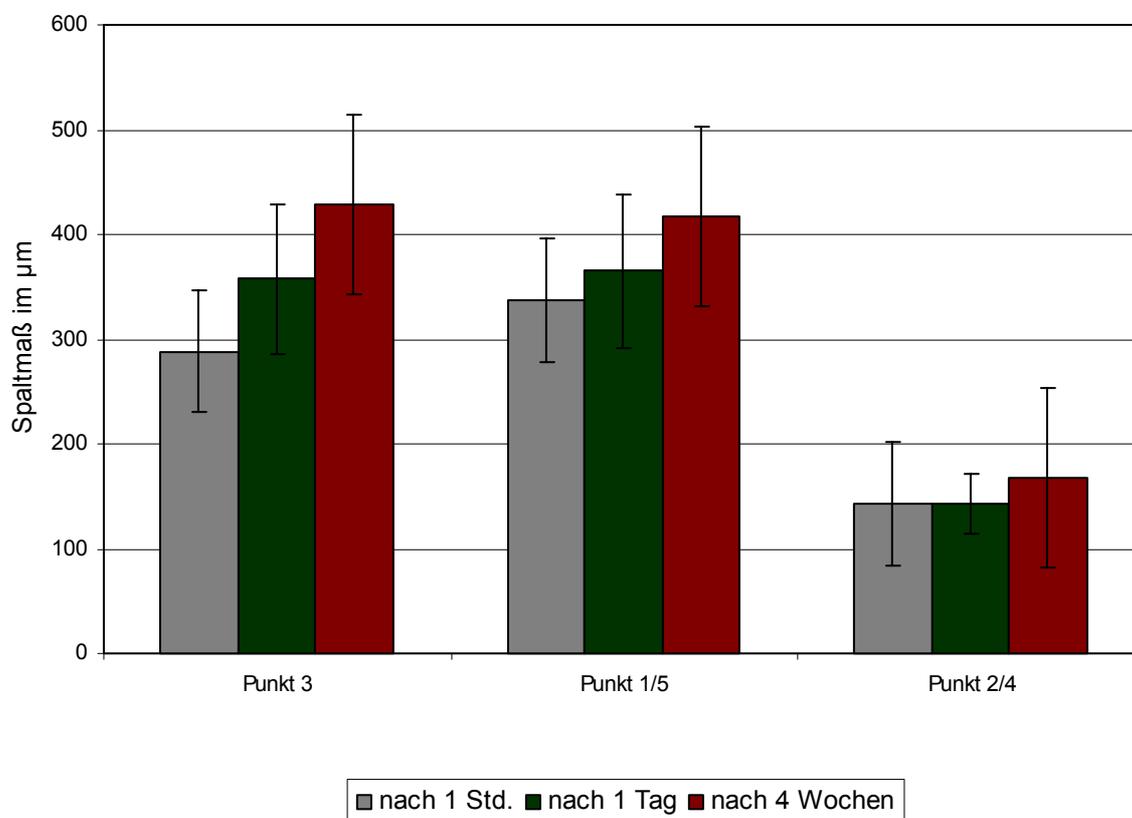


**Abb. 9** Mittlere initiale dorsale Randspalten in  $\mu\text{m}$  1 Std. nach dem Herstellungsprozess

Weiterhin wurde in einer Messserie beobachtet, welchen Einfluss die trockene Lagerung bei Zimmertemperatur auf die Probekörper hat. Bei den Messpunkten 3 und 1/5 wurde ein kontinuierlicher Anstieg der Spaltmaße registriert, der nach vierwöchiger Lagerung sein Maximum erreicht hatte. Dabei war die Zunahme der Messwerte bei den verschiedenen Kunststoffen und Messpunkten unterschiedlich. Die Spaltmaße des Messpunktes 2/4 zeigten im Verlauf der Lagerung nur geringe Schwankungen, waren jedoch bei der letzten Messung höher als die Anfangswerte (Tab. 4 und Abb. 10).

**Tab. 4** Mittlere dorsalen Randspalten der einzelnen Kunststoffe in  $\mu\text{m}$  bei Trockenlagerung (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

		Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 2/4 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A <sup>®</sup>	nach 1 Std.	149,936*	175,36*	91,694*
	nach 1 Tag	238,716*	217,49*	88,554
	nach 4 Wochen	274,264*	223,41*	98,07*
Kallocryl B <sup>®</sup>	nach 1 Std.	398,92*	532,766*	152,534*
	nach 1 Tag	466,552*	537,786*	152,702
	nach 4 Wochen	591,76*	622,082*	196,974*
PalaXpress <sup>®</sup>	nach 1 Std.	314,696*	302,946*	184,418*
	nach 1 Tag	366,204*	341,042*	186,874
	nach 4 Wochen	421,384*	408,618*	205,276*



**Abb.10**

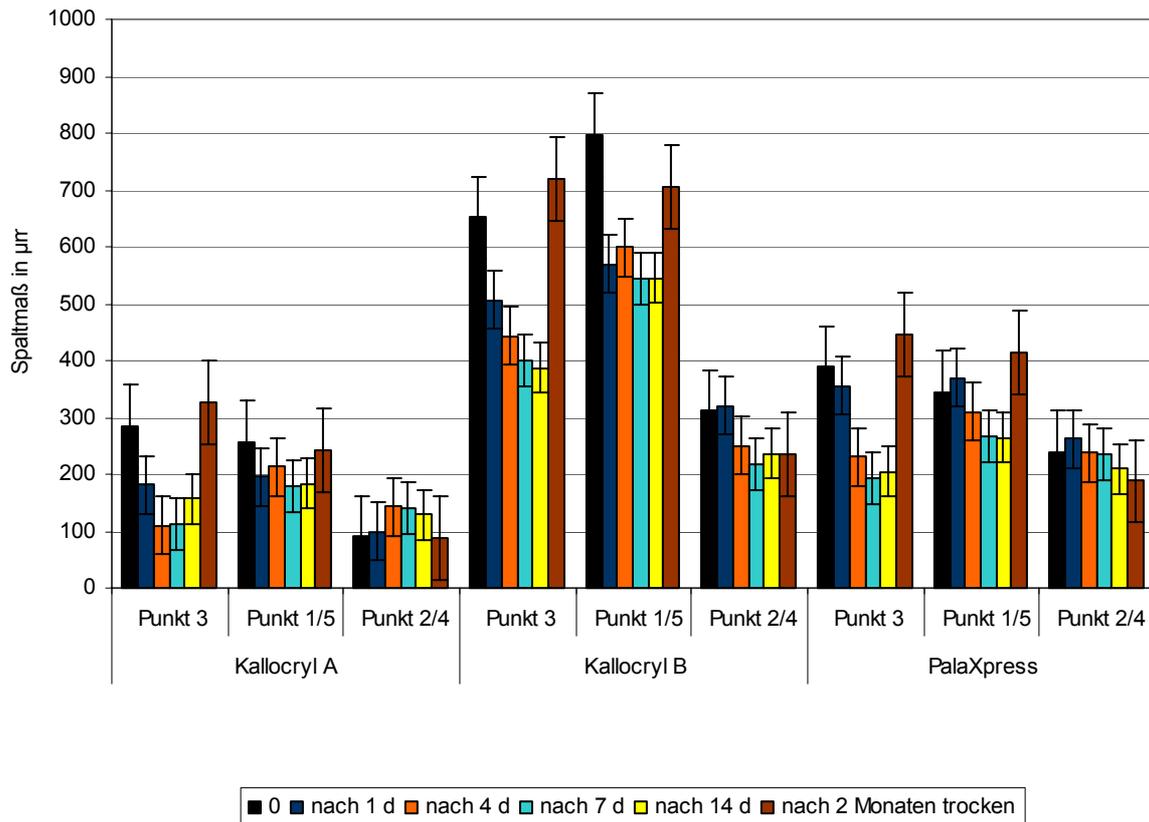
Mittlere dorsalen Randspalten in  $\mu\text{m}$  nach unterschiedlicher Dauer der Trockenlagerung (alle Kunststoffe in einem Messwert zusammengefasst)

## 4.2 Messung der dorsalen Randspalten bei Wasserlagerung

Die Untersuchungsergebnisse der Wasserlagerung bei 36°C sind in Tab. 5 und Abb. 11, Seite 34 aufgeführt. Bei den Spaltmaßen der Messpunkte 3 und 1/5 war eine deutliche Abnahme in den Mittelwerten bei allen untersuchten Kunststoffen zu verzeichnen. Der Mittelwert der Messpunkte 3 und 1/5 wies bei Kallocryl A® den größten Unterschied zum Ausgangswert auf. Er fiel im Punkt 3 auf 39 % und im Punkt 1/5 auf 70 %, wobei der Mittelwert von Kallocryl B im Punkt 3 auf 59 % und im Punkt 1/5 auf 68 % und von PalaXpress im Punkt 3 auf 50 % und im Punkt 1/5 auf 77 % des Referenzwertes abfiel, der vor der Nachbehandlung aufgenommen wurde. Die geringsten Spaltmaße wurden zwischen dem 4. und 7. Tag gemessen. Erst nach einer anschließenden Trockenlagerung der Probekörper über 2 Monate stiegen die Spaltmaße wieder auf den ungefähren Ausgangswert an. Die Auswertung des Messpunktes 2/4 ergab keinen signifikanten Unterschied in den Mittelwerten. Sie variierten um maximal 50 µm und gaben dabei keine eindeutige Änderungsrichtung vor.

**Tab. 5** Mittlere dorsale Randspalten in µm der einzelnen Kunststoffe bei der Wasserlagerung 36 °C und anschließender Trockenlagerung (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

	Mittelwert Punkt 3 in µm	Mittelwert Punkt 1/5 in µm	Mittelwert Punkt 2/4 in µm
Kallocryl A®	0	284,4	89,82
	nach 1 Tag	181,14*	195,75*
	nach 4 Tagen	109,9*	213,92
	nach 7 Tagen	112,44*	178,92*
	nach 14 Tagen	156,64*	184,17
	nach 2 Monaten Trockenlagerung	326,56*	242,6*
Kallocryl B®	0	651,6	310,7
	nach 1 Tag	506,98*	569,32*
	nach 4 Tagen	443,02*	599,7
	nach 7 Tagen	399,42*	545,43*
	nach 14 Tagen	386,94*	545,13
	nach 2 Monaten Trockenlagerung	718,2*	704,37*
PalaXpress®	0	387,8	238,29
	nach 1 Tag	355,38*	370,04
	nach 4 Tagen	230,82*	308,95*
	nach 7 Tagen	192,64*	267,46*
	nach 14 Tagen	204,24	263,45
	nach 2 Monaten Trockenlagerung	446,78*	414,74*



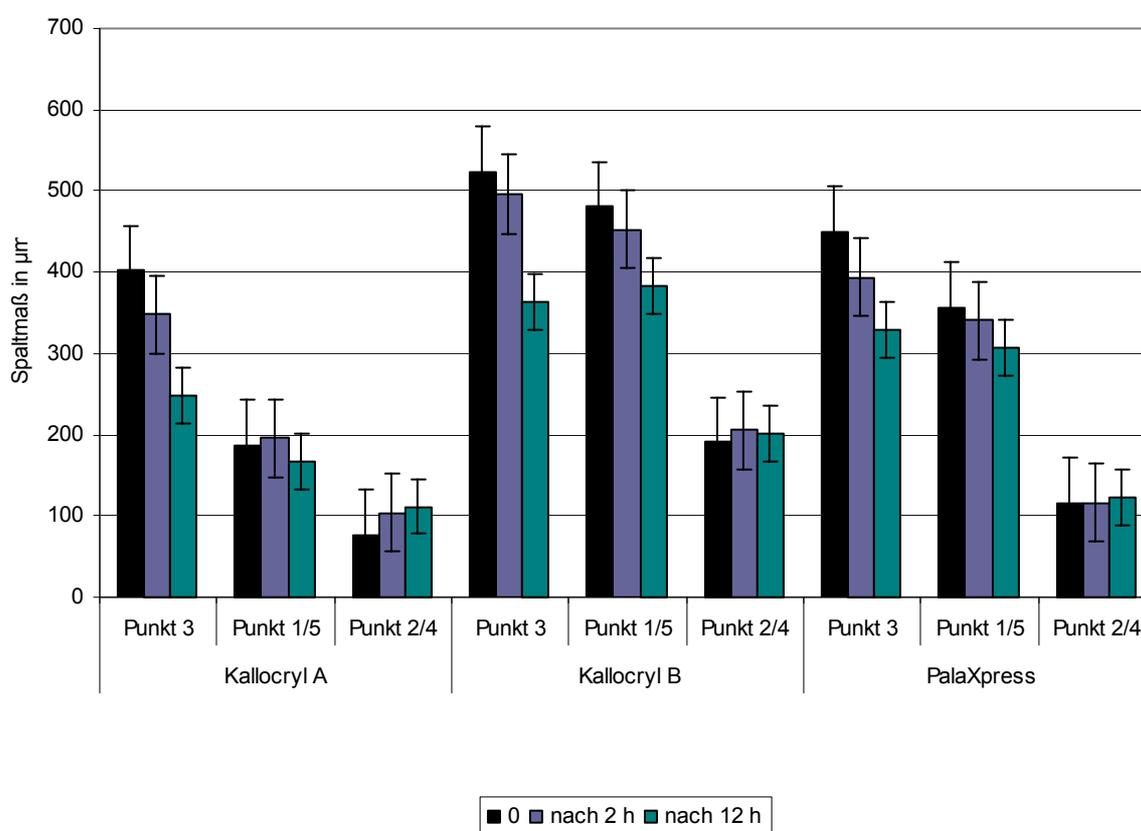
**Abb. 11** Mittlere Randspalten in µm bei der Wasserlagerung 36°C und erneuter Trockenlagerung

#### 4.3 Messung der dorsalen Randspalten bei Nachpolymerisation

Auch durch die Nachpolymerisation im Wasserbad bei 55 °C wurden bei den Messpunkten 3 und 1/5 aller Kunststoffe signifikante Unterschiede in den Mittelwerten der Spaltmaße festgestellt. Bei allen Probekörpern trat hier eine Verringerung der Messwerte auf, die nach 12-stündiger Nachpolymerisation ihren niedrigsten Wert erreichten. Die Spaltmaße des Messpunktes 3 lieferten die deutlichsten Ergebnisse, sie fielen im Durchschnitt um 32 % zum Ausgangswert. Der Mittelwert des Messpunktes 1/5 fiel nach 12-stündiger Nachpolymerisation bei Kallocryl A um 11 %, bei Kallocryl B um 20 % und bei PalaXpress um 14 % (Tab.6 und Abb. 12, Seite 35).

**Tab. 6** Versuchsergebnisse der Nachpolymerisation bei 55°C (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

		Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 2/4 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A®	0	401,88	187,17	75,54
	nach 2 h	348,02*	196,05	103,39
	nach 12 h	249,06*	166,82*	111,71
Kallocryl B®	0	524,14	480,4	190,7
	nach 2 h	496,2*	452,65*	205,68
	nach 12 h	364,32*	383,28*	200,54
PalaXpress®	0	450,14	355,52	116,3
	nach 2 h	394,2*	341,14*	116,4
	nach 12 h	328,38*	306,41*	123

**Abb. 12** Arithmetische Mittelwerte der Spaltmaße in  $\mu\text{m}$  nach der Nachpolymerisation bei 55°C

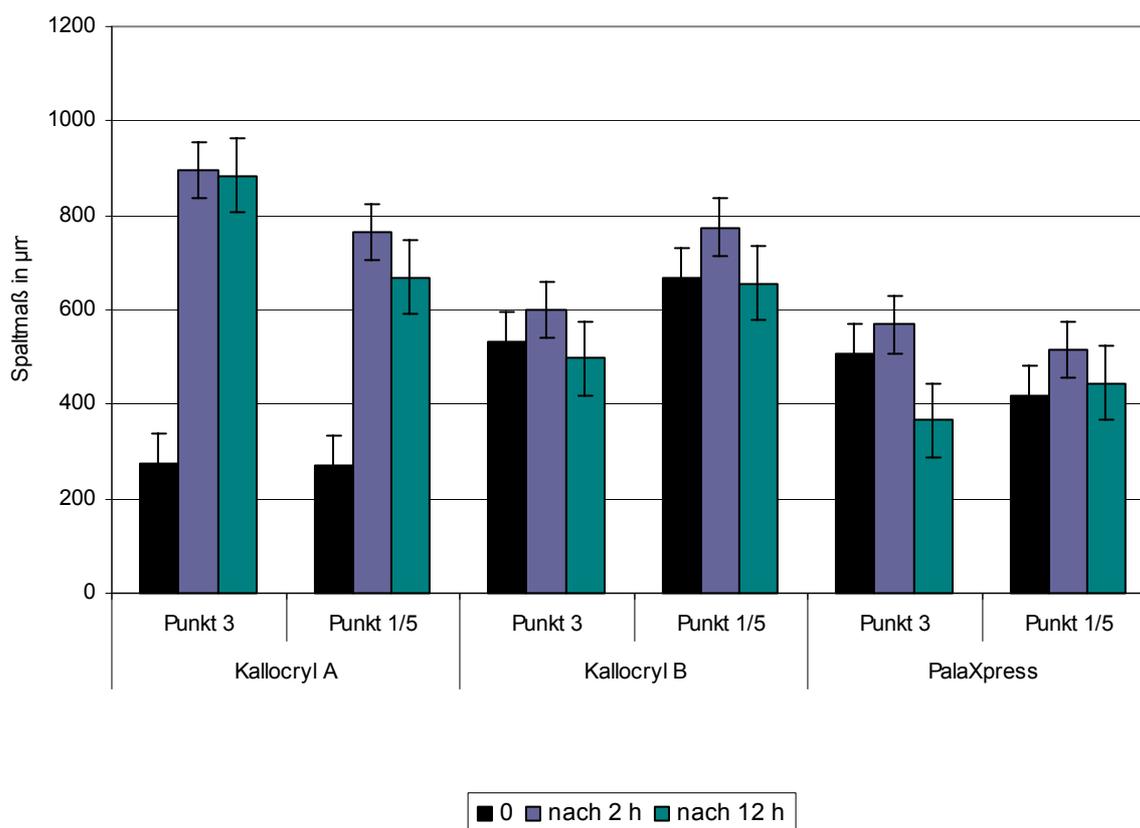
Die statistische Auswertung hatte gezeigt, dass der arithmetische Mittelwert der Änderung des Spaltmaßes 2/4 das Signifikanzniveau von  $p=0,05$  bei keiner der untersuchten Nachpolymerisationsarten unterschritt. Aus diesem Grund wird er in den weiteren Betrachtungen nicht berücksichtigt.

Bei der Nachpolymerisation bei einer Temperatur von 75 °C wurde eine Versuchsreihe frei im Wasserbad betrachtet, eine weitere wurde in Gips eingebettet. In der nicht eingebetteten Versuchsreihe war bei dem Kunststoff Kallocryl A® ein deutlicher Anstieg der Spaltmaße um 205 % zu erkennen (Tab. 7 und Abb. 13, Seite

36). Er hatte sein Maximum schon nach zweistündiger Nachpolymerisation erreicht und änderte sich dann kaum noch. Kallocryl B<sup>®</sup> und PalaXpress<sup>®</sup> zeigten keinen eindeutigen Trend, auch durch die statistische Analyse wurde eine rein zufällige Streuung der Mittelwerte nachgewiesen ( $p > 0,05$ ).

**Tab. 7** Versuchsergebnisse der Nachpolymerisation bei 75°C und nicht eingebetteten Probekörpern (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

		Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A <sup>®</sup>	0	275,42	270,97
	nach 2 h	895,56*	763,65*
	nach 12 h	884,88*	669,55*
Kallocryl B <sup>®</sup>	0	532,6	665,91
	nach 2 h	601,32	774,76
	nach 12 h	497,2	656,7
PalaXpress <sup>®</sup>	0	506,74	416,44
	nach 2 h	569,02	515,43
	nach 12 h	365,74	445,57



**Abb. 13** Ergebnisse der Nachpolymerisation bei 75 °C - nicht eingebettet

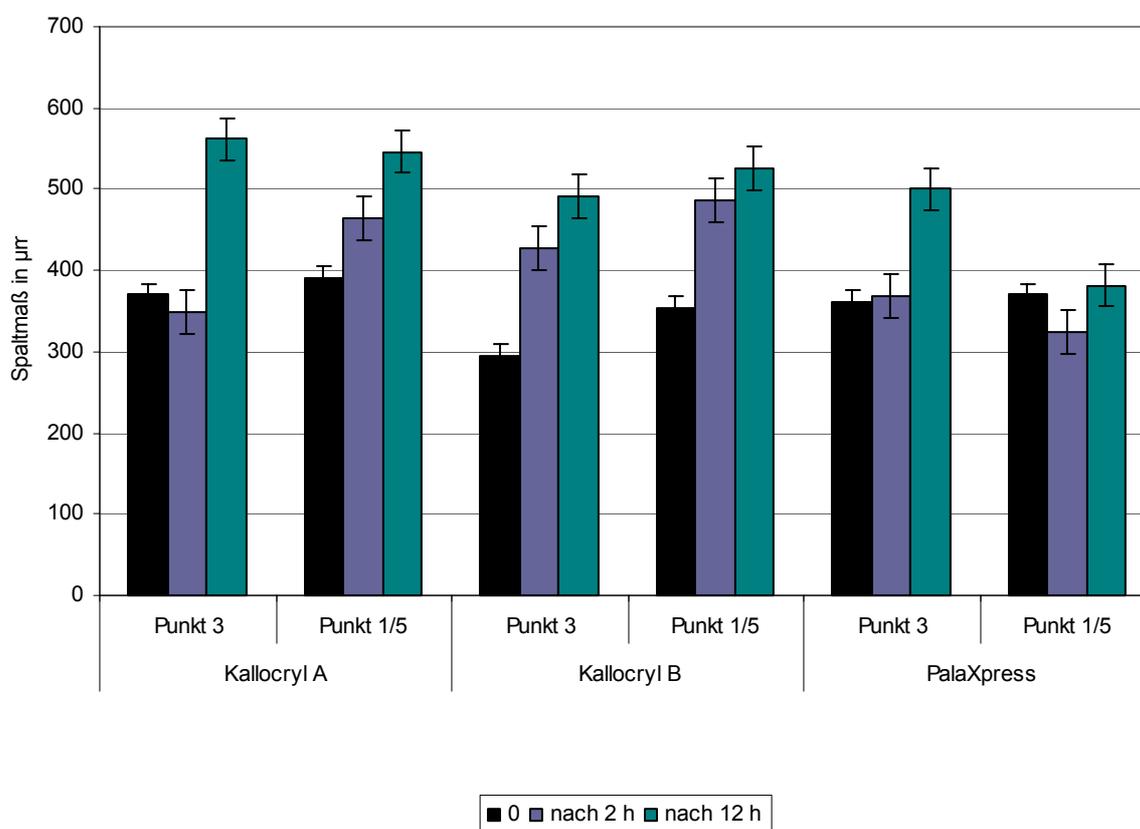
Durch die vorherige Einbettung in Gips wurden bei allen Kunststoffen Unterschiede in den mittleren Spaltmaßen festgestellt (Tab. 8 und Abb. 14, Seite 37). Sie stiegen im

Mittel nach zwölfstündiger Nachpolymerisation um 49 % an, wobei PalaXpress® die geringste Varianz in den Messwerten zeigte. Dort war im Messpunkt 3 noch ein geringer Anstieg zu verzeichnen, im Messpunkt 1/5 konnte kein signifikanter Anstieg bewiesen werden.

Das Kaltpolymerisat Kallocryl A® wies mit insgesamt 46 % eine geringere Zunahme der Spaltmaße auf als die bei gleicher Temperatur behandelten, jedoch nicht eingebetteten Probekörper.

**Tab. 8** Versuchsergebnisse der Nachpolymerisation bei 75°C und eingebetteten Probekörpern (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p < 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

		Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A®	0	370	391
	nach 2 h	349	464*
	nach 12 h	561*	546*
Kallocryl B®	0	295	354
	nach 2 h	427	486*
	nach 12 h	491*	525*
PalaXpress®	0	362	370
	nach 2 h	368	324
	nach 12 h	501*	381



**Abb. 14** Ergebnisse der Nachpolymerisation bei 75 °C – eingebettet

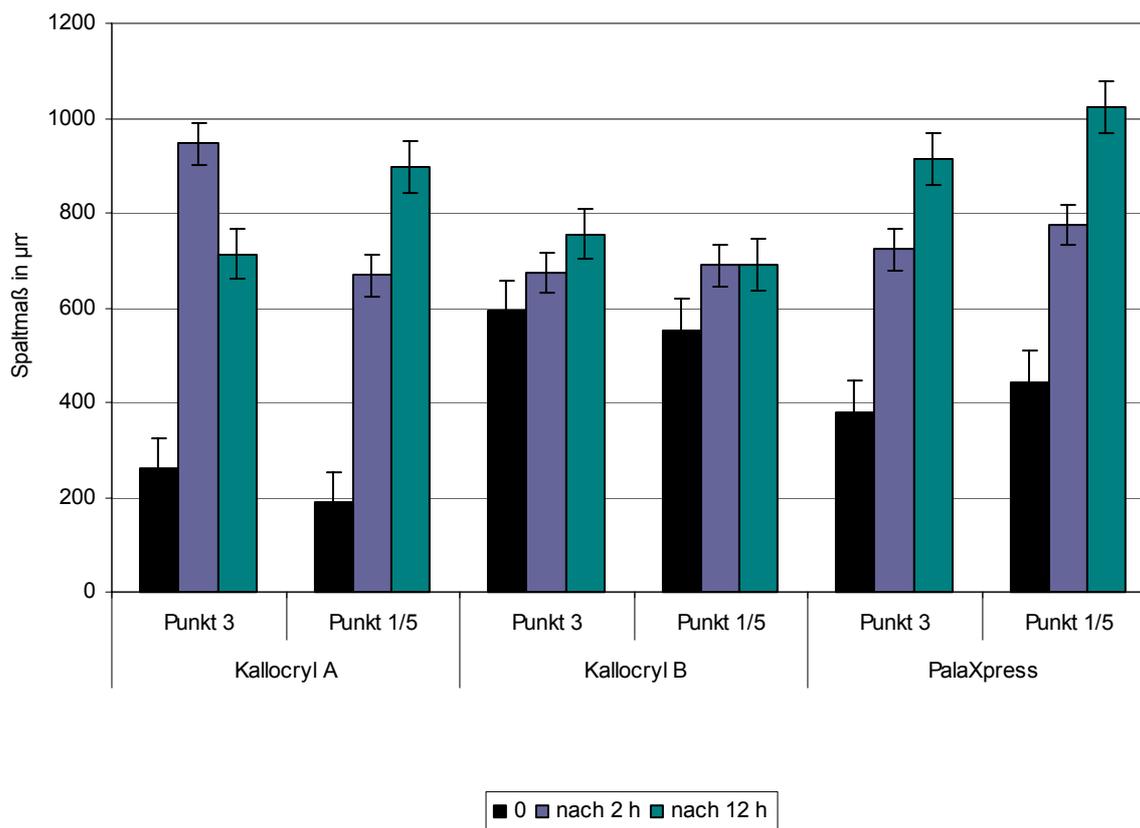
In der Versuchsreihe 95 °C – nicht eingebettet, wurden im Einzelfall die größten Zunahmen der Spaltmaße registriert. Nach Anwendung der statistischen Testverfahren konnte jedoch nur für die Kunststoffe Kallocryl A<sup>®</sup> und PalaXpress<sup>®</sup> ein Anstieg der Messwerte als gesichert gelten.

Das Kaltpolymerisat Kallocryl A<sup>®</sup> zeigte schon nach zweistündiger Nachpolymerisation eine Zunahme des Mittelwertes im Punkt 3 um 262 % im Vergleich zum Ausgangswert. Nach 12-stündiger Nachpolymerisation fiel dieser Wert wieder ab. Die Messwerte im Punkt 1/5 stiegen nach zwölf Stunden um 377 % an (Tab. 9 und Abb. 15, Seite 39).

Die mittleren Randspalten des Injektionsmaterials PalaXpress<sup>®</sup> erhöhten sich bei einer Nachbehandlungsdauer von 12 Stunden im Punkt 3 um 141 % und im Punkt 1/5 um 131 % zum Referenzwert, der vor der Nachbehandlung aufgenommen wurde. Ein Ansteigen der Messwerte beim Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> konnte statistisch nicht nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ), wobei dennoch subjektiv eine hohe Schwankungsbreite in den Messwerten beobachtet wurde.

**Tab. 9** Versuchsergebnisse der Nachpolymerisation bei 95°C und nicht eingebetteten Probekörpern (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

		Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A <sup>®</sup>	0	261,28	188,22
	nach 2 h	946*	667,51*
	nach 12 h	713,08*	896,6*
Kallocryl B <sup>®</sup>	0	591,98	553,11
	nach 2 h	674,66	688,48
	nach 12 h	754,98	690,74
PalaXpress <sup>®</sup>	0	379,56	442,77
	nach 2 h	722,2*	774,94*
	nach 12 h	914,18*	1021,99*



**Abb. 15** Ergebnisse der Nachpolymerisation bei 95 °C – nicht eingebettet

Die Nachpolymerisation bei gleicher Temperatur, jedoch eingebetteten Probekörpern, zeigte ein gleichmäßiges Ansteigen der Messwerte im Punkt 3 und 1/5 bei allen getesteten Kunststoffen (Tab. 10 und Abb. 16, Seite 41).

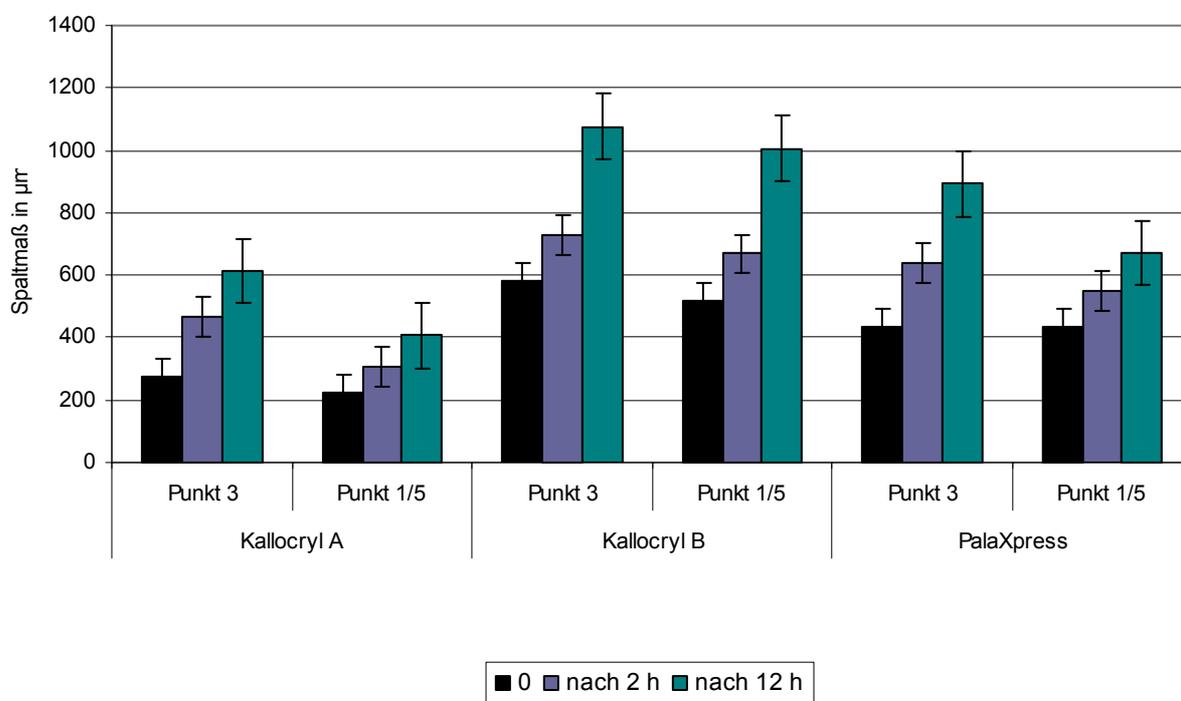
Im Durchschnitt vergrößerte sich das mittlere Spaltmaß um 107 %, wobei die Steigerung der Randspalten im Messpunkt 3 bei Kallocryl A<sup>®</sup> am deutlichsten war (125 %).

Bei dem Kunststoff PalaXpress konnte eine Randspalterhöhung im Punkt 3 um 47 % und im Punkt 1/5 um 27 % nach 2-stündiger Nachpolymerisation beobachtet werden. Diese Messwerte stiegen nach 12 Stunden im Wasserbad um 105 % im Punkt 3 und um 55 % im Punkt 1/5 an.

Im Gegensatz zu den nicht eingebetteten Probekörpern war auch bei Kallocryl B<sup>®</sup> eine Zunahme des dorsalen Randspaltes zu erkennen. Nach 2 Stunden stieg er im Punkt 3 um 25 % und im Punkt 1/5 um 30 % des Ausgangswertes. Bei einer Nachpolymerisationsdauer von 12 Stunden stiegen diese Werte im Vergleich zum Referenzwert um 84 % im Punkt 3 und 95 % im Punkt 1/5 an.

**Tab. 10** Versuchsergebnisse der Nachpolymerisation bei 95°C und eingebetteten Probekörpern (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet)

		Mittelwert Punkt 3 in $\mu\text{m}$	Mittelwert Punkt 1/5 in $\mu\text{m}$
Kallocryl A <sup>®</sup>	0	273,38	226,52
	nach 2 h	469,06*	306,89*
	nach 12 h	613,08*	407,25*
Kallocryl B <sup>®</sup>	0	584,54	516,39
	nach 2 h	730,16*	668,63*
	nach 12 h	1075,84*	1005,23*
PalaXpress <sup>®</sup>	0	437,48	433,36
	nach 2 h	641,08*	550,3*
	nach 12 h	894*	671,19*



**Abb. 16** Ergebnisse der Nachpolymerisation bei 95 °C - eingebettet

#### 4.4 Transversale Abstandsmessungen

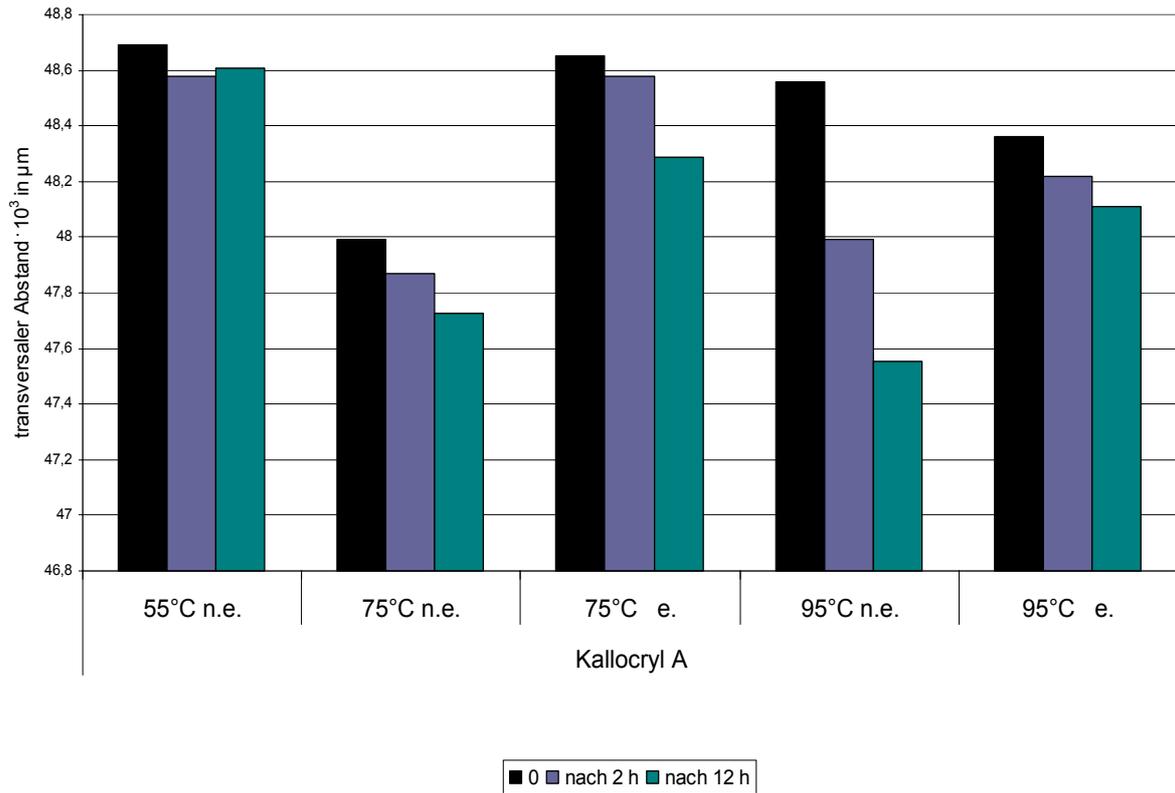
Die bei den transversalen Messungen (Messpunkt 6) gewonnenen Ergebnisse sind in Tab. 11 und Abb. 17, 18 und 19, Seite 44 dargestellt. Dabei konnte im Temperaturversuch bei 36 °C eine signifikante Abnahme der Distanz zwischen den Messstellen auf dem Kauansatz beobachtet werden. Kallocryl A<sup>®</sup> wies mit einer Verringerung der Messwerte um 140  $\mu\text{m}$  die geringste, Kallocryl B<sup>®</sup> mit 356  $\mu\text{m}$  die größte Differenz zum Ausgangswert auf. Nach zwölfstündiger Lagerung im

Wasserbad bei 55 °C konnte bei allen Probekörpern ein nur geringer Rückgang der Messtrecke 6 erfasst werden, der ca. 100 µm betrug. Auch die Nachpolymerisation bei 75 °C lieferte ähnliche Ergebnisse, wobei auffiel, dass der Mittelwert bei den nicht eingebetteten Proben mit einer Differenz von -178 µm zum Referenzwert geringer war als der der eingebetteten Proben (-310 µm). Bei der höchsten Nachbehandlungstemperatur (95 °C nicht eingebettet) zeigten die Probekörper aus Kallocryl A® eine Distanzminderung um 1004 µm. Die Messwerte der zuvor in Gips eingebetteten Proben gingen hingegen um 254 µm zurück. Im Mittel verringerten sich die Ergebnisse von Kallocryl B® und PalaXpress® um 370 µm.

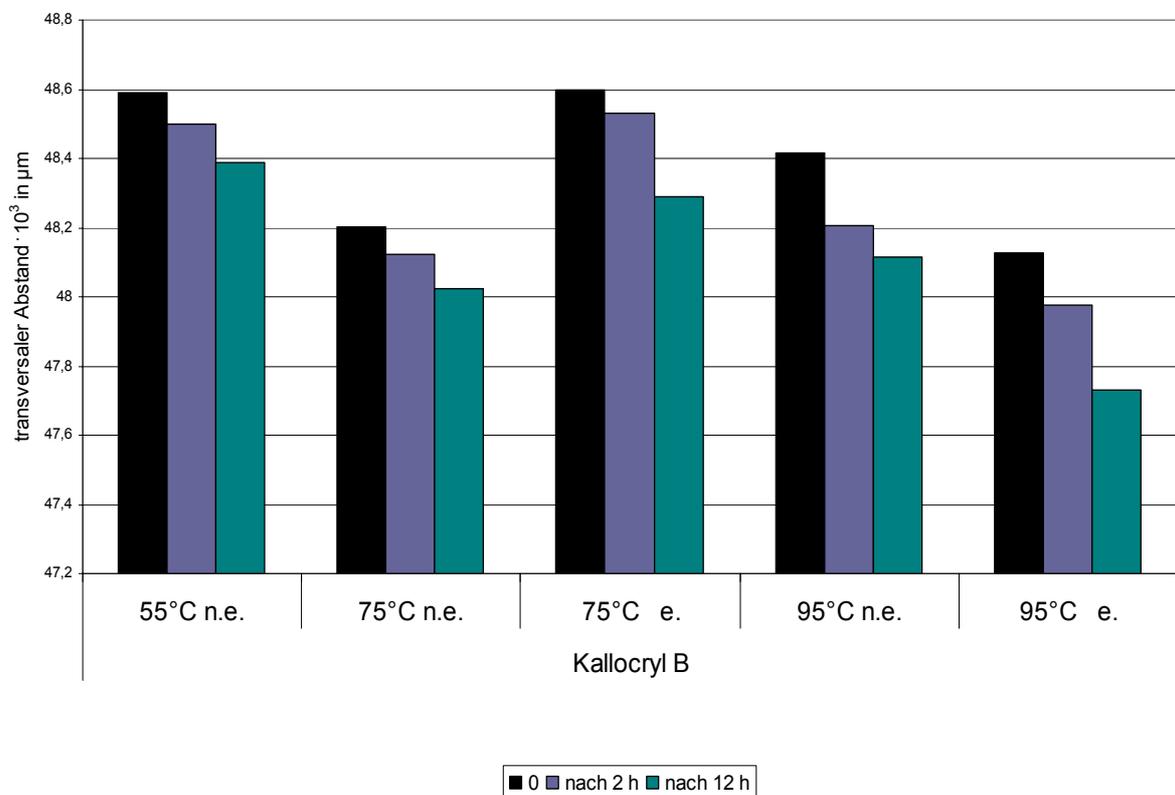
**Tab. 11** Ergebnisse der transversalen Abstandsmessungen (signifikante Unterschiede zum Ausgangswert ( $p \leq 0,05$ ) mit \* gekennzeichnet), (n.e.: nicht eingebettet und e.: eingebettet)

Nachbehandlungstemperatur und Zeitpunkt der Messung		Mittelwert Kallocryl A® in µm	Mittelwert Kallocryl B® in µm	Mittelwert PalaXpress® in µm
36 °C	0	48200	48216	48408
	nach 1 d	48142*	48112*	48298*
	nach 4 d	48128*	48014*	48336*
	nach 7 d	48060*	48062	48248*
	nach 14 d	48062	47860*	48064
	nach 2 Monaten trocken	48140*	48130*	48240*
55 °C	0	48690	48590	48430
	nach 2 h	48580*	48500*	48320*
	nach 12 h	48610	48390*	48310*
75 °C (n.e.)	0	47992	48202	48288
	nach 2 h	47870*	48124*	48248*
	nach 12 h	47726*	48024*	48198*
75 °C (e.)	0	48650	48600	48750
	nach 2 h	48580*	48530*	48670*
	nach 12 h	48290*	48290*	48490*
95 °C (n.e.)	0	48558	48416	48448
	nach 2 h	47992*	48206*	48200*
	nach 12 h	47554*	48114*	48020*
95 °C (e.)	0	48362	48126	48280
	nach 2 h	48218*	47978*	48214*
	nach 12 h	48108*	47730*	47928*

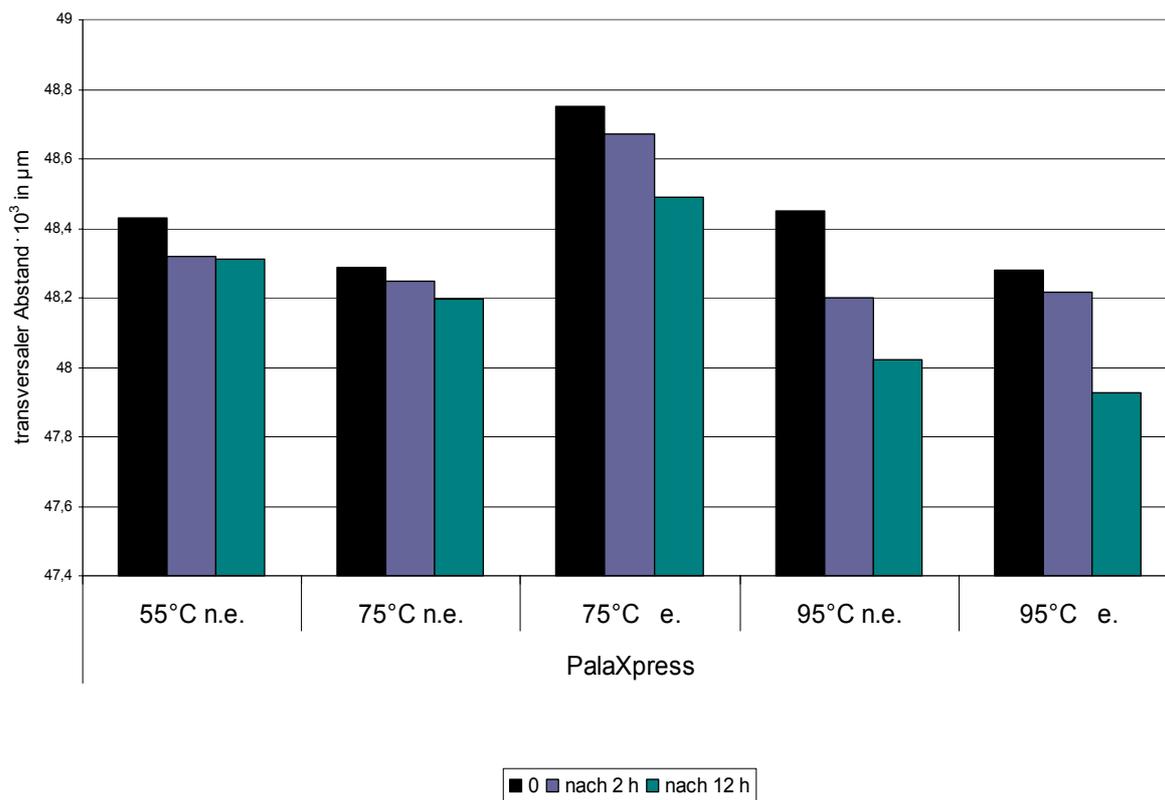
#### 4 Untersuchungsergebnisse



**Abb. 17** Arithmetische Mittelwerte des transversalen Abstandes (Messpunkt 6) bei Kallocryl A® in  $\mu\text{m}$  bei den verschiedenen Nachbehandlungsarten (n.e.: nicht eingebettet und e.: eingebettet)



**Abb. 18** Arithmetische Mittelwerte des transversalen Abstandes (Messpunkt 6) bei Kallocryl B® in  $\mu\text{m}$  bei den verschiedenen Nachbehandlungsarten (n.e.: nicht eingebettet und e.: eingebettet)



**Abb. 19** Arithmetische Mittelwerte des transversalen Abstandes (Messpunkt 6) bei PalaXpress® in µm bei den verschiedenen Nachbehandlungsarten (n.e.: nicht eingebettet und e.: eingebettet)

## 5 Diskussion

### 5.1 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

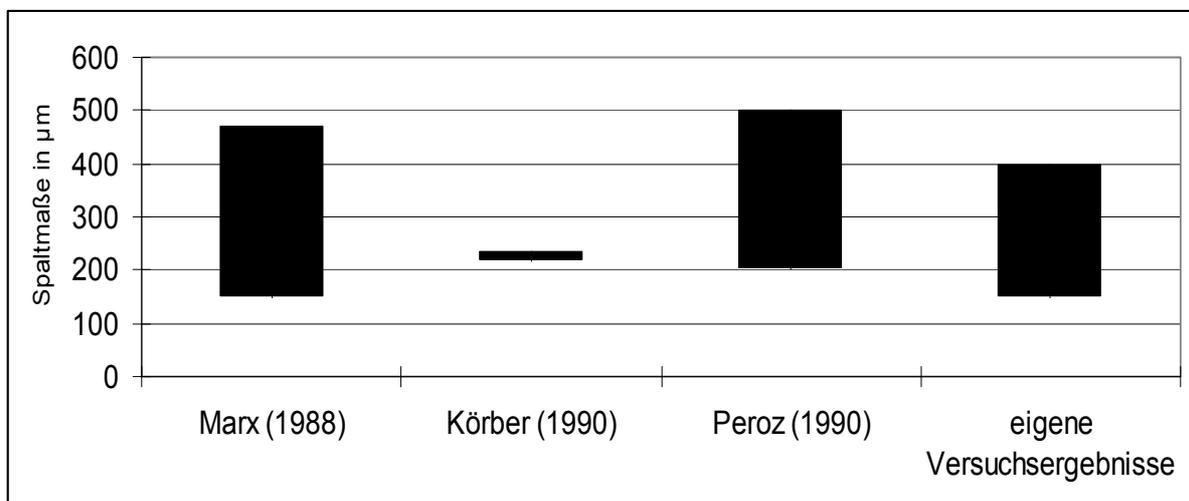
Eine entscheidende Forderung an zahnärztliche Werkstoffe ist deren biologische Verträglichkeit. Das seit langer Zeit auf dem Markt befindliche Polymethylmethacrylat wird als Prothesenbasiskunststoff diesem Anspruch allgemein gerecht. Die gute Biokompatibilität dieses Kunststoffes wurde in der Literatur häufig beschrieben (*Smith und Bains 1955, Forck 1976, Devlin und Watts 1984*). Durch die stoffliche Analyse des PMMA wurden dennoch mehrere potentiell allergen bzw. toxisch wirkende Substanzen in den Ausgangsstoffen sowie im fertig polymerisierten Kunststoff identifiziert (*Fisher 1954, Roßbach 1975, Gebhardt et al. 1996*). Mit Hilfe der temperaturgeführten Nachpolymerisation wurden die Reizsubstanzen teilweise vollständig aus dem Material entfernt, zumindest wurde deren Gehalt reduziert. Sie lieferte im Gegensatz zu anderen Methoden die besten Ergebnisse hinsichtlich der Reduktion potentieller Reizsubstanzen (*Janke 1953, Wannemacher 1954, Boeckler 2003*). Auf das Dimensionsverhalten der Prothese bei einer Nachpolymerisation achteten die Autoren jedoch weniger. *Kratzenberg (1960)* und *Hennicke (1958)* bemerkten zwar, dass ihre Probekörper bei einer Temperaturbehandlung von 100°C „nicht formstabil“ sind, aber eine genaue Quantifizierung der Formveränderung wurde nicht durchgeführt. Somit sind die Ergebnisse dieser Studie teilweise als Grundlagenarbeit zu betrachten und lassen sich nur bedingt mit der vorhandenen Literatur vergleichen. Untersuchungen, die das Formverhalten einer Prothese betrachteten und quantifizierten, wurden bisher nur unter Berücksichtigung verschiedener Kunststoffe oder Herstellungsverfahren beschrieben (*Marx 1975, Körber 1990, Peroz 1990*). Das Quellungsverhalten des PMMA bei Wasserlagerung wurde zwar unter anderen Gesichtspunkten untersucht, dennoch lassen sich die Resultate mit den vorliegenden Ergebnissen zur Wasserlagerung bei 36 °C vergleichen. Auch können die direkt nach der Herstellung der Probekörper erhaltenen Randspalten und die in der Literatur vorhandenen Werte gegenübergestellt werden. Bei der Auswahl der Messpunkte wurden bereits in der Literatur beschriebene Messstellen benutzt, teilweise kamen jedoch auch neu definierte Punkte zum Einsatz. Bisher wurde die Untersuchung des

Prothesenbasisteils in der Umschlagfalte im Schrifttum vernachlässigt. Es erscheint jedoch sinnvoll, gerade diesen Abschnitt näher zu untersuchen, da er einen entscheidenden Einfluss auf die Passgenauigkeit der Prothese hat.

Durch die Verwendung von Heiß- und Kaltpolymerisaten, die durch verschiedene Techniken verarbeitet wurden, lassen sich die Ergebnisse mit anderen in der Literatur beschriebenen Kunststoffen vergleichen. Mit dem Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> wurde ein in den mechanischen Eigenschaften dem Paladon 65<sup>®</sup> sehr ähnlicher Kunststoff verwendet (Neise 2006). Bei den Kaltpolymerisaten lieferte Kallocryl A<sup>®</sup> Ergebnisse für die Stopf-Press Technik und PalaXpress<sup>®</sup> für das Nachpress- bzw. Injektionsverfahren.

### 5.1.1 Formgenauigkeit der hergestellten Probekörper

Durch die im Kapitel 2.1.3 und 2.1.4 beschriebene Polymerisationsschrumpfung und die thermisch bedingte Kontraktion des Polymethylmethacrylates kommt es unvermeidbar direkt nach der Herstellung zur dorsalen Randspaltbildung. Die Größe dieses Randspaltes ist unter anderem abhängig vom verwendeten Kunststoff und dem Herstellungsverfahren. In Untersuchungen von Marx (1988) betrug der zentrale dorsale Randspalt gemessen in der Gaumenmitte direkt nach dem Ausbetten 150 µm bis 470 µm. Peroz (1990) fand Durchschnittswerte nach der Herstellung zwischen 200 µm und 500 µm. Versuche von Körber (1990) zeigten zentrale dorsale Randspalten beim SR-Ivocap-Polymerisationsverfahren von  $226 \pm 9,5$  µm (Abb. 20).



**Abb. 20** Eigene und fremde Versuchsergebnisse dorsaler Randspalten in µm

Nach *Körber (1990)*, der die Randspalten in Bezug auf die Verwendung des SR-Ivocap-Verfahrens untersuchte, sind schon Spaltmaße größer als 250 µm als Herstellungsfehler zu werten. Die in der vorliegenden Studie erreichten initialen Randspalten im Messpunkt 3 (Gaumenmitte) bewegen sich zwischen 150 µm und 450 µm, wobei wie erwartet das Kaltpolymerisat Kallocryl A<sup>®</sup> die besten und das Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> die schlechtesten Werte erzielte. Das Injektionsmaterial PalaXpress<sup>®</sup> wies hier höhere Randspalten als Kallocryl A<sup>®</sup> auf. Eine Verringerung des Volumenschwundes durch das angewendete Nachpressverfahren ist hier nicht zu erkennen. Die Angaben von *Körber (1987)*, wonach durch die Anwendung eines Nachpressverfahrens (SR-IVOCAP) zu einem vollständigen Schwundausgleich führt, können nicht bestätigt werden.

Die Untersuchungsergebnisse direkt nach dem Ausbetten liegen im Rahmen der von der Literatur vorgegebenen Werte, somit kann von optimaler Verarbeitung der Kunststoffe ausgegangen werden. Die Vorgaben von *Körber (1990)* sind kritisch zu betrachten und lassen sich nicht direkt auf die vorliegende Studie übertragen, da ein anderes Herstellungsverfahren verwendet wurde. Auch *Peroz (1990)* konnte die von *Körber (1990)* aufgestellten Forderungen nicht einhalten, obwohl sie exakt das gleiche System überprüfte.

Ein Vergleich des transversalen Abstandes mit Werten aus der Literatur ist nicht möglich, da von den Autoren immer verschieden dimensionierte Probekörper verwendet wurden. Dieser Messwert konnte nur im Verlauf der Studie beobachtet und verglichen werden.

### 5.1.2 Dimensionsverhalten der Kunststoffe bei Wasserlagerung

In der Literatur finden sich mehrere Studien, bei denen die dorsalen Randspalten und die transversalen Abstände bei Wasserlagerung betrachtet wurden (*Bawendi 1975a, Körber 1990, Peroz 1990, Huggett et al. 1992, Joshi und Sanghvi 1994*). Dabei sollte das Verhalten im Munde simuliert und die dabei auftretenden Dimensionsänderungen beschrieben werden. Immer wurde eine Quellung des Kunststoffes beobachtet, die durch die Einlagerung von Wassermolekülen erklärt wurde. Das Maximum der Quellung liegt dabei zwischen dem vierten und 14. Tag,

danach ist der Kunststoff mit Wassermolekülen gesättigt und es tritt keine weitere Volumenzunahme auf (*Janke 1957, Schwickerath 1980, Peroz 1990, Joshi und Sanghvi 1994, Pfeiffer 2004*). Eine Reduktion von eventuell toxischen Stoffen durch Einlagerung der Prothesen in Wasser wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Einige Autoren empfehlen, die gefertigte Prothese vor der Eingliederung in Wasser zu lagern, um die Gewebeverträglichkeit zu verbessern (*Hennicke 1958b, McCabe und Basker 1976, Gümpel 1986, Janda 1997*). Hinsichtlich des Polymerisationsinitiators DBPO hat die Wasserlagerung jedoch keinen verringenden Effekt (*Boeckler 2003*).

In der hier vorliegenden Studie macht sich eine Aufquellung des Kunststoffes durch die Abnahme der dorsalen Randspalten bzw. des transversalen Abstandes bemerkbar. Da die Probekörper bis zum Versuchsbeginn trocken gelagert wurden, vermindern sich die Messwerte deutlicher als die in der Literatur gefundenen Werte. Der Prozess der Quellung war nach ca. 4 Tagen abgeschlossen und die Randspalten bzw. die transversale Strecke blieben im weiteren Verlauf konstant. Nach nochmaliger Vermessung der getrockneten Proben stiegen die Messwerte aufgrund des Wasserverlustes wieder an. Die Aufquellung des PMMA ist also als reversibler Prozess zu betrachten, der einer Sättigungscharakteristik unterliegt.

Somit lässt sich auch die Randspalterhöhung direkt nach der Herstellung erklären. Da der Kunststoff im Wasserbad auspolymerisiert wird, nimmt er Wasser auf. Durch die trockene Lagerung kommt es wiederum zu einem Wasserverlust und der Kunststoff schrumpft. Folglich vergrößern sich die Randspalten im Verlauf der Austrocknung. In den eigenen Versuchen kam es nach 4-wöchiger Trockenlagerung der Probekörper zu einer Zunahme des zentralen dorsalen Randspaltes zwischen 34 % bei PalaXpress<sup>®</sup> und 83 % bei Kallocryl A<sup>®</sup>. Der Randspalt im Messpunkt 1/5 nahm nach gleicher Trocknungszeit zwischen 17 % bei Kallocryl B<sup>®</sup> und 35 % bei PalaXpress<sup>®</sup> zu.

### 5.1.3 Die Nachpolymerisation in verschiedenen Temperaturbereichen

Eine Verringerung von potentiell allergenen Substanzen im Kunststoff durch eine so genannte Nachpolymerisation ist in der Literatur vielfach beschrieben (*Freytag 1957,*

*Dewein 1958, Hennicke 1958a, Marxkors 1962, Boeckler 2003*). Durch die thermische Instabilität vieler Reizsubstanzen ist der verringerte Effekt direkt abhängig von der verwendeten Temperatur und der Zeit. Folglich wurden bei möglichst hohen Nachbehandlungstemperaturen und langen Zeiten die besten Resultate erzielt. Das Dimensionsverhalten der nachpolymerisierten Prothesen wurde dabei bisher nicht genau beobachtet. Dies sollte das Ziel dieser Versuchsreihe darstellen.

Um ein möglichst praktikables Modell zu entwerfen, wurde die Nachbehandlung im Wasserbad bei 55 °C, 75 °C und 95 °C für maximal 12 Stunden durchgeführt. Diese Nachpolymerisation könnte somit in jedem zahntechnischen Labor nachempfunden werden und wäre auch praktisch durchführbar.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass sich das Dimensionsverhalten abhängig von der Nachbehandlungstemperatur bzw. -zeit und dem verwendeten Kunststoff ändert. Da die Kunststoffe bei den Versuchen ein unterschiedliches Verhalten aufwiesen, müssen sie hier einzeln betrachtet werden.

Lediglich das Verhalten der Kunststoffe bei der Wasserlagerung mit einer Temperatur von 55 °C lässt sich gemeinsam beschreiben. Dabei kommt es bei allen Kunststoffen zu einer Verringerung der Randspalten und auch der transversalen Strecke, die durch die Quellung des Kunststoffes erklärt werden kann.

Mit Passungsproblemen ist bei dieser Nachbehandlungsart nicht zu rechnen, da alle Kunststoffe die vorgegebenen Richtwerte von *Woelfel und Paffenbarger (1959)* und *Janke (1962)* unterschreiten. Der laterale Randspalt (Messpunkt 1/5) liegt mit einer Verringerung um maximal 100 µm bei Kallocryl B<sup>®</sup> deutlich unter den von *Janke (1962)* mit einer Schrumpfung von 330 µm angegebenen Messwerten. Auch Okklusionsstörungen sind nicht zu erwarten, da die von *Woelfel und Paffenbarger (1959)* gegebenen 0,9 mm um ein Vielfaches unterschritten werden. Der Maximalwert wurde hier von Kallocryl B<sup>®</sup> mit 200 µm gemessen. Durch die Verringerung des zentralen dorsalen Randspaltes ist sogar mit einem positiven Effekt dieser Nachbehandlungsart auf die Saugwirkung der Prothese zu rechnen, da die Abdichtung des dorsalen Ventilrandes erleichtert wird. Es kann sich somit leichter ein für die Saughaftung wichtiger Unterdruck ausbilden. In den eigenen Versuchen wurde bei Kallocryl B<sup>®</sup> die größte Veränderung des zentralen dorsalen Randspaltes festgestellt, er verringerte sich nach 12-stündiger Wasserlagerung bei 55 °C von 524 µm auf 364 µm.

Das kaltpolymerisierende Kallocryl A<sup>®</sup> zeigte schon nach einer zweistündigen Nachpolymerisation bei 75 °C deutliche Formveränderungen an den dorsalen Randspalten sowie in der transversalen Ebene. Dabei erhöhten sich die zentralen dorsalen Randspalten bei Kallocryl A<sup>®</sup> von 275 µm auf 896 µm. Bei einer Temperaturerhöhung auf 95 °C wurde bei dem gleichen Kunststoff sogar ein Anstieg des Randspaltes von 261 µm auf 946 µm verzeichnet und der transversale Abstand vergrößerte sich um ca. 1 mm. Hierbei kam es immer zu einer Vergrößerung des Spaltes in der Mitte der Prothesenbasis und auch die Flanken der Prothese hoben sich von der Unterlage ab. Ein Randspalt solchen Ausmaßes könnte durchaus negative Einflüsse auf die Ventilwirkung der Prothesenbasis haben. Die von *Woelfel und Paffenbarger (1959)* beschriebene kritische Verkleinerung des Transversalmaßes um 0,9 mm wurde nur bei der 95 °C-Nachpolymerisation von Kallocryl A<sup>®</sup>-Probekörpern überschritten. Mit dem Auftreten von Passungsproblemen muss also gerechnet werden.

Das Dimensionsverhalten des Injektionsmaterials PalaXpress<sup>®</sup> ist bei 75 °C im Wasserbad stabil. Randspaltveränderungen wurden zwar registriert, erwiesen sich jedoch als nicht signifikant. Erst ab einer Temperatur von 95 °C konnten Erhöhungen der Randspalten und der transversalen Messstrecke beobachtet werden. Dabei stiegen die Werte um maximal 140 % an, in der transversalen Ebene wurde eine Zunahme der Messstrecke um 0,4 mm aufgezeichnet, wobei jedoch nicht mit Okklusionsstörungen zu rechnen ist (*Woelfel und Paffenbarger 1959*). Durch die signifikante Veränderung der Messwerte kann davon ausgegangen werden, dass PalaXpress<sup>®</sup> ab einer Temperatur von 95 °C nicht mehr formstabil ist. Durch die Erhöhung des Spaltmaßes im Messpunkt 1/5 um 579 µm muss nach *Janke (1962)* mit Passungsproblemen der lateralen Prothesenteile gerechnet werden.

Bei dem Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> konnte weder bei 75 °C noch bei 95 °C eine signifikante Randspalterhöhung festgestellt werden. Dimensionsveränderungen traten auf, konnten statistisch jedoch nicht nachgewiesen werden. Es muss somit davon ausgegangen werden, dass dieser Kunststoff bei den getesteten Temperaturen in Bezug auf den dorsalen Randspalt als formstabil zu betrachten ist. In der transversalen Ebene konnte hingegen eine Abnahme der Messwerte

nachgewiesen werden. Sie fiel mit 302  $\mu\text{m}$  weitaus geringer aus als z.B. bei dem verwendeten Kaltpolymerisat (1004  $\mu\text{m}$ ) und ist auch klinisch nicht relevant.

Für die Versuche wurden stets getrocknete Probekörper verwendet. Durch die Wasseraufnahme der Prothesen bei freier Nachbehandlung im Wasserbad kam es zu Schrumpfung- und Quellungseffekten. Diese gegenteiligen Effekte haben sich bei den Versuchen zur Nachpolymerisation im Wasserbad überlagert und somit die Ergebnisse verfälscht. Durch die vorherige Analyse des Randspaltverhaltens bei Wasseraufnahme können die in diesen Versuchsreihen erhaltenen Ergebnisse korrigiert werden. In den Versuchsreihen zur Nachpolymerisation wurden die Prothesen für maximal 12 Stunden in Wasser gelagert. Bei dem Verlauf der Wasseraufnahme des Kunststoffes geht *Janke (1962)* von einer Sättigungskurve aus, die ihr Maximum nach 4 Tagen erreicht hat. Unter der Annahme, dass diese Sättigungskurve am Anfang, also zwischen dem Nullwert und dem Messwert nach einem Tag, näherungsweise linear verläuft, kann die Randspaltveränderung nach 12 Stunden Wasserlagerung errechnet werden. Da man von einer linearen Funktion ausgeht, muss lediglich der erhobene Randspalt nach 24-stündiger Wasserlagerung halbiert werden (Tab. 12). Da die Messwerte im Punkt 2/4 in den Versuchen zur Nachpolymerisation bei 75 °C und 95 °C keine signifikanten Ergebnisse lieferten, werden sie hier nicht berücksichtigt.

**Tab. 12** Veränderung der Messwerte nach 12-stündiger Wasserlagerung, errechnet aus dem 24 h - Wert

Kunststoffe	Punkt 3	Punkt 1/5	Punkt 6
Kallocryl A <sup>®</sup>	-51,5 $\mu\text{m}$	-30 $\mu\text{m}$	-29 $\mu\text{m}$
Kallocryl B <sup>®</sup>	-72,5 $\mu\text{m}$	-114 $\mu\text{m}$	-52 $\mu\text{m}$
PalaXpress <sup>®</sup>	-16,5 $\mu\text{m}$	0 $\mu\text{m}$	-55 $\mu\text{m}$

Wendet man die errechnete Veränderung auf die initialen Randspalten vor der Nachbehandlung an, ergeben sich die korrigierten Ausgangswerte. Dabei ist bei den Kunststoffen Kallocryl A<sup>®</sup> und PalaXpress<sup>®</sup> nur eine geringfügige Veränderung zu beobachten. Die Vergrößerung der Randspalten bzw. des Transversalmaßes durch

die Nachpolymerisation wird in geringem Maße erhöht, dies hat jedoch keinen Einfluss auf die getroffenen Aussagen bzw. die klinische Relevanz.

Bei dem Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> wurden die größten Veränderungen in den Randspalten während der 12-stündigen Wasserlagerung errechnet. Infolgedessen ist auch die Veränderung der initialen Randspalten vor dem Beginn der Nachpolymerisation mit  $-72,5 \mu\text{m}$  für Punkt 3 und  $-114 \mu\text{m}$  für Punkt 1/5 relativ groß. Da in den Versuchsreihen bei  $75 \text{ }^\circ\text{C}$  und  $95 \text{ }^\circ\text{C}$  eine starke Schwankung der Messwerte beobachtet wurde, die keine signifikanten Ergebnisse lieferte, hat auch die Korrektur der initialen Randspalten keinen Einfluss auf die bereits getroffenen Aussagen. Es zeigt sich jedoch, dass Kallocryl B<sup>®</sup> im Besonderen bei der Nachbehandlung bei  $95 \text{ }^\circ\text{C}$  eine hohe Schwankungsbreite in den Messwerten aufweist. Bei der transversalen Abstandsmessung hat die Korrektur der Initialwerte ebenfalls keinen Einfluss auf die getroffenen Aussagen bzw. die klinische Relevanz.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Kunststoffe hinsichtlich des Dimensionsverhaltens unterschiedlich auf eine Temperaturbehandlung reagieren. Die beeinflussenden Faktoren wie die nachpolymerisationsbedingte Schrumpfung, die thermische Kontraktion und die Spannungsrelaxation haben einen verschieden starken Einfluss auf das Formverhalten der Kunststoffe. Dabei zeigt Kallocryl A<sup>®</sup> schon ab  $75 \text{ }^\circ\text{C}$  deutliche Formveränderungen, die bei dem Injektionsmaterial PalaXpress<sup>®</sup> erst ab  $95 \text{ }^\circ\text{C}$  auftreten. Kallocryl B<sup>®</sup> zeigt in der getesteten Temperaturskala keine eindeutigen Randspaltveränderungen und nur geringe Änderungen der transversalen Messstrecke. Somit können die Aussagen von *Hennicke (1958)* und *Kratzenberg (1960)*, die eine Formveränderung der bei  $100 \text{ }^\circ\text{C}$  nachbehandelten Prothesen beobachteten, nur für die Kaltpolymerisate Kallocryl A<sup>®</sup> und PalaXpress<sup>®</sup> bestätigt werden.

### 5.1.4 Das Verhalten der Probekörper bei Einbettung

Um das Dimensionsverhalten der Prothesen während der Nachpolymerisation zu beeinflussen, besteht die Möglichkeit der vorherigen Einbettung in Gips. Nachdem

*Kratzenberg (1960)* Formveränderungen seiner Probekörper bei einer Nachbehandlung bei 100 °C bemerkte, forderte er eine Sockelung der Prothesen, um deren Form zu stabilisieren. Durch die von *Schwickerath (1982)* und *Peroz (1990)* beschriebenen unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Gips und PMMA ist jedoch zu erwarten, dass durch eine Einbettung und anschließende Erwärmung mit einer Zunahme von Spannungen im Kunststoff zu rechnen ist, da sie sich in unterschiedlichem Maße ausdehnen. Diese könnten das Dimensionsverhalten negativ beeinflussen und zu einer Verschlechterung der Passgenauigkeit führen.

In der hier vorliegenden Studie hatte die vorherige Einbettung unterschiedliche Effekte. Bei dem Kaltpolymerisat Kallocryl A<sup>®</sup> konnte ein gleichmäßiger Anstieg der Messwerte an den eingebetteten Prothesen beobachtet werden. Die frei im Wasserbad nachpolymerisierten Probekörper zeigten teilweise drastische Randspalterhöhungen von bis zu 300 %. Durch die Einbettung in Gips wurden die Randspalten zum einen minimiert und zum anderen der Anstieg mit der Zeit homogenisiert. Auch auf die transversale Messstrecke hatte die Einbettung einen positiven Einfluss, indem sie sich nicht so stark verkürzte.

Die Sockelung hatte jedoch einen negativen Effekt auf die Probekörper, bei denen keine signifikante Randspalterhöhung nachgewiesen werden konnte. Dies war der Fall bei dem Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> in allen Temperaturbereichen. Nach vorheriger Einbettung in Gips wurde im Gegensatz zu den frei im Wasserbad nachbehandelten Prothesen eine signifikante Randspalterhöhung registriert. Damit muss für das Kallocryl B<sup>®</sup> von einem negativen Effekt bei der Einbettung ausgegangen werden. In geringem Maße wurde auch eine Randspalterhöhung für das PalaXpress<sup>®</sup> bei 75 °C registriert, die bei frei im Wasserbad nachbehandelten Prothesen nicht nachgewiesen werden konnte. Bei 95 °C konnte wiederum durch die Einbettung ein verkleinernder Effekt auf die Randspalten und ein homogener Anstieg der Messwerte mit der Zeit verzeichnet werden.

Die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Gips und PMMA beeinflussen demzufolge das Formverhalten bei der Nachpolymerisation negativ. Dieser Effekt ist jedoch geringer als die stabilisierende und formgebende Wirkung bei dem Kaltpolymerisat. Somit wird verständlich, dass bei der Einbettung der Kunststoffe in Gips, die bei bestimmten Temperaturen nicht formstabil sind, der positive Effekt überwiegt. Bei formstabilen Kunststoffen dominiert folglich der negative Effekt und

interne Spannungen und Passungsprobleme, die vorher nicht vorhanden waren, kommen zur Geltung.

## 5.2 Grenzen des Messaufbaus und der Methode

Durch die verwendete Messmethode konnte der dorsale Bereich der Prothese mit ausreichender Genauigkeit betrachtet werden. Somit konnten Rückschlüsse auf das Formverhalten des Probekörpers gezogen werden. Die Untersuchung der transversalen Messstrecke lieferte Ergebnisse in Bezug auf die Position der Zahnreihen zueinander und der Okklusionsverschiebung im Verlauf der Nachpolymerisation. Jedoch finden auch in anderen Teilen der Prothese Formveränderungen statt (*Bartling 2004*). Für die genaue Betrachtung der gesamten Prothese ist die Verwendung eines dreidimensionalen Messsystems notwendig. Dabei könnten genaue Aussagen für alle Abschnitte der Prothese getroffen werden. Hier liegen die Grenzen der dorsalen Randspaltmessung, da es sich um eine zweidimensionale Messmethode handelt.

In der durchgeführten Studie wurden ausschließlich Oberkiefer-Totalprothesen betrachtet. Gerade bei diesen Prothesen ist die Saughaftung von enormer Wichtigkeit und hat einen hohen klinischen Stellenwert. Folglich hat auch der dorsale Spalt zwischen Prothesenunterseite und Schleimhaut eine große Bedeutung, da gerade an dieser Stelle die Ventilwirkung durch die Spaltbildung verloren gehen kann und sich somit die Saughaftung verschlechtert. Dies hätte negative Folgen für den sicheren Halt der Prothese. Aus diesem Grund wurden in der durchgeführten Studie die dorsalen Randspalten an Probekörpern untersucht, die Oberkiefer-Totalprothesen ähneln. Bei Unterkiefer-Totalprothesen ist aufgrund der anatomischen Gegebenheiten häufig keine Saughaftung zu erzielen, somit eignen sie sich auch nicht für die durchgeführte Studie.

Da sich Quellungs- und Schrumpfungseffekte bei getrockneten Prothesen überlagern, sollten Probekörper, die frei im Wasserbad nachbehandelt werden sollen, für mindestens 7 Tage gewässert werden. Somit kann von einem mit Wasser gesättigten Kunststoff ausgegangen und störende Quellungeffekte können vernachlässigt werden.

Allgemein hat sich die Verwendung des Messsystems bestehend aus Stereomikroskop, Digitalkamera und PC bewährt. Die Randspalten konnten mit ausreichender Genauigkeit objektiv untersucht und teilweise mit der Literatur verglichen werden.

### 5.3 Konsequenzen für die Praxis

Trotz der großen Bemühung um Alternativen dominiert das Polymethylmethacrylat den Markt der Prothesenbasiskunststoffe und wird fast ausschließlich zur Herstellung von Prothesen eingesetzt (*Janda 1996b*). Durch die Identifizierung potentiell allergener Substanzen im PMMA entstand die Forderung nach der Entfernung bzw. Reduktion solcher Reizstoffe (*Hennicke 1958a, Kratzenberg 1960, Roßbach 1975, Gebhardt et al. 1996*). Die besten Ergebnisse wurden durch die Nachpolymerisation bei hohen Temperaturen erreicht (*Wannenmacher 1954, Boeckler 2003*). Durch die vorliegenden Resultate wurde erstmals das Formverhalten von drei handelsüblichen Kunststoffen während und nach einer Nachpolymerisation bei unterschiedlichen Temperaturen quantitativ betrachtet. Dabei zeigte sich, dass die Kunststoffe sehr verschieden hinsichtlich ihrer Formstabilität auf die Nachbehandlung reagierten. Auch wurde der Effekt der vorherigen Einbettung in Gips, wie sie *Kratzenberg (1960)* forderte, untersucht und bewertet.

Als wichtige Quintessenz ist zu beachten, dass nicht alle Kunststoffe bei hohen Temperaturen nachbehandelt werden können, da es dadurch zu erheblichen Passungsproblemen kommen kann. Die Heißpolymerisate haben hier einen Vorteil gegenüber den kaltpolymerisierenden Kunststoffen. Dabei ist allerdings zu erwähnen, dass gerade die Heißpolymerisate in der Regel einen von vornherein geringeren Restmonomergehalt aufweisen, insgesamt ihre biologische Qualität als höher angesehen wird und daher eine Nachbehandlung seltener notwendig ist.

Unbestritten ist die durch die Temperaturbehandlung erreichte Reduktion von eventuell toxischen Substanzen aus dem Zahnersatz, die Auslöser einer Prothesenstomatitis sein können. Jedoch muss auch beachtet werden, dass durch die Formveränderung, die durch die Nachpolymerisation hervorgerufen wird, wiederum eine mechanisch bedingte Prothesenstomatopathie verursacht werden kann. Dieser mechanische Aspekt, der Passungsprobleme und Okklusionsstörungen beinhaltet, ist weitaus öfter der Auslöser einer Unverträglichkeitsreaktion gegen den

Zahnersatz als eine Allergie gegen Inhaltsstoffe des Basismaterials (*Nyquist 1952, Smith und Bains 1954, Fisher 1956, Schwickerath 1982*). Somit muss individuell für jeden Kunststoff entschieden werden, ob eine Nachpolymerisation sinnvoll ist. Dabei sollte die Höhe der Temperatur und die Nachbehandlungszeit kunststoffspezifisch gewählt werden. Ist eine Nachbehandlung aus diesen Gründen nicht möglich, sollte der Patient mit neuem Zahnersatz aus einem hypoallergenen Basismaterial versorgt werden, das einen sehr geringen Anteil von potentiell allergenen Inhaltsstoffen aufweist.

## 6 Zusammenfassung

Einigen Inhaltsstoffen des PMMA werden potentiell allergene Wirkungen nachgesagt, die die Entstehung einer Prothesenstomatitis begünstigen bzw. Allergien gegen das Prothesenmaterial auslösen können. Zur Reduktion solcher Substanzen aus dem Prothesenkunststoff lieferte die Nachpolymerisation der Prothese bei hohen Temperaturen die besten Ergebnisse.

In der vorliegenden Studie sollte möglichst praxisnah das Formverhalten von verschiedenen Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation beobachtet werden. Dabei sollten bei verschiedenen Temperaturen und unterschiedlich langer Dauer der Nachbehandlung die Dimensionsveränderungen der Probekörper quantitativ erfasst werden. Ebenso sollte der Einfluss einer vorherigen Einbettung in Gips auf das Formverhalten der Kunststoffe nach der Nachpolymerisation untersucht werden. Für die Beurteilung der Formveränderung wurde eine Messmethode angewendet, die sich aus der dorsalen Randspaltnessung und der Messung in der transversalen Ebene zusammensetzte.

Es kamen drei handelsübliche Prothesenbasiskunststoffe zur Anwendung, die auch im zahntechnischen Labor der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg zur Herstellung von Kunststoffprothesen verwendet werden. Dabei handelte es sich um das Kaltpolymerisat Kallocryl A<sup>®</sup> der Firma Speiko (Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland). Weiterhin wurde mit dem PalaXpress<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Hanau, Deutschland) ein kaltpolymerisierender Kunststoff benutzt, der mittels eines Injektionsverfahrens verarbeitet wurde. Aus der Gruppe der Heißpolymerisate kam das Kallocryl B<sup>®</sup> der Firma Speiko (Dr. Speier GmbH, Münster, Deutschland) zur Anwendung. Die getesteten Kunststoffe wurden exakt nach Herstellerangaben verarbeitet. Um die erhaltenen Ergebnisse statistisch zu untermauern, wurden sie deskriptiv untersucht und mit Hilfe von T-Tests und Varianzanalysen (ANOVA) auf Signifikanzen überprüft (Signifikanzniveau 5 %).

Bei der Lagerung der Probekörper im Wasserbad bei 36 °C, also unter Mundbedingungen, traten geringe Dimensionsveränderungen auf. Bei Kallocryl A<sup>®</sup> verringerte sich der dorsale Randspalt (Messpunkt 3) nach 4 Tagen Wasserlagerung von 284 µm auf 110 µm und Messpunkt 1/5 von 256 µm auf 179 µm. Eine längere Wasserlagerung ergab nur noch minimale Schwankungen des Messwertes. Bei

PalaXpress<sup>®</sup> nahmen die Messwerte bei 7-tägiger Wasserlagerung im Punkt 3 von 388 µm auf 193 µm und im Punkt 1/5 von 345 µm auf 267 µm ab. Der heißpolymerisierende Kunststoff Kallocryl B<sup>®</sup> wies initial die höchsten Randspalten auf. Sie verringerten sich im Punkt 3 nach 14 Tagen im Wasserbad von 652 µm auf 387 µm und im Punkt 1/5 nach 7-tägiger Wasserlagerung von 797 µm auf 545 µm. Die höchsten Spaltmaße und zugleich die stärksten Veränderungen traten in dieser Versuchsreihe bei dem heißpolymerisierenden Kunststoff Kallocryl B<sup>®</sup> auf. Sie waren jedoch weitaus geringer als die durch die Nachpolymerisation erzielten Dimensionsveränderungen.

Durch die Auswertung der Ergebnisse wurde gezeigt, dass die Nachpolymerisation einen unterschiedlichen Effekt auf das Dimensionsverhalten der Kunststoffe hatte. Kallocryl A<sup>®</sup> ist demzufolge ab einer Temperatur von 75 °C nicht mehr formstabil und erhebliche Passungsprobleme sind die Folge einer solchen Nachbehandlung. Bei 55°C konnte hingegen nur eine die Qualität nicht mindernde Quellung des Kunststoffes beobachtet werden. PalaXpress<sup>®</sup> erwies sich erst ab einer Temperatur von 95 °C als nicht dimensionsgetreu. Bei dem Heißpolymerisat konnten zwar Schwankungen im Dimensionsverhalten registriert, jedoch statistisch nicht nachgewiesen werden. Somit ist es bei den getesteten Temperaturen als formstabil zu bewerten.

Auch die Einbettung der Prothese in Gips hatte einen deutlichen Einfluss auf das Formverhalten der untersuchten Kunststoffe. Auf die aus Kallocryl A<sup>®</sup> hergestellten Prothesen konnte ein positiver Effekt registriert werden, indem die durch die Nachpolymerisation verursachten Randspalten verkleinert wurden. Bei dem ohnehin formstabilen Kunststoff Kallocryl B<sup>®</sup> erscheint eine Einbettung als nicht sinnvoll, da sie zu Randspaltvergrößerungen führte.

Durch die Nachpolymerisation von PMMA-Prothesen zur Verbesserung der Gewebeverträglichkeit kann es zu relevanten Formveränderungen kommen, die die Passform des Zahnersatzes negativ beeinflussen. Nicht jeder Kunststoff kann bei hohen Temperaturen nachbehandelt werden. Nach den vorliegenden Ergebnissen scheinen die Heißpolymerisate hier einen Vorteil gegenüber den Kaltpolymerisaten zu haben. Demnach kann das getestete Kallocryl B<sup>®</sup> bei 95 °C für zwölf Stunden nachpolymerisiert werden, ohne dass signifikante Formveränderungen auftreten. Kallocryl A<sup>®</sup> sollte hingegen nur bei maximal 75 °C nachbehandelt werden, dabei kann es jedoch zu leichten Formveränderungen kommen. Zudem sollten Prothesen

aus Kallocryl A<sup>®</sup> in Gips eingebettet werden, um dramatischen Dimensionsveränderungen vorzubeugen. Eine Nachpolymerisation bei 95 °C ist nicht zu empfehlen, da dann die Formstabilität nicht mehr gewährleistet ist. PalaXpress<sup>®</sup> kann bei einer Temperatur von maximal 75 °C nachbehandelt werden, von einer Einbettung sollte jedoch abgesehen werden.

Als wichtiges Fazit ist festzuhalten, dass die kaltpolymerisierenden Kunststoffe Kallocryl A<sup>®</sup> und PalaXpress<sup>®</sup> initial geringere Randspalten aufweisen, ihre Passgenauigkeit also besser ist als bei dem untersuchten Heißpolymerisat. Jedoch sind ihre mechanischen Eigenschaften, die biologische Qualität und auch das Dimensionsverhalten bei der Nachpolymerisation im Vergleich zum Kallocryl B<sup>®</sup> als schlechter zu bewerten. In Bezug auf diese Faktoren hat das Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> hier eindeutige Vorteile gegenüber den Kaltpolymerisaten Kallocryl A<sup>®</sup> und PalaXpress<sup>®</sup>.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Ali A, Bates JF, Reynolds AJ, Walker DM: The burning mouth sensation related to the wearing of acrylic dentures: an investigation. *Br Dent J* 161 (1986) 444-456
2. Anderes Th: Über die Paßform von Kunststoffprothesen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 5 (1952) 531-534
3. Bartling N: Untersuchung zum Formverhalten von totalem Zahnersatz aus PMMA mittels optischer 3D-Messtechnik. *Med. Diss. Berlin* 2004, S. 30-62
4. Bawendi B: Die Formgenauigkeit von totalen Kunststoffprothesen im Gießverfahren. *ZWR* 8 (1973) 388-396
5. Bawendi B: Das Formverhalten von im Spritzverfahren hergestellten totalen Kunststoffprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 30 (1975a) 94-98
6. Bawendi B: Ist eine Prüfung der Formänderung von Prothesenbasismaterialien sinnvoll? *Dtsch Zahnärztl Z* 6 (1975b) 660-664
7. Blatterfein L, Payne SH: Three-dimensional stability of new denture base resin systems. *J Prosthet Dent* 63 (1990) 654-661
8. Boeckler A: Dibenzoylperoxid als potentiellles Allergen in Prothesenkunststoffen. *Med. Diss. Halle* (2003), S. 29-41
9. Bork K: Allergische und nichtallergische (toxische) Kontaktstomatitis, chemische Schädigungen. In: *Mundschleimhaut und Lippenkrankheiten*. Schattauer Verlag, Stuttgart, New York, 1993, S. 174-183
10. Branderup J, Immergut EH: *Polymer Handbook* 2.Aufl. John Wiley & sons, New York, 1975, S. 11-22
11. Buck M, Diem CJ, Schreyer G, Szigeti R: Eigenschaften der Acrylgläser. In: *Kunststoffhandbuch, Band IX, Polymethylmethacrylate*. Hanser Verlag, 1975, S. 124-138
12. Budtz-Joergensen E: Zur Ätiologie, Differentialdiagnose und Behandlung der Stomatitis prothetica (I). *Quintessenz* 10 (1979) 145-152
13. Budtz-Joergensen E, Bertram U: Denture stomatitis. I. The etiology in relation to trauma and infection. *Acta odontol Scand* 28 (1970) 71-92
14. Danilewicz-Stysiak Z: Allergy as a cause of denture sore mouth. *J Prosthet Dent* 25 (1971) 16-18
15. Devlin H, Watts DC: Acrylic "Allergy"? *Br Dent J* 157 (1984) 272-275

16. Dewein H: Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme. Dtsch Zahnärztl Z 13 (1958) 1345-1352
17. Dolder E: Physikalische Werkstoffprüfungen an Zahnprothesen im Laboratorium und am Patienten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 53 (1943) 435-487
18. Eichner K: Die Auswirkung der Verarbeitung des Kunststoffes bei Prothesen für Patienten. Österr Z Stomatol 10 (1954) 533-537
19. Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. 5.Aufl. Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg, 1988, S. 570-602
21. Elias H: Makromoleküle: Struktur, Eigenschaften, Synthesen; Stoffe, Technologie. 4.Aufl. Hüthig und Wepf, Heidelberg, 1981, S. 570-602
22. Falbe J, Regitz M: Römpf Chemie Lexikon. 9.Aufl. Thieme Verlag, Stuttgart, NewYork, 1995, S. 3297-3299
23. Falck-Weikart: Werkstoffkunde für Zahnärzte. C.Hanser, München, 1959, S. 221-225
24. Fernström AI, Oequist G: Location of the allergenic monomer in warm-polymerized acrylic dentures. Part I: Causes of denture sore mouth, incidence of allergy, different allergens and test methods on suspicion of allergy to denture. Swed Dent J 4 (1980) 241-252
25. Finger W: Mechanisch-dynamische Eigenschaften von Prothesen-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 665-671
26. Fisher AA: Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic denture materials. J Am Dent Assoc 156 (1954) 238-242
27. Fisher AA: Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic resin denture materials. J Prosthet Dent 6 (1956) 593-602
28. Forck G: Allergische Reaktionen der Mundschleimhaut bei Prothesenträgern. Dtsch Zahnärztl Z 31 (1976) 10-12
29. Freytag H: Vergütung dentaler Kunststoffe. Dtsch Zahnärzteb 12 (1957) 265-270
30. Fritz H: Über die vom Reaktorsystem abhängige Toxizität dentaler Autopolymerisate. Eine biologische Prüfung durch Implantation in die Kaninchenmuskulatur. Med. Diss. Tübingen 1977, S. 25-40

31. Gebhardt M, Gebhardt A, Wollina U: Differentialdiagnostik Zahnprothesen - bezogener Beschwerden - eine Übersicht. H+G 70, 1995, S. 738-744
32. Gebhardt M, Geier J, Welker D: Kontaktallergie auf Prothesenkunststoffe und Differentialdiagnostik der Prothesenintoleranz. Dtsch Zahnärztl Z 7 (1996) 395-398
33. Ghosh SK: A close-range photogrammetric system for 3-D measurement and perspective diagramming in biomechanics. J Biomech 16 (1983) 667-674
34. Göbel S, Müller WD, Schöpf C, Lange KP: Vergleich und Bewertung des Polymerisationstemperatur-Zeit-Verlaufs von 14 provisorischen K&B Materialien. Zahn Prax 3 (2000) 98-104
35. Groß A: Ist die Verwendung von Kaltpolymerisat bei der Herstellung definitiver Prothesen nach dem heutigen Entwicklungsstand zu vertreten? Quintessenz Zahntech 7 (1977) 45-54
36. Groß A: Kunststoffe in der Zahnmedizin. Chemie unserer Zeit 13 (1979) 142-146
37. Guembe-Itoiz C: UV-Spektroskopische Restmonomerbestimmung von in der Kieferorthopädie verwendeten kalt - und heisspolymerisierenden Kunststoffen. Med. Diss. Würzburg 1996, S. 21-32
38. Gumpel G: Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Zahnärztl Mitt 76 (1986) 2634-2642
39. Hansen D: Quantitative Restmonomerbestimmung an 10 zahnärztlich verwendeten Methylmethacrylaten. Med. Diss. Berlin 1974, S. 13-25
40. Hausen BM, Brinkmann J, Dohn W: Lexikon der Kontaktallergene. Ecomed, Landsberg, 1992, S. 235-276
41. Haustein UF, Kramer I, Fickweiler E: Behandlung der Akne Vulgaris mittels Benzoylperoxid. Dermatol Monatsschr 167 (1981) 149-153
42. Henkel G: Über die Höhe der Restmonomerabgabe bei verschiedenen Kunststoffen. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 35 (1961) 377-384
43. Hennicke A: Die Beziehung zwischen Allergie und Erkrankung der Mundhöhle durch Poly-Methacrylate. Zahnärztl Welt 58 (1957) 392-394
44. Hennicke A: Die Nachbehandlung von Polymethakrylatprothesen zur Verbesserung der Gewebeverträglichkeit. Dtsch Stomat 9 (1958a) 22-27

45. Hennicke A: Führen, vom werkstofflichen Gesichtspunkt aus, chemisch einwandfreie Polymethacrylat-Prothesen zu allergischen Erscheinungen? Dtsch Zahnärztl Z 13 (1958b) 648-653
46. Herrmann D: Allergische Reaktionen durch zahnärztliche Werkstoffe. Münch med Wschr 119 (1977) 265-270
47. Herrmann HW: Reaktive Veränderungen der Kieferschleimhaut unter Zahnersatz. Zahnärztl Rundsch 69 (1960) 319-324
48. Hetessy G: Die Wirkung von Kunststoffprothesen auf die Mundschleimhaut. Zahnärztl Welt 61 (1960) 132-133
49. Huggett R, Bates JF: The effect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. Quintess Dent Tech 8 (1984) 365-371
50. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A: Dimensional accuracy and stability of acrylic denture bases. J Prosthet Dent 68 (1992) 634-640
51. Jagger RG: Dimensional accuracy of thermoformed polymethacrylate. J Prosthet Dent 76 (1996) 573-575
52. Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert H : Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig, Heidelberg, 1996a, S. 173-210
53. Janda R: Prothesenkunststoffe-gestern, heute und morgen? Phillip J 13 (1996b) 93-98
54. Janda R: Material science of denture base resins [Prothesenkunststoffe aus werkstoffkundlicher Sicht]. Quintessenz Zahntech 23 (1997) 665-672
55. Janke G: Über das Residualmonomer und die Schnellmethode nach W.Bauer zur Bestimmung derselben. Stoma 6 (1953) 109-118
56. Janke, G. Die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung. Dtsch Zahnärztl Z 21 (1955) 1437-1443
57. Janke G: Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unvernetzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung. Dtsch Zahnärztl Z 21 (1957) 1464-1467
58. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE: Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. J Prosthet Dent 90 (2003) 190-193

59. Joshi NP, Sanghvi SJ: Water sorption by maxillary acrylic resin denture base and consequent changes in vertical dimension. *J Pierre Fauchard Acad* 8 (1994) 97-106
60. Jüde D: Prothesenunverträglichkeit. In: Voß R, Meiners H: Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag, München, Wien, 1980, S. 304-313
61. Kaaber S: Allergy to dental materials with special reference to the use of amalgam and polymethylmethacrylate. *Int Dent J* 40 (1990) 359-365
62. Kaaber S, Thulin H, Nielsen E: Skin sensitivity to denture base materials in the burning mouth syndrome. *Contact Dermatitis* 5 (1979) 90-96
63. Keenan PLJ: Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J Prosthet Dent* 37 (2003) 37-44
64. Koda T: Leachability of denture-base acrylic resins in artificial saliva. *Dent Mater* 6 (1990) 13-16
65. Körber KH: Experimentelle Untersuchungen zur Genauigkeitsgrenze des Polymerisations-Schwundausgleiches im SR-Ivocap-Verfahren. *ZWR* 7 (1987) 632-637
66. Körber KH: Werkstoffkundliche Analyse zur Indikation des SR-Ivocap-Polymerisationsverfahrens. *Dent Lab* 38 (1990) 1617-1623
67. Körber K, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2.Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1993, S. 136-140
68. Kratzenberg K: Residualmonomer in Kunststoffprothesen - Wirkung, Nachweis, Beseitigung. *Med. Diss. Mainz* (1960), S. 5-27
69. Kuck M: Reizung der Mundschleimhaut durch Farbzusätze der Prothesenwerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 11 (1956) 678-686
70. Kulzer & Co.GmbH. Paladon Verfahren. (737058). 1936. Bad Homburg, Deutschland.
71. Langer H: Das Schleimhautbrennen beim Tragen von Akrylatplatten. *Dtsch Zahnärztl Z* 5 (1956) 1321-1327
72. Langer H: Die Prothesenintoleranz der Mundschleimhaut. *Dtsch Zahnärztl Z* 15 (1960) 849-852
73. Leiber-Olbrich: Wörterbuch der klinischen Syndrome. Urban&Schwarzenberg, München-Berlin, 1963, S. 553-556

74. Lindmaier A, Lindemayr H: Probleme mit Zahnprothesen und Zahnfüllungsmaterialien: Epicutantestergebnisse, Konsequenzen und Nachbeobachtung. Z Hautkr 64 (1989) 24-30
75. Love WD, Goska FA: The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. J Prosthet Dent 18 (1967) 515-527
76. Marx H: Zur Polymerisationsproblematik dentaler Methakrylate. Zahnärztl Welt 61 (1960) 747-751
77. Marx H: Neuere Untersuchungen über Formveränderungen von Vollprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 89-93
78. Marx H: Kunststoffverarbeitung (Prothesenkunststoffe) - Praktischer Teil. In: Eichner K : Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg, 1988, S. 145-166
79. Marx H: Prothesenkunststoffe und ihre Verarbeitungsverfahren. In: Voß R, Meiners H : Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Hanser Verlag, München, 1989, S. 343-356
80. Marx H, Bork K, Schubert A: Zur Epikutantestung bei Allergie auf Prothesenkunststoff. Dtsch Zahnärztl Z 37 (1982) 783-786
81. Marxkors R: Zum Problem des Gaumenbrennens unter Zahnprothesen. Dtsch Zahnärztebl 16 (1962) 283-288
82. Marxkors R: Fragen zur Prothesenunverträglichkeit. Quintessenz 29 (1978) 59-64
83. Marxkors R, Müller-Fahlbusch H: Psychogene Prothesenunverträglichkeit. Hanser Verlag, München, 1976, 122-156
84. McCabe JF, Basker RM: Tissue sensitivity to acrylic resin. Br Dent J 140 (1976) 347-350
85. McDowell GC, Bloem TJ, Lang BR, Asgar K: In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system. J Prosthet Dent 60 (1988) 112-120
86. Meadows DM, Johnson WO, Allen JB: Generation of surface contours moire patterns. Appl Opt 29 (1970) 242-246
87. Meiners H. Spannungsrelaxation in Kunststoffprothesen. Dtsch Zahnärztl Z (1983) 7-9

88. Meiners H: Zum Einfluss verschiedener Herstellungsverfahren auf die okklusale Genauigkeit von Totalprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 42 (1987) 803-806
89. Micheelis W, Reich E: Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III). 3.Aufl. Deutscher Ärzteverlag, Köln, 1999, S. 24-25
90. Müller-Fahlbusch H: Nervenärztliche Aspekte der Prothesenunverträglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 31 (1976) 13-17
91. Neise C: Experimentelle Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit eines mikrowellenhärtenden Kunststoffes im Vergleich mit konventionellen Prothesenbasismaterialien. Med. Diss. Halle 2006, S. 37-67
92. Niedermeier W: Die Behandlung der Prothesenstomatopathien - eine interdisziplinäre Aufgabe. Dtsch Zahnärztl Z 32 (1977) 715-718
93. Nunes de Mello JA: Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. J Prosthet Dent 89 (2003) 598-602
94. Nyquist G: A study of denture sour mouth. Acta odontol Scand 10 (1952) 11-27
95. Ottl P, Schmitz C, Janda R, Weigl P: Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht,- heiß- und autopolymerisierender Kunststoffe für Aufbißschienen. Dtsch Zahnärztl Z 50 (1995) 471-474
96. Passow H: Reizerscheinungen bei Prothesenträgern. Zahnärztl Prax 19 (1953) 4-8
97. Peroz I: Polymerisationsschrumpfung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren. ZWR 4 (1990) 292-296
98. Perrin DD, Armarego WLF: Purification of laboratory chemicals. 3.Aufl. Pergamon Press, Oxford, 1980, S. 367-375
99. Peyton F, Anthony D, Asgar K, Charbeneau G, Craig R, Myers G: Restorative dental materials. 2.Aufl. C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1964, S.155-178
100. Pfeiffer P: Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. J Prosthet Dent 92 (2004) 72-78
101. Reither W: Die Prothesenstomatopathie - ein polyätiologisches Krankheitsbild. Dtsch Zahnärztl Z 23 (1968) 851-861

102. Ring J: Angewandte Allergologie. 2.Aufl. MMV Medizin Verlag, München, 1988, S. 56-89
103. Roßbach A: Ein Beitrag zur Ätiologie der Prothesenstomatopathien. Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 148-149
104. Scheuermann H: Zum Restmonomergehalt von Prothesenwerkstoffen. Dent Lab 11 (1981) 1695-1696
106. Schmidt A: Die Geschichte der Methacrylate in der Stomatologie. Zahntechnik 19 (1978) 436-444
107. Schrenker H, Stark H: Prothesenstomatitis - Ätiologie und Verlauf. ZWR 107 (1998) 197-201
108. Schröder H: Zahnärztliche und nervenärztliche Aspekte des Schleimhautbrennens bei Prothesenträgern I. Zahnärztliche Aspekte. Zahnärztl Welt 88 (1979) 201-208
109. Schwickerath, H. Zur Frage der Formveränderung. Zahnärztl. Welt 8 (1966) 287-288
110. Schwickerath H: Die thermischen Gebrauchseigenschaften von Prothesenbasismaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 12 (1969) 1060-1061
111. Schwickerath H: Wasseraufnahme bei Kunststoffen im Langzeitversuch. Dtsch Zahnärztl Z 35 (1980) 931-933
112. Schwickerath H: Kunststoffe für die Totalprothetik. Zahnärztl Mitt 72 (1982) 2283-2287
113. Sharp GS: Treatment for low tolerance to dentures. J Prosthet Dent 17 (1967) 222-232
114. Shintani H, Tsuchiya T, Hata Y: Solid phase extraction and HPLC analysis of toxic components eluted from methyl methacrylate dental materials. J Anal Toxicol 17 (1993) 73-78
115. Smith DC: The acrylic denture base - the peroxide concentration in dental polymers. Br Dent J 107 (1959) 62-67
116. Smith DC, Bains MED: The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. J Dent Res 35 (1954) 16-24
117. Smith DC, Bains MED: Residual methyl methacrylate in the denture base and its relation to denture sore mouth. Br Dent J 96 (1955) 55-58
118. Steuer D: Ein Beitrag zur Frage der Residualmonomere in Kunststoffprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 8 (1954) 816-818

119. Trage R: Erfahrungen mit dem SR-Ivocap-System. Quintessenz 11 (1975) 65-71
120. Turrell AJW: Aetiology of inflamed upper denture - bearing tissues. Br Dent J 120 (1966a) 542-546
121. Turrell AJW: Allergy to denture - base materials - fallacy or reality. Br Dent J 120 (1966b) 415-422
122. Uhlig H: Erscheinungsbild, Ursachen und Behandlung der sog. Prothesenstomatitis. Deutscher Zahnärztekalendar 27 (1957) 83-93
123. Vallittu PK: Peak temperatures of some prosthetic acrylates on polymerization. J Oral Rehabil 23 (1996) 776-781
124. van Thiel H: Die stofflichen Schädigungen durch Prothesen und ihre Behandlung. Dtsch Zahnärztl Z 15 (1960) 281-289
125. Wannemacher E: Die Prothese als schädigender Faktor durch Reizwirkung auf die Schleimhaut. Dtsch Zahnärztl Z 9 (1954) 89-104
126. Welker D: Prothesenkunststoffe. Klinische Materialkunde für Zahnärzte 1 (1998) 249-277
127. Woelfel JB, Paffenbarger GC: Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. J Am Dent Assoc 59 (1959) 250-260
128. Zacharias PO: Die Polymerisation des Paladons und der Verbleib des Restmonomeren. Zahnärztl Prax 4 (1953) 9-15
129. Zissis A, Huggett R, Harrison A: Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base material. J Dent Educ 19 (1991) 199-206

## **8 Thesen**

- 1 Das Polymethylmethacrylat dominiert den Markt der Prothesenbasiskunststoffe und kommt fast ausschließlich für die Herstellung von Teil- und Totalprothesen zur Anwendung. In den Ausgangsstoffen sowie im fertig polymerisierten PMMA befinden sich potentiell allergene Substanzen, die das Entstehen einer Prothesenstomatitis begünstigen.
  
- 2 Als wirksamste Methode, potentiell allergene Substanzen aus dem Zahnersatz zu entfernen gilt die Nachpolymerisation bei möglichst hohen Temperaturen. Bei der temperaturgeführten Nachpolymerisation treten Formveränderungen im Kunststoff auf, die die Passgenauigkeit der Prothese negativ beeinflussen können.
  
- 3 Ziel dieser Studie war die möglichst praxisnahe Untersuchung des Formverhaltens von verschiedenen Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation. Dabei wurden bei verschiedenen Temperaturen und unterschiedlich langer Dauer der Nachbehandlung die Dimensionsveränderungen der Probekörper quantitativ erfasst. Ebenso sollte der Einfluss einer vorherigen Einbettung in Gips auf das Formverhalten der Kunststoffe nach der Nachpolymerisation untersucht werden.
  
- 4 Durch Kombination der Messung der dorsalen Randspalten und einer transversalen Strecke konnte das Dimensionsverhalten der Prothese mit hoher Genauigkeit beurteilt werden.
  
- 5 Durch Polymerisationsschrumpfung und thermische Kontraktion bedingte initiale Randspalten liegen im Bereich der in der Literatur gefundenen Werte.

- 6 Bei der Lagerung der Prothesen in Wasser bei 36 °C und 55 °C kam es zu einer Aufquellung des Kunststoffes, wodurch geringe Formveränderungen entstanden.
- 7 Durch die Nachpolymerisation des Kaltpolymerisates Kallocryl A<sup>®</sup> veränderte sich dessen Form teilweise deutlich. Dabei kann die Nachbehandlung dieses Kunststoffes nur bis zu einer Temperatur von maximal 75 °C empfohlen werden. Außerdem wirkte sich die vorherige Einbettung in Gips positiv auf das Formverhalten auf.
- 8 Das Heißpolymerisat Kallocryl B<sup>®</sup> zeigte während der Nachpolymerisation zwar Schwankungen im Randspaltverhalten, diese waren jedoch statistisch nicht signifikant. Somit ist die Nachbehandlung bei maximal 95 °C für zwölf Stunden möglich, ohne dass sich die Form der Prothese signifikant verändert.
- 9 Das Injektionsmaterial PalaXpress kann den Untersuchungen zufolge bei einer Temperatur von 75 °C nachbehandelt werden, ohne dass signifikante Formveränderungen auftreten. Von einer Gipseinbettung sollte abgesehen werden.
- 10 Da die untersuchten Materialien sehr differenziert auf die Nachbehandlung reagieren, sind keine allgemeinen Empfehlungen möglich.

## Tabellarischer Lebenslauf

### Persönliche Angaben:

Name : Matthias Kebernik  
Geburtsdatum : 12. März 1982  
Geburtsort : Magdeburg  
Eltern : Dipl. Lehrerin Ingrid Kebernik, geb. Bruchmüller  
(Oberstudienrätin / Berufsschullehrerin)  
Dipl. Lehrer Jürgen Kebernik  
(Regierungsschuldirektor)  
Geschwister : Daniel Kebernik (Systeminformatiker)  
Familienstand : ledig  
Nationalität: Deutsch

### Bildungsweg :

1988 – 1992 Grundschule „Alt Olvenstedt“ in Magdeburg  
1992 – 2000 Gymnasium „Bettina von Arnim“ in Magdeburg  
2000 Abitur  
2000 – 2001 Zivildienst  
2001 – 2006 Studium der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-  
Universität Halle-Wittenberg  
2002 Naturwissenschaftliche Vorprüfung  
2004 Zahnärztliche Vorprüfung  
2006 Staatsexamen im Fach Zahnmedizin  
1.11.2006 Approbation als Zahnarzt  
seit 1.11.2006 Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Universitätsklinik und  
Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische  
Gesichtschirurgie am Zentrum für Zahn-, Mund- und  
Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-  
Wittenberg

Halle, 01.12.2006

## **Erklärung**

Ich erkläre hiermit, dass die vorliegende Arbeit einschließlich der Untersuchungen und der statistischen Auswertungen selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt wurde.

Halle, 01.12.2006

Matthias Kebernik

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

Halle, 01.12.2006

Matthias Kebernik

## **Hinweise auf Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit**

Die Ergebnisse dieser Studie wurden im Rahmen einer Posterpräsentation auf dem 10. Problemseminar „Deformation und Bruchverhalten von Kunststoffen“ des Institutes für Polymerwerkstoffe e.V. der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg vom 15. – 17. Juni 2005 präsentiert.

Eine Originalpublikation in der Deutschen Zahnärztlichen Zeitschrift wurde zur Veröffentlichung angenommen.

## **Danksagung**

Für die Überlassung des interessanten Themas sowie die stets förderliche fachliche Betreuung der Arbeit möchte ich Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. K.-E. Dette meinen ganz besonderen Dank aussprechen.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Dr. med. dent. A. Boeckler für die immer gewährte Unterstützung.

Für die freundliche Beratung bei der statistischen Auswertung der Untersuchungsdaten danke ich Herrn Dr. O. Kuß (Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Medizinische Informatik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg).

Für die Unterstützung bei den zahntechnischen Arbeiten gilt mein Dank den Mitarbeitern des zahntechnischen Laboratoriums der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

Abschließend möchte ich meiner Familie für die verständnisvolle Unterstützung, Motivation und Geduld bei der Erstellung der Arbeit danken.