
Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Universitätsklinikums Halle (Saale)
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

Einflussfaktoren auf das Dimensionsverhalten von Prothesenbasiskunststoffen bei der Polymerisation

Dissertation

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

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

von Andreas Peters
geboren am 03. November 1982 in Recklinghausen

Gutachter: 1. Prof. Dr. Setz
 2. Prof. Dr. Schaller
 3. Prof. Dr. Geis-Gerstorfer (Tübingen)

eingereicht am: 06.04.2010
verteidigt am: 15.12.2010

Meinen Eltern

Referat

Trotz ständiger Weiterentwicklung im Bereich der Prothesenbasiskunststoffe und deren Verarbeitung stellt die Polymerisationsschrumpfung auch heute noch ein bedeutendes Problem dar. So führt die dorsale Randspaltbildung an einer Oberkiefer- Totalprothese häufig auch zum Verlust der Saugwirkung. Ziel dieser experimentellen Untersuchung war die Bestimmung des Dimensionsverhaltens verschiedener Prothesenbasiskunststoffe. In diesem Zusammenhang wurde anhand des dorsalen Randspaltes und der transversalen Abmessung des Kunststoffkörpers untersucht, welche material- und verarbeitungstypischen Faktoren Einfluss auf das Dimensionsverhalten der Prothesen ausgeübt haben. Insgesamt wurden drei Kaltpolymerisate (ProBase Cold, Ivoclar Vivadent; PalaXpress, Heraeus Kulzer und Futura Gen, Schütz Dental), drei Heißpolymerisate (FuturAcryl 2000, Schütz Dental; Paladon 65, Heraeus Kulzer und SR Ivocap, Ivoclar Vivadent) sowie ein bereits vorpolymerisierter, so genannter hypoallergener Kunststoff (Polyan, Polyapress) untersucht. Dazu wurde das Dimensionsverhalten von prothesenförmigen Probekörpern aus diesen Kunststoffen über den Zeitraum von einer Woche vermessen. Zur Evaluation des Dimensionsverhaltens und möglicher Quellungseffekte unter Mundbedingungen wurden pro Kunststoff 10 über 6 Wochen getrocknete Probekörper vermessen. Nach 24-stündiger Wasserlagerung erfolgte dann eine Wiederholung der Vermessung. In einem abschließenden Schritt wurde das Verhalten von Probekörpern bei der Nachpolymerisation im Wasserbad bei 75°C getestet. Die für 24 Stunden gewässerten Proben wurden während der Nachpolymerisationsphase vermessen. Die Messungen erfolgten mit Hilfe eines Lichtmikroskops sowie eines digitalen Messschiebers. Die Ergebnisse wurden deskriptiv statistisch sowie auf Signifikanzen und Korrelationen untersucht (Signifikanzniveau 5%). Alle Proben zeigten nach der Polymerisation eine teils signifikante Dimensionsänderung. Diese Änderungen waren bei den Kaltpolymerisaten weniger ausgeprägt als bei den Heißpolymerisaten. Die Wässerung führte bei keinem Produkt zu einer statistisch signifikanten Dimensionsänderung. Bei der Nachpolymerisation verhielten sich die Heißpolymerisate dimensionsstabiler als die Kaltpolymerisate. Bezogen auf die Verarbeitungstechnologie wiesen die Kunststoffe, die mittels pneumatischer Injektion hergestellt wurden, insgesamt die geringsten Dimensionsänderungen auf. Die deutlichsten Änderungen erfuhren die mittels Stopftechnik hergestellten Prothesen. Bei dem Vergleich des Einflusses von Polymerisationstyp und Verarbeitungstechnologie zeigte sich, dass die Wahl des Polymerisationstyps des Kunststoffes einen stärkeren Effekt auf die Passung und die Dimensionsstabilität der Prothese auswirkt als die Anwendung eines der untersuchten Verarbeitungsverfahren.

Bibliographische Beschreibung

Peters, Andreas: Einflussfaktoren auf das Dimensionsverhalten von Prothesenbasiskunststoffen bei der Polymerisation.
Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 68 Seiten, 2010

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturüberblick	1
1.1	Methacrylate in der Zahnmedizin	1
1.1.1	Entwicklung von Prothesenbasismaterialien	1
1.1.2	Zusammensetzung von Prothesenkunststoffen auf Methacrylatbasis	2
1.1.3	Polymerisationsreaktionen in zahnärztlichen Methacrylaten	4
1.1.4	Zahntechnische Verarbeitungsmethoden	5
1.2	Dimensionsstabilität von Prothesenkunststoffen	7
1.2.1	Polymerisationsbedingte Dimensionsänderungen	7
1.2.2	Physikalisch bedingte Dimensionsänderungen	9
1.2.3	Klinische Bedeutung der Dimensionsstabilität	11
1.2.4	Untersuchungsmethoden zur Dimensionsstabilität	11
1.3	Ziel der Untersuchung	13
2	Material und Methoden	14
2.1	Modellherstellung	14
2.1.1	Bestimmung der Messpunkte	15
2.2	Herstellung der Probekörper	16
2.3	Hauptversuche	20
2.3.1	Dimensionsänderungen nach Polymerisation	20
2.3.2	Dimensionsänderungen durch Quellung	20
2.3.3	Dimensionsänderungen durch Nachpolymerisation	21
2.4	Messtechnik	21
2.4.1	Vermessung der Probekörper	23
2.5	Statistische Auswertung der Ergebnisse	24
3	Untersuchungsergebnisse	26
3.1	Messungen nach dem Herstellungsprozess	26
3.1.1	Messung des dorsalen Randspalts	26
3.1.2	Transversale Messung	27
3.1.3	Korrelationen	29
3.2	Messungen bei Wasserlagerung	31
3.2.1	Messung des dorsalen Randspalts	31
3.2.2	Transversale Messung	32
3.2.3	Korrelationen	33
3.3	Messungen bei Nachpolymerisation	36
3.3.1	Messung des dorsalen Randspalts	36
3.3.2	Transversale Messung	37
3.3.3	Korrelationen	38
4	Diskussion	42
4.1	Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur	42
4.1.1	Dimensionsverhalten nach dem Herstellungsprozess	42
4.1.2	Dimensionsverhalten bei Wasserlagerung	46
4.1.3	Dimensionsverhalten bei Nachpolymerisation	48
4.2	Messmethodische Fehlerbetrachtung	52
4.3	Klinische Bedeutung der Ergebnisse	52
5	Zusammenfassung	54
6	Literaturverzeichnis	56
7	Thesen	67

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

1h	Messung nach einer Stunde
1d	Messung nach einem Tag
1w	Messung nach einer Woche
3D	Dreidimensional
α	Thermischer Ausdehnungskoeffizient
DBPO	Dibenzoylperoxid
MMA	Methacrylsäuremethylester bzw. Methylmethacrylat
n	Normalität
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
PMMA	Polymethacrylsäuremethylester bzw. Polymethylmethacrylat
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
*	statistisch signifikanter Messwert

1 Einleitung und Literaturüberblick

1.1 Methacrylate in der Zahnmedizin

Aufgrund erfolgreicher Präventionsmaßnahmen kommt es zu einer zunehmenden Verschiebung der Zahnlosigkeit ins hohe Alter (Micheelis und Schiffner 2006). Doch aufgrund der zunehmenden Lebenserwartung in Industriestaaten als auch der wirtschaftlichen Entwicklung in so genannten Schwellenländern kommt der Verwendung der Prothesenbasiskunststoffe in der Zahnmedizin eine anhaltende Bedeutung zu. Gleichzeitig rücken durch die sinkenden Ausgaben im Gesundheitsbereich immer häufiger finanzielle Aspekte bei der zahnärztlichen Versorgung in den Blickpunkt. Aufgrund des kontinuierlichen Bedarfes an wirtschaftlichem Zahnersatz werden bei zahnlosen Patienten auch in naher Zukunft auf Polymethylmethacrylat- (PMMA) Kunststoffen basierende Totalprothesen als kostengünstige Standardversorgung eingesetzt werden. Dabei liegt der Verbrauch von PMMA-basierten Prothesenkunststoffen in Europa bei jährlich ca. 400 Tonnen (Janda 1996b). Somit kommt dem Prothesenbasiskunststoff in Zukunft eine unverändert wichtige Bedeutung zu (Ali et al. 1986, Janda 1997). Dies ist begründet durch eine Kombination von Eigenschaften, welche diesen Werkstoff zu einem optimalen Material für zahnmedizinische Anwendungen machen. Er besitzt eine gute Bioverträglichkeit, einfache Ver- und Bearbeitbarkeit, gute Reparierbarkeit, guten Verbund zu Kunststoffzähnen und insgesamt ein sehr gutes physikalisches und chemisches Verhalten. Aber auch unter ästhetischen Gesichtspunkten und Transparenz zeigt er gute Ergebnisse (Schmidt 1978, Marx 1989). Aus diesen Gründen ist dieser Werkstoff seit Jahrzehnten etabliert. In der Totalprothetik dient dieser Werkstoff vornehmlich als Prothesenbasismaterial. Aber auch bei partiellen Prothesen bestehen die Basisauflagen, die als Kauansätze die ersetzten Zahnreihen tragen, aus PMMA. Durch die relativ geringen Material- und Verarbeitungskosten ist die Anwendung von PMMA auch bei Interimsprothesen indiziert. Zusätzlich ist die Verwendung von Prothesenkunststoffen auch auf dem Gebiet der implantatgetragenen Prothetik von großer Bedeutung.

1.1.1 Entwicklung von Prothesenbasismaterialien

Im Jahr 1839 entwickelte Charles Goodyear die Vulkanisation, mit deren Hilfe Kautschuk widerstandsfähig gegen chemische Einflüsse und mechanische Beanspruchung gemacht wurde. Der Vorschlag über die Einführung des Hartkautschuks in die zahnärztliche Prothetik

erfolgte erstmals 1851 durch Evans (Hoffmann-Axthelm 1985). Die Defizite dieses Werkstoffs im klinischen Alltag führten jedoch zur Prüfung andersartiger Kunststoffe auf ihre Verwendung als Prothesenbasismaterial. 1928 entdeckte Otto Röhm die Methacrylsäuremethylester. Das Polymethylmethacrylat (PMMA) wurde patentiert und unter dem Namen „Plexiglas“ für industrielle Zwecke vermarktet. Jedoch erlangte das PMMA auch in der Zahnmedizin große Bedeutung (Groß 1979). Viele Fakten sprechen für die Verwendung des PMMA zur Herstellung einer Prothesenbasis. Neben der guten Ver- und Bearbeitung und der damit verbundenen einfachen Reparaturfähigkeit, besticht dieses Material durch gute Bioverträglichkeit und den sicheren Verbund zu den verwendeten Prothesenzähnen (Janda 1997). Dabei kann es bei geschickter Verarbeitung selbst hohe ästhetische Ansprüche, welche in der heutigen Gesellschaft immer mehr an Bedeutung gewinnen, erfüllen. Aus diesem Grund sind die heute angebotenen Prothesenbasiskunststoffe fast ausschließlich PMMA basiert (Janda 1996b). Parallel gab es in der Vergangenheit zahlreiche Versuche verschiedenartige Prothesenbasismaterialien, wie z.B. Polyurethane, Polycarbonate oder Polyamide, einzusetzen, jedoch bleibt die Akzeptanz dieser Materialien hinter der des PMMA zurück.

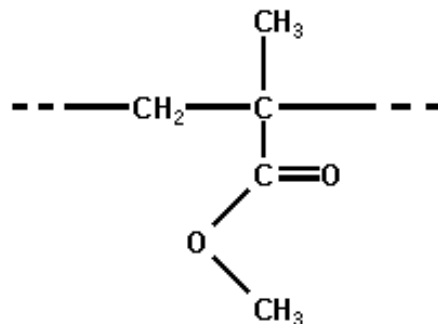


Abb. 1 : Methylmethacrylat

1.1.2 Zusammensetzung von Prothesenkunststoffen auf Methacrylatbasis

Übliche Prothesenbasiskunststoffe bestehen aus PMMA. Bei der Herstellung des PMMA wird ein Zwei-Komponenten-System, bestehend aus einer Flüssigkeit (Monomer) und einem Pulver (Polymer), verarbeitet. Diese so genannte Polymerisationsreaktion stellt eine Verknüpfung zwischen den einzelnen Bestandteilen dar. Um die Umsetzung des Kunststoffes steuern zu können, werden Initiatoren und Katalysatoren hinzugefügt (Smith 1959), (Fritz 1977). Die Initiatoren nehmen an der Umsetzungsreaktion der Kunststoffe teil und lösen die Polymerisationsreaktion aus.. Unterschieden werden Initiatoren für die Heißhärtung, die Kalthärtung und die Lichthärtung. Typischerweise wird bei Heißpolymerisaten der Initiator Dibenzoylperoxid eingesetzt. Bei Kaltpolymerisaten dienen

so genannte Redoxinitiatorsysteme als Initiatoren (Janda 1996a). Die Katalysatoren nehmen nicht an der Reaktion teil. Sie senken die Aktivierungsenergie, die zur Auslösung der Reaktion notwendig ist.

Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften werden den Kunststoffen verschiedene Füllstoffe zugesetzt. Dabei unterscheidet man Heißpolymerisate, bei denen für die Umsetzung Wärmezufuhr notwendig ist von Kaltpolymerisaten, bei denen es durch Redoxreaktionen zur Umsetzung kommt und. Etwa 90% des Monomers bestehen aus Methylester der Methacrylsäure und etwa 8% aus einem Vernetzer, zum Beispiel Butandioldimethacrylat. Um die Lagerfähigkeit zu gewährleisten erweist sich die Zugabe von Stabilisatoren (Antioxidantien oder Inhibitoren) als notwendig. Somit wird der spontanen Polymerisationsreaktion unter bereits leichter Licht- oder Wärmeeinwirkung entgegengewirkt. Bewährte Stabilisatoren sind Hydrochinon, Hydrochinonmonomethylether sowie verschiedene Phenole. Um eine ungewollte vorzeitige Polymerisation zu verhindern sind zusätzlich Radikalfänger wie Ascorbinsäure, Pyridin, Benzoesäure oder Metallsalze enthalten. Diese fangen während der Lagerung spontan gebildete Radikale ab und bilden neue, reaktionsträgere Radikale. Aktivatoren oder Akzeleratoren werden nur den Kaltpolymerisaten zugesetzt (Körber und Ludwig 1993).

Das pulverförmige PMMA gehört zu den thermoplastischen Kunststoffen. Die Grundstruktur besteht aus linear unverzweigten Kettenmolekülen, die über Hauptvalenzen untereinander verknüpft sind. Eine nicht ausreichend geordnete Molekülstruktur und eine fehlende innere Kettenbeweglichkeit machen den Aufbau eines Kristallgitters jedoch nicht möglich. Daher wird PMMA in die Gruppe der amorphen Thermoplaste eingeordnet (Buck et al. 1975).

In jeder Prothese können, abhängig von verschiedenen Faktoren wie zum Beispiel Nachpolymerisation und Lagerungsdauer in Wasser, potenziell allergene und toxische Bestandteile nachgewiesen werden (Geurtsen 1998). In diesem Zusammenhang sind neben anderen Bestandteilen wie zum Beispiel Farbstoffen (Kuck 1956) vor allem der Restmonomergehalt (Kratzenberg 1960) und der Polymerisationsinitiator Dibenzoylperoxid zu nennen (Boeckler 2008).

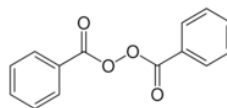


Abb. 2 : Dibenzoylperoxid

1.1.3 Polymerisationsreaktionen in zahnärztlichen Methacrylaten

Für die Entstehung von polymeren Kunststoffen ist es notwendig, dass sich die Monomere auf eine bestimmte Art miteinander verknüpfen. In der Chemie der Kunststoffe sind diverse Polyreaktionstypen bekannt. Dazu zählen unter anderem die in der Zahnmedizin bedeutenden Polyaddition, Polykondensation und die Polymerisation. Bei der Reaktion des Methacrylsäuremethylester zu hochmolekularem Polymethylmethacrylat handelt es sich um eine Substanz- oder Massepolymerisation, da kein Lösungsmittel verwendet wird. Sie setzt sich zusammen aus der Primärreaktion (Initiation/ Kettenstart), der darauf folgenden Wachstums- Aufbau- oder Fortpflanzungsphase (Propagation) und endet mit dem Kettenabbruch (Termination). Voraussetzung für die Reaktionsfreudigkeit des Monomers ist dessen ungesättigte Kohlenstoffdoppelbindung (olefinische Struktur). Für die Auslösung der radikalischen Polymerisation ist ein Initiator notwendig wobei sich dieser je nach Polymerisationstyp unterscheidet.

Bei den Heißpolymerisaten wird die Polymerisationsreaktion durch Wärmezufuhr von außen ermöglicht. Der am häufigsten verwendete Initiator ist bei diesen Reaktionstypen Dibenzoylperoxid (DBPO). Durch thermolytische Spaltung des DBPO entstehen Benzoyloxy-Radikale und reagieren in der Startreaktion schnell mit den ungesättigten Monomermolekülen. Da sich die Primärradikale jedoch eng geballt in einem Geflecht von Monomermolekülen befinden, treten auch andere Wechselwirkungen auf wie zum Beispiel die Begegnung zweier Radikale, die so genannte CIDPN (Chemically Induced Dynamic Nuclear Polarization). Durch diese Radikalausbeute kommt es zu einem Verlust an freien Radikalen und somit zu einer Verlangsamung der Startreaktion. Dieser Zusammenhang macht deutlich, dass die Geschwindigkeit der Startreaktion nicht proportional zur Initiatorkonzentration ist, sondern dass auch andere Faktoren wie die genannte Radikalausbeute einen entscheidenden Einfluss haben (Elias 1981). Auch auf die Konstitution des gebildeten Makromoleküls besitzt der Initiator Einfluss. Er geht Übertragungsreaktionen zum Molekül ein und beeinflusst den Vernetzungsgrad positiv. Es können sich somit vermehrt verzweigte Produkte bilden.

Bei den Kalt- und Autopolymerisaten wird von außen keine Energie in Form von Wärme hinzugefügt. Daher kann bei dieser Art von Kunststoffen zur Initiation kein DBPO verwendet werden. Die für die Polymerisationsreaktion erforderlichen Radikale werden durch die Reaktion eines Reduktionsmittels mit einem Oxidationsmittel geschaffen, so dass es zu einer so genannten Redox-Initiation kommt. Früher wurden dazu Redoxsysteme aus DBPO und N,N-Dimethyl-p-toluidin genutzt, die sich jedoch als nicht stabil erwiesen haben (Groß 1979) und daher von vollkommen stabilen Initiatorsystemen auf der Basis von Barbitursäureverbindungen (z.B. Trimethylbarbitursäure) und Kupferionen ersetzt wurden.

Auch bei diesen Systemen ist eine optimale Radikalausbeute notwendig. Daher werden die Redoxsysteme durch regulierende Zusatzstoffe auf das vorhandene Polymerisationssystem abgestimmt. Zumeist handelt es sich dabei um ein kompliziert aufgebautes Redoxsystem.

Die Bildung reaktionsfreudiger Radikale, die aus dem Initiatormolekül und dem ersten Monomerbaustein bestehen, geht über die Initialreaktion hinaus und es resultiert das Kettenwachstum. Das Polymer wächst dabei und bildet immer größere Molmassen, bis es zum Abbruch der Reaktion kommt. Unter Polymerisationsgrad versteht man dabei die durchschnittliche Anzahl der addierten Monomerbausteine. In der Literatur schwankt der Wert für die in der Zahnheilkunde verwendeten Kunststoffe zwischen 3500 und 15000 (Eichner 1988). Nach Huggett (1984) ist die Polymerisationsgeschwindigkeit abhängig von der Initiatorkonzentration.

Zum Kombinationsabbruch kommt es wenn zwei Polymerradikale aufeinander treffen und miteinander reagieren. Dabei entsteht ein Makromolekül mit doppelter Länge. Zu einem Abbruch der Reaktion kommt es auch wenn keine oder nicht mehr genügend Monomere vorhanden sind. Nicht umgesetzte Monomere bleiben dann im Kunststoff zurück und führen zu Einschränkungen der mechanischen Eigenschaften. Auch die biologische Verträglichkeit des Prothesenkunststoffes wird dadurch negativ beeinflusst. Auch Stabilisatoren (Inhibitoren), wie z.B. Hydrochinon können einen Kettenabbruch bewirken und damit die Polymerisation beenden. Normalerweise reagieren sie mit vorzeitig entstandenen Radikalen im Monomer und verhindern so eine vorzeitige Polymerisation.

1.1.4 Zahntechnische Verarbeitungsmethoden

Obwohl es ständige Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der Prothesenkunststoffe gab, stellt die Polymerisationsschrumpfung auch heute noch ein klinisches Problem dar. Bei der Überführung der Wachsmodellation in den Kunststoff kommt es zu einer Dimensionsänderung der Prothese, welche zu einer Passungenauigkeit im Mund des Patienten führt. Vergleicht man das Volumen des Monomers (MMA) mit dem Volumen nach der Polymerisation (PMMA), dann lässt sich bei letzterem immer ein Volumenschwund, die so genannte Polymerisationsschrumpfung, feststellen. Dieser Schwund ist materialspezifisch und ist bei Polymerisationsreaktionen obligat (Peroz 1990). Durch die Bildung von Molekülketten verringert sich das Volumen in Bezug zum Ausgangswert. Das Phänomen erklärt sich durch genauere Betrachtung der Molekülstruktur der Ausgangsstoffe und der Reaktionsprodukte. Die monomeren Methacrylsäuremethylestermoleküle werden bei der Kettenbildung während der Polymerisation zum Polymethylmethacrylat zusammengezogen (Körber 1990). Die Einzelmoleküle lagern sich zu einem Fadenmolekül zusammen, wobei

sich das Volumen verkleinert. Bei der Polymerisation von reinem MMA kommt es zu einer Volumenschrumpfung von ca. 22% (Peroz 1990). Aufgrund dieses hohen Volumenschwundes ist die Verwendung eines reinen Methacrylsäuremethylesters (MMA) als flüssiges Monomer zur Herstellung von Kunststoffprothesen unmöglich (Körper 1987). Durch die Erfindung des sog. Kulzer-Verfahrens in den 30er Jahren (Kulzer & Co. GmbH 1936) des letzten Jahrhunderts war es gelungen, durch die Zugabe von perlenförmigem, vorpolymerisiertem PMMA-Pulver die Schrumpfung zu reduzieren (Groß 1977). Dabei betrug das mittlere Verhältnis von Flüssigkeit zu Pulver 1:2 bis 1:3. Die Polymerisationsschrumpfung wurde somit auf 7% gesenkt (Schmidt 1978, Körper 1987).

Durch die Entwicklung von so genannten Nachpressverfahren war es möglich den Volumenschwund weiter zu verringern (Bawendi 1973). Bei diesen Verfahren konnte der plastische Kunststoff mit Hilfe von Druck in die geschlossene Kuvette eingebracht werden. Im Gegensatz zu dem herkömmlichen Stopf- Press- Verfahren war es hier möglich permanent plastische Kunststoffmasse nachzupressen (Keenan 2003). Da der Polymerisationsvorgang an den Stellen beginnt, die am weitesten von der Injektionsstelle entfernt liegen, konnte sich die erstarrende Masse dort zusammenziehen und noch während des Aushärtens unpolymersierter Kunststoff nachgepresst werden.

Die Entwicklung des SR-Ivocap-Verfahrens (Firma Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) beruhte auf der Erkenntnis, dass der Volumenschwund umso größer ist, desto mehr Monomeranteil verwendet wurde. Bei diesem System wurden erstmals Fertigungskapseln mit einem genau definierten Mischungsverhältnis von Pulver und Flüssigkeit verwendet. Der Polymerisationsschwund konnte so weiter auf 5-6% gesenkt werden (Trage 1975, Körper 1993). Die makromolekularchemisch bedingte Restschrumpfung konnte nicht weiter beeinflusst werden. Durch den geringeren Restmonomergehalt besaß dieses System zusätzlich einen positiven Einfluss auf das mechanische und biologische Verhalten des Kunststoffes. Körper (1987) gab an, dass das SR-Ivocap-Verfahren einen linearen Volumenschwund bei zylindrischen Probekörpern zur ursprünglichen Wachsmodellation von unter 20 µm aufweist. Dieser Wert liegt im Grenzwertbereich der zahntechnisch möglichen Genauigkeitsgrenze.

Spezielle industriell auspolymerisierte Prothesenkunststoffe (z.B. Polyan, Polyapress GmbH, Altkirchen, Deutschland) können im so genannten Spritzgussverfahren verarbeitet werden. Dabei wird das in Kartuschen befindliche PMMA- Kunststoffgranulat bis zu seiner Plastifizierung auf 260°C erhitzt. Anschließend wird es in die vorbereitete Kuvette injiziert und eingeschlossen.

1.2 Dimensionsstabilität von Prothesenkunststoffen

Hierzu müssen die Begriffe Dimensionsgenauigkeit und Dimensionsverhalten zunächst genauer definiert werden. Unter dem Begriff Dimensionsgenauigkeit versteht man die Exaktheit, mit der eine Kunststoffprothese hergestellt wird. Sie ist von bestimmten äußeren Faktoren wie zum Beispiel Temperatur, mechanischer Beanspruchung und Wasseraufnahme abhängig und kann zu bestimmten Zeitpunkten registriert werden (Schwickerath 1966).

Das Dimensionsverhalten gibt die Dimensionsgenauigkeit in Abhängigkeit von der Zeit und äußeren Faktoren an (Bawendi 1975b). Auch das Dimensionsverhalten ist somit ein entscheidendes Qualitätsmerkmal, da die Kunststoffprothesen über einen langen Zeitraum in der Mundhöhle des Patienten bleiben.

In den folgenden Abschnitten werden die Einflussfaktoren auf die Dimensionsgenauigkeit und das Dimensionsverhalten detailliert besprochen.

1.2.1 Polymerisationsbedingte Dimensionsänderungen

Grundsätzlich hängt die Dimensionsgenauigkeit einer Kunststoffprothese von der materialspezifischen Komponente der Polymerisationsschrumpfung und der unterschiedlichen Ausdehnung von Prothesenmaterial und Modellgips ab. Diese beiden Faktoren sind der Grund dafür, dass eine Prothese aus PMMA keine genaue Kopie seines Herstellungsmodells sein kann. Nimmt man die Prothese nach Fertigstellung von ihrer Basis herunter, so lässt sie sich anschließend nicht mehr exakt reponieren. Ursächlich dafür ist der Ausgleich der inneren Spannungen in der Prothese (Peroz 1990).

Bei einer durch anerkannte dermatologische Verfahren bewiesenen allergischen oder toxischen Unverträglichkeitsreaktion gegen den verwendeten Prothesenkunststoff kann die Nachpolymerisation einer Prothese indiziert sein. Ursächlich für die Ausbildung einer solchen Überempfindlichkeit können Inhaltsstoffe im Kunststoff wie zum Beispiel freie Restmonomere, Polymerisations-Initiatoren, -Akzeleratoren,- Inhibitoren, Farbpigmente, Metalloxide, Füllstoffe, Vernetzer und Weichmacher sein (Fisher 1956, Kuck 1956, Langer 1956, Roßbach 1975, Gebhardt et al. 1996, Boeckler 2008).

Nunes de Mello (2003) und Boeckler (2008) stellten fest, dass es durch die thermische Nachbehandlung zu einer signifikanten Reduktion potentiell allergener Restsubstanzen wie vor allem MMA und DBPO kommen kann. Diese Methodik erscheint allerdings auch mit einigen Nachteilen verbunden zu sein. Hennicke (1957) beobachtete bei der von ihm

beschriebenen Nachpolymerisationsart Dimensionsänderungen der Prothesenbasen. Auch Kratzenberg (1960) fand die bei 100°C im Trockenschrank nachpolymerisierten Prothesen als „nicht absolut formstabil“ und forderte deren Sockelung auf einem Gipsmodell.

Im Gegensatz zu dieser Methode sollte bei der prothetischen Neuversorgung eines Patienten, welcher mittels eines anerkannten Tests bereits nachweislich auf einen Inhaltsstoff konventioneller Prothesenkunststoffe sensibilisiert wurde, ein Produkt gewählt werden, welches möglichst frei von dieser betreffenden Substanz ist (Richter 1996). Zwar gibt es auch zahlreiche Kontaktekzempatienten mit gesicherter Kunststoffallergie, die diese Werkstoffe im Munde problemlos tolerieren (Richter 1994). Doch ergibt sich für den Behandler das forensische Problem der Beweispflicht, dass zwischen möglichen Beschwerden des Patienten und einer klinischen Anwendung von Dentalwerkstoffen mit einem Gehalt des allergiesuspekten Stoffes kein direkter Zusammenhang besteht. Somit stellt sich in diesen Fällen die Notwendigkeit einer Versorgung mit alternativem Zahnersatz (Gasser, 1968). In derartigen Fällen wird in der Regel die totalprothetische Versorgung mit einem alternativen Prothesenkunststoff ohne allergiesuspekte Inhaltsstoffe angestrebt. Dafür bieten verschiedene Hersteller alternative Basiskunststoffe an, die entweder frei von potentiellen Reizsubstanzen, oder eine deutlich verringerte Konzentration dieser Substanzen aufweisen sollen. Diese alternativen Produkte werden häufig als so genannte ‚hypoallergene‘ Prothesenkunststoffe bezeichnet. Unter diesem Sammelbegriff findet sich eine Reihe heterogener Kunststoffprodukte, welche sich überwiegend chemisch, aber teilweise auch von ihrer zahntechnischen Verarbeitung von den konventionellen PMMA-Kunststoffen und den üblichen Polymerisationssystemen unterscheiden (Boeckler 2009). So besteht die Möglichkeit, durch Vorpolymerisation und besondere Verarbeitungsverfahren von PMMA-Kunststoffen auf die kritischen Restsubstanzen der Reaktionssysteme zum Grossteil zu verzichten. Ein Beispiel stellt die oben beschriebene Verwendung von Thermoplasten dar. Dabei handelt es sich um auspolymerisierte PMMA-Kunststoffe aus hochmolekularen Fadenmolekülen, die im Gegensatz zu vernetzten Polymeren nur über Nebervalenzkräfte miteinander wechselwirken. Diese Valenzen werden durch Temperaturerhöhung auf ca. 260°C zunächst reversibel aufgehoben. Das Material wird fließfähig und kann unter Druck in eine vorbereitete Hohlform gespritzt werden (Welker, 1997). Da das Material bei seiner Verarbeitung schon industriell auspolymerisiert ist, kann es in seiner Zusammensetzung frei von möglichen allergenen Substanzen des Reaktionssystems, wie z.B. Dibenzoylperoxid oder Formaldehyd-Derivaten, gehalten werden. Allerdings kann es bei der Erwärmung des Materials bis in den plastischen Verarbeitungsbereich vereinzelt auch zu einer Depolymerisation der Moleküle kommen, so dass im fertigen Kunststoff ein gewisser Restgehalt an freiem MMA von bis zu 0.3% nachweisbar sein kann (Wirz, 1984).

1.2.2 Physikalisch bedingte Dimensionsänderungen

Für die Diskussion über das Volumenverhalten sind auch das thermische Verhalten und die volumetrische Auswirkung auf den Kunststoff von Bedeutung. Beim Durchlaufen einer Temperaturskala verändern sich die molekularen Strukturen und damit auch die Materialeigenschaften. PMMA liegt entweder im festen, thermoplastischen oder thermoelastischen Zustand vor, wobei dieser nicht sprunghaft wechselt. Die so genannte Glasübergangstemperatur liegt bei 130°C. Bis zu diesem Punkt befindet sich der Kunststoff in einem harten und spröden Zustand. Oberhalb dieser Temperatur wird er plastisch verformbar. Übersteigt die Temperatur Werte von 250°C, so kommt es zu einer irreversiblen Depolymerisation. Aufgrund dessen besitzen konventionelle PMMA-Kunststoffe eine maximale Gebrauchstemperatur, die unter keinen Umständen überschritten werden sollte. Bei einer Temperaturüberschreitung können bleibende Materialschäden auftreten (Eichner 1954, Schwickerath 1969).

Generell durchlaufen alle Kunststoffe während des Herstellungsprozesses einen gewissen Temperaturbereich. Bei Heißpolymerisaten führt die von außen zugeführte Energie in Form von Wärme zu einer Polymerisationstemperatur von ca. 95°C. Bei den Kaltpolymerisaten wird zwar von außen keine Wärme zugeführt, jedoch kommt es durch den exothermen Polymerisationsvorgang des Kunststoffes auch zu einer nicht unerheblichen Wärmeentwicklung. Nach Abschluss dieser Prozesse kühlen die Materialien wieder auf Zimmertemperatur (ca. 22°C) ab. Bei Kunststoffen zur Herstellung von provisorischen Restaurationen wurden in Abhängigkeit von der Materialstärke Temperaturen zwischen 40°C und 82°C gemessen (Janke 1955, Vallittu 1996, Göbel et al. 2000). Jedes Atom besitzt eine Eigenschwingung mit einer gewissen Amplitude. Das Ausmaß dieser Amplitude ist temperaturabhängig, das heißt, dass bei einer Temperaturerhöhung diese Teilchen in einem größeren Ausmaß schwingen. Makroskopisch wird dieser Zustand in Form einer Volumenexpansion des Materials sichtbar. Es kommt zur thermisch bedingten Expansion bzw. nach Abkühlung zur thermisch bedingten Kontraktion. Betrachtet man den Polymerisationsvorgang, so lässt sich dieses Modell sowohl auf den Kunststoff als auch auf die Einbettmasse beziehen. Bedingt durch den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Materialien kommt es durch den initialen Temperaturanstieg in einem unterschiedlichen Ausmaß zur Expansion. Nach Abschluss des Polymerisationsprozesses kontrahieren der Kunststoff und die gipsbasierte Einbettmasse wieder. Aufgrund dessen erhält man eine in Bezug zur Basisform kleinere Prothese (Körber 1990). Auf diesen Prozess hat auch ein Injektions- oder Nachpressverfahren keinen Einfluss, da es die Ursache nicht beheben kann.

Die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Gips ($\alpha \sim 25 \cdot 10^{-6}/K$) und Kunststoff ($\alpha \sim 81 \cdot 10^{-6}/K$) führen dazu, dass der Kunststoff stärker kontrahiert als das Gipsmodell und es in Folge im Inneren der Prothese zu Spannungen kommt (Körber 1987). Somit ist auch die Empfehlung der Hersteller nach einer langsamen Abkühlung der Küvette z.B. über Nacht nachvollziehbar. Meiners (1983) wies darauf hin, dass schnelles Abkühlen diese inneren Spannungen erhöht und daher abzulehnen ist und empfiehlt die Küvetten in einem temperierten Wasserbad abzukühlen und somit eine gewisse „Spannungsrelaxation“ herbeizuführen.

Das Ausmaß der Schrumpfung ist auch abhängig von der Form der Prothese (Sadamori 1994). Hufeisenförmige Unterkiefertotalprothesen zeigen beispielsweise ein stärkeres Schrumpfungsverhalten als die transversal stabilisierten Oberkiefertotalprothesen (Takahashi 1990). Aber auch die Gaumenform hat entscheidenden Einfluss auf die Dimensionsänderung. So ist der Bereich des Oberkiefergaumengewölbes aufgrund der bogenförmigen Morphologie besonders anfällig für Spaltbildungen zwischen Kunststoffprothese und dem palatinalen Prothesenlager (Woelfel und Paffenbarger 1959b). Dabei ist die Ausprägung der Spaltbildung umso deutlicher, je höher und spitzer (V-förmiger) der Hartgaumen ist. Hedge (2004) sieht die erhöhten transversalen Belastungsspannungen in der Prothese als Ursache für dieses Phänomen.

Auch die Wasseraufnahme der Prothesenkunststoffe spielt eine Rolle wenn es um die Qualität einer Prothese geht. So hat das Quellungsphänomen einen bedeutenden Einfluss auf die Dimension der Prothesenbasis (Monfrin et al. 2005). Bei Lagerung im feuchten Milieu nimmt PMMA ca. 1,5 Gew.-% Wasser auf (Wong 1999, Tsuboi 2005). Wassermoleküle diffundieren dabei in den Kunststoff, treten zwischen die Makromoleküle und drücken diese auseinander. PMMA an sich ist unlöslich in Wasser. Je größer jedoch der Anteil an Restmonomer in der fertig polymerisierten Prothese ist, desto höher fällt auch die Wasseraufnahme aus (Dogan et al. 1995). Die mengenmäßig größte Wasseraufnahme findet in den ersten 24 Stunden statt. Nach 28 Tagen ist die Wasseraufnahme abgeschlossen und der Gehalt stationär (Joshi und Sanghvi 1994). Auch auf die mechanischen Eigenschaften des PMMA hat die Wasseraufnahme Auswirkungen. Parameter wie E-Modul, Zug- und Biegefestigkeit nehmen ab, Schlagzähigkeit und Biegewinkel nehmen hingegen zu (Finger 1975, Duymus 2006). Vergleichende Untersuchungen zur Lagerung von Kunststoffprothesen in Wasser und Speichel wiesen keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf Formverhalten und Biegefestigkeit auf (Peroz 1990).

1.2.3 Klinische Bedeutung der Dimensionsstabilität

Aus verschiedenen Gründen wie zum Beispiel Funktion, Ästhetik und Tragekomfort müssen die für die Zahnheilkunde gefertigten Prothesen eine hohe Formgenauigkeit erzielen. Dieser Qualitätsstandard stellt sicher, dass die Prothesenbasis dem Prothesenlager möglichst exakt aufliegen kann und dass die Okklusion von der Wachsmodellation korrekt übernommen wird (Dolder 1943, Sykora und Sutow 1993). So haben Woelfel und Paffenbarger (1959) die Dimensionsstabilität von Kunststoffprothesen unter Berücksichtigung der Stellung der Prothesenzähne zueinander untersucht. Dabei zeigte sich, dass eine polymerisationsbedingte transversale Verringerung des Abstandes der Molaren zueinander bis 0,5 mm noch tolerierbar war. Ab einer Verringerung von über 0,9 mm kam es zu einer klinisch relevanten Beeinträchtigung der Okklusion und der Passung der Prothese. Janke (1962) beschrieb, dass es zu Durchblutungsstörungen der Schleimhaut und des Periostes kommen kann, wenn die lateralen Prothesenanteile noch während der funktionellen Tragezeit um mehr als 0,33 mm schrumpfen. Daraus soll bei längerer Tragezeit ein möglicher Kammschwund im Sinne einer knöchernen Atrophie resultieren können. Bei ungenügender Passung kommt es auch in anderen Prothesenabschnitten, wie z.B. beim dorsalen Abschluss im Bereich der Ah-Linie zu möglichen klinischen Problemen. Aufgrund der resultierenden mangelhaften Saugfähigkeit wurde das Auftreten eines dorsalen Spaltes bereits von mehreren Autoren als Ursache eines insuffizienten Prothesenhaltes beschrieben (Anderes 1952, Marx 1960, Marx 1975). Verliert eine obere Totalprothese ihre Saughaftung, so ist die Prothese nicht mehr funktionsfähig.

Eine Diskrepanz zwischen Prothesenbasis und anatomischem Lagergewebe kann die Ursache einer mechanisch bedingten Prothesenstomatopathie sein (Roßbach 1975). Weitere Folgen der möglichen Dimensionsveränderungen beinhalten auch Störungen der Okklusion und sollen weitaus häufiger Auslöser einer Unverträglichkeitsreaktion gegen den Zahnersatz sein als eine mögliche Allergie gegen Inhaltsstoffe des Prothesenbasiskunststoffes (Fisher 1956, Schwickerath 1982).

1.2.4 Untersuchungsmethoden zur Dimensionsstabilität

Für die Ermittlung der Formveränderung einer Kunststoffprothesenbasis bietet sich das Vermessen von Strecken zwischen zwei Referenzpunkten an. Parvizi et al. (2004) betrachteten die Strecken zwischen drei Messpunkten an der Gaumenfläche von Oberkieferprothesen. Keenan et al. (2003) betrachteten sowohl die intermolare Distanz als auch die vertikale Dimensionsänderung anhand von Oberkieferprothesen. Eine vertikale

Distanzänderung führt zu einer inadäquaten Funktion der Prothese (Nogueira et al. 1999, Swords et al. 2000).

Eine solche zweidimensionale Messmethode basiert auf standardisierten Probekörpern, die mit speziellen Referenzpunkten versehen sind. Dafür können zum Beispiel Metallpins oder Kunststoffzähne in die Probekörper eingebracht sein (Nogueira et al. 1999, Parvizi et al. 2004). Strecken werden mit dem Messmikroskop oder mit dem digitalen Messschieber zu unterschiedlichen Zeitpunkten vermessen und untereinander verglichen (Huggett et al. 1992, Jagger 1996). Fano (1998) beschreibt die Möglichkeit mit Hilfe eines Laserscanners kontaktlos Strecken zu vermessen.

Eine andere, mehr den klinischen Situationen entsprechende Methode ist die Messung des dorsalen Randspaltes zwischen einer Oberkieferprothesenbasis und dem korrespondierenden Modell (Marx 1975, Körber 1990, Peroz 1990, Zissis et al. 1991, Teraoka 2000, Pronych 2003, Boeckler 2006). Dabei wird die Länge der Strecke zwischen einem Punkt auf dem Prothesenrand und einem Fixpunkt auf dem Modell mit Hilfe eines Messmikroskops zu verschiedenen Zeitpunkten aufgezeichnet und anschließend untereinander verglichen.

Jedoch ist nicht nur die dorsale Spaltbildung einer Oberkieferprothese für deren klinische Qualität von Bedeutung. Auch die korrekte Übertragung der Zahnstellung ist von Interesse. Daher wurden auch Referenzpunkte auf der Oberseite der Prothese festgelegt und somit eine transversale Distanz vermessen (Bawendi 1975b, Boeckler et al. 2006).

Latta et al. (1990) führten zunächst eine röntgenologische Untersuchung der Probekörper und eine anschließende Vermessung durch.

Es wurden auch dreidimensionale Messtechniken angewendet. Diese haben den Vorteil, dass die Dimensionsänderungen der Prothese in ihrer Gesamtheit, und nicht nur punktuell aufgezeichnet und interpretiert werden können (Meadows et al. 1970, Ghosh 1983, McDowell et al. 1988, Bartling 2004).

Die Form der untersuchten Probekörper variierte in der Vergangenheit dabei deutlich. Bawendi (1975b) verwendete teilweise u-förmige Prothesenfragmente, die dem Dimensionsverhalten von Unterkieferprothesen entsprechen sollten. Um möglichst exakte klinische Verhältnisse zu simulieren, wurden häufig komplette Prothesen genutzt (Marx 1975, Peroz et al. 1990, Boeckler et al. 2006). Kunststoffzähne wurden jedoch auf keinem Probekörper verwendet, da diese die Größe des dorsalen Randspaltes kaum beeinflussen (Retterath 1974).

1.3 Ziel der Untersuchung

Die Anzahl der vorliegenden wissenschaftlichen Untersuchungen verdeutlicht die Komplexität des Problems der Polymerisationsschrumpfung von Prothesenbasen. Nach Durchsicht der Literatur muss dabei festgestellt werden, dass trotz einer Vielzahl von Studien zu mechanischen Eigenschaften von Prothesenkunststoffen keine Untersuchungen zur Bewertung des Einflusses von Verarbeitungstechnologie und Polymerisationstyp auf die Ausbildung und die Dynamik möglicher Dimensionsveränderungen verschiedener konventioneller oder hypoallergener Prothesenbasiskunststoffe vorliegen.

Ziel dieser Untersuchung war eine quantitative Analyse der Dimensionsveränderungen verschiedener Prothesenkunststoffe in Bezug auf den Polymerisationstyp und die Verarbeitungstechnologie. Weiterhin sollte der mögliche Einfluss dieser Parameter auf die Dimensionsstabilität im mundähnlichen feuchten Milieu sowie nach zusätzlicher Nachpolymerisation untersucht werden.

2 Material und Methoden

2.1 Modellherstellung

Zur Darstellung der klinischen Situation musste zunächst ein Urmodell als Referenz geschaffen werden. Dieses sollte von der anatomischen Form einem durchschnittlichen Oberkiefer entsprechen. In Untersuchungen von Körber (1991) und Peroz et al. (1990) wurde beschrieben, dass auch die Kieferform einen signifikanten Einfluss auf den dorsalen Randspalt der Prothesen hat. Als Muster wurde das Modell eines zahnlosen Oberkiefers der Firma KaVo (OK UB H, Biberach, Deutschland) genutzt. Dieses wurde zunächst dubliert, dann in Gips überführt und digitalisiert wurde. Unter sich gehende Stellen und Ansätze von Lippen- und Wangenbändchen konnten am Computer entfernt werden. Somit entstand ein vereinfachtes Modell, welches optimale Voraussetzungen für die spätere Vermessung lieferte. Das vereinfachte digitale Modell wurde mittels industrieller CAD/CAM-Technik aus einem Messingblock gefräst (Firma Dieter Heuer, Maschinenbau-Prototypenfertigung, Weferlingen, Deutschland). Auf diesen Urkiefer sollten später alle Probekörper reponiert und gegen ihn vermessen werden. Gegen diesen Urkiefer wurde eine Negativform aus einem Dubliersilikon zur späteren Herstellung der Arbeitsmodelle gefertigt. Für die geplanten Versuchsreihen waren insgesamt 70 Gipsmodelle erforderlich, auf denen jeweils eine Kunststoffprothese hergestellt wurde. Um exakte Detailwiedergabe und Formstabilität zu gewährleisten wurde ein Spezialhartgips nach DIN EN 26875, Typ III (Dento-dur 110 A, Firma Dentona AG, Dortmund, Deutschland) verwendet.

Dafür wurde die Dublierform mit einer modellgussfähigen Einbettmasse ausgegossen und auf dem resultierenden Modell die Form des späteren Probekörpers aus Wachs modelliert. Um eine konstante Schichtstärke zu erreichen, wurde für die Modellation der Basis Plattenwachs gewählt. Die Basis des Probekörpers wurde mit Hilfe des Modellgussverfahrens in eine Kobalt- Chrom- Molybdän- Legierung (Remanium GM380+, Firma Dentaurum, Ispringen, Deutschland) überführt. Auf dieser Metallbasis wurde zur Simulation des bei einer Prothese vorhandenen zahntragenden zirkulären Alveolarfortsatzes ein umlaufender Wall aus lichthärtendem Kunststoff gefertigt und mit handelsüblichem Sekundenkleber auf der Basislegierung befestigt. Im dorsalen Anteil der Kieferwälle wurden orthogonal zur Kauebene zwei Metallstifte einpolymerisiert. Diese dienten als Platzhalter für die später in den Probekörpern zu verankernden dorsalen Stifte für die Messung der transversalen Strecke zwischen den Kieferwällen (Abb. 3, S. 15)

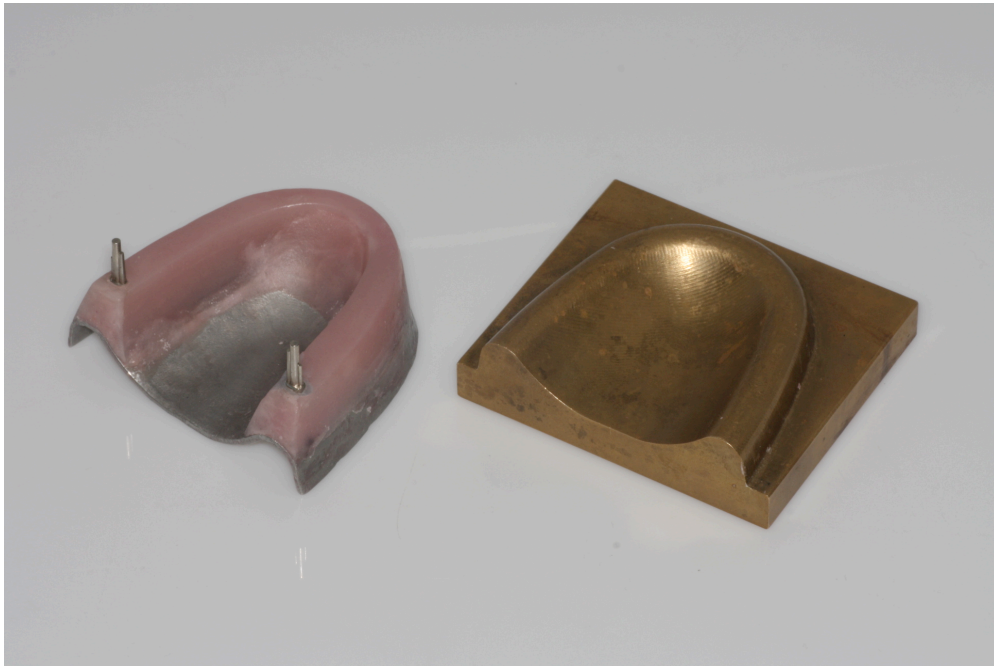


Abb. 3 Urprothese (Prototyp für die Herstellung der Probekörper) mit Urmodell

2.1.1 Bestimmung der Messpunkte

Die entstandenen dorsalen Spalten dienen als Maß für die Dimensionsänderungen der Probekörper. Dementsprechend repräsentieren die verschiedenen Messpunkte diese Dimensionsänderungen. Insgesamt wurden 5 Messpunkte festgelegt. Jede Flanke der Probekörper diente der Messung einer vertikalen und einer horizontalen Strecke. Die horizontalen Distanzen mit den Indices 1a und 1b beschreiben das Dimensionsverhalten der Prothesen im Bereich des Innenventils. Die Auswirkung auf das Außenventil wird repräsentiert durch die vertikalen Spaltmaße mit den Indices 2a und 2b. Wie bereits in anderen Untersuchungen von Körber (1991), Peroz et al. (1990) und Boeckler et al. (2006) soll der mediane Punkt der Prothesenbasis auch als Maß für Schrumpfungsprozesse herangezogen werden. Dieser Punkt wurde als Messpunkt 3 gekennzeichnet.

Je nachdem wie der Probekörper auf dem Modell reponiert wurde, rotierte der Probekörper um eine sagittale Achse auf dem Urmodell. Zurückzuführen ist diese Tatsache auf eine Deformation der Probekörperbasis. Um diese repositionsbedingten Messungenauigkeiten zu vermeiden wurden die Punkte 1a und 1b zusammen betrachtet und als Punkt 1gesamt zusammengefasst. Dieser repräsentiert die halbe Summe und beschreibt somit das mittlere Spaltmaß. Auch die Messpunkte 2a und 2b wurden aufgrund der gleichen Problematik auf diese Weise zu dem Messpunkt 2 zusammengefasst.

Eine weitere Messstrecke beschreibt den transversalen Abstand zwischen den auf dem Kieferwall einpolymerisierten Metallstiften. Hierbei wird die horizontale Distanz zwischen den

Zahnreihen zueinander simuliert. Gekennzeichnet wird diese Strecke als „Transversalmaß“. Auch Boeckler et al. (2006) nutzten diesen Messpunkt bei seiner Untersuchung zur Beurteilung der transversalen Dimension.

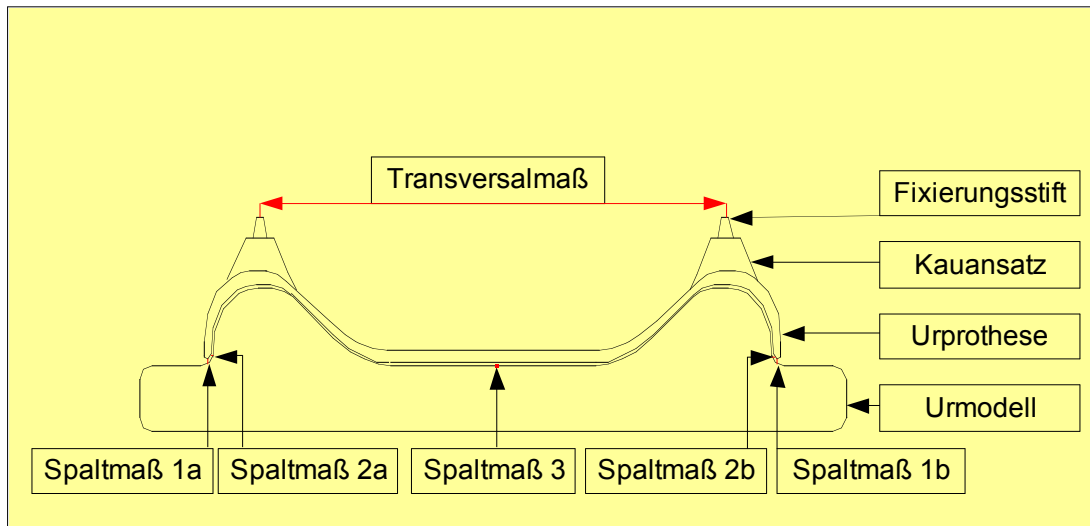


Abb. 4 Versuchsaufbau mit Messstrecken

2.2 Herstellung der Probekörper

Die Versuchsreihen wurden mit sieben handelsüblichen dentalen Kunststoffen zur Herstellung von Prothesenbasen durchgeführt (Tab. 1, S. 18). Zur Vermeidung eventueller Störfaktoren wie zum Beispiel Verunreinigung der Ausgangsmaterialien wurden nur fabrikneue, ungeöffnete Produkte verwendet.



Abb. 5 Lieferverpackungen der getesteten Kaltpolymerisate
(v.l.n.r: ProBase Cold, PalaXpress, FuturaGen)

Aus der Gruppe der Kaltpolymerisate (Abb. 5, S. 16) wurden Produkte von drei Herstellern untersucht: FuturaGen (Schütz Dental GmbH, Rosbach v.d.H., Deutschland), PalaXpress (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und Probase Cold (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland).



Abb. 6 Lieferverpackungen der getesteten Heißpolymerisate (v.l.n.r.: Paladon 65, FuturAcryl 2000, SR Ivocap)

Aus der Gruppe der Heißpolymerisate (Abb. 6) kamen Produkte derselben Hersteller zur Anwendung: FuturAcryl 2000 (Schütz Dental GmbH, Rosbach v.d.H., Deutschland), Paladon 65 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und SR Ivocap (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland).

Weiterhin wurde der vopolymerisierte, thermoplastisch zu verarbeitende Prothesenkunststoff Polyan (Polyapress GmbH, Altkirchen, Deutschland) getestet (Abb. 7). Laut Herstellerangaben besitzt dieser Kunststoff hypoallergene Eigenschaften.



Abb. 7 Getesteter thermoplastischer Kunststoff (Polyan)

Zunächst wurde jeweils eines der Arbeitsmodelle in die jeweilige produktspezifische Kuvette eingebettet. Anschließend wurde die Urprothese (Abb. 3, S. 15) auf diesem Modell dicht angewachst. Nach Aufsetzen des korrespondierenden Kuvettenteils wurde die Modellation wiederum mittels Gips gekontert. Nach dem Ausbrühen der Kuvetten, der Entfernung der Urprothese und dem Isolieren der beiden Kuvettenhälften (Aislar, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) wurde der jeweilige Kunststoff nach Herstellerangaben aufbereitet und entsprechend der jeweiligen Verarbeitungstechnologie eingebracht. Futura Gen wurde mit dem UNIPRESS- Verfahren (Abb. 8, S. 19) manuell injiziert und ruhte anschließend 25 Minuten bei Zimmertemperatur (22°C). PalaXpress wurde pneumatisch mit einem Druck von 4 bar mittels Palajet- System (Abb. 8, S. 19) injiziert und anschließend 30 Minuten lang im Wasserbad bei 55°C und 2 bar Druck auspolymerisiert. ProBase Cold wurde in konventioneller Stopftechnik verarbeitet. Nach dem Füllen und Schließen der Kuvetten wurden diese mit einem Druck von 3 bar in einer Presse belastet (Abb. 8, S. 19). Die Polymerisation erfolgte bei Raumtemperatur im Spannbügel bei konstantem Druck für 30 Minuten.

Tab. 1 Getestete Materialien

Kunststoff	Polymerisationstyp	Verarbeitungsverfahren	Hersteller
FuturaGen	Kaltpolymerisation	Manuelle Injektion	Schütz Dental GmbH Rosbach v.d.H., Deutschland
PalaXpress	Kaltpolymerisation	Pneumatische Injektion	Heraeus Kulzer GmbH Hanau, Deutschland
ProBase Cold	Kaltpolymerisation	Stopftechnik	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland
FuturAcryl 2000	Heißpolymerisation	Manuelle Injektion	Schütz Dental GmbH Rosbach v.d.H., Deutschland
Paladon 65	Heißpolymerisation	Stopftechnik	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland
SR Ivocap	Heißpolymerisation	Pneumatische Injektion	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland
Polyan	Industriell vorpolymerisiert	Spritzguss- Verfahren	Polyapress GmbH, Altkirchen, Deutschland

FuturAcryl 2000 wurde ebenfalls manuell mit dem UNIPRESS- Verfahren in die Kuvette injiziert und dann 25 Minuten bei 95°C polymerisiert. Anschließend wurde die Kuvette bis auf

Raumtemperatur abgekühlt. Die in Stopftechnik mit Paladon 65 befüllten Küvetten wurden mit 3 bar in einer Presse belastet und in einem Spannbügel 30 Minuten bei 70°C, dann weitere 30 Minuten bei 95°C mit jeweiligen Aufwärmzeiten polymerisiert. Bei der Verarbeitung der Kunststoffe FuturAcryl 2000 und Paladon 65 wurde ein Heißpolymerisationsgerät (EWL Typ 5509, KaVo) verwendet. Es folgte auch hier eine Abkühlphase bis auf Zimmertemperatur. SR Ivocap wurde pneumatisch bei einem Druck von 6 bar gepresst. Die SR Ivocap Einheit (Küvette mit angeschlossener Druckluftzufuhr, Abb. 8) wurde danach für 35 Minuten in einer speziellen Polymerisationswanne im Wasserbad bei 95°C gelagert. Anschließend wurde die Einheit zum Abkühlen für 25 Minuten in ein Wasserbad mit Raumtemperatur (22°C) gestellt. Der thermoplastische Kunststoff Polyan wurde im Spritzguss-Verfahrens in einem speziellen Verarbeitungsgerät (Abb. 9) in einer Metallkartusche zunächst stark erhitzt (260°C), somit verflüssigt und anschließend mit einem Druck von 10 bar in die Küvette injiziert. Es folgte eine Abkühlungsphase und eine abschließende 30-minütige Polymerisationsphase im Wasserbad bei 80°C.

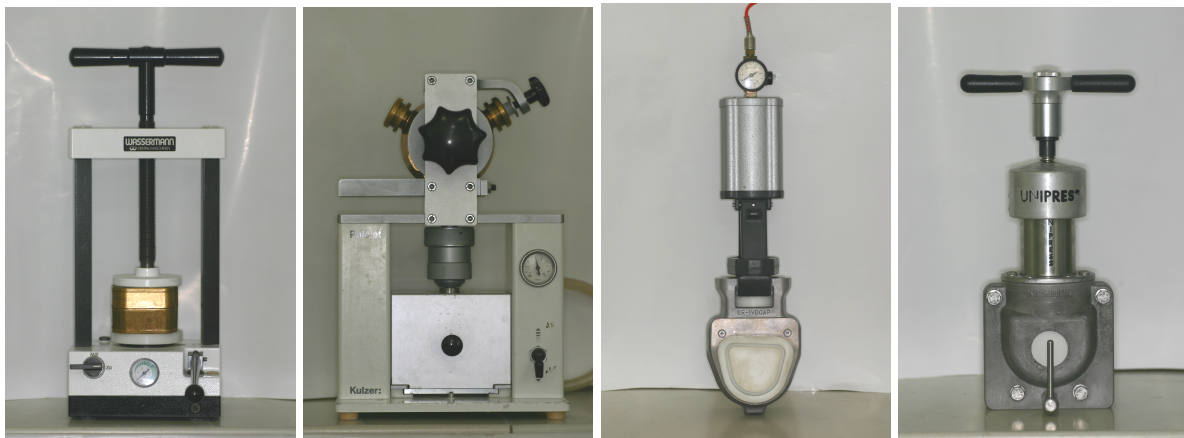


Abb.8 Verwendete Verarbeitungstechnologien

(v.l.n.r.: Stopftechnik, Palajet-System, SR-Ivocap-System, UNIPRESS-Verfahren)



Abb.9 Verwendete Verarbeitungstechnologie (Polyapress-Spritzguss-System)

Nach vollständiger Beendigung des Polymerisationsprozesses wurden die Probekörper aus den verschiedenen Küvetten sorgfältig ausgebettet und scharfe Kanten und Kunststoffüberschüsse mit einer Kunststofffräse entfernt. Die Begrenzung des dorsalen

Randes wurde vom Urmodell auf die Probekörper übertragen und diese mittels einer diamantierten und wassergekühlten Trimmerscheibe gekürzt. Die Unterseiten der Probekörper blieben unbearbeitet. Nach abschließender Kontrolle waren die Probekörper für die Vermessungen und Nachbehandlungen vorbereitet. Um eventuell auftretende Spannungen und Verwindungen, welche einen negativen Einfluss auf die Passung der Probekörper ausüben könnten, zu vermeiden, wurde auf eine Hochglanzpolitur der Oberfläche verzichtet.

2.3 Hauptversuche

2.3.1 Dimensionsänderungen nach Polymerisation

Die Untersuchung beinhaltete 7 Gruppen mit jeweils 10 Probekörpern. Jede dieser Gruppen repräsentierte einen der zu testenden Kunststoffe. Es wurden die Dimensionen der Probekörper zu verschiedenen Zeitpunkten gegen das Urmodell vermessen.

Um den Einfluss der Ausbettung auf das Dimensionsverhalten der Prothesen zu dokumentieren, wurde wie bereits auch in anderen Studien (Peroz et al. 1990, Nogueira et al. 1999, Swords et al. 2000, Keenan et al. 2003, Pronych et al. 2003) sowohl direkt nach der Ausbettung als auch eine Stunde danach gemessen.

Daran anschließend wurden mögliche Dimensionsänderungen der Prothesen über einen Zeitraum von einem Tag und einer Woche betrachtet. Auch andere Studien untersuchten Dimensionsänderungen an Totalprothesen über vergleichbare Zeiträume (Boeckler et al. 2006, Shukor et al. 2006). Zwischen den Messungen wurden alle Probekörper standardisiert in einem Hygrophor bei konstanter Luftfeuchte (50%) und Zimmertemperatur (22°C) gelagert. Dies sollte eine ungleichmäßige Austrocknung und dadurch zusätzlich bedingte Dimensionsänderungen verhindern.

2.3.2 Dimensionsänderungen durch Quellung

Nach 6-wöchiger Trockenlagerung bei Raumtemperatur (22°C) wurden die Probekörper (n=60) für 24 Stunden in einem Wasserbad (IVO4-Polymerisationswanne, Ivoclar, 22°C) gelagert. Danach konnte von einer nahezu vollständigen Sättigung der Prothesenbasiskunststoffe mit Wasser ausgegangen werden. Anschließend relevante Dimensionsänderungen der Proben durch eine weitere Wasseraufnahme konnten danach ausgeschlossen werden (Joshi und Sanghvi 1994).

Da dieser Teil der Untersuchung auch als Vorbereitung auf die Untersuchungen zur Nachpolymerisation angesehen wurden, und die hypoallergenen Eigenschaften des Kunststoffes Polyan eine derartige Nachbehandlung überflüssig machten, beschränkten sich die Messungen zu möglichen Quellungseffekten auf die Heiß- und Kaltpolymerisate.

2.3.3 Dimensionsänderungen durch Nachpolymerisation

Um mögliche Dimensionsänderungen der Prothesenbasen bei der Nachpolymerisation korrekt bewerten zu können, wurde eine vorhergehende Wasserlagerung der Prothesen durchgeführt (siehe 2.3.2). Somit wurde sichergestellt, dass es bei der Nachpolymerisation zu keiner Überlagerung der Ergebnisse durch reine Quellungseffekte kommt. In den sich anschließenden Nachpolymerisationsversuchen wurden die Proben der Gruppen 1 bis 6 bei einer Temperatur von 75°C im Wasserbad (IVO4-Polymerisationswanne, Ivoclar) nachpolymerisiert. Dabei handelt es sich um eine von Boeckler et al. (2006) empfohlene Temperatur für den Kunststoff PalaXpress. Aufgrund der chemischen Struktur des thermoplastischen Kunststoffes der Gruppe 7 und der nicht vorhandenen Notwendigkeit für eine eventuelle Nachpolymerisation wurde diese Gruppe hierbei nicht berücksichtigt. Zur Bestimmung eines möglichen Einflusses der Nachpolymerisation auf das Dimensionsverhalten der übrigen Proben wurden diese nach zwei und nach zwölf Stunden aus dem Wasserbad entnommen, bei Raumtemperatur langsam abgekühlt und vermessen (Boeckler et al. 2006). Somit konnte ein möglicher thermischer Einfluss auf die Dimensionsänderungen weitestgehend minimiert werden.

2.4 Messtechnik

Zur vollständigen Vermessung der Probekörper waren zwei Systeme erforderlich. Die Spaltmaße am dorsalen Ende der Proben wurden mit Hilfe eines Lichtmikroskops, bestehend aus Kamera (JVC Color Video Camera; Model TK- C1480E, JVC, Japan) und Stativ (4H Jena engineering, Jena), zunächst vergrößert und dann über einen Adapter zur Datenverarbeitung am Computer weitergeleitet (Abb. 10, S. 23). Zur Belichtung des Randspaltes wurde eine an der Linse angebrachte Ringleuchte (SCHOTT KL 1500 LCD, Schott) verwendet.

Um vergrößerungsbedingt fehlerhafte Messergebnisse zu vermeiden, wurden die Komponenten des Messsystems vor jedem Untersuchungsbeginn kalibriert. Das Lichtmikroskop musste eine Vergrößerung aufweisen, die den dorsalen Randspalt optimal wiedergeben konnte. Die Einstellungen dieser Kalibrierung wurden registriert und für den

gesamten Verlauf der Messungen nicht mehr verändert. Als optimal erwies sich die Objektiv-Vergrößerungsstufe 4. Eine weitere Vorsatzlinse war nicht notwendig. Mit diesen festen Einstellungen wurde zur Kalibrierung des Systems ein genormtes Viereck (Kantenlänge 1000 µm) scharf abgebildet und als Aufnahme fixiert. Somit waren Aufnahmen in diesem Tiefenschärfebereich (Abstand von der Linse zum Objekt) für den Messbereich von 1000 µm kalibriert.

Tab. 2 Übersicht der Zeitpunkte der Einzelmessungen

Gruppe	Kunststoff	Versuchskörper	Messungen bei der Polymerisation	Messungen bei Wasserlagerung und Nachpolymerisation
1	ProBase Cold	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	Vor Wässerung, nach Wässerung, nach zwei Stunden, nach zwölf Stunden
2	FuturaGen	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	Vor Wässerung, nach Wässerung, nach zwei Stunden, nach zwölf Stunden
3	PalaXpress	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	Vor Wässerung, nach Wässerung, nach zwei Stunden, nach zwölf Stunden
4	Paladon 65	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	Vor Wässerung, nach Wässerung, nach zwei Stunden, nach zwölf Stunden
5	SR Ivocap	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	Vor Wässerung, nach Wässerung, nach zwei Stunden, nach zwölf Stunden
6	FuturAcryl 2000	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	Vor Wässerung, nach Wässerung, nach zwei Stunden, nach zwölf Stunden
7	Polyan	10	Direkt nach Ausbettung, 1 Stunde, 1 Tag, 1Woche	

Die Vermessung der Randspalten erfolgte mit dem Programm METRONA-4H- Version 4.0, 2002 (4H Jena engineering). Mittels dieses Programmes wurde auf den mit dem Mikroskop erzeugten digitalen Standbildern die Distanz zwischen den Messpunkten der Randspalten graphisch markiert und automatisch vermessen.

Um die transversale Strecke zwischen den Metallstiften zu vermessen, wurde ein digitaler Messschieber (Absolute Digimatic, Mitutoyo Corp., Japan) eingesetzt.



Abb. 10 Lichtmikroskopische Messeinrichtung

2.4.1 Vermessung der Probekörper

Die zu untersuchenden Prothesen mussten vor der Reposition auf das Urmodell zunächst gründlich von Verunreinigungen wie zum Beispiel Gipsresten befreit werden. Somit wurden vergleichbare Bedingungen für die Vermessung aller Probekörper geschaffen. Aufgrund der fehlenden Friktion oder Saughaftung der Probekörper auf dem Urmodell war Fixation der Probekörper mittels eines jeweils neu verwendeten Gummibandes während der Messungen notwendig. Somit konnte ein gleichmäßiger, konstanter Anpressdruck der Proben an das Urmodell gewährleistet werden.

Derartig auf dem Urmodell befestigt wurden die Probekörper nun hochkant unter das Lichtmikroskop gestellt und fokussiert. Pro Probekörper und Zeitpunkt wurden fünf Fotos des dorsalen Randes – jeweils eines für die Punkte 1a, 2a, 3, 2b und 1b - angefertigt und

vermessen (Abb.11). Die Aufnahmen wurden mit Hilfe der Software auf dem Computer vermessen und die Werte gespeichert. Für die spätere Auswertung wurden die 5 dorsalen Messwerte einer Prothese jeweils addiert und vereinfachend als Gesamtspaltdmaß betrachtet. Die Messstrecke „Transversalmaß“ wurde mittels eines digitalen Messschiebers bestimmt. Die Messbacken wurde drucklos an die Außenflächen und immer in der gleichen Höhe den Metallstiften angelegt.

Auch die transversalen Messwerte wurden nach der Erfassung digitalisiert und für die weitere Bearbeitung aufbereitet.

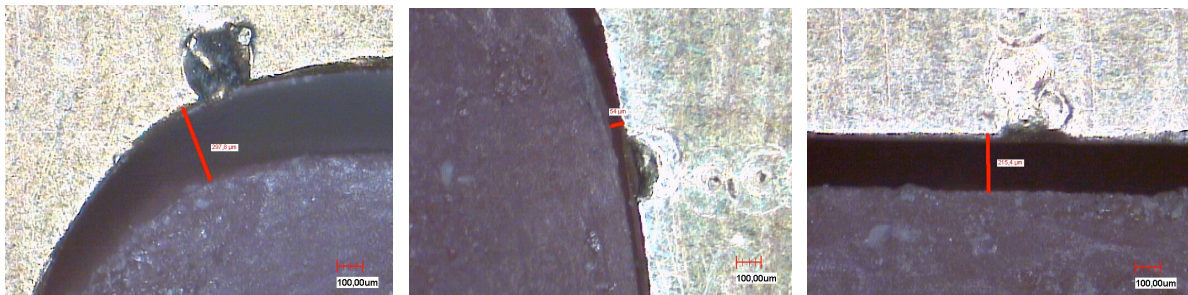


Abb. 11 Randspaltdmessung an den Messpunkten (v.l.n.r.: Messpunkt 1a, 2b, 3)

2.5 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Zur statistischen Auswertung der Messwerte wurde das Programm „Statistical Package for the Social Sciences“ (SPSS), Version 17.0.3 (SPSS Science Inc., USA) für Windows genutzt. Die Erstellung der Graphiken geschah mit Hilfe des Programms Microsoft Excel 2002 (Microsoft Corp., USA).

In einem ersten Schritt der statistischen Auswertung wurden die gemittelten Spaltmaße der einzelnen Kunststoffe einander gegenübergestellt. Dabei erfolgte eine getrennte Auswertung der 3 Untersuchungsabschnitte. In deskriptiven Statistiken wurden Minima, Maxima und arithmetische Mittelwerte bestimmt. Die Standardabweichung als ein Maß für die Streuung um den Mittelwert wurde ebenfalls bestimmt. In einer Normalverteilung liegen ca. 68% der Fälle innerhalb einer Standardabweichung des Mittelwerts und 95% der Fälle innerhalb von 2 Standardabweichungen.

Es wurde vermutet, dass zwischen den verschiedenen Produkten signifikante Unterschiede hinsichtlich der Dimensionsstabilität bestehen könnten. Zur Überprüfung dieser Vermutung wurden nun weitere Tests durchgeführt.

Dabei handelte es sich um T-Tests für unabhängige Stichproben beziehungsweise die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) für jeden Kunststoff und jeden Messzeitpunkt. Unter der Zuhilfenahme der Post-Hoc-Mehrfachvergleiche (Bonferroni und Tukey B) konnten

mögliche signifikante Unterschiede zu den einzelnen Messzeitpunkten festgestellt werden. Als statistisch signifikant wurde ein p-Wert $\leq 0,05$ (Signifikanzniveau 5%) festgelegt.

Mit dem T- Test für gepaarte Stichproben wurde untersucht, ob sich die Werte zwischen den Messzeitpunkten signifikant verändert hatten.

Durch die abschließende Bestimmung des Eta-Wertes sollte eine Aussage über den Zusammenhang zwischen intervallskalierten Merkmalen und nominalskalierten Merkmalen getroffen werden. In diesem Fall also zwischen Messwerten (intervallskaliert) und dem Polymerisationstyp (nominalskaliert), beziehungsweise zwischen Messwerten und der verwendeten Verarbeitungstechnologie (nominalskaliert). Nach Kähler (2007) zeigte ein Eta-Wert größer als 0,3 dabei einen starken Zusammenhang der betrachteten Merkmale an.

3 Untersuchungsergebnisse

3.1 Messungen nach dem Herstellungsprozess

3.1.1 Messung des dorsalen Randspalts

Die erste Messung der Probekörper fand direkt nach der Ausbettung und Ausarbeitung statt. Hier zeigte PalaXpress den geringsten Gesamtspalt, gefolgt von den beiden anderen Kaltpolymerisaten ProBase Cold und FuturaGen. Die größten Messwerte zeigten sich bei den Heißpolymerisaten. Zwischen Kalt- und Heißpolymerisaten lag der Wert für das industriell vorpolymerisierte Polyan (Tab. 3, Abb. 7, S. 17).

Um das Verhalten der Probekörper bei trockener Lagerung zu beurteilen, wurden in regelmäßigen Abständen weitere Messungen vorgenommen. Nach einer Stunde zeigten bis auf PalaXpress und SR Ivocap alle anderen Produkte zunächst eine Verkleinerung der Randspalten.

Tab. 3 Messergebnisse nach dem Herstellungsprozess
(Signifikante Veränderungen [$p \leq 0,05$] sind mit " * " markiert)

	direkt nach Ausbettung	1 Stunde	p-Wert 1 Stunde	24 Stunden	p-Wert 24 Stunden	1 Woche	p-Wert 1 Woche
	[μm]	[μm]		[μm]		[μm]	
ProBase Cold	236	227	0,517	256	0,108	307*	0,003
FuturaGen	256	248	0,534	257	0,921	319*	0,000
PalaXpress	197	219	0,155	245*	0,038	249	0,054
Paladon 65	370	363	0,743	418	0,077	438*	0,027
SR Ivocap	336	344	0,203	338	0,951	341	0,854
FuturAcryl 2000	317	303	0,439	372*	0,011	380	0,074
Polyan	301	292	0,669	290	0,715	312	0,732

Nach einem Tag Lagerung konnte bei allen Kaltpolymerisaten eine Vergrößerung der Spaltmaße bezogen auf den Ausgangswert festgestellt werden, die sich jedoch nur bei PalaXpress als statistisch signifikant erwies. Bei Polyan kam es zu keiner signifikanten Änderung des Spaltmaßes. Das Heißpolymerisat FuturAcryl 2000 zeigte nach einem Tag eine signifikante Vergrößerung der Spaltmaße.

Die Spaltmaße der Kunststoffe SR Ivocap und Polyan wiesen im Verlauf der Lagerung nur geringe Schwankungen auf. Wie bereits bei der einstündigen Messung erwies sich SR Ivocap somit auch bei der Messung nach einem Tag als dimensionsstabil. Hier konnte keine

signifikante Änderung festgestellt werden. Auch Polyan erwies sich nach einem Tag als dimensionsstabil.

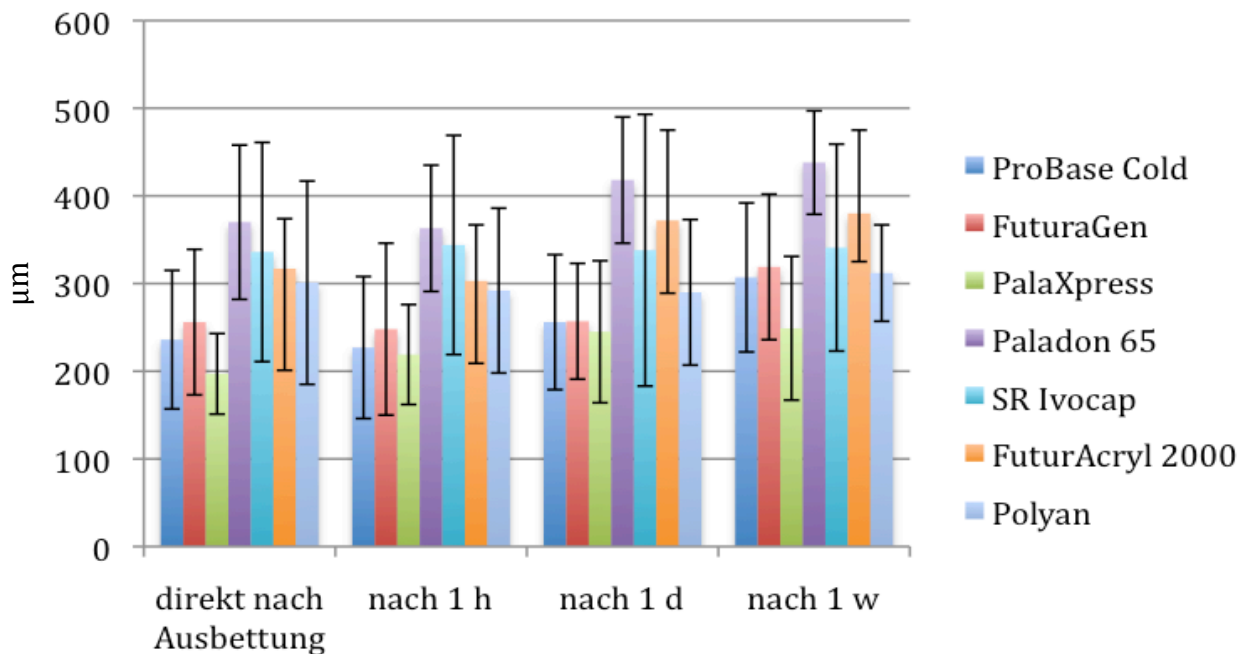


Abb. 12 Mittlere dorsale Randspalten nach dem Herstellungsprozess

3.1.2 Transversale Abstandsmessung

Die bei den transversalen Messungen gewonnenen Ergebnisse sind in Tabelle 4 (S. 28) und in Abbildung 13 (S. 28) wiedergegeben. Dabei konnte bei den Kunststoffen ProBase Cold, FuturaGen, PalaXpress, SR Ivocap und Polyan eine über die Zeit abnehmende Distanz der beiden Messpunkte beobachtet werden. Bei FuturAcryl 2000 kam es nach einer Stunde zunächst zu einer Verkleinerung und einer anschließenden Vergrößerung der Distanz. Nach einer Woche lag der Wert deutlich über dem direkt nach der Ausbettung gemessenen. Paladon 65 zeigte als einziger Kunststoff über die Zeit eine kontinuierliche Zunahme der Distanz. FuturAcryl 2000 wies mit einer Vergrößerung des Messwertes um 34 μm die geringste, ProBase Cold mit einer Erhöhung um 62 μm die größte Differenz zum ersten Ausgangswert nach Ausbettung auf.

Tab. 4 Messergebnisse der Transversalmaße (Transversalmaß der Urprothese 49500µm)
(Signifikante Veränderungen [$p \leq 0,05$] sind mit " * " markiert)

	direkt nach Ausbettung	1 Stunde		24 Stunden		1 Woche	
	[µm]	[µm]	p-Wert	[µm]	p-Wert	[µm]	p- Wert
ProBase Cold	49219	49205	0,285	49196*	0,036	49157*	0,033
FuturaGen	49275	49265	0,168	49255	0,223	49240	0,066
PalaXpress	49322	49311	0,111	49293*	0,003	49283*	0,018
Paladon 65	49264	49265	0,959	49288	0,220	49310*	0,016
SR Ivocap	49255	49245	0,565	49247	0,726	49214	0,155
FuturAcryl 2000	49159	49151	0,593	49155	0,805	49193	0,202
Polyan	49286	49271	0,264	49252*	0,040	49227*	0,000

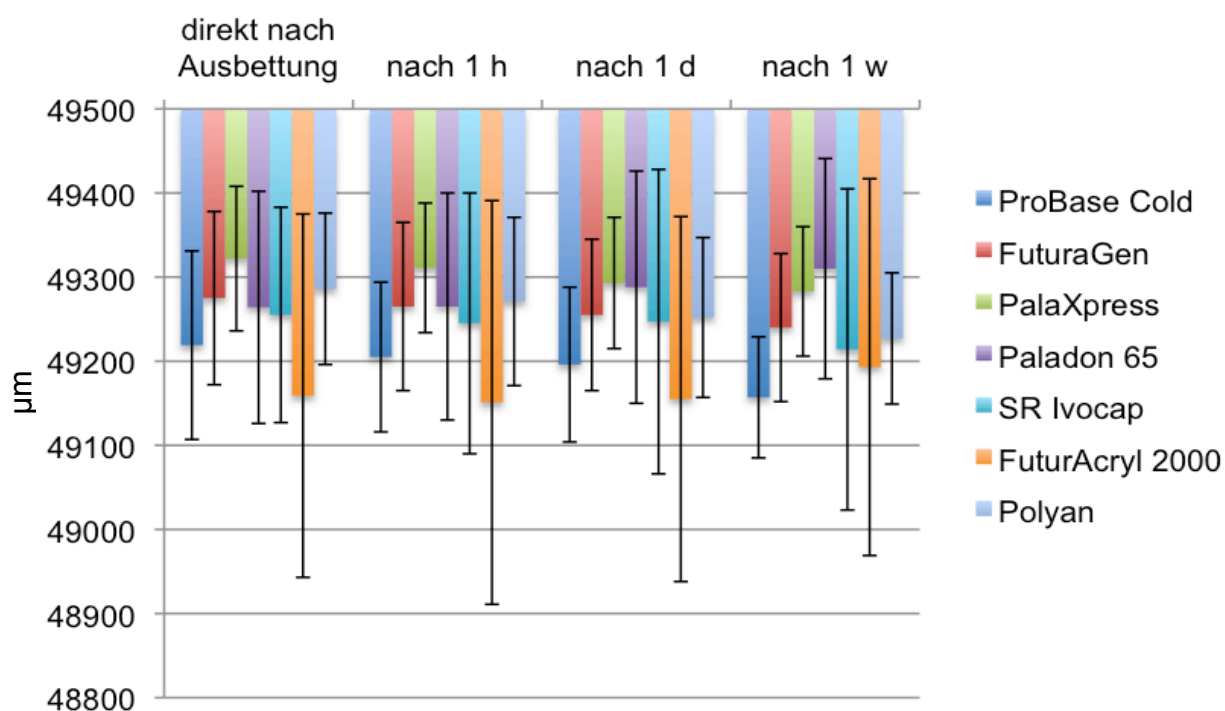


Abb. 13 Arithmetische Mittelwerte der transversalen Abstände
(Transversalmaß der Urprothese 49500 µm)

3.1.3 Korrelationen

Tabelle 5 zeigt den statistischen Zusammenhang zwischen den beeinflussenden Faktoren und den dorsalen Spaltmaßen (Abb. 14, Abb. 15, S. 30). Es zeigt sich über die Zeit betrachtet ein statistisch deutlicherer Einfluss des Polymerisationstyps.

Tab. 5 Zusammenhang zwischen dem dorsalen Gesamtpaltmaß, der Verarbeitungstechnologie und dem Polymerisationstyp (starker Zusammenhang [$\text{Eta} > 0,3$] mit " * " markiert)

	Direkt nach Ausbettung	1 Stunde	24 Stunden	1 Woche
	Eta	Eta	Eta	Eta
Verarbeitungstechnologie	0,145	0,083	0,175	0,323*
Polymerisationstyp	0,513*	0,500*	0,527*	0,459*

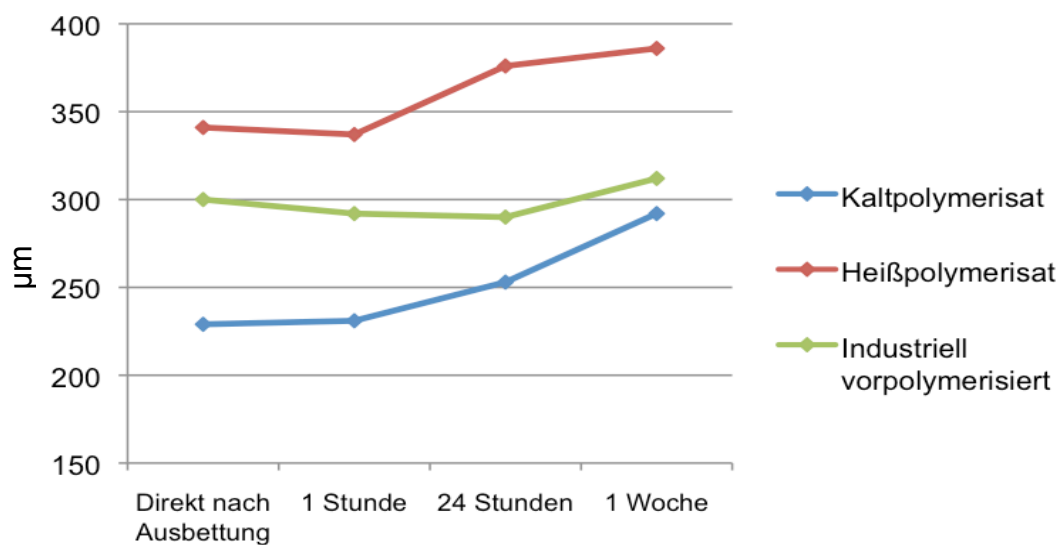


Abb. 14 Zusammenhang zwischen dorsalem Randspalt und Polymerisationstyp

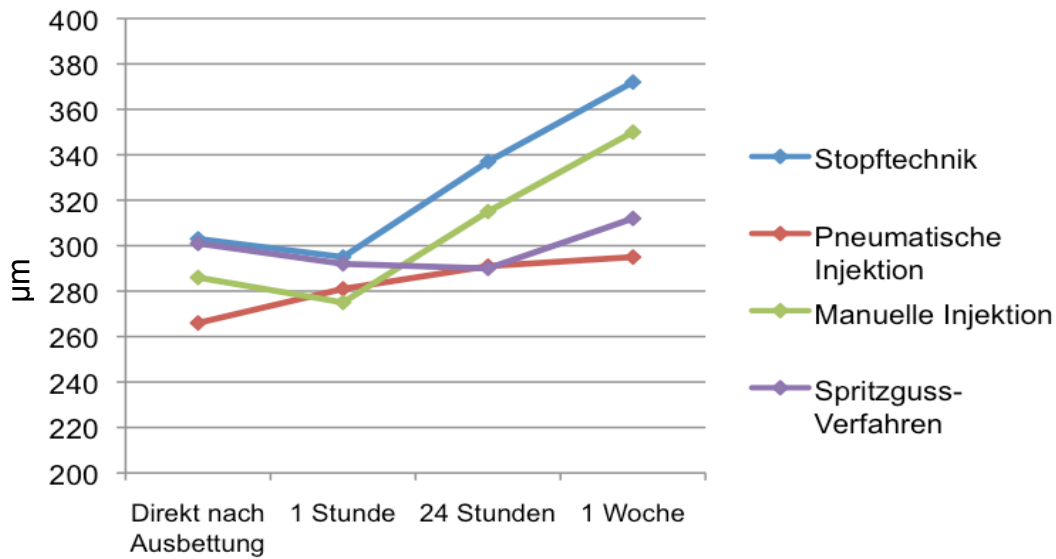


Abb. 15 Zusammenhang zwischen dorsalem Randspalt und Verarbeitungsprozess

Im Gegensatz zu den dorsalen Spaltmaßen hatte die Verarbeitungstechnologie einen größeren Einfluss als der Polymerisationstyp auf die Veränderung der Transversalmaße (Tab. 6). So führte die pneumatische Injektion zu den Prothesen mit den geringsten Transversalwertabweichungen (Abb. 17, S. 31).

Tab. 6 Zusammenhang zwischen dem Transversalmaß, der Verarbeitungstechnologie und dem Polymerisationstyp (starker Zusammenhang [$E_{\eta} > 0,3$] mit " * " markiert)

	Direkt nach Ausbettung	1 Stunde	24 Stunden	1 Woche
	Eta	Eta	Eta	Eta
Verarbeitungstechnologie	0,227	0,206	0,182	0,089
Polymerisationstyp	0,186	0,153	0,069	0,044

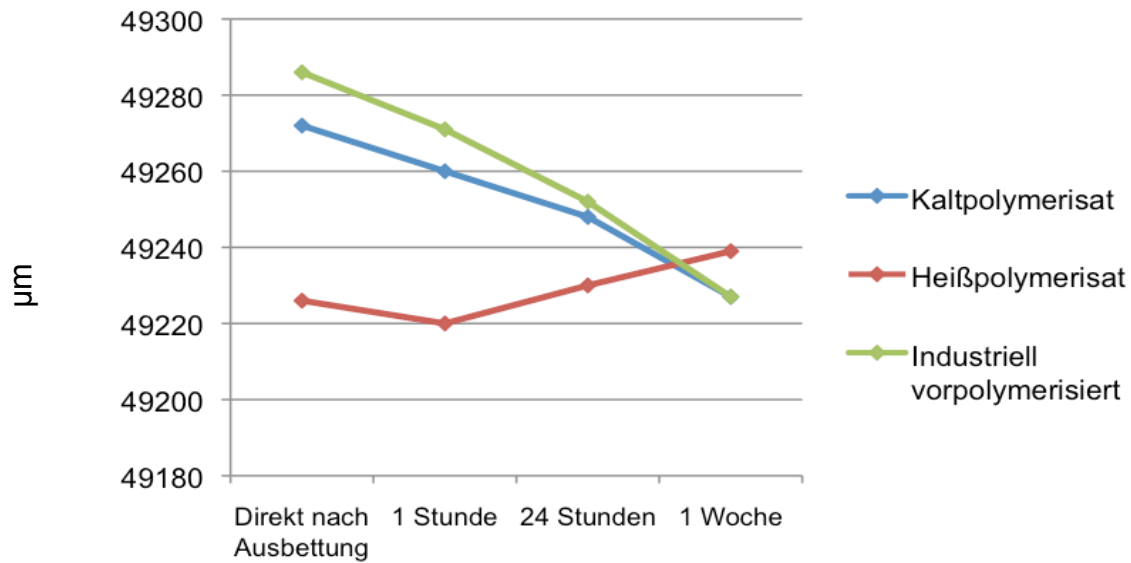


Abb. 16 Zusammenhang zwischen Transversalmaß und Polymerisationstyp

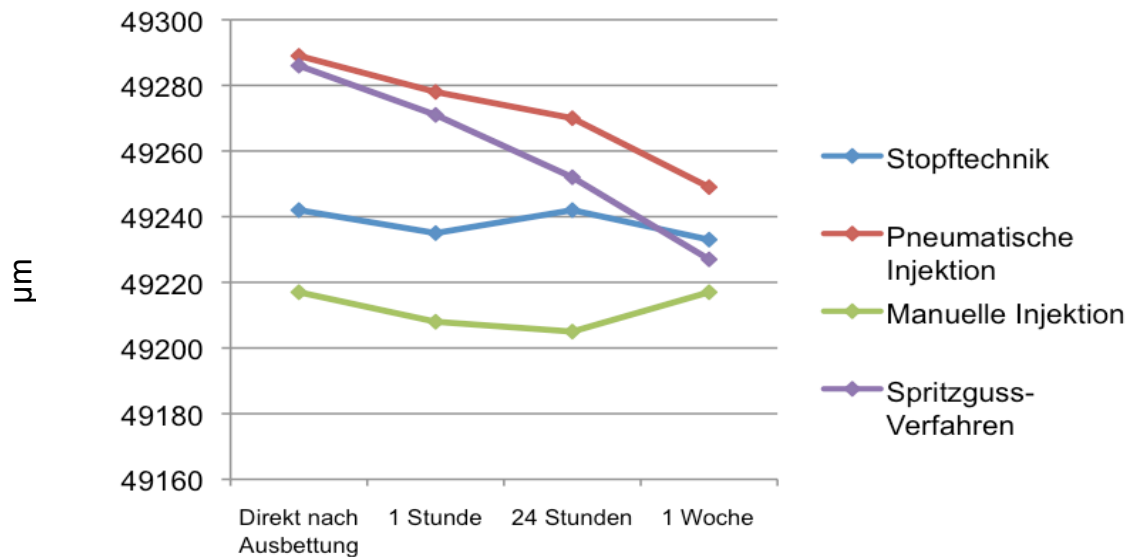


Abb. 17 Zusammenhang zwischen Transversalmaßes und Verarbeitungsprozess

3.2 Messungen bei Wasserlagerung

3.2.1 Messung des dorsalen Randspalts

Zur Bestimmung von Quellungseffekten wurden die trockenen Probekörper vermessen, dann 24 Stunden in Aqua dest. gelagert (22°C) und anschließend ein weiteres mal vermessen. Mit Ausnahme von FuturaGen zeigten alle Kunststoffe eine Verkleinerung der mittleren dorsalen Randspalten, die sich jedoch als nicht signifikant erwiesen.

Tab. 7 Mittlere dorsale Randspalten vor und nach der Wasserlagerung
(Signifikante Veränderungen [$p \leq 0,05$] sind mit " * " markiert)

	Ausgang	Gewässert	p- Wert
	[μm]	[μm]	
ProBase Cold	375	344	0,113
FuturaGen	362	391	0,066
PalaXpress	280	249	0,060
Paladon 65	506	489	0,566
SR Ivocap	391	379	0,564
FuturAcryl 2000	381	354	0,179

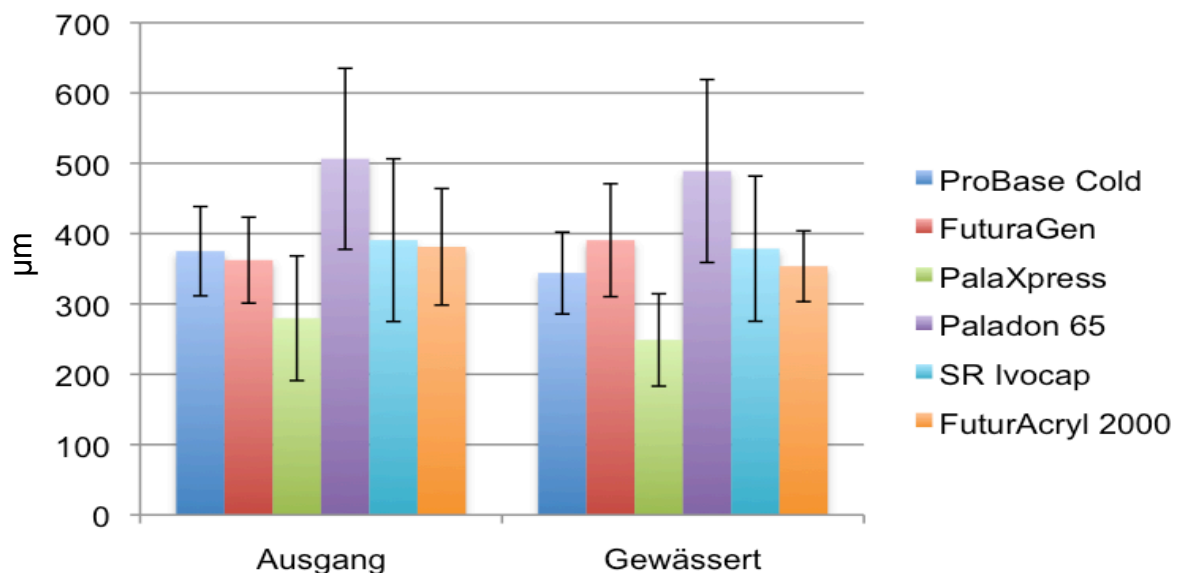


Abb. 18 Änderungen der dorsalen Spaltmaße durch Wasserlagerung

3.2.2 Transversale Messung

Mit Ausnahme von FuturaGen veränderten sich durch die Wasserlagerung die Transversalmaße aller Proben signifikant. Bei den Kunststoffen ProBase Cold, FuturaGen, PalaXpress und Paladon 65 kam es zu einer Verkleinerung der transversalen Distanzen, bei SR Ivocap und FuturAcryl 2000 konnte eine Vergrößerung dieser Strecken festgestellt werden.

Tab. 8 Messergebnisse der Transversalmaße (Transversalmaß der Urprothese 49500 μm), (Signifikante Veränderungen [$p \leq 0,05$] sind mit " * " markiert)

	Ausgang	Gewässert	p- Wert
	[μm]	[μm]	
ProBase Cold	49173	49104*	0,004
FuturaGen	49290	49271	0,073
PalaXpress	49308	49257*	0,000
Paladon 65	49286	49240*	0,001
SR Ivocap	49192	49219*	0,008
FuturAcryl 2000	49171	49219*	0,001

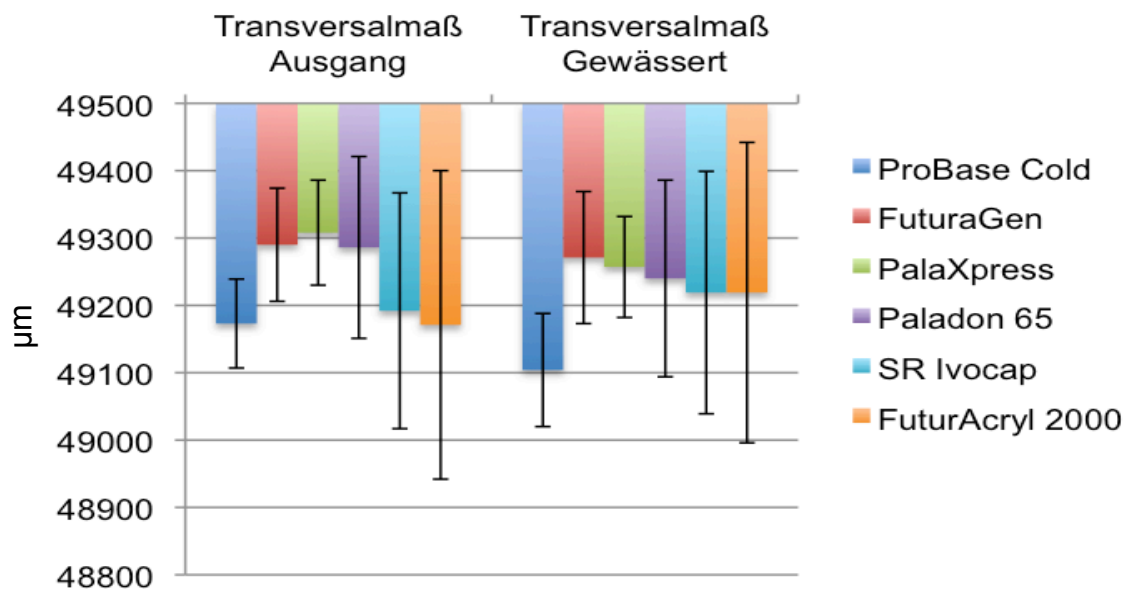


Abb. 19 Änderungen der Transversalmaße durch Wasserlagerung

3.2.3 Korrelationen

Bei der Wasserlagerung besaßen die beiden untersuchten Einflussfaktoren statistisch einen vergleichbaren Einfluss auf das dorsale Randspaltverhalten (Tab. 9, Abb. 20 und 21, S. 34).

Tab. 9 Abhängigkeit der dorsalen Spaltmaße bei der Wasserlagerung
 (je höher die Eta-Werte, desto größer die Abhängigkeit)
 (starker Zusammenhang [Eta>0,3] mit " * " markiert)

	Ausgang	Gewässert
	Eta	Eta
Verarbeitungstechnologie	0,395*	0,389*
Polymerisationstyp	0,393*	0,367*

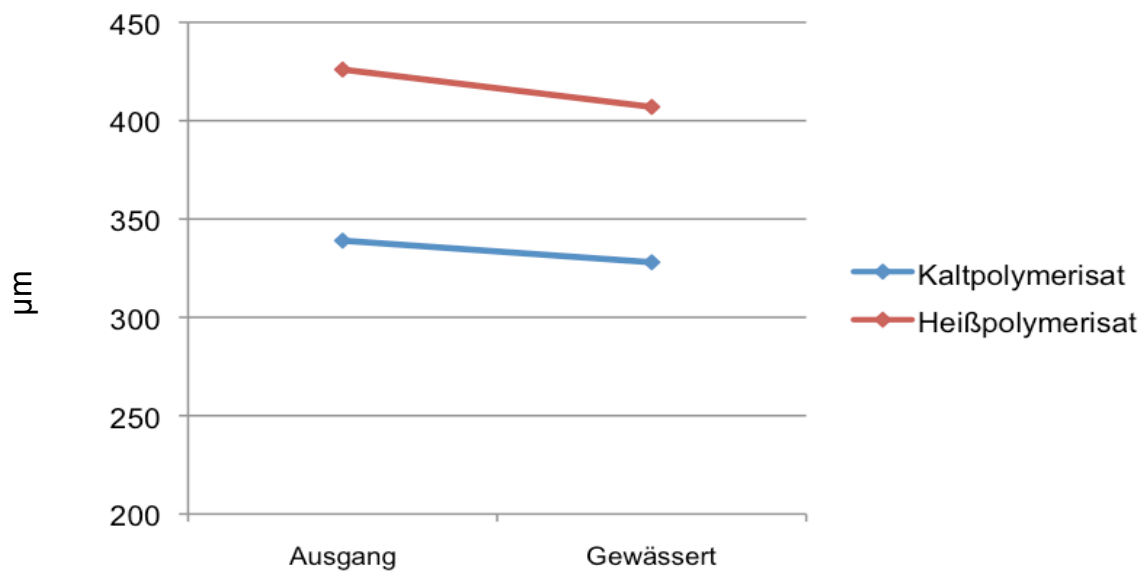


Abb. 20 Abhängigkeit des dorsalen Randspalts vom Polymerisationstyp

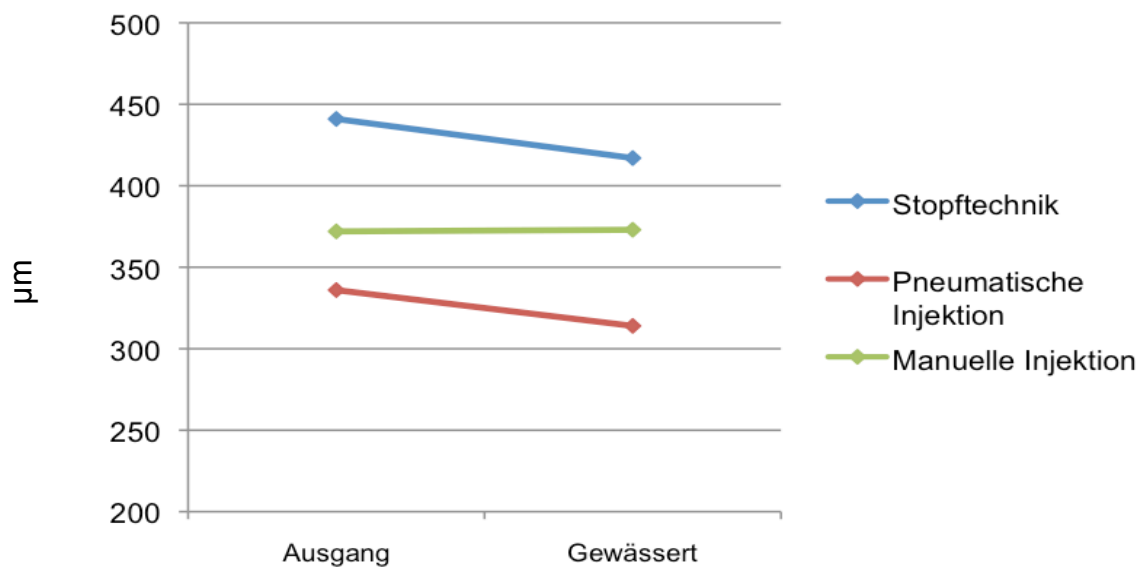


Abb. 21 Abhängigkeit des dorsalen Randspalts vom Verarbeitungsprozess

Bei den Transversalmaßen konnte keine eindeutige Aussage über den Zusammenhang der Faktoren auf das Dimensionsverhalten bei Wässerung gegeben werden (Tab. 10)

Tab. 10 Zusammenhang zwischen dem Transversalmaß, der Verarbeitungstechnologie und dem Polymerisationstyp bei der Wasserlagerung (starker Zusammenhang [$\text{Eta} > 0,3$] mit " * " markiert)

	Ausgang	Gewässert
	Eta	Eta
Verarbeitungstechnologie	0,065	0,223
Polymerisationstyp	0,140	0,052

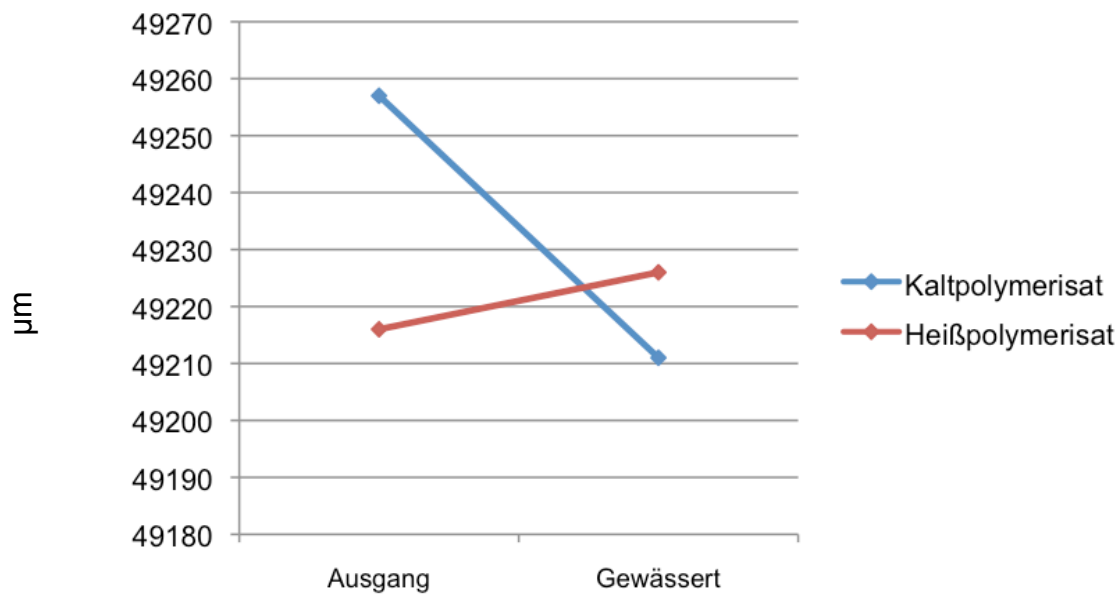


Abb. 22 Abhängigkeit des Transversalmaßes vom Polymerisationstyp

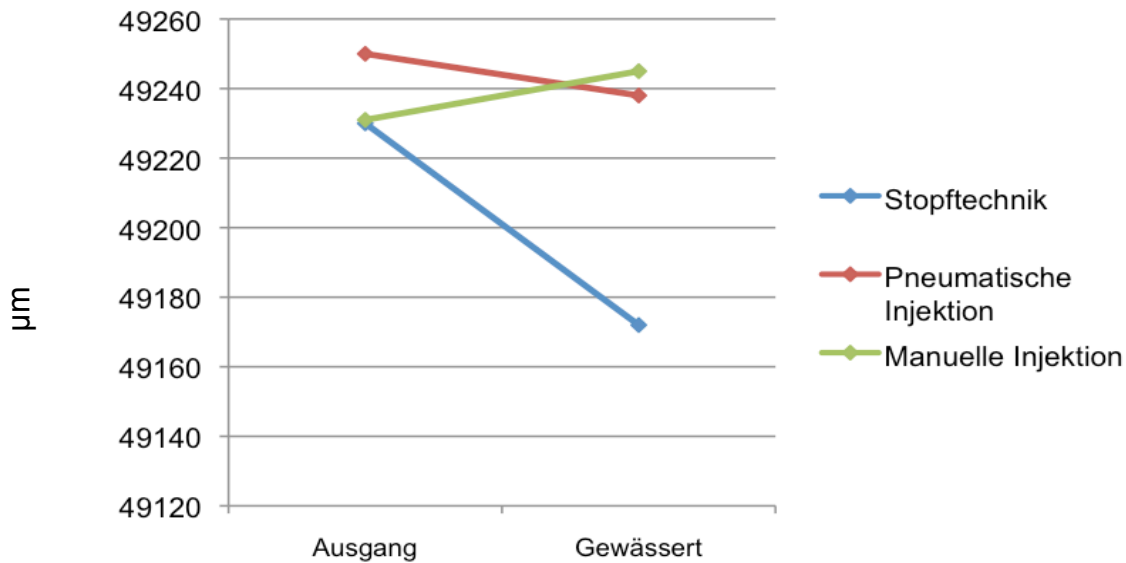


Abb. 23 Abhängigkeit des Transversalmaßes vom Verarbeitungsprozess

3.3 Messungen bei der Nachpolymerisation

3.3.1 Messung des dorsalen Randspalts

Die Untersuchungsergebnisse der dorsalen Randspalten bei Nachpolymerisation über eine Zeit von 12 Stunden sind in Tabelle 11 (S. 37) und Abbildung 24 (S. 37) zusammengefasst. ProBase Cold weist sowohl nach zwei als auch nach 12 Stunden die größten Randspalte auf. Die Spaltmaße bei FuturaGen vergrößerten sich während der ersten zwei Stunden und blieben bis zur Messung nach 12 Stunden annähernd konstant. PalaXpress zeigte die geringste Ausgangsbreite. Nach zwei Stunden vergrößerten sich die Werte signifikant. Nach Zwölf Stunden kam es wieder zu einer leichten Reduzierung der Messwerte. Insgesamt waren die Werte sowohl nach zwei als auch nach 12 Stunden im Vergleich aller kaltpolymerisierenden Kunststoffe am geringsten. Paladon 65 zeigte initial den größten Randspalt. Dieser verringerte sich nach zwei Stunden und nochmals nach 12 Stunden. Der Randspalt blieb jedoch im Vergleich zu den anderen Heißpolymerisaten am größten. Bei SR Ivocap kam es zu einer leichten Vergrößerung der Messwerte nach zwei Stunden und einer weiteren minimalen Vergrößerung nach zwölf Stunden. Bei FuturAcryl 2000 kam es zu einer deutlichen Verringerung der Spaltmaße nach zwei Stunden und einer weiteren minimalen Verringerung nach 12 Stunden. Insgesamt wurden bei diesem Kunststoff während und nach der Nachpolymerisation die geringsten Werte gemessen.

Tab. 11 Mittlere dorsale Randspalten während der Nachpolymerisation
(Signifikante Veränderungen [$p \leq 0,05$] sind mit " * " markiert)

	Gewässert	Nachpolymerisation 2 h		Nachpolymerisation 12 h	
	[μm]	[μm]	p- Wert	[μm]	p- Wert
ProBase Cold	344	622*	0,000	656*	0,006
FuturaGen	391	477	0,055	478*	0,038
PalaXpress	249	331*	0,018	318*	0,022
Paladon 65	489	474	0,675	447	0,252
SR Ivocap	379	412	0,518	420	0,260
FuturAcryl 2000	354	322	0,198	316	0,188

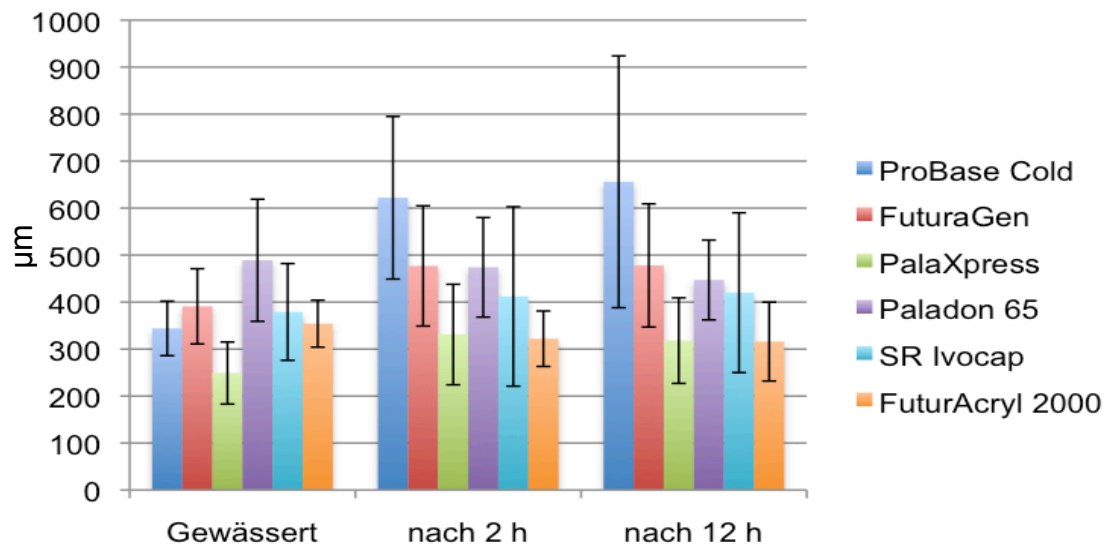


Abb. 24 Mittlere dorsale Randspalten während der Nachpolymerisation

3.3.2 Transversale Messung

Bei der Nachpolymerisation lassen sich auch in Bezug auf die transversale Messstrecke unterschiedliche Verläufe der einzelnen Kunststoffe nachweisen. Während es bei den Polymerisaten ProBase Cold und SR Ivocap zu einer Abnahme der Messwerte über die Polymerisationszeit kam, stiegen die Messwerte bei dem Produkt FuturAcryl 2000 an, wobei bei den Messungen nach 2 Stunden die höchsten Werte registriert wurden. Bei Paladon 65 stiegen die Werte bis zur Messung nach 2 Stunden an und verhielten sich dann konstant. PalaXpress zeigte zunächst eine Erhöhung des Transversalmaßes und erreichte dann bei der Messung nach 12 Stunden wieder annähernd Ausgangsniveau. Nach 2 Stunden

Nachbehandlung zeigte FuturaGen die geringste Messdistanz. Nach 12 Stunden lag der Messwert unterhalb des Ausgangswertes.

Tab. 12 Mittlere Transversalmaße während der Nachpolymerisation
(Signifikante Veränderungen [$p \leq 0,05$] sind mit " * " markiert)

	Gewässert	Nachpolymerisation 2 h		Nachpolymerisation 12 h	
	[μm]	[μm]	p- Wert	[μm]	p- Wert
ProBase Cold	49104	49082	0,260	49063	0,185
FuturaGen	49271	49225*	0,043	49259	0,489
PalaXpress	49257	49270	0,671	49258	0,961
Paladon 65	49240	49373*	0,001	49373*	0,004
SR Ivocap	49219	49170	0,198	49144	0,080
FuturAcryl 2000	49219	49345*	0,000	49332*	0,000

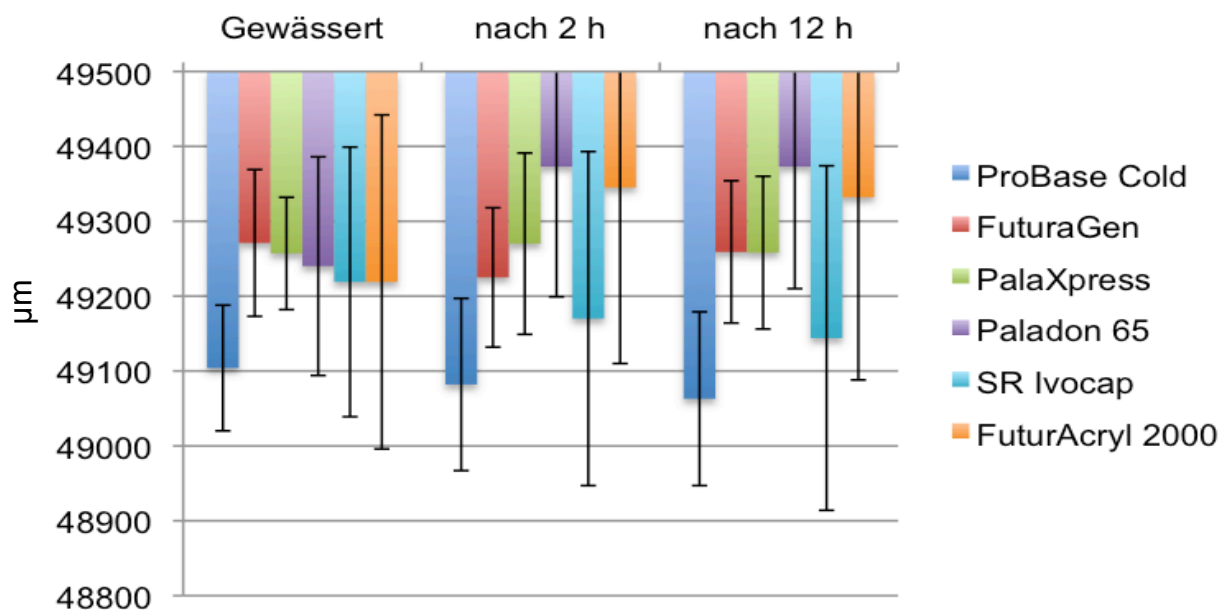


Abb. 25 Mittlere Transversalmaße während der Nachpolymerisation

3.3.3 Korrelationen

Bei der Nachpolymerisation zeigte die Verarbeitungstechnologie einen statistisch höheren Einfluss als der Polymerisationstyp auf die dorsalen Spaltmaße auf (Tab. 13, S. 39).

Prothesen, die mit Hilfe der pneumatischen Injektion hergestellt wurden, wiesen im Vergleich den kleinsten Randspalt auf (Abb. 27, S. 39).

Tab. 13 Abhängigkeit der dorsalen Spaltmaße bei der Nachpolymerisation (je höher die Eta-Werte, desto größer die Abhängigkeit) (starker Zusammenhang [Eta>0,3] mit " * " markiert)

	Nachpolymerisation 2h	Nachpolymerisation 12h
	Eta	Eta
Verarbeitungstechnologie	0,474*	0,433*
Polymerisationstyp	0,226	0,242

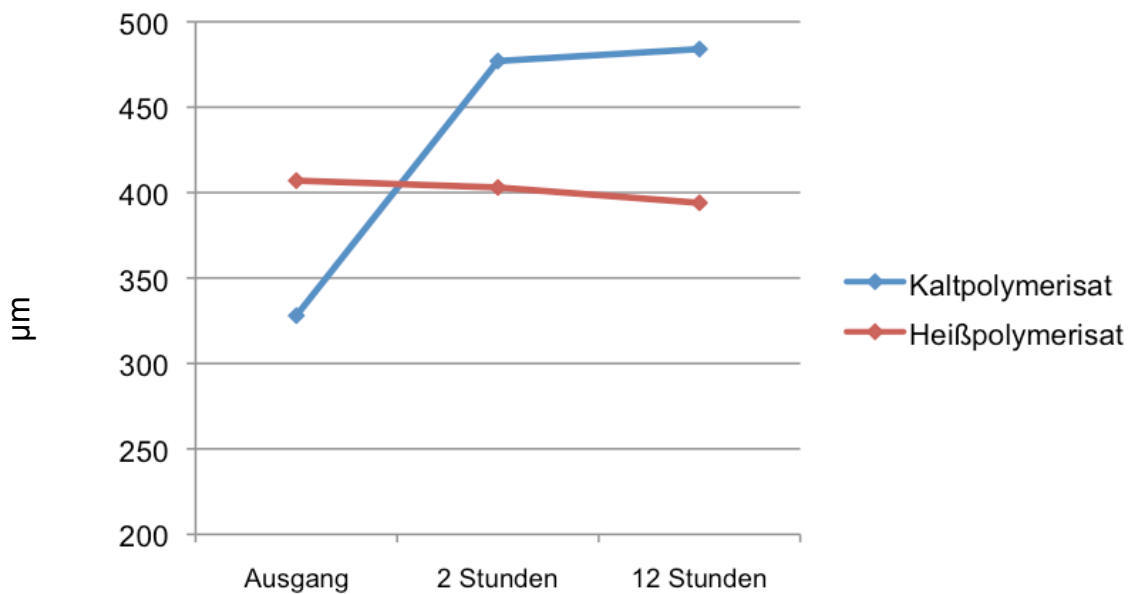


Abb. 26 Abhängigkeit des dorsalen Randspalts vom Polymerisationstyp bei der Nachpolymerisation

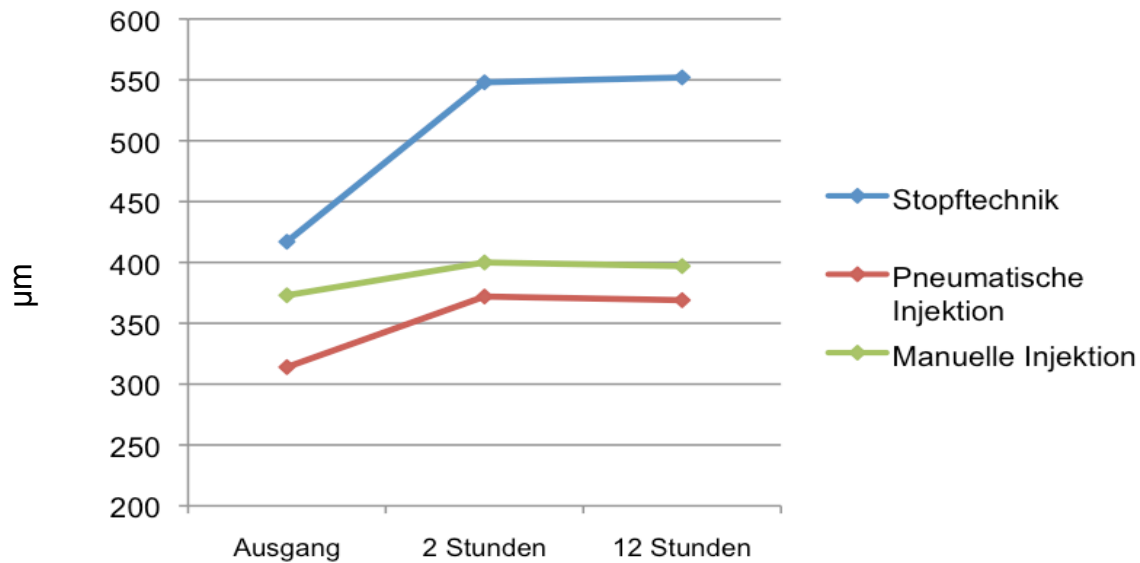


Abb. 27 Abhängigkeit des dorsalen Randspalts vom Verarbeitungsprozess bei der Nachpolymerisation

Bei den Transversalmaßen besaß der Polymerisationstyp einen größeren Einfluss als die Verarbeitungstechnologie (Tab. 14). Prothesen, die mit manueller Injektion produziert wurden, wiesen die geringsten Abweichungen zur Urprothese auf (Abb. 29, S. 41).

Tab. 14 Abhängigkeit der Transversalmaße bei der Nachpolymerisation (starker Zusammenhang [Eta>0,3] mit " * " markiert)

	nach 2h	nach 12h
	Eta	Eta
Verarbeitungstechnologie	0,154	0,214
Polymerisationstyp	0,274	0,233

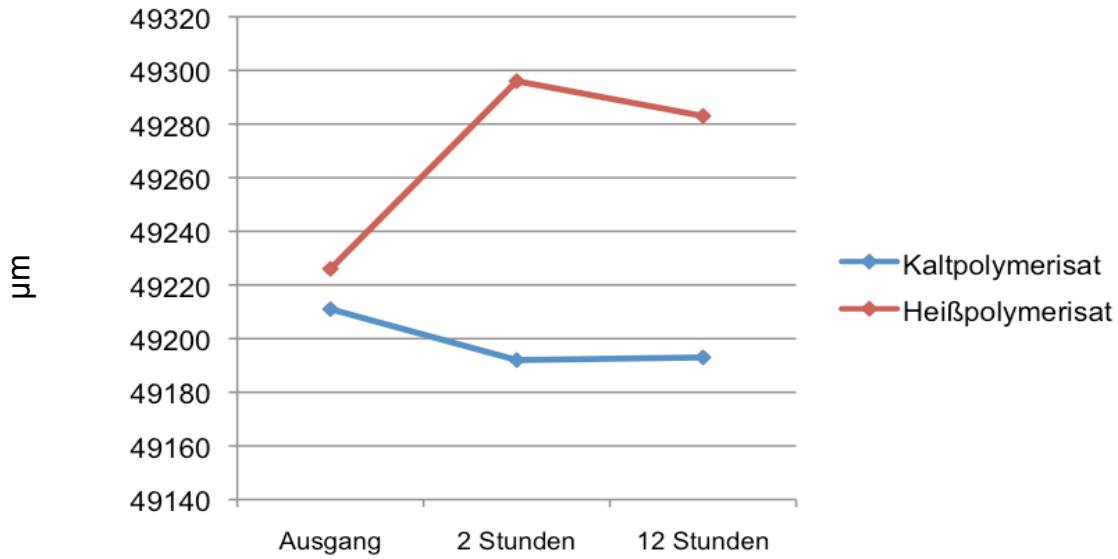


Abb. 28 Abhängigkeit des Transversalmaßes vom Polymerisationstyp bei der Nachpolymerisation

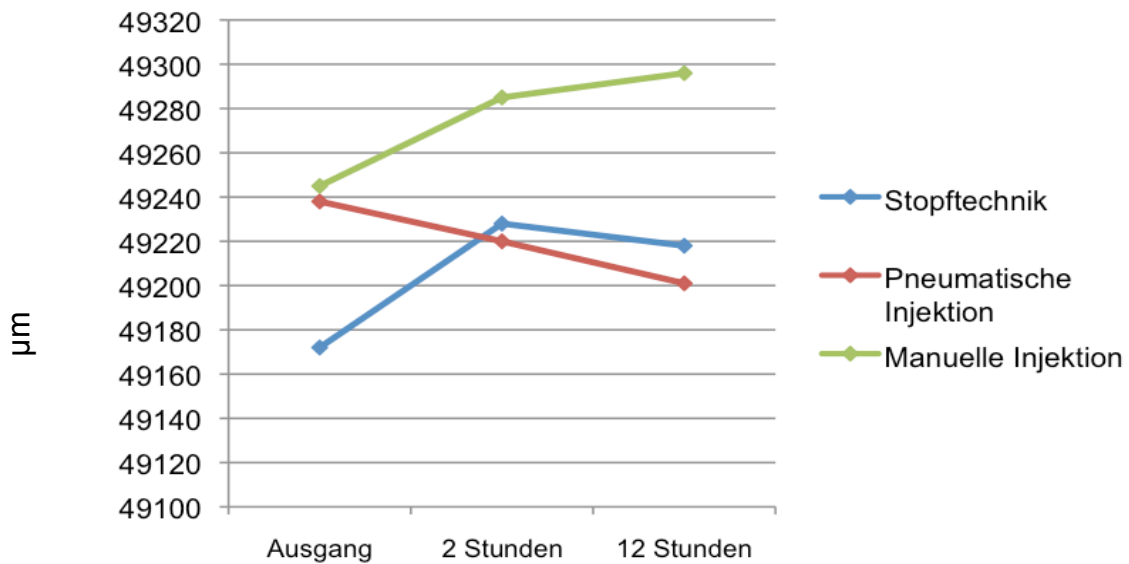


Abb. 29 Abhängigkeit des Transversalmaßes vom Verarbeitungsprozess bei der Nachpolymerisation

4 Diskussion

4.1 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

Die Auswahl der Messpunkte erfolgte in Anlehnung an frühere Untersuchungen zum Thema (Peroz et al. 2000, Teraoka und Takahashi 2000, Boeckler et al. 2006). Sowohl Passung an der Gaumenmitte als auch in den Umschlagfalten sind hierbei von entscheidender Bedeutung. Eine ungenügende Dimensionsstabilität hätte in diesen Bereichen klinisch besonders negative Auswirkungen.

Die vorliegenden Ergebnisse zum Dimensionsverhalten der getesteten Kunststoffe wurden mit den Ergebnissen anderer Autoren verglichen. Die Untersuchungsergebnisse lagen im Rahmen der von der Literatur vorgegebenen Werte. Daher kann von sachgerechter Verarbeitung der Kunststoffe ausgegangen werden.

4.1.1 Dimensionsverhalten nach dem Herstellungsprozess

An zahnärztliche Prothesenkunststoffe werden unterschiedlichste Ansprüche gestellt. Ganz entscheidend ist in dieser Hinsicht auch die Dimensionsstabilität des Kunststoffes und somit die Passgenauigkeit der Prothese. Schon ältere Untersuchungen beschrieben das Formverhalten einer Prothese unter Anwendung verschiedener Kunststoffe und Herstellungsverfahren (Marx 1975, Peroz et al. 1990, Huggett et al. 1992). Bei den aktuellen Prothesenbasiskunststoffen gibt es ebenfalls eine Vielzahl von Polymerisationstypen und Verarbeitungstechnologien. Keenan (2003) beschrieb, dass insbesondere Heißpolymerisate zur Ausbildung größerer Randspalten neigen. Nogueira et al. (1999) untersuchten die Polymerisationsschrumpfung bei verschiedenen Herstellungsmethoden und kamen dabei zu dem Ergebnis, dass Prothesen, die mit der Injektionstechnik hergestellt wurden deutliche Vorteile gegenüber den mit Stopftechnik hergestellten Prothesen bezüglich ihrer Dimensionsstabilität besaßen.

Sowohl die Polymerisationsschrumpfung, als auch die thermisch bedingte Dimensionsänderung führen direkt nach der Ausbettung der Prothese zu einer dorsalen Randspaltbildung. Das Ausmaß der Spaltbildung hängt unter anderem vom verwendeten Kunststoff sowie von der Verarbeitungstechnologie ab. Untersuchungen von Marx (1988) zeigten direkt nach dem Ausbetten am zentralen dorsalen Randspalt in der Gaumenmitte gemessene Werte zwischen 150 µm und 470 µm. In einer anderen Studie fanden Peroz et al. (1990) nach der Herstellung durchschnittliche Randspalten von 200 µm bis 500 µm. Mit dem SR Ivocap-Verfahren konnte Körber (1991) Werte von durchschnittlich $227 \pm 10,5$ µm

ermitteln. Boeckler et al. (2006) fanden initiale dorsale Randspalten zwischen 150 µm (Kaltpolymerisat) und 450 µm (Heißpolymerisat).

ProBase Cold

Das kaltpolymerisierende ProBase Cold zeigte direkt nach der Ausbettung einen durchschnittlichen dorsalen Randspalt von 236 µm. Nach einer Stunde verringerte sich der Wert etwas, um bei der 24-Stunden-Messung jedoch wieder über dem Ausgangswert zu liegen. Beide Werte unterschieden sich statistisch nicht signifikant. Trotz eines wiederum signifikanten Anstiegs nach einer Woche auf 307 µm lag der Wert im Vergleich zu den anderen Kunststoffen, die einen Randspalt von bis zu 438 µm aufwiesen, in einem akzeptablen Bereich. Durch diese moderate Änderung kann man davon ausgehen, dass ProBase Cold über einen Lagerungszeitraum von einer Woche formstabil ist. Auch Janke (1957) fand nach einem vergleichbaren Zeitraum bei einem Kaltpolymerisat keine Passungsprobleme der Prothese.

FuturaGen

Bei dem Kaltpolymerisat FuturaGen wurden direkt nach der Ausbettung die höchsten Randspaltwerte aller Kaltpolymerisate gemessen. Der Wert lag mit 256 µm jedoch noch unter den Werten der Heißpolymerisate und des thermoplastisch verarbeiteten Kunststoffes Polyan. Eine signifikante Veränderung der Werte ließ sich wie bei ProBase Cold auch erst wieder nach einer Woche feststellen.

Das Transversalmaß verkleinerte sich nach einer Woche um 350 µm und lag somit nach Woelfel und Paffenbarger (1959b) im klinisch tolerierbaren Bereich. Innerhalb der ersten 24 Stunden konnte dieser Kunststoff sowohl auf den dorsalen Randspalt als auch auf das Transversalmaß bezogen als formstabil betrachtet werden.

PalaXpress

Das kaltpolymerisierende Injektionsmaterial PalaXpress wies bei jeder der vier Messungen den geringsten dorsalen Randspalt auf. Der Randspalt vergrößerte sich zwar bereits nach 24 Stunden signifikant um 48 µm, jedoch wies dieser Kunststoff trotzdem nach einer Woche noch den geringsten Messwert auf. Auch das Transversalmaß zeigte von allen Materialien die geringste Verringerung direkt nach der Ausbettung. Nach einer Woche Lagerung verringerte sich die Strecke noch einmal signifikant um 39 µm. Damit scheinen sich sowohl der Polymerisationstyp dieses Kunststoffes als auch der angewendete Verarbeitungsprozess

positiv auf das Randspaltverhalten auszuwirken. Das Nachpressen des Kunststoffes zum Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung erscheint hierbei als mögliche Ursache für den geringen Randspalt plausibel. In der vorliegenden Untersuchung produzierte das injizierte PalaXpress höhere dorsale Spaltmaße als das konventionell in die Kartusche gepresste Kaltpolymerisat Kallocryl A. Dies steht im Gegensatz zu den Angaben von Körber (1987), wonach der Volumenschwund am wirkungsvollsten durch ein Nachinjektionssystem vermindert werden könnte.

Paladon 65

Das Heißpolymerisat Paladon 65 zeigte bereits direkt nach der Ausbettung deutliche Formveränderungen. Mit 370 µm besaß es den größten dorsalen Randspalt aller getesteten Materialien. Während der trockenen Lagerung vergrößerte sich der Randspalt innerhalb einer Woche noch mal signifikant um 68 µm. Das Transversalmaß zeigte bei Paladon 65 direkt nach der Ausbettung den geringsten Distanzverlust unter den Heißpolymerisaten und, durch vermutete Kontraktionserscheinungen durch Wasserverlust (Woelfel et al. 1962), nach einer Woche Lagerung den geringsten Distanzverlust aller Materialien. Die Kombination bestehend aus Heißpolymerisat und Stopftechnik lieferte somit in der vorliegenden Untersuchung geringe Distanzverkleinerungen in Bezug auf die transversale Ebene. Gleichzeitig kam es zu einer deutlichen dorsalen Randspaltbildung und somit dem möglichen Verlust von Passgenauigkeit und Ventulfunktion.

SR Ivocap

Das heißpolymerisierende SR Ivocap zeigte in der vorliegenden Studie während der einen Woche Lagerung eine hohe Dimensionsstabilität. Direkt nach der Ausbettung betrug der Wert am dorsalen Rand 336 µm. Durch die Dimensionsstabilität konnte das gute Ergebnis nach einer Woche erzielt werden. Im Gegensatz zu Peroz et al. (1990) zeigte sich in der vorliegenden Untersuchung eine im Vergleich zu Paladon 65 höhere Dimensionsstabilität von SR Ivocap. Jedoch führte auch in der vorliegenden Untersuchung die Anwendung des SR Ivocap-Nachpressverfahrens nicht zu einem vollständigen Schwundausgleich. Dieses bestätigt die Resultate von Boeckler et al. (2006). Das Transversalmaß blieb lediglich in den ersten 24 Stunden stabil. Nach einer Woche verkleinerte sich dieser Wert nicht signifikant.

FuturAcryl 2000

Als dritter Vertreter der Heißpolymerisate zeigte FuturAcryl 2000 nach dem Ausbetten mit einem dorsalen Randspalt von 317 µm den geringsten Wert. In den ersten 24 Stunden vergrößerte sich die Distanz signifikant um 55 µm. Wie schon bei der Stopftechnik kam es auch bei der manuellen Injektion in Kombination mit der Verwendung eines Heißpolymerisates zu einer Randspaltbildung von über 350 µm. Bei einer Randspaltbildung solchen Ausmaßes muss eventuell mit einer negativen Wirkung auf die Saugwirkung der Prothese gerechnet werden (Boeckler et al. 2006). Bei Betrachtung der Transversalmaße fielen starke Schwankungen der Messwerte auf. Durchschnittlich zeigte dieser Kunststoff hier die größte Distanzverkleinerung, jedoch konnten die Dimensionsänderungen statistisch nicht nachgewiesen werden.

Polyan

Als Vertreter der thermoplastisch verarbeiteten Prothesenkunststoffe diente in der vorliegenden Untersuchung der Kunststoff Polyan. Dieser Kunststoff wurde mit konventionellen Heiß- und Kaltpolymerisaten verglichen. Die in vorhergehenden Studien von Pfeiffer et al. (2005) und Jarkas (2007) beschriebenen werkstoffmechanischen Eigenschaften dieses Produktes entsprachen in etwa den Anforderungen, die aus den Kennwerten konventioneller Prothesenbasiskunststoffe abgeleitet wurde (Jarkas 2007). Auch in der vorliegenden Studie wies Polyan eine vergleichbare Dimensionsstabilität auf. Nach dem Ausbetten betrug der dorsale Randspalt 301 µm. Weiterhin fiel eine wie bereits zuvor bei SR Ivocap beobachtete ausgeprägte Dimensionsstabilität auf. Es konnte innerhalb einer Woche keine signifikante Veränderung der dorsalen Randspaltbreite gemessen werden. Auch die Transversalmaße waren vergleichbar mit denen der konventionellen Kunststoffe. Somit lag das Dimensionsverhalten des industriell vorpolymerisierten Produktes in der Spritzguss-Verarbeitung im Bereich konventioneller Prothesenbasiskunststoffe.

Insgesamt lässt sich festhalten, dass direkt nach der Ausbettung sowohl der thermische Einfluss, als auch die mechanische Belastung der Probekörper durch den Ausbettvorgang zu oftmals höheren Messwerten im Bereich des dorsalen Randspaltes führten. Diese Werte waren nach einer Stunde häufig bereits wieder verringert.

In der vorliegenden Studie konnten die Ergebnisse von Nogueira et al. (1999) bestätigt werden, da sowohl bei den Heiß- als auch bei den Kaltpolymerisaten auch hier die injizierten Kunststoffe die geringsten Dimensionsabweichungen zeigten. Die pneumatische Injektion eines Kaltpolymerisates zeigte sowohl in Bezug auf den dorsalen Randspalt als auch auf das

Transversalmaß die größte Dimensionsstabilität über den untersuchten Zeitraum. Das in der Stopftechnik verarbeitete Heißpolymerisat wies die größten Diskrepanzen zur Ausgangssituation auf.

Zu allen Messzeitpunkten zeigte die statistische Analyse (deskriptive Statistiken/Kreuztabellen) zwischen dem dorsalen Randspalt und dem individuellen Polymerisationstyp eine signifikant höhere Korrelation als zwischen dem dorsalen Randspalt und der jeweiligen Verarbeitungstechnologie. Bei den Transversalmaßen ließ sich lediglich ein geringer statistischer Zusammenhang nachweisen. Hier hatte die Verarbeitungstechnologie einen etwas größeren Einfluss auf das Dimensionsverhalten. Auch Keenan et al. (2003) beschrieben, dass die Injektionstechnik zu einer geringeren Verkleinerung der intermolaren Distanz führt. Dieses Ergebnis konnte in der vorliegenden Untersuchung somit bestätigt werden.

4.1.2 Dimensionsverhalten bei Wasserlagerung

Das Quellungsverhalten von Kunststoffprothesen bei Wasserlagerung wurde in mehreren Studien untersucht und beschrieben (Körber 1991, Huggett et al. 1992, Sykora und Sutow 1993, Pronych et al. 2003, Pfeiffer und Rosenbauer 2004, Tsuboi et al. 2005). So sollte das Verhalten des PMMA-Prothesenkunststoffes im Munde simuliert werden. Die Dimensionsänderungen wurden durch dorsale Randspaltnessung und Betrachtung der transversalen Abstände quantifiziert. In allen genannten Untersuchungen konnte die Einlagerung von Wassermolekülen in den Kunststoff und eine damit verbundene Quellung des Materials gefunden, welche zu einer Vergrößerung des Randspaltes führte. Es wurde weiterhin der Unterschied zwischen einer Lagerung in Wasser und in Speichel untersucht, wobei die Art des feuchten Mediums keinen Unterschied auf die Größe des Randspaltes ausübte (Peroz et al. 1990).

Nach 1-wöchiger trockener Lagerung (22°C) der Probekörper vergrößerten sich die gemittelten Randspalten der Probekörper zwischen 1,5% bei SR-Ivocap und 30,1% bei ProBase Cold. Es handelt sich dabei um einen reversiblen Vorgang, der einer Sättigungscharakteristik unterliegt. Nach der Trocknung von derartigen PMMA-Kunststoffproben ist eine erneute Dimensionsänderung durch wiederholte Quellung möglich (Boeckler et al. 2006). Bei dem Verlauf der Wasseraufnahme geht Janke (1962) von einer Sättigungskurve aus, die ihr Maximum nach 4 Tagen erreicht. Der Hauptteil der Wasseraufnahme durch den Kunststoff findet hierbei in den ersten 24 Stunden statt (Joshi und Sanghvi 1994).

ProBase Cold

Bei dem Kaltpolymerisat ProBase Cold war zwar eine Verringerung des dorsalen Randspaltes messbar, jedoch konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Das Transversalmaß verkleinerte sich signifikant um 69 µm.

FuturaGen

Der kaltpolymerisierende Kunststoff FuturaGen wies eine Zunahme des dorsalen Randspaltes um 29µm und eine Verringerung des Transversalmaßes um 19 µm auf. Dabei handelte es sich um statistisch nicht signifikante Änderungen der Messwerte.

PalaXpress

Das Kaltpolymerisat PalaXpress zeigte eine nicht signifikante Dimensionsänderung am dorsalen Randspalt (-31 µm) und eine signifikante Abnahme der Messwerte in der transversalen Ebene (-51 µm). Somit ist nach Woelfel et al. (1961) bei PalaXpress nicht mit einer klinisch relevanten Änderung des Transversalmaßes zu rechnen.

Paladon 65

Das Dimensionsverhalten des heißpolymerisierenden Kunststoffes Paladon 65 zeigte eine nicht signifikante Abnahme des dorsalen Randspaltes sowie eine signifikante Verringerung der Messwerte in der transversalen Ebene um 46 µm. Paladon 65 war in dieser Studie das einzige Heißpolymerisat, bei dem die Lagerung in Aqua dest. eine Verringerung des Transversalmaßes bewirkte.

SR Ivocap

Der Injektionskunststoff SR Ivocap zeigte keine signifikante Abnahme des dorsalen Randspaltes sowie eine signifikante Zunahme des Transversalmaßes um 27 µm.

FuturAcryl 2000

Wie bei den Kunststoffen ProBase Cold, Paladon 65 und SR Ivocap lies sich auch bei FuturAcryl 2000 keine signifikante Änderung des dorsalen Randspaltes nachweisen. Die

Zunahme des Transversalmaßes betrug jedoch 48 µm gegeben und erwies sich als signifikant.

Insgesamt blieb kein Kunststoff bei der Wasserlagerung dimensionsstabil. Alle gemessenen Veränderungen der dorsalen Randspaltbreiten waren so gering, dass sie sich statistisch als nicht signifikant erwiesen. Somit kann die vorliegende Studie den von Monfrin et al. (2005) gefundenen signifikanten Einfluss der Wasserlagerung auf die Dimension von PMMA-Prothesenbasen für die getesteten Kunststoffe nicht bestätigen. Nur in Bezug auf die transversalen Distanzen kam es zu signifikanten Änderungen. Dabei handelte es sich um Dehnungen bei SR Ivocap und FuturAcryl 2000. Schrumpfungen waren bei ProBase Cold, PalaXpress und Paladon 65 nachweisbar. Zwar deutete sich bei den Kaltpolymerisaten im Vergleich zu den Heißpolymerisaten eine höhere Beeinflussung des Transversalmaßes durch die Wasserlagerung an (Abb. 22, S. 35). Doch konnte statistisch nicht festgestellt werden, ob die verwendete Verarbeitungstechnologie oder der Polymerisationstyp einen größeren Einfluss auf das Quellungsverhalten besaß (Tab. 10, S. 35).

4.1.3 Dimensionsverhalten bei Nachpolymerisation

Auch die Biokompatibilität der zahnärztlichen Materialien ist entscheidend. Sie wurde speziell für PMMA gut untersucht und in der Literatur beschrieben (Forck et al. 1976, Devlin und Watts 1984). Sowohl in den Ausgangsstoffen sowie in den fertig auspolymerisierten Kunststoffen wurden durch stoffliche Analyse mehrere potentiell allergen oder toxisch wirkende Substanzen entdeckt. Untersuchungen ergaben, dass die Reizsubstanzen durch thermisch kontrollierte Nachpolymerisation vollständig aus dem Untersuchungsmaterial oder deren Gehalt zumindest signifikant reduziert werden konnte (Janke 1953, Boeckler 2003). Auf das Dimensionsverhalten der Prothesen wurde in diesem Zusammenhang jedoch nicht eingegangen. Eine Formveränderung wurde zwar von Kratzenberg (1960) registriert, jedoch nicht genauer beschrieben und quantifiziert. Erst in jüngerer Zeit wurde von Boeckler et al. (2006) eine genauere Quantifizierung der Dimensionsänderung bei Nachpolymerisationsreaktion in Abhängigkeit von Kunststoff und Temperatur begonnen.

Es ist bekannt, dass durch eine so genannte Nachpolymerisation von PMMA-Kunststoffen der Gehalt an potentiell toxischen oder allergenen Inhaltsstoffen verringert werden kann (Meiners 1987, Shintani et al. 1993, Nunes de Mello et al. 2003, Boeckler et al. 2003). Es besteht eine direkte Abhängigkeit zwischen der Nachpolymerisationstemperatur, der Länge der Nachbehandlung und dem Umfang der Reduktion der Reizsubstanzen. So wurden die besten Ergebnisse bei hoher Temperatur und langer Nachbehandlungszeit erzielt

(Branderup und Immergut 1975, Boeckler et al. 2008). Im Gegensatz dazu steht jedoch die Gefahr einer durch die Nachpolymerisation unerwünschten Beeinflussung der Prothesenform. Vor diesem Hintergrund konnten in früheren Untersuchungen für einige Kunststoffe die mit den geringsten Dimensionsänderungen verbundenen Nachpolymerisationstemperaturen und -bedingungen bestimmt werden (Boeckler et al. 2006). Es zeigte sich, dass die Nachpolymerisation bei 75°C in Aqua dest. einen guten Kompromiss zwischen Reduzierung der potentiell allergenen Restsubstanzen und der Dimensionsstabilität darstellt (Boeckler et al. 2006). Aufbauend auf diesen Ergebnissen wurde in der vorliegenden Studie eine Nachpolymerisationstemperatur von 75°C über eine Dauer von 12 Stunden, unterbrochen von Messungen nach 2 und 12 Stunden, angewendet. Um eine Verfälschung der Ergebnisse durch reine Quellungseffekte zu verhindern, wurden die Probekörper vor Beginn der Nachpolymerisationsversuche für 24 Stunden in Wasser gelagert. Die vorliegenden Ergebnisse zeigten, dass sich die getesteten Kunststoffe bei der Nachpolymerisation in ihrem Dimensionsverhalten unterschieden. Dabei reagierten die Kunststoffe sehr unterschiedlich. Die Hitzezufuhr und die zusätzliche Quellung der Kunststoffe führten in wenigen Fällen zu einer signifikanten Verringerung der Randspalten oder der Transversalmaße. Bei 4 von 6 Kunststoffen konnte eine deutliche Vergrößerung der beiden Messgrößen nachgewiesen werden. Diese während der Nachpolymerisation aufgetretenen Vergrößerungen der dorsalen Randspalten könnten möglicherweise einen negativen Effekt auf die Saugwirkung der Prothese bewirken (Boeckler et al. 2006). Die größten Dimensionsänderungen fanden sich nach den ersten 2 Stunden der Nachpolymerisationsphase. Verglichen dazu waren bei der Messung nach 12 Stunden nur noch geringe Änderungen nachweisbar.

Probase Cold

In der vorliegenden Untersuchung konnte die größte Zunahme des dorsalen Randspaltes bei dem im Stopfverfahren verarbeiteten Kaltpolymerisat ProBase Cold registriert werden. Er vergrößerte sich nach 12 Stunden um 312 µm und stellt somit eine erhebliche Beeinträchtigung der Passung dar. Wie bei allen anderen Kunststoffen trat auch hier die größte Veränderung innerhalb der ersten 2 Stunden ein. Die Verringerung des Transversalmaßes um 41 µm lässt noch nicht auf eine mögliche Okklusionsstörung schließen. Dazu ist die nach Woelfel und Paffenbarger (1959) als kritisch angegebene transversale Dimensionsänderung von 0,9 mm noch deutlich unterschritten.

FuturaGen

Das mit manueller Injektion hergestellte Kaltpolymerisat FuturaGen zeigte nach 12 Stunden ein deutlich stabileres Dimensionsverhalten. Hier lag die Vergrößerung des dorsalen Randspaltes nach 12 Stunden bei 88µm. Als Besonderheit zeigte sich hier, dass dieser Wert bereits nach 2 Stunden erreicht war. Trotz weiterführender Nachpolymerisation blieb der Kunststoff dann dimensionsstabil. In Bezug auf die transversale Strecke wies dieses Produkt eine signifikante Verringerung auf, welche mit 12 µm jedoch deutlich geringer als bei ProBase Cold ausfiel.

PalaXpress

Wie bereits von Boeckler et al. (2006) beschrieben, zeigte der pneumatisch injizierte kaltpolymerisierende Kunststoff PalaXpress bei der 75°C-Nachpolymerisation eine gute Dimensionsstabilität. Dies galt insbesondere für das Transversalmaß. Nach 12 Stunden kam es zu einer Distanzzunahme von lediglich 1 µm. Auch die Vergrößerung des dorsalen Randspaltes blieb mit 69 µm nach 12 Stunden im mittleren Bereich. Als Besonderheit fand sich nach 2 Stunden zunächst eine Vergrößerung der dorsalen Messwerte. Nach 12 Stunden näherten sich die Werte wieder dem Ausgangswert. Für diesen Kunststoff könnte daher eine ausreichend lange Nachpolymerisationsdauer von 12 Stunden vorteilhaft für die Dimensionsstabilität sein.

Paladon 65

Bei dem im Stopfverfahren hergestellten Heißpolymerisat Paladon 65 konnte keine signifikante Verringerung des dorsalen Randspaltes durch die Nachpolymerisation nachgewiesen werden. Die signifikante Änderung des Transversalmaßes lag mit 133 µm im mittleren Bereich und konnte in Bezug auf den von Woelfel und Paffenbarger (1959) angegebenen Grenzwert als klinisch unkritisch eingestuft werden.

SR Ivocap

Auch das Heißpolymerisat SR Ivocap, welches mit Hilfe der pneumatischen Injektion verarbeitet wurde, zeigte keine signifikante Randspaltvergrößerung (41 µm). Die Messung in der transversalen Ebene ergab nach 12 Stunden eine signifikante Abnahme der Messstrecke um 0,075 mm. Damit handelte es sich bei allen getesteten Kunststoffen um die stärkste

Kontraktion. Allerdings ist auch hier nicht mit relevanten Okklusionsstörungen zu rechnen (Woelfel und Paffenbarger 1959).

FuturAcryl 2000

Das mit manueller Injektion hergestellte Heißpolymerisat FuturAcryl 2000 zeigte während der Nachpolymerisation keine signifikante Randspalterhöhung. Dimensionsänderungen traten auf, konnten aber statistisch nicht als signifikant bewiesen werden. Somit ist davon auszugehen, dass dieser Kunststoff in Bezug auf das Formverhalten bei der 75°C-Nachpolymerisation als formstabil zu betrachten ist. In der transversalen Ebene konnte hingegen eine Zunahme der Messstrecke beobachtet werden. Diese war statistisch signifikant und betrug nach 12-stündiger Wasserlagerung 0,11 mm, eine ähnliche Distanzzunahme wie bei Paladon 65. Auch diese im Vergleich deutliche Zunahme war klinisch nicht relevant.

Insgesamt konnte festgestellt werden, dass die Kunststoffe während der Nachpolymerisation in Bezug auf ihr Dimensionsverhalten nicht einheitlich reagierten. Beeinflussende Faktoren wie thermische Kontraktionen, Spannungsrelaxationen, Wasseraufnahme und nachpolymerisationsbedingte Schrumpfung zeigten unterschiedlich starke Einflüsse auf das resultierende Dimensionsverhalten der Kunststoffe.

Betrachtet man die Korrelationsuntersuchungen bezüglich des Polymerisationstyps, zeigten die Heißpolymerisate während der Nachpolymerisation ein vorteilhaftes Dimensionsverhalten im Sinne einer Annäherung an ein spaltfreies Optimum. Bei den Kaltpolymerisaten kam es im dorsalen Spaltbereich hingegen insgesamt zu einer Vergrößerung der Messwerte. Zusätzlich verringerten sich die Transversalmaße. In Bezug auf die Passgenauigkeit und die Okklusionsstabilität einer Prothese ist dieser Effekt unvorteilhaft. Festzuhalten gilt, dass die gefundenen Dimensionsänderungen bereits nach 2-stündiger Nachpolymerisation auftraten. Somit ist für die getesteten kaltpolymerisierenden Kunststoffe bei dieser Temperatur eine lange Nachbehandlungszeit nicht, und eine kurze Nachbehandlungszeit nur bedingt zu empfehlen.

Wie in den vorherigen Versuchsabschnitten erwies sich die pneumatische Injektion auch bei der Nachpolymerisation im Vergleich zu den übrigen Verarbeitungstechnologien als vorteilhaft.

Die statistische Analyse der Nachpolymerisationswerte zeigte insgesamt einen größeren Zusammenhang zwischen den dorsalen Spaltmaßen und der jeweiligen Verarbeitungstechnologie. Demgegenüber besitzt der Polymerisationstyp einen statistisch gesehen größeren Einfluss auf das Transversalmaß.

4.2 Messmethodische Fehlerbetrachtung

Mit dem verwendeten Messsystem, bestehend aus Stereomikroskop, Digitalkamera, PC und digitalem Messschieber, konnten die Randspalten und die Transversalmaße mit ausreichender Genauigkeit untersucht und die gewonnenen Ergebnisse anschließend teilweise mit Untersuchungsergebnissen anderer Autoren verglichen werden.

Die transversalen Messungen dienen zur Veranschaulichung der Dimensionsstabilität der okklusionstragenden Zahnreihen zueinander. Jedoch ist dies, wie auch der dorsale Randspalt, nur ein Teilaspekt der gesamten Dimensionsveränderung einer Prothese (Bartling 2004). Um Dimensionsänderungen der Probekörper in ihrer Gesamtheit zu erfassen, wäre ein dreidimensionales Messsystem wünschenswert (Harrison et al. 1992). Ein derartiges System stand für die vorgestellte Untersuchung allerdings nicht zur Verfügung. Bei der verwendeten zweidimensionalen Messmethode am dorsalen Rand und in der Transversalen können somit keine genauen Aussagen über die gesamte Dimensionsstabilität der übrigen Prothesenabschnitte getroffen werden.

In der vorliegenden Studie wurden nur Probekörper analog zu Totalprothesen im Oberkiefer untersucht. Speziell bei diesen Prothesen ist die Saughaftung von entscheidender Bedeutung für die klinische Funktion. Daher kommt der Randspaltbildung am dorsalen Bereich zwischen Prothese und Schleimhaut im Oberkiefer klinisch eine höhere Bedeutung zu als bei Prothesen im Unterkiefer. Besonders hier kann aufgrund einer Spaltbildung die Ventilwirkung der Prothese verloren gehen und sich die Saughaftung somit verschlechtern. Aus diesem Grund wurden in der durchgeführten Studie die dorsalen Randspalten an Probekörpern untersucht, die anhand von vereinfachten Modellen erstellt wurden und Oberkiefer-Totalprothesen entsprachen.

Bei der Nachpolymerisation trockener Prothesen im Wasserbad können sich Quellungs- und Schrumpfungseffekte überlagern. Zur Differenzierung der Wirkung dieser Effekte wurden die Prothesen vor der Nachpolymerisation mindestens 24 Stunden gewässert und der Einfluss von Quellungsseffekten somit deutlich minimiert.

4.3 Klinische Bedeutung der Messergebnisse

Trotz zahlreicher Bemühungen um Alternativen dominiert auch heute noch das Polymethylmethacrylat den Markt für Prothesenbasiskunststoffe und wird bis auf wenige alternative Kunststoffe zur Herstellung von Totalprothesen eingesetzt (Janda 1996b). Allerdings bringt die Anwendung dieses Materials auch Nachteile mit sich. So ist das Vorkommen potentiell allergener Substanzen im PMMA Ausgangspunkt von Forderungen

nach der Entfernung bzw. Reduktion solcher Reizstoffe (Kratzenberg 1960, Rosbach 1975, Gebhardt et al. 1996). Gute Ergebnisse ließen sich dabei durch die Nachpolymerisation bei möglichst hohen Temperaturen erzielen (Wannenmacher 1954; Boeckler et al. 2008). Problematisch ist bei steigender Temperatur jedoch die abnehmende Dimensionsstabilität der Prothesen. Boeckler et al. (2006) beschrieben, dass die in ihrer Studie getesteten Kunststoffe hinsichtlich ihrer Formstabilität sehr verschieden auf die Nachbehandlungen reagierten. In der vorliegenden Studie wurde das Dimensionsverhalten von sieben unterschiedlichen Prothesenbasiskunststoffen nach der Polymerisation, und weiterhin von sechs Prothesenbasiskunststoffen nach Wasserlagerung und während der Nachpolymerisation bei 75°C in Abhängigkeit vom Polymerisationstyp und der Verarbeitungstechnologie untersucht.

Es zeigten sich unterschiedliche Einflüsse der verschiedenen Faktoren auf das Dimensionsverhalten der getesteten Prothesen. Sowohl der Polymerisationstyp als auch die Verarbeitungstechnologie wirkten sich auf das Formverhalten der Prothesen aus. Bei der herstellerkonformen Polymerisation zeigte der Polymerisationstyp gegenüber der Verarbeitungstechnologie den größeren Einfluss auf den dorsalen Randspalt der Prothesen. Kaltpolymerisate veränderten hier ihre Dimension kaum.

Bei der feuchten Lagerung über 24 Stunden konnte weder für den Polymerisationstyp noch für die Verarbeitungstechnologie ein statistisch signifikanter Einfluss nachgewiesen werden. Bei den dorsalen Randspalten der getesteten Kunststoffe kam es zu keinen signifikanten Veränderungen. Die Transversalmaße veränderten sich hingegen signifikant. Klinisch besaßen die Dimensionsänderungen jedoch keine Relevanz da die Werte deutlich kleiner als die von Woelfel et al. (1961) vorgegebenen 0,9 mm waren.

Bei der Nachpolymerisation verhielten sich die Kunststoffproben invers zu ihrem Verhalten bei der Polymerisation. So hatte die Verarbeitungstechnologie einen größeren Einfluss auf das dorsale Spaltmaß als der Polymerisationstyp. Prothesen, die mit Hilfe der pneumatischen Injektion hergestellt wurden, zeigten geringere dorsale Randspalten als Prothesen, die mit einer anderen Technik hergestellt wurden. Die Stopftechnik zeigte die höchsten Randspaltänderungen.

Die pneumatische Injektion eines kaltpolymerisierenden Kunststoffes bewirkte die geringsten Abweichungen des Transversalmaßes und damit die geringsten potentiellen Probleme bei der okklusalen Adjustierung der Prothese.

Generell ist zu beachten, dass die Heißpolymerisate nach dem Polymerisationsprozess größere Dimensionsabweichungen als die Kaltpolymerisate aufwiesen. Hingegen bewirkte die Nachpolymerisation bei den Kaltpolymerisaten die größeren Dimensionsabweichungen. Verglichen mit den konventionellen Heiß- und Kaltpolymerisaten zeigte der getestete thermoplastische Prothesenkunststoff keine Auffälligkeiten im Dimensionsverhalten.

5 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war eine quantitative Analyse der Dimensionsänderungen verschiedener Prothesenkunststoffe in Bezug auf den Polymerisationstyp und die Verarbeitungstechnologie. Dabei sollten die Formänderungen nach der Polymerisation über einen Zeitraum von einer Woche trockener Lagerung beobachtet werden. In einer weiteren Untersuchung sollte der Einfluss von Polymerisationstyp und Verarbeitungstechnologie auf mögliche Dimensionsänderungen durch eine Wasserlagerung dokumentiert werden. Ferner wurde der Einfluss von Polymerisationstyp und Verarbeitungstechnologie auf mögliche Dimensionsänderungen bei der Nachpolymerisation von Probekörpern im Wasserbad erfasst. Entsprechend früherer Untersuchungen wurde die Dimensionsstabilität der Proben über die Messung des dorsalen Randspaltes und die Messung der transversalen Ausdehnung erfasst.

Insgesamt wurden sieben Prothesenbasiskunststoffe untersucht. Dabei handelte es sich um drei Kaltpolymerisate, drei Heißpolymerisate, sowie einen bereits vorpolymerisierten thermoplastisch zu verarbeitenden Prothesenkunststoff. Die Kunststoffe wurden nach Herstellerangaben verarbeitet. Die Messungen erfolgten mit Hilfe eines Lichtmikroskops und eines digitalen Messschiebers. Die Ergebnisse wurden deskriptiv statistisch und auf Signifikanzen untersucht.

Alle Kunststoffe zeigten direkt nach der herstellerekonformen Polymerisation und anschließenden Ausbettung eine Randspaltbildung im dorsalen Bereich sowie eine Veränderung der transversalen Ausdehnung. Dabei wiesen die Kaltpolymerisate geringere dorsale Spaltmaße als die Heißpolymerisate auf. Die Werte eines thermoplastisch verarbeiteten Kunststoffes lagen dazwischen. Die geringste Spaltbildung sowohl nach Ausbettung als auch über den Verlauf einer Woche trat bei dem im pneumatischen Injektionsverfahren verarbeiteten Kaltpolymerisat PalaXpress auf, die höchste bei dem im konventionellen Stopf-Press-Verfahren verarbeiteten Heißpolymerisat Paladon 65. Bei Paladon 65 ist der Verlust der Saughaftung aufgrund klinisch relevanter Passungsprobleme somit am wahrscheinlichsten. Über den Zeitraum von einer Woche wurden bei den Kunststoffen ProBase Cold, PalaXpress, Paladon 65 sowie Polyan signifikante Veränderungen der transversalen Dimension beobachtet. Ein starker Einfluss eines Faktors auf das Transversalmaß konnte statistisch nicht nachgewiesen werden.

Nach der Lagerung im Wasserbad zeigten die Proben aus PalaXpress eine signifikante Verkleinerung des dorsalen Spaltmaßes. Das mittels manuellem Injektionsverfahren verarbeitete Kaltpolymerisat FuturaGen war der einzige Kunststoff, bei dem durch die Wasseraufnahme eine Vergrößerung des dorsalen Randspaltes auftrat. Bei den übrigen Kunststoffen bewirkte die Lagerung in Wasser keine signifikante Veränderung des dorsalen

Randspaltes. Demgegenüber bewirkte die Wasserlagerung bei allen getesteten Kunststoffen eine signifikante Änderung der transversalen Ausdehnung.

Bei der Nachpolymerisation zeigten sich bei den Kaltpolymerisaten im Vergleich zu den Heißpolymerisaten deutlichere Dimensionsänderungen. Diese waren bei dem im Stopfverfahren verarbeiteten Kaltpolymerisat ProBase Cold am ausgeprägtesten. Die geringsten Dimensionsänderungen während der Nachpolymerisation zeigten sich bei Paladon 65 und dem manuell injizierten Heißpolymerisat FuturAcryl 2000. Bei diesen beiden Kunststoffen bewirkte die Nachpolymerisation sogar eine Reduktion des Spaltmaßes, die sich jedoch als statistisch nicht signifikant erwies. generell stärker reagieren als Heißpolymerisate. ProBase Cold ist nicht für die Nachpolymerisation bei 75°C geeignet. Besonders gut geeignet für diese Nachbearbeitung sind Paladon 65 und FuturAcryl 2000. Auf diese beiden Kunststoffe hat die Nachpolymerisation sogar einen positiven Einfluss im Hinblick auf das Dimensionsverhalten.

Es wurde festgestellt, dass die kaltpolymerisierenden Kunststoffe ProBase Cold, FuturaGen und PalaXpress sowohl initial als auch während der einwöchigen trockenen Lagerung im Vergleich zu den übrigen Kunststoffen geringere dorsale Randspalten aufwiesen. Sie könnten daher einen Vorteil bei der Passgenauigkeit bieten.

Die heißpolymerisierenden Kunststoffe Paladon 65, SR Ivocap und FuturAcryl 2000 zeigten bei der Nachpolymerisation im 75°C-Wasserbad gegenüber den anderen getesteten Kunststoffen ein vorteilhaftes Dimensionsverhalten. Der reine Quellungseffekt im Zuge der Wasseraufnahme bewirkte mit Ausnahme von FuturaGen bei allen Kunststoffen eine Verringerung der Spaltmaße und somit möglicherweise eine Verbesserung der klinischen Passgenauigkeit.

Unter Hinblick auf die untersuchten Aspekte kann keine allgemein gültige Aussage über die Auswirkungen des Polymerisationstypes und der Verarbeitungstechnologie auf das Dimensionsverhalten der getesteten Prothesenbasiskunststoffe getroffen werden.

Unter der Fragestellung nach einem Kunststoff mit möglichst hoher Dimensionsstabilität kann für die Gesamtheit der untersuchten Teilaspekte keine generelle Empfehlung zu einem speziellen Kunststoffprodukt, dem Polymerisationstyp oder einem Verarbeitungsverfahren getroffen werden. Aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse kann je nach individueller Fragestellung eine derartige Entscheidung nur individuell getroffen werden.

6 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) 444-457
2. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI: Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthodont* 17 (2008) 545-549
3. Anderes T: Über die Paßform von Kunststoffprothesen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 5 (1952) 531-534
4. Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG: Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 60 (1988) 394-398
5. Bandyopadhyay S: A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J Biomed Mater Res* 16 (1982) 135-144
6. Bartling N: Untersuchung zum Formverhalten von totalem Zahnersatz aus PMMA mittels optischer 3D-Messtechnik. *Med. Diss. Berlin* (2004) 30-62
7. Bawendi B: Die Formgenauigkeit von totalen Kunststoffprothesen im Gießverfahren. *ZWR* 8 (1973) 388-396
8. Bawendi B: Ist eine Prüfung der Formänderung von Prothesenbasismaterialien sinnvoll? *Dtsch Zahnärztl Z* 6 (1975b) 660-664
9. Boeckler AF: Dibenzoylperoxid als potentiell Allergen in Prothesenkunststoffen. *Med. Diss. Halle* (2003) 29-41
10. Boeckler AF, Kebernik M, Dette KE: Die Formstabilität von Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation. *Dtsch Zahnärztl Z* 61 (2006) 667-673
11. Boeckler AF, Morton D, Poser S, Dette KE: Release of dibenzoyl peroxide from polymethyl methacrylate denture base resins: an in vitro evaluation. *Dent Mater* 24 (2008) 1602-1607
12. Boeckler AF: Die Unverträglichkeit von Kunststoffprothesen. Bewertung, Therapieansätze und alternative Produkte. *Quintessenz* 35 (2009) 1618-1637
13. Branderup J, Immergut EH: *Polymer Handbook*. 2.Aufl. John Wiley & sons, New York (1975) 11-22
14. Buck M, Diem CJ, Schreyer G, Szigeti R: Eigenschaften der Acrylgläser. *Kunststoffhandbuch, Polymethylmethacrylate*. Hanser Verlag (1975) Band IX 124-138
15. Budtz-Jorgensen E: Zur Ätiologie, Differentialdiagnose und Behandlung der Stomatitis prothetica (I). *Quintessenz* 10 (1979) 145-152
16. Budtz-Jorgensen E, Bertram U: Denture stomatitis. I. The etiology in relation to

- trauma and infection. *Acta Odontol Scand* 28 (1970) 71-92
17. Danilewicz-Stysiak Z: Allergy as a cause of denture sore mouth. *J Prosthet Dent* 25 (1971) 16-18
 18. Devlin H, Watts DC: Acrylic 'allergy'? *Br Dent J* 157 (1984) 272-275
 19. Dewein H: Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme. *Dtsch Zahnärztl Z* 13 (1958) 1345-1352
 20. Dogan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A: The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J Dent* 23 (1995) 313-318
 21. Dolder E: Physikalische Werkstoffprüfungen an Zahnprothesen im Laboratorium und am Patienten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 53 (1943) 435-487
 22. Duymus ZY, Yanikoglu ND: Influence of a thickness and processing method on the linear dimensional change and water sorption of denture base resin. *Dent Mater J* 23 (2004) 8-13
 23. Duymus ZY, Yanikoglu ND: The investigation of solubility values, water sorption and bond strength of auto-polymerising and heat-polymerising acrylic resin materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 14 (2006) 116-120
 24. Eichner K: Die Auswirkung der Verarbeitung des Kunststoffes bei Prothesen für Patienten. *Österr Z Stomatol* 10 (1954) 533-537
 25. Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 5. Aufl. 1 Grundlagen und Verarbeitung Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg (1988) 570-602
 26. Elahi JM, Abdullah MA: Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. *J Prosthet Dent* 71 (1994) 150-153
 27. Elias H: Makromoleküle: Struktur, Eigenschaften, Synthesen; Stoffe, Technologie. 4. Aufl. Hüthig und Wepf, Heidelberg (1981) 570-602
 28. Emmeler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R, Kehe K: Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dent Mater* 24 (2008) 1670-1675
 29. Falbe J, Regitz M: *Römpp Chemie Lexikon*. 9. Aufl. Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1995) 3297-3299
 30. Falck-Weikart: *Werkstoffkunde für Zahnärzte*. C. Hanser, München (1959) 221-225
 31. Fano V, Ma WY, Ortalli I, Pozela K: Study of dental materials by laser beam scanning. *Biomaterials* 19 (1998) 1541-1545
 32. Fernstrom AI, Oquist 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 material - a survey of the literature. Case report, allergenic analysis of denture and test casting. *Swed Dent*

- J 4 (1980) 241-252
33. Finger W: Mechanisch- dynamische Eigenschaften von Prothesen-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 665-671
 34. Fisher AA: Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic denture materials. J Am Med Assoc 156 (1954) 238-242
 35. Fisher AA: Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic resin denture materials. J Prosthet Dent 6 (1956) 593-602
 36. Forck G, Devlin H, Watts DC: Allergische Reaktionen der Mundschleimhaut bei Prothesenträgern. Dtsch Zahnärztl Z 31 (1976) 10-12
 37. Freytag H: Vergütung dentaler Kunststoffe. Dtsch Zahnärzteb 12 (1957) 265-270
 38. Fritz H: Über die vom Reaktorsystem abhängige Toxizität dentaler Autopolymerisate. Eine biologische Prüfung durch Implantation in die Kaninchenmuskulatur. Med. Diss. Tübingen (1977) 25-40
 39. Gasser F: Allergische Reaktionen als Folge zahnärztlich - therapeutischer Maßnahmen. Zahnaerztl Runds 77 (1968) 147-156
 40. Ge J, Trujillo M, Stansbury J: Synthesis and photopolymerization of low shrinkage methacrylate monomers containing bulky substituent groups. Dent Mater 21 (2005) 1163-1169
 41. Gebhardt M, Gebhardt A, Wollina U: Differentialdiagnostik Zahnprothesen - bezogener Beschwerden - eine Übersicht. H+G 70 (1995) 738-744
 42. Gebhardt M, Geier J, Welker D: Kontaktallergie auf Prothesenkunststoffe und Differentialdiagnostik der Prothesenintoleranz. Eine Studie der DKG und des IVDK. Dtsch Zahnärztl Z. 51 (1996) 395
 43. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G: Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. J Biomed Mater Res 41 (1998) 474-480
 44. Ghosh S: A close-range photogrammetric system for 3-D measurement and perspective diagramming in biomechanics. J Biomech 16 (1983) 667-674
 45. 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
 46. Groß A: Ist die Verwendung von Kaltpolymerisat bei der Herstellung definitiver Prothesen nach dem heutigen Entwicklungsstand zu vertreten? Quintess Zahntech 7 (1977) 45-54
 47. Groß A: Kunststoffe in der Zahnmedizin. Chemie in unserer Zeit 13 (1979) 142-146
 48. Guempel G: Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Zahnärztl Mitt 76 (1986) 2634-2642
 49. Guggenberger R, Weinmann W: Exploring beyond methacrylates. Am J Dent 13

- (2000) 82-84
50. Harrison A, Huggett R, Zissis A: Measurements of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques. *Int J Prosthodont* 5 (1992) 68-72
 51. Hausen B, Brinkmann J, Dohn W: Lexikon der Kontaktallergene. Ecomed, Landsberg (1992) 235-276
 52. Haustein U, Kramer I, Fickweiler E: Behandlung der Akne Vulgaris mittels Benzoylperoxid. *Dermatol Monatsschr* 167 (1981) 149-153
 53. Hegde V, Patil N: Comparative evaluation of the effect of palatal vault configuration on dimensional changes in complete denture during processing as well as after water immersion. *Indian J Dent Res* 15 (2004) 62-65
 54. Hennicke A: Die Beziehung zwischen Allergie und Erkrankung der Mundhöhle durch Poly-Methacrylate. *Zahnärztl Welt* 58 (1957) 392-394
 55. Hennicke A: Die Nachbehandlung von Polymethakrylatprothesen zur Verbesserung der Gewebeverträglichkeit. *Dtsch Stomat* 9 (1958a) 22-27
 56. Hennicke A: Führen, vom werkstofflichen Gesichtspunkt aus, chemisch einwandfreie Polymethacrylat-Prothesen zu allergischen Erscheinungen? *Dtsch Zahnärztl Z* 13 (1958b) 648-653
 57. Herrmann D: Allergische Reaktionen durch zahnärztliche Werkstoffe. *Münch med Wschr* 119 (1977) 265-270
 58. Herrmann H: Reaktive Veränderungen der Kieferschleimhaut unter Zahnersatz. *Zahnärztl Rundsch* 69 (1960) 319-324
 59. Hetessy G: Die Wirkung von Kunststoffprothesen auf die Schleimhaut. *Zahnärztl Welt* 61 (1960) 132-133
 60. Hoffmann-Axthelm W: Die Geschichte der Zahnheilkunde; 2. Auflage. Berlin (1985)
 61. Huggett R, Brooks SC, Bates JF: The effect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Technol* 8 (1984) 365-371
 62. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A: Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 68 (1992) 634-640
 63. Jagger RG: Dimensional accuracy of thermoformed polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 76 (1996) 573-575
 64. Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig, Heidelberg (1996a) 173- 210
 65. Janda R: Prothesenkunststoffe- gestern, heute und morgen? *Phillip J* 13 (1996b) 93-98
 66. Janda R: Prothesenkunststoffe aus werkstoffkundlicher Sicht. *Quintessenz Zahntechnik* 23 (1997) 665

67. Janke G: Problems of acrylic resin technic. Dtsch Zahnärztl Z 8 (1953) 1159-1164
68. Janke G: Die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung. Dtsch Zahnärztl Z 21 (1955) 1437-1443
69. 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
70. Janke G: Die Spritzverfahren zur Herstellung von Kunststoffprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 17 (1962) 1057
71. Jarkas M: Werkstoffmechanischer Vergleich hypoallergener Prothesenbasiskunststoffe. Med. Diss. Halle (2007)
72. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE, Jorge JH, Giampaolo ET, et al.: Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review
Effect of post-polymerization heat treatments on the cytotoxicity of two denture base acrylic resins. J Prosthet Dent 90 (2003) 190-193
73. Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ: Effect of post-polymerization heat treatments on the cytotoxicity of two denture base acrylic resins. J Appl Oral Sci 14 (2006) 203-207
74. 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
75. Jüde D: Prothesenunverträglichkeit. In: Voß R, Meiners H: Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Carl Hanser Verlag, München, Wien (1980) 304-313
76. Kaaber S: Allergy to dental materials with special reference to the use of amalgam and polymethylmethacrylate. Int Dent J 40 (1990) 359-365
77. Kaaber S, Thulin H, Nielsen E: Skin sensitivity to denture base materials in the burning mouth syndrome. Contact Dermatitis 5 (1979) 90-96
78. Kähler W: Statistische Datenanalyse: Verfahren verstehen und mit SPSS gekonnt einsetzen. (2007) 165-168
79. Kammann A: Prothesenkunststoffe aus werkstoffkundlicher Sicht. Ivoclar- Report 13 (2000) 5-6
80. Kebernik M: Experimentelle Untersuchungen zur Formstabilität von Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation. Med. Diss. Halle (2006)
81. Keenan PL, Radford DR, Clark RK: Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. J Prosthet Dent 89 (2003) 37-44
82. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dent Mater 21 (2005) 1150-1157

83. Koda T, Tsuchiya H, Yamauchi M, Ohtani S, Takagi N, Kawano J: Leachability of denture-base acrylic resins in artificial saliva. *Dent Mater* 6 (1990) 13-16
84. Körber K: Experimentelle Untersuchungen zur Genauigkeitsgrenze des Polymerisations-Schwundausgleiches im SR-Ivocap-Verfahren. *ZWR* 7 (1987) 632-637
85. Körber K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie, 2. Auflage Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York. (1993) 136-140
86. Körber K: Dorsal border of denture base after SR-Ivocap polymerization. *Zwr* 100 (1991) 377-378
87. Körholz K: Ist der PMMA- Prothesenwerkstoff bereits ausgereizt? *Quintessenz Zahntechnik* 33 (2007) 296-306
88. Kratzenberg K: Residual Monomer in Kunststoffprothesen - Wirkung, Nachweis, Beseitigung. *Med. Diss. Mainz* (1960) 5-27
89. Kuck M: Reizung der Mundschleimhaut durch Farbzusätze der Prothesenwerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 11 (1956) 678-686
90. Kulzer & Co.GmbH: Paladon Verfahren.(737058). Bad Homburg, Deutschland (1936)
91. Langer H: Das Schleimhautbrennen beim Tragen von Akrylatplatten. *Dtsch Zahnärztl Z* 5 (1956) 1321-1327
92. Langer H: Die Prothesenintoleranz der Mundschleimhaut. *Dtsch Zahnärztl Z* 15 (1960) 849-852
93. Latta GH, Jr., Bowles WF, 3rd, Conkin JE: Three-dimensional stability of new denture base resin systems. *J Prosthet Dent* 63 (1990) 654-661
94. Leiber-Olbrich: Wörterbuch der klinischen Syndrome. Urban&Schwarzenberg,München-Berlin (1963) 553-556
95. Lindmaier A, Lindemayr H: Probleme mit Zahnprothesen und Zahnfüllungsmaterialien: Epikutantestergebnisse, Konsequenzen und Nachbeobachtung. *Z Hautkr* 64 (1989) 24-30
96. Love WD, Goska FA, Mixson RJ: The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. *J Prosthet Dent* 18 (1967) 515-527
97. Marx H: Zur Polymerisationsproblematik dentaler Methakrylate. *Zahnärztl W* 61 (1960) 747-751
98. Marx H: Neuere Untersuchungen über Formveränderungen von Vollprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren. *Dtsch Zahnaerztl Z* 30 (1975) 89-93
99. Marx H, Bork K, Schubert A: Zur Epikutantestung bei Allergie auf Prothesenkunststoff. *Dtsch Zahnärztl Z* 37 (1982) 783-786
100. Marx H: Kunststoffverarbeitung (Prothesenkunststoffe) - Praktischer Teil. Eichner K : Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band : Grundlagen und

- Verarbeitung. Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg (1988) 145-166
101. Marx H: Prothesenkunststoffe und ihre Verarbeitungsverfahren. Voß R, Meiners H : Fortschritte der Zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Hanser Verlag, Muenchen. (1989) 343-356
102. Marxkors R: Zum Problem des Gaumenbrennens unter Zahnprothesen. Dtsch Zahnärztebl 16 (1962) 283-288
103. Marxkors R, Müller-Fahlbusch H: Psychogene Prothesenunverträglichkeit. Hanser Verlag, München (1976) 122-156
104. Marxkors R: Fragen zur Prothesenunverträglichkeit. Quintessenz 29 (1978) 59-64
105. McCabe JF, Basker RM: Tissue sensitivity to acrylic resin. A method of measuring the residual monomer content and its clinical application. Br Dent J 140 (1976) 347-350
106. 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
107. Meadows D, Johnson WO, Allen JB: Generation of surface contours moire patterns. Appl Opt 29 (1970) 242-246
108. Meiners H: Zum Einfluss verschiedener Herstellungsverfahren auf die okklusale Genauigkeit von Totalprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 42 (1987) 803-806
109. Micheelis W, Reich E: Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III) 3.Aufl. Deutscher Ärzteverlag, Köln (1999) 24-25
110. Micheelis W Schiffner U: Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). Deutscher Ärzteverlag, Köln (2006) 14-15
111. Monfrin SB, Notaro V, Gassino G, Perotti R, Bassi F: Dimensional contour stability of acrylic resin bases for complete dentures before and after water sorption. Int J Prosthodont 18 (2005) 480-482
112. Moturi B, Juszczuk AS, Radford DR, Clark RK: Dimensional change of heat-cured acrylic resin dentures with three different cooling regimes following a standard curing cycle. Eur J Prosthodont Restor Dent 13 (2005) 159-163
113. Müller-Fahlbusch H: Nervenärztliche Aspekte der Prothesenunverträglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 31 (1976) 13-17
114. Neise C: Experimentelle Untersuchungen zur mechanischen Belastbarkeit eines mikrowellenhärtenden Kunststoffs im Vergleich mit konventionellen Prothesenbasismaterialien. Med. Diss. Halle (2006) 37-67
115. Niedermeier W: Die Behandlung der Prothesenstomatopathien - eine interdisziplinäre Aufgabe. Dtsch Zahnärztl Z 32 (1977) 715-718
116. Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL: Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. J Prosthet Dent 82 (1999) 291-300
117. Nunes de Mello JA, Braun KO, Rached RN, Del Bel Cury AA: 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
118. Nyquist G, Sharp GS: A study of denture sore mouth; an investigation of traumatic, allergic and toxic lesions of the oral mucosa arising from the use of full dentures
Treatment for low tolerance to dentures: supplemental report. *Acta Odontol Scand Suppl* 10 (1952) 1-154
119. Ottl P, Janda R, Tappe A, Lauer HC: Die Bestimmung der Abrasionsfestigkeit von licht-, heiß- und kaltpolymerisierenden Schienenkunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 52 (1997) 342-346
120. Ottl P, Schmitz C, Janda R, Weigl P: Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht-, heiß- und autopolymerisierender Kunststoffe für Aufbiflschienen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50 (1995) 471-474
121. Paffenbarger GC, Woelfel JB, Sweeney WT: Resins and Technics Used in Constructing Dentures. *Dent Clin North Am* 23 (1965) 251-262
122. Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV: Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *J Prosthodont* 13 (2004) 83-89
123. Passow H: Reizerscheinungen bei Prothesenträgern. *Zahnärztl Prax* 19 (1953) 4-8
124. Peroz I, Manke P, Zimmermann E: Polymerization shrinkage of denture resins in different preparation procedures. *Zwr* 99 (1990) 292-296
125. Perrin D, Armarego WLF: Purification of laboratory chemicals. 3. Aufl. Pergamon Press, Oxford (1980) 367-375
126. Peutzfeldt A: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105 (1997) 97-116
127. Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L: Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 93 (2005) 372-377
128. Pfeiffer P, Rosenbauer EU: Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 92 (2004) 72-78
129. Pow EH, Chow TW, Clark RK: Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase. *J Prosthet Dent* 80 (1998) 238-245
130. Pronych GJ, Sutow EJ, Sykora O: Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. *J Oral Rehabil* 30 (2003) 1157-1161
131. Reichl FX: Allergologische Diagnostik. Pharmakologie und Toxikologie. Stuttgart: Thieme (2007) 254-257
132. Reither W: Die Prothesenstomatopathie - ein polyätiologisches Krankheitsbild. *Dtsch*

- Zahnärztl Z 23 (1968) 851-861
133. Retterath W: Ausmaß des dorsalen Randspaltes bei Oberkieferprothesen in Abhängigkeit von Herstellungsverfahren. Med. Diss. Mainz (1974)
134. Richter G: Zur Problematik allergologischer Testungen bei vermuteter Dentalwerkstoff- Unverträglichkeit. ZM 84 (1994) 53
135. Richter G, Geier J: Dentalwerkstoffe - Problemsubstanzen in der allergologischen Diagnostik? Hautarzt 47 (1996) 839-843
136. Ring J: Angewandte Allergologie. 2.Aufl. MMV Medizin Verlag, München (1988) 56-89
137. Roßbach A: Ein Beitrag zur Ätiologie der Prothesenstomatopathien. Dtsch Zahnärztl Z 30 (1975) 148-149
138. Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T: Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. J Prosthet Dent 72 (1994) 19-22
139. Schmidt A: Die Geschichte der Methacrylate in der Stomatologie. Zahntechnik 19 (1978) 436-444
140. Schrenker H, Stark H: Prothesenstomatitis - Ätiologie und Verlauf. ZWR 107 (1998) 197-201
141. Schröder H: Zahnärztliche und nervenärztliche Aspekte des Schleimhautbrennens bei Prothesenträgern I. Zahnärztliche Aspekte. Zahnärztl Welt 88 (1979) 201-208
142. Schwickerath H: Zur Frage der Formveränderung. Zahnärztl. Welt 8 (1966) 287-288
143. Schwickerath H: Die thermischen Gebrauchseigenschaften von Prothesenbasismaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 12 (1969) 1060-1061
144. Schwickerath H: Kunststoffe für die Totalprothetik. Zahnärztl Mitt 72 (1982) 2283-2287
145. Sharp GS: Treatment for low tolerance to dentures: supplemental report. J Prosthet Dent 17 (1967) 222-226
146. Shibayama R, Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG: Effect of Flasking and Polymerization Techniques on Tooth Movement in Complete Denture Processing. J Prosthodont 30 (2009) 30
147. Shintani H, Tsuchiya T, Hata Y, Nakamura A: Solid phase extraction and HPLC analysis of toxic components eluted from methyl methacrylate dental materials. J Anal Toxicol 17 (1993) 73-78
148. Shukor SS, Juszczak AS, Clark RK, Radford DR: The effect of cyclic drying on dimensional changes of acrylic resin maxillary complete dentures. J Oral Rehabil 33 (2006) 654-659
149. Smith DC, Bains M.E: Residual methyl methacrylate in the denture base and its

- relation to denture sore mouth. *Br Dent J* 96 (1955) 55-58
150. Smith DC, Bains ME: The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 35 (1956) 16-24
151. Smith DC, Bains ME: The acrylic denture base - the peroxide concentration in dental polymers. *Br Dent J* 107 (1959) 62-67
152. Steuer D: Ein Beitrag zur Frage der Residualmonomere in Kunststoffprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 8 (1954) 816-818
153. Swords RL, Latta GH, Jr., Wicks RA, Huget EF: Periodic evaluation of the occlusal vertical dimension of maxillary dentures from the wax trial denture through 48 hours after polymerization. *J Prosthodont* 9 (2000) 189-194
154. Sykora O, Sutow EJ: Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 20 (1993) 19-31
155. Takahashi Y: Three dimensional changes of the denture base of the complete denture following polymerization. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 34 (1990) 136-148
156. Teraoka F, Nakagawa M, Takahashi J: Adaptation of acrylic dentures reinforced with metal wire. *J Oral Rehabil* 28 (2001) 937-942
157. Teraoka F, Takahashi J: Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J Prosthet Dent* 83 (2000) 514-520
158. Trage R: Erfahrungen mit dem SR-Ivocap-System. *Quintessenz* 11 (1975) 65-71
159. Tsuboi A, Ozawa K, Watanabe M: Water absorption characteristics of two types of acrylic resin obturators. *J Prosthet Dent* 94 (2005) 382-388
160. Turck MD, Lang BR, Wilcox DE, Meiers JC: Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. *Int J Prosthodont* 5 (1992) 367-372
161. Turrell AJ: Aetiology of inflamed upper denture-bearing tissues. *Br Dent J* 120 (1966a) 542-546
162. Turrell AJ: Allergy to denture-base materials--fallacy or reality. *Br Dent J* 120 (1966b) 415-422
163. Vallittu P: Peak Temperatures of some prosthetic acrylates on polymerization. *J Oral Rehabil* 23 (1996) 776-781
164. van Thiel H: Die stofflichen Schädigungen durch Prothesen und ihre Behandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 15 (1960) 281-289
165. Wang YH, Zhang JZ, Pan J: The influence of heat/pressure polymerization method on the adaptation of complete denture base. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 15 (2006) 419-422
166. Wannemacher E: Die Prothese als schädigender Faktor durch Reizwirkung auf die

- Schleimhaut. Dtsch Zahnärztl Z 9 (1954) 89-104
167. Woelfel JB, Paffenbarger GC: Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. J Am Dent Assoc 59 (1959a) 250-260
168. Woelfel JB, Paffenbarger GC: Dimensional changes occurring in artificial dentures. Int Dent J 9 (1959b) 451-460
169. Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT: Dimensional changes occurring in dentures during processing. J Am Dent Assoc 61 (1960) 413-430
170. Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT: Changes in dentures during storage in water and in service. J Am Dent Assoc 62 (1961) 643-657
171. Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT: Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. J Am Dent Assoc 65 (1962) 495-505
172. Wong DM, Cheng LY, Chow TW, Clark RK: Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 81 (1999) 300-304
173. Zissis A, Huggett R, Harrison A: Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. J Dent 19 (1991) 199-206
174. Zissis A, Yannikakis S, Polyzois G, Harrison A: A long term study on residual monomer release from denture materials. Eur J Prosthodont Restor Dent 16 (2008) 81-84

7 Thesen

- 1 Das Polymethylmethacrylat (PMMA) ist der weltweit am häufigsten verwendete Prothesenbasiskunststoff. Bei der herstellerkonformen Polymerisation des Kunststoffes kommt es im Vergleich zum Meistermodell regelmäßig zu einer materialbedingten Dimensionsänderung der Prothese.
- 2 Die Quellung des Prothesenbasiskunststoffes im feuchten Milieu kann die Passgenauigkeit der Prothese signifikant beeinflussen.
- 3 PMMA-Kunststoff enthält verschiedene, potentiell allergene Reizsubstanzen, die die Entstehung einer Unverträglichkeitsreaktion auslösen können. Die Nachpolymerisation bei hohen Temperaturen gilt als eine wirksame Methode, diese Stoffe aus dem Zahnersatz zu entfernen. Auch bei diesem Vorgehen kommt es zu einer möglichen Formveränderungen der Prothese.
- 4 Für die Herstellung einer Prothese aus PMMA stehen Kunststoffe mit unterschiedlichen Polymerisationstypen und verschiedene zahntechnische Verarbeitungsverfahren zur Verfügung.
- 5 Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung des Einflusses von Polymerisationstyp und Verarbeitungstechnologie auf das Dimensionsverhalten verschiedener Prothesenbasiskunststoffe.
- 6 Die Herstellung der insgesamt 70 standardisierten Probekörper erfolgte nach Herstellerangaben auf einem Urmodell aus Messing. Dabei wurden drei Heiß-, und drei Kaltpolymerisate, sowie ein industriell auspolymerisierter Prothesenkunststoff verarbeitet. Gemäß den jeweiligen Herstellerangaben kamen dabei die Stopftechnik, manuelle und pneumatische Injektion und die Spritzguss-Technik zur Anwendung.
- 7 Die Vermessung der Probekörper erfolgte mittels Lichtmikroskop und digitalem Messschieber an festgelegten Punkten des dorsalen Prothesenrandes gegen das standardisierte Urmodell sowie über eine transversale Strecke auf dem Kauansatz.
- 8 Die Proben aller Kunststoffe zeigten direkt nach der Polymerisation und nach einer anschließenden Lagerung über einen Tag und eine Woche jeweils einen zum

- Urmodell vergrößerten dorsalen Randspalt und eine Verringerung der transversalen Dimension.
- 9 Die 24-stündige Wasserlagerung der Proben führte bei keinem Kunststoff zu einer signifikanten Änderung der dorsalen Dimension. Die transversale Dimension änderte sich bei 5 von 6 Kunststoffen signifikant.
- 10 Die Nachpolymerisation im Wasserbad bei 75°C bewirkte bei den Heißpolymerisaten sowohl eine Verringerung des Randspaltes und somit eine mögliche Verbesserung der Passgenauigkeit als auch eine Annäherung des Transversalmaßes an den Ausgangswert. Die Kaltpolymerisate reagierten sowohl am dorsalen Rand als auch transversal mit weiteren Dimensionsabweichungen, so dass die Nachbehandlung dieser Kunststoffe aus Gründen der klinischen Passung kritisch bewertet werden muss.
- 11 Der Polymerisationstyp zeigte im Vergleich zur jeweiligen Verarbeitungstechnologie bei der herstellerkonformen Polymerisation der Proben einen statistisch höheren Einfluss auf das Dimensionsverhalten des dorsalen Randspaltes. Kaltpolymerisierende Kunststoffe erwiesen sich hierbei dimensionsstabiler als heißpolymerisierende Prothesenbasiskunststoffe. Bezogen auf das Transversalmaß zeigte die Verarbeitungstechnologie einen größeren Einfluss. Hier erzielten die Kunststoffe, die mittels pneumatischer Injektion hergestellt wurden, die besten Ergebnisse.
- 12 Statistisch betrachtet erwies sich der Einfluss der Faktoren bei der Wasserlagerung als gleich stark. Dies galt sowohl für den dorsalen Randspalt als auch für das Transversalmaß.
- 13 Bei der Nachpolymerisation ergab die statistische Auswertung einen im Vergleich zum Polymerisationstyp größeren Einfluss der Verarbeitungstechnologie auf das Dimensionsverhalten am dorsalen Rand. Prothesen, die mittels der pneumatischen Injektion hergestellt wurden, waren dabei am dimensionsstabilsten. Das Transversalmaß zeigte einen deutlicheren Einfluss des Polymerisationstyps, wobei die Heißpolymerisate hier vorteilhaftere Ergebnisse lieferten.
- 14 Unter Hinblick auf die untersuchten Teilaspekte kann keine generelle Empfehlung zu einem Polymerisationstyp oder einem Verarbeitungsverfahren getroffen werden.

Aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse muss je nach vorliegender Fragestellung eine derartige Entscheidung individuell getroffen werden.

Tabellarischer Lebenslauf

Name: Andreas Peters
Geburtsdatum: 03. November 1982
Geburtsort: Recklinghausen
Eltern: Eduard Peters (Kraftfahrzeug-Mechatroniker)
Elke Christiane Peters (Krankenschwester)
Familienstand: ledig
Nationalität: Deutsch

Bildungsweg:

1989 – 1993	Lutherschule Waltrop
1993 – 1999	Realschule Waltrop
1999 – 2002	Theodor-Heuss-Gymnasium Waltrop
2002	Abitur
2002 – 2003	Zivildienst
2004 – 2009	Studium der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
2005	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
2007	Zahnärztliche Vorprüfung
2009	Staatsexamen im Fach Zahnmedizin
1.12.2009	Approbation als Zahnarzt
seit 1.2.2010	Assistenz Zahnarzt

Dortmund, den 26. März 2010

Erklärung

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

Dortmund, den 26. März 2010

.....

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

Dortmund, den 26. März 2010

.....

Hinweise auf Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit

Vorläufige Ergebnisse dieser Untersuchung wurden im Rahmen mehrerer Posterpräsentationen veröffentlicht:

Peters A, Arnold C, Setz J, Boeckler AF: Factors in polymerization influencing the accuracy of PMMA denture bases. 87th General Session & Exhibition of the IADR, Miami 01.-04. April 2009

Peters A, Arnold Ch, Setz J, Boeckler AF: Einflussfaktoren auf das Dimensionsverhalten von Prothesenbasiskunststoffen bei der Polymerisation. Deutscher Zahnärztetag 2009, 133. Jahrestagung der DGZMK, Jahrestagung von DGZPW und DGP. München 05.-07.Nov. 2009

Peters A, Arnold Ch, Setz J, Boeckler AF: Factors in polymerization influencing the accuracy of PMMA denture bases. International Poster Journal Volume 12, 2010, Issue No 01

Danksagung

Für die Überlassung des interessanten und praxisrelevanten Themas und seine freundliche Betreuung und Unterstützung möchte ich Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. J.M. Setz (Direktor der Universitätsklinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) meinen Dank aussprechen.

Für die wertvollen Hinweise und Ratschläge und die stets förderliche fachliche Betreuung der Arbeit möchte ich Herrn Oberarzt Dr. med. dent. A.F. Boeckler meinen ganz besonderen Dank aussprechen.

Für die Unterstützung bei den zahntechnischen Arbeiten gilt mein Dank Frau Dipl.-Ing. C. Arnold sowie 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.