



Prothesen- kunststoffe

Tipps und Tricks zur Verarbeitung

Von Dr. Simone Drees

sen. Die Anforderungen, die ein idealer Prothesenkunststoff mittlerweile erfüllen muss, sind sehr vielfältig. Unterteilen kann man diese Anforderungen in die

DES PATIENTEN

- Natürliches Aussehen.
- Gute hygienische Eigenschaften, d.h. keine Aufnahme von Fremdstoffen sowie leichte Reinigung.
 - Hohe Biokompatibilität, d.h. keine toxischen, kanzerogenen oder sensibilisierenden Eigenschaften.
 - Hohe Mundbeständigkeit, d.h. Unlöslichkeit/Resistenz im Mundmilieu.
 - Geschmack- und Geruchlosigkeit.
 - Hohe Passgenauigkeit und Formbeständigkeit für ein müheloses Kauen, Sprechen und ein angenehmes Tragen.

UND DIE DES ZAHNTECHNIKERS

- Verarbeitungsbezogene Unbedenklichkeit.
- Schnelle, einfache und sichere Verarbeitung.
- Universelle Einsetzbarkeit des Kunststoffs.
- Hohe Verbundfestigkeit zu anderen Werkstoffen, z.B. künstlichen Zähnen oder metallischen Elementen.
- Möglichkeit der Anpolymerisation zur Reparatur, Erweiterung und Unterfütterung.
- Gute physikalische Eigenschaften, wie hohe Bruch- und Abrasionsfestigkeit, hohe Oberflächengüte und Dimensionsstabilität.

Einteilung von Prothesenkunststoffen

Kunststoffe zur Herstellung zahnärztlicher Prothesen können prinzipiell auf zweierlei Weise verarbeitet werden. Zum einen durch chemische Verfestigung eines frisch hergestellten Kunststoffteigs (chemoplastische Verarbeitung) und zum anderen durch dentaltechnologisches Verformen bereits auspolymerisierter Kunststoffe (thermoplastische Verarbeitung). Einteilen kann man diese zwei Kunststoffgruppen hinsichtlich ihrer chemischen Zusammensetzung.

CHEMOPLASTISCH VERARBEITBARE KUNSTSTOFFE

POLYMETHYLMETHACRYLAT (PMMA)/ METHYLMETHACRYLAT (MMA): Seit der Einführung der Polymethylmethacrylate (PMMA) in den 30er Jahren des 20. Jahrhun-

Im Jahre 1847 fertigte der US-amerikanische Zahnarzt Thomas W. Evans die erste Kunststoffprothese aus vulkanisiertem Naturkautschuk. Die Passgenauigkeit und Ästhetik von Kautschukprothesen ließen allerdings stark zu wünschen übrig. Dem Zahntechniker Gottfried Roth gelang 1936 durch Vermischen von gemahlenem Polymethylmethacrylat mit dem entsprechenden Monomer die Herstellung der ersten brauchbaren und ästhetisch zufriedenstellenden Prothese. Dies stellte den Durchbruch der Prothesenkunststoffe dar. Heute werden europaweit jährlich über 400 Tonnen Prothesenkunststoff verarbeitet. Dieses entspricht etwa 10 Millionen Totalprothe-

derts werden die Prothesenmaterialien von dieser Kunststoffart dominiert. Grund hierfür sind die hervorragenden physikalischen, chemischen und biologischen Eigenschaften sowie die einfache Ver- und Bearbeitbarkeit von PMMA.

Das PMMA/MMA-System setzt sich aus einer Pulver- und einer Flüssigkeitskomponente zusammen. Das Pulver besteht zu etwa 99 Prozent aus bereits vopolymerisierten Perlen und aus etwa 1 Prozent Farbpigmenten (Metalloxide/ -sulfide). Die Flüssigkeit enthält etwa 90 Prozent Methylmethacrylat (MMA) sowie verschiedene Vernetzer und Stabilisatoren (Inhibitoren).

Das monofunktionelle MMA der Flüssigkeit kann durch seine Doppelbindungen zu Ketten polymerisieren. Diese Reaktion wird durch sogenannte Initiatoren gestartet. Bevor Initiatoren allerdings eine Reaktion starten können, müssen sie durch Einwirkung von Energie, z.B. aus Wärme, Licht oder aus Redoxsystemen, aktiviert werden. Aus diesem Grund ist der Initiator bestimmend für den jeweiligen Aushärteweg des Kunststoffs. Unterschieden wird hierbei in Heiß-, Kalt-/Auto-, Licht- und Mikrowellenhärtung. PMMA/MMA-Systeme sind entweder kalt- oder heißhärtend. Die eigentliche Aushärtung von Pulver und Flüssigkeit funktioniert dabei folgendermaßen: Durch das Mischen von Pulver und Flüssigkeit entsteht ein Kunststoffteig. Während der Anquellphase des Teigs dringt Monomer in die PMMA-Perlen des Pulvers ein und polymerisiert anschließend aus. Dadurch bildet sich ein sich gegenseitig durchdringendes Netzwerk von Fadenmolekülen, d.h. die einzelnen Perlen werden fest miteinander verklebt.

KALT- VERSUS HEIßPOLYMERISATE: Die ersten PMMA/MMA-Systeme wurden ausschließlich heißgehärtet. Erst die Entwicklung geeigneter Initiatorsysteme ermöglichte die Kalt- oder Selbsthärtung von Kunststoffteigen aus PMMA und MMA. Bedauerlicherweise standen Kalt- oder Autopolymerisate kurz nach ihrer Einführung in dem Ruf über eine deutlich schlechtere Farbstabilität sowie einen höheren Restmonomergehalt zu verfügen als Heißpolymerisate. Verantwortlich für die schlechte Presse war das verwendete Initiatorsystem „Peroxid / tertiäres Amin“, da Amine mit der Zeit zur Gelbverfärbung neigen. Neuere Kaltpolymerisate, wie Futura Gen/Schütz Dental, benutzen „Kupferionen und eine modifizierte Barbitursäure“ als Reaktionsstarter. Durch diese Veränderung konnten die genannten Schwachstellen vollständig eliminiert werden, sodass Kaltpolymere heute den Heißpolymeren im Bereich Farbstabilität und Restmonomergehalt in nichts nachstehen. Der Restmonomergehalt von Kaltpolymerisaten liegt zwar direkt nach der Aushärtung mit ca. 3-4% über dem von Heißpolymerisaten (ca. 1,0%), doch bereits nach ca. 24 Stunden sinkt der Gehalt deutlich ab. Durch Wasserlagerung oder Lagerung in 0,1%iger Kaliumpermanganatlösung kann der Restmonomergehalt auf ca. 0,8% reduziert werden. Das Kaliumpermanganat reduziert hierbei die freien Doppelbindungen des Restmonomers und macht es dadurch unschädlich.

Kaltpolymerisate lassen sich sowohl stopf/press-, injektions- als auch gießtechnisch verarbeiten, Heißpolymerisate ausschließlich mittels Stopf/Press- und Injektionstechnik. Verarbeitungsbedingte Vor- und Nachteile beider Kunststofftypen werden im Kapitel 2 beschrieben. Generell kann aber festgestellt werden, dass moderne Kaltpolymerisate, z.B. Futura Gen/



Totalprothese aus dem Kaltpolymerisat Futura Gen

Schütz Dental, den Heißpolymerisaten bezüglich der Passgenauigkeit und Anpolymerisationsfähigkeit überlegen sind.

THERMOPLASTISCH VERARBEITBARE KUNSTSTOFFE

Thermoplastisch verarbeitbare Prothesenkunststoffe haben sich im Routinebetrieb nicht durchgesetzt, sondern werden hauptsächlich in besonderen Problemfällen eingesetzt.

PVC/PMMA-MISCHPOLYMERE (LUXENE): Diese Kunststoffe gelten trotz geringem MMA-Anteil als Alternative bei MMA-Unverträglichkeit. Luxene bestehen zu 60 Prozent aus Polyvinylchlorid (PVC), zu 32 Prozent aus Vinylacetat und zu 8 Prozent aus MMA. Vorteile gegenüber PMMA sind die geringere Wasseraufnahme, sowie die höhere Schlag- und Bruchfestigkeit. Ein entscheidender Nachteil stellt allerdings das apparativ aufwendige Schmelz-Press-Verfahren zur Verarbeitung der Luxene dar.

POLYACETALE (POLYOXYMETHYLEN, POM): Polyacetale werden vereinzelt als Prothesenkunststoffe angeboten. Als Vorteile dieser Materialien sind die günstigen mechanischen Eigenschaften (hohe Festigkeit und Dimensionsstabilität) zu nennen. Aufgrund der raschen Alterung unter Mundbedingungen, einer eingeschränkten Langzeitbiokompatibilität und mangelnder Reparaturfähigkeit haben sich diese Prothesenmaterialien allerdings nicht bewährt.

POLYAMIDE: Diese Kunststoffart spielt nur eine untergeordnete Rolle als Prothesenkunststoff. Ein entscheidender Nachteil der Polyamide ist die hohe Elastizität dieser Thermoplaste, aus der

häufig Schäden an Prothesenlager und Restgebiss resultieren. Weitere Nachteile sind das Quellverhalten sowie die hohe Entfärbungsneigung.

POLYESTER/ POLYCARBONATE: Die wichtigsten Vertreter der Polyester sind die Polycarbonate. Diese Kunststoffe überzeugen durch positive Eigenschaften, wie eine hohe Schlagzähigkeit und Biegefestigkeit sowie eine geringe Wasseraufnahme. Nachteilig ist allerdings die hohe thermische Kontraktion sowie aufwendige thermoplastische Verarbeitung.

Verarbeitungstechniken von Prothesenkunststoffen

STOPF-PRESS-VERFAHREN

Hierbei handelt es sich um eine chemoplastische Verarbeitungsmethode, bei welcher ein Kunststoffteig in eine Gipsform gestopft und anschließend unter Druck verdichtet (gepresst) wird. Von Nachteil ist, dass die Polymerisations-schrumpfung nicht kompensiert werden kann sowie die Bildung von Pressfahnen, woraus eine Bisserrhöhung resultieren kann. Heißpolymerisate sind bei dieser Methode besonders während des Abkühlvorgangs empfindlich, da zu rasches Abkühlen zu einem Spannungsaufbau in der Prothese führt. Bei Abbau dieser

Spannungen, z.B. während des Polierens, kommt es meist zu Verformungen der Prothesenbasis.

Kaltpolymerisate liefern mit diesem Verfahren sehr gute Ergebnisse. Die Prothesen sind spannungsfrei und verfügen daher über eine sehr gute Passgenauigkeit. Der Techniker ist allerdings gezwungen beim Pressen genau den Zeitpunkt abzuspassen, bei welchem der Kunststoffteig die optimale Konsistenz erreicht. Zu Beachten ist hierbei, dass die einzelnen Verarbeitungsphasen (Anmischzeit, Gieß- und plastische Phase) temperaturabhängig sind, d.h. hohe Temperaturen beschleunigen die Polymerisation.

INJEKTIONSVERFAHREN

Bei diesem Verfahren wird apparativ in eine geschlossene Kuvettenhohlform ein Heiß- oder Kaltpolymerisat eingebracht. Vorteile dieses Verfahrens sind zum einen, dass die Polymerisationskontraktion durch Nachpressen von nicht polymerisiertem Kunststoff ausgeglichen und dass durch Verwendung einer geschlossenen Kuvette die Bildung von Pressfahnen vermieden wird. Nachteilig ist allenfalls der hohe apparative Aufwand.

Generell liefern Injektionsverfahren, z.B. Uni Press / Schütz Dental, höhere Passgenauigkeiten als die Stopf-Press-Technik. Grund hierfür ist das Ausgleichen der Schrumpfung.

Kaltpolymerisate liefern bei dieser Methode bessere Passgenauigkeiten als Heißpolymerisate. Ursache hierfür sind die unterschiedlichen Wärmeausdehnungen von Gips und Kunststoff, die bei

Kalt- geringer sind als bei Heißpolymerisaten. Heißhärtende Kunststoffe werden bei Temperaturen um 100°C polymerisiert, während kalthärtende in der Gipsform bei Temperaturen von 40-50° C aushärten. Die Polymerisationswärme wird bei Kaltpolymerisaten durch den umgebenen, relativ kalten Gips sehr gut abgeführt.

GIEßVERFAHREN

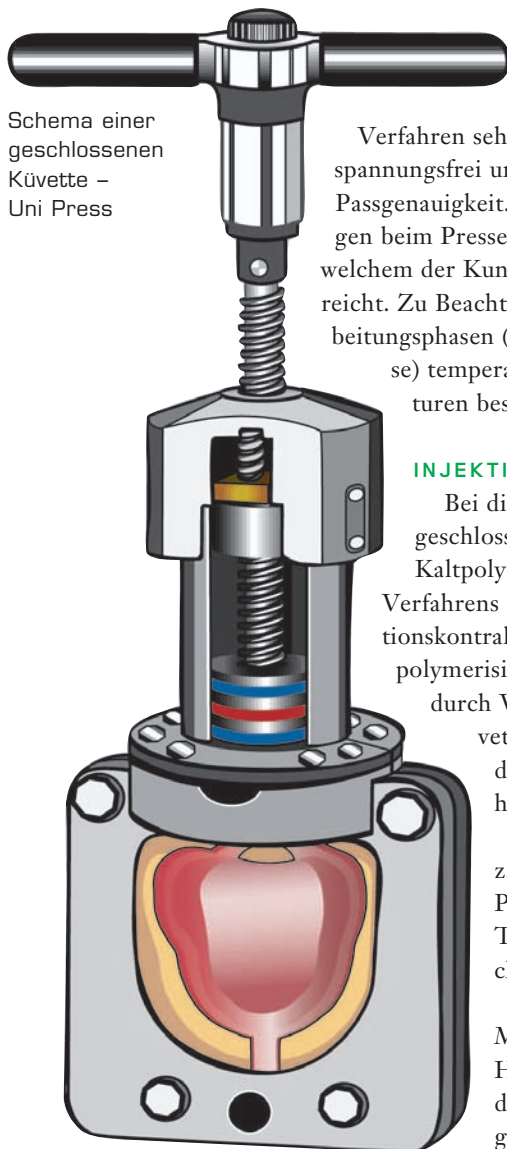
Bei diesem Verfahren werden flüssige kaltpolymerisierende Kunststoffe in sog. Gießkuvetten gegossen und in einem Wasserbad unter Druck bei ca. 45°C polymerisiert. Ein Einsatzgebiet dieser Methode ist die Komplettierung von Modellgussprothesen. Obwohl die Polymerisations-schrumpfung höher ist als beim Injektionsverfahren, wird die Gießtechnik häufig auch zur Herstellung von Totalprothesen verwendet. Grund hierfür sind die Zeitersparnis sowie geringere Kosten.

SPRITZ-GUSSVERFAHREN

Beim Spritzgussverfahren wird auspolymerisiertes Thermoplast durch Erwärmen verflüssigt und unter Druck in eine Spritzkuvette gepresst. Vorteile sind die fehlende Polymerisations-schrumpfung und ein sehr geringer Restmonomergehalt. Nachteilig ist zum einen der hohe apparative Aufwand und zum anderen, dass kein Anpolymerisieren an Kunststoffzähne erfolgt. Das Herausbrechen von Zähnen tritt somit relativ häufig auf.

SCHMELZ-PRESS-VERFAHREN

Die Schmelz-Press-Technik ist ein aufwendiges Verfahren zur Verarbeitung von Luxene Kunststoffen. Es handelt sich um eine Kombination aus Stopf-Press- und Injektionsverfahren bei dem ein vorpolymerisiertes, erwärmtes Gel in eine offene Kuvette gestopft wird. Nach Verschließen der Kuvette wird das Material gepresst und verdichtet. Die Endpolymerisation erfolgt im Wasserbad. Durch diesen Verarbeitungsweg entfällt zwar die Polymerisations- nicht aber die Abkühlungsschrumpfung, sodass die Passgenauigkeit annähernd der des Injektionsverfahrens entspricht. Als Nachteil sind die unvermeidbaren Spannungen im Prothesenkörper zu bewerten. Hieraus sind Formveränderungen der Prothesenbasis möglich. ▶



Schema einer geschlossenen Kuvette – Uni Press

Verarbeitungsfehler und daraus resultierende Probleme

Über 90 Prozent der zahn-technischen Prothesen werden heute aus PMMA/MMA-Systemen hergestellt. Aus diesem Grund beschränkt sich der folgende Abschnitt auf diese Kunststoffart.

Prothesenkunststoffe werden weitestgehend individuell verarbeitet. Hieraus resultieren technologiebedingte Fehlermöglichkeiten. Die Folge dieser Fehler sind sichtbare und unsichtbare Defekte der Prothese. Zu den sichtbaren gehören Schäden im Innern und an der Oberfläche der Prothese sowie primäre und sekundäre Formabweichungen. Unter unsichtbaren Schäden versteht man u.a. einen ungenügenden Polymerisationsgrad und -umsatz.

SICHTBARE SCHÄDEN

STRUKTURSCHÄDEN IM KUNSTSTOFF / POROSITÄTEN UND SCHWUNDVAKUOLEN: Porositäten entstehen, wenn Luft, Monomer- oder Wasserdampf im polymerisierenden Kunststoff eingeschlossen werden. Ursache für Schwundvakuolen ist einerseits Polymerisationsschrumpfung, andererseits sog. Monomerabwanderungen. In beiden Fällen handelt es sich um Hohlräumbildungen, welche das Gefüge schwächen und die physikalischen, hygienischen und ästhetischen Eigenschaften des Kunststoffs verschlechtern. Wenn sich Hohlräume an der Oberfläche häufen, so werden sie als sog. Weißverfärbung sichtbar. Diese Farbschleier beruhen auf der diffusen Reflexion des Lichts an ungenügend verkiteten Polymerteilchen.

Häufige Ursachen für Porositäten sind das Einrühren von Luft beim Mischen von Pulver und Monomer, keine Überdruckpolymerisation (kein Drucktopf verwendet), sowie zu hohe Temperaturen während der Verarbeitung. Ist die Kuvette zu heiß oder die Wärmezufuhr während der Polymerisation zu hoch, so beginnt die Aushärtung des

Füllen einer Gießkuvette – Alpha Basic Spezialkuvette M



Kunststoffs in der Außenschicht des Objekts während das Innere noch plastisch ist. Durch die massive Wärmezufuhr gebildete Schwundvakuolen, Monomer- oder Wasserdampfblasen können nun nicht mehr durch die bereits polymerisierte Außenschicht dringen.

Des Weiteren können Schwundvakuolen aus Fehlern beim Verdichten bzw. Pressen des Kunststoffs resultieren. Wird der Kunststoffteig zu früh gepresst, so wird er nicht genügend verdichtet und das Monomer wird abgepresst. Hieraus entsteht sekundär ein falsches Mischungsverhältnis. Bei einem zu späten Pressen entstehen monomerverarmte Stellen im Kunststoff. In beiden Fällen können Schwundvakuolen die Folge sein.

Hohlräumbildungen lassen sich durch eine gezielte Temperaturführung, Polymerisation unter Überdruck, ein gleichmäßiges Durchmischen und das Einfließen des Kunststoffs in einem dünnen Strahl weitestgehend verhindern.

OBERFLÄCHENSCHÄDEN/HITZESPUREN: Kunststoffe sind nur bedingt wärmestabil. Aus einer lokalen Überhitzung bei der Kunststoffbearbeitung kann daher ein Erweichen der Kunststoffoberfläche resultieren. Dieses kann einerseits zu Verformungen und damit zu Passungenauigkeiten führen, andererseits lokale Gefügespannungen (Hitzespuren, Weißverfärbungen) nach sich ziehen.

FORMABWEICHUNGEN: Der Passgenauigkeit von Prothesen sind im Wesentlichen werkstoff-/verarbeitungs-, klinisch-methodische und patientenbe-

dingte Grenzen gesetzt. Klinisch-methodische Grenzen beziehen sich z.B. auf die Abformgenauigkeit bei der Abdrucknahme. Unter patientenbedingten Grenzen versteht man Veränderung des Prothesenlagers oder des Kunststoffs unter Dauerbelastung. Die werkstoff- und verarbeitungsbedingten Dimensionsänderungen unterteilt man in primäre, sekundäre und milieubedingte.

Primäre Formänderungen setzen sich bei kaltpolymerisierenden Kunststoffen aus der Polymerisationsschrumpfung und bei heißpolymerisierenden Kunststoffen aus der Polymerisationsschrumpfung und der thermischen Kontraktion zusammen. Ein striktes Einhalten des Mischungsverhältnisses sowie Nachpressverfahren minimieren die polymerisationsbedingte Kontraktion.

Sekundäre Formänderungen resultieren aus Spannungen im Kunststoff. Diese entstehen durch eine fehlerhafte Oberflächenbearbeitung oder bei zu schnellem Abkühlen der polymerisierten Prothese. Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Kunststoff (PMMA ca. $80 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$) und Gips ($15 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$) treten hierbei Temperaturdifferenzen auf. Die Folge kann eine Verkürzung der Gaumenpartie sein, wodurch Druckstellen entstehen und die Saugwirkung der Prothese eingeschränkt wird. Durch ein langsames Abkühlen der geschlossenen Form können diese Spannungen vermieden werden. Unter milieubedingten Formänderungen versteht man z.B. die Quellung von Kunststoffen durch Wasseraufnahme, was eine Gefügeflockerung zur Folge hat. Da sich alle Formänderungen auf den Kaukomplex auswirken, ist eine Okklusionskontrolle beim Eingliedern der Prothese unverzichtbar.

UNSICHTBARE SCHÄDEN

Bei der Polymerisation der Prothesenkunststoffe werden viele kleine Struktureinheiten (Monomere) zu langen fadenförmigen Molekülketten, den Polymeren, verbunden. Die Anzahl der Monomere in einer solchen Polymerket-

te wird als Polymerisationsgrad bezeichnet, d.h. je höher der Polymerisationsgrad, desto länger die Kette.

Zu Beginn der Polymerisation liegen ausschließlich Monomere vor, d.h. der Polymerisationsumsatz beträgt 0%. Werden alle vorhandenen Monomere in Polymerketten eingebaut, so liegt der Polymerisationsumsatz bei 100%. Die Monomere, die nach Aushärtung des Kunststoffes nicht in Polymerketten eingebaut wurden, bezeichnet man als Restmonomere. Ihr Gehalt ist umso höher, je geringer der Polymerisationsumsatz ist. Ein ungenügender Polymerisationsgrad bzw. -umsatz ist mit bloßem Auge nicht zu erkennen, die daraus resultierenden Folgen sind es sehr wohl.

Prinzipiell bedeutet ein unvollständiger Polymerisationsumsatz geringe Stabilität, Verzüge und eine hohe Wasseraufnahme der Prothese. Aus einem niedrigen Polymerisationsgrad resultieren ein geringeres E-Modul und eine geringere Biegefestigkeit, da das Restmonomer als Weichmacher agiert. Restmonomere wie MMA können außerdem Allergien auslösen.

Generell gilt: Je langsamer und gleichmäßiger die Polymerisation, desto höher der Polymerisationsgrad, desto höher der Polymerisationsumsatz, desto besser die physikalischen, chemischen und hygienischen Eigenschaften.

Die bei der Verarbeitung von Prothesenkunststoffen häufig auftretenden Fehler sind in folgender Tabelle aufgeführt:

Prothesenunverträglichkeiten

Die subjektiven und objektiven Beschwerden, welche mit getragenen Zahnersatz in Verbindung gebracht werden, sind in den letzten Jahren stark angestiegen. Diese so genannten Prothesenunverträglichkeiten machen sich u.a. durch entzündliche Veränderungen, trockenen Mund, Gaumen-, Zungen-, Lippenbrennen, Hypersalivation oder Geschmacksirritationen bemerkbar.

Die auftretenden Irritationen werden generell in chemische, mechanische und mikrobielle unterteilt. Die zweitgenannten treten hierbei am häufigsten auf, so dass bei der Diagnostik zuerst Kunststoffoberfläche, Prothesenlagerung und Okklusion überprüft werden sollte. Eine

Fehler	Auswirkungen
Falsches Mischungsverhältnis: <ul style="list-style-type: none"> • Monomerüberschuss (Erhöhung der Polymerisationsschwindigkeit) • Pulverüberschuss (keine ausreichende Benetzung des Pulvers, die einzelnen Teilchen werden nicht ausreichend miteinander „verklebt“) 	Farbabweichungen (für gleiche Farben immer gleiches Mischungsverhältnis verwenden) <ul style="list-style-type: none"> • Passungenauigkeiten/„Falten“ an der Kunststoffoberfläche • Bildung von Schwundvakuolen • Der Kunststoff polymerisiert nicht vollständig aus • Die Festigkeit/ Stabilität nimmt ab • Es wird ein hoher Druck zum Fließen des Kunststoffes benötigt. Folge: Gefährdung der Einbettform und mögliche Bisserrhöhungen
Falsche Durchmischung	<ul style="list-style-type: none"> • weiße Schlieren/ Porositäten durch Lufteinschlüsse
Polymerisationszeit nicht eingehalten	<ul style="list-style-type: none"> • Kunststoff zu dünnflüssig • Kunststoffüberzug über die Zähne • Unvollständiger Polymerisationsumsatz/ hoher Restmonomergehalt, geringere Stabilität
Polymerisationstemperatur <ul style="list-style-type: none"> • zu hoch • zu niedrig 	<ul style="list-style-type: none"> • Porositäten • Kunststoff wird zu schnell fest • Kunststoff wird nicht fest • Kein vollständiger Polymerisationsumsatz
<ul style="list-style-type: none"> • falscher Gips • zu viel Isolierung verwendet • zu wenig Isolierung verwendet 	<ul style="list-style-type: none"> • Passungenauigkeiten • Weiße Schlieren • Prothese verbindet sich mit dem Einbettgips
Fehler beim Polieren / Ausarbeiten	<ul style="list-style-type: none"> • Hitzespuren und Weißverfärbungen • Formänderungen und lokale Gefügespannungen • Verfärbungen • Plaqueanlagerungen
Falsche Lagerbedingungen	<ul style="list-style-type: none"> • Ziehen von Feuchtigkeit (Verklumpen des Pulvers) • Verarbeitungsbreite zu gering (zu heiß gelagert)

durch mechanische oder mikrobielle Irritation entzündete Schleimhaut kann verhältnismäßig einfach von Fremdstoffen, wie Toxinen, Allergenen oder Prothesenkunststoffbestandteilen, durchdrungen werden.

Reine allergiebedingte Unverträglichkeiten sind mit einer Häufigkeit von ca. 0,3 Prozent recht selten. Das auslösende Allergen ist dabei nicht der ausgehärtete Kunststoff sondern unpolymersierte Ausgangs- oder Hilfsstoffe. Verantwortlich für Reaktionen sind in erster Linie die Initiatoren Benzoylperoxid und

Hydrochinon, sowie die Monomere MMA und BisGMA. Diese Stoffe stellen besonders für den Zahntechniker berufsrelevante Allergene dar.

So zeigen heute bis zu 10 Prozent der untersuchten Zahntechniker eine allergische Reaktion auf Monomere oder Initiatoren. Mitverantwortlich hierfür ist u.a. der sorglose Umgang mit den Chemikalien. Der geringe Restmonomergehalt fertiger Prothesen stellt demgegenüber ein relativ geringes Risiko für Patienten dar, zumal er durch mehrtägige Lagerung in Wasser auf ca. 0,8 Prozent reduziert werden kann. Von größerer Bedeutung für Prothesenträger sind die genannten Initiatoren. Von Vorteil ist aber, dass Peroxide bei höheren Temperaturen nur kurze Halbwertszeiten aufweisen, z.B. Benzoylperoxid bei 91°C eine Stunde. Daher kann nicht abreagiertes Peroxid, beispielsweise durch Kochen der Prothese in der Küvette, recht einfach eliminiert werden.

Obwohl bei vorschriftsmäßiger Herstellung die fertigen Prothesen als chemisch und allergo-logisch inert gelten, können grundsätzlich Allergien gegen alle gängigen Substanzen vorkommen. Wird eine materialbedingte Allergie eindeutig nachgewiesen, muss auf einen anderen Werkstoff zurückgegriffen werden. ■

summary

Im Hinblick auf Einsatzmengen sind Prothesenkunststoffe heute die mit Abstand am häufigsten verwendeten zahnmedizinischen Werkstoffe. Dominiert wird dieser Bereich der Prothetik seit über 60 Jahren von den Polymethylmethacrylaten. Eigenschaften wie eine leichte Ver- und Bearbeitbarkeit, gute Reparaturfähigkeit, eine sehr gute Ästhetik und Farbstabilität, sowie eine hohe Biokompatibilität machen diese Pulver-Flüssigkeits-Systeme zu idealen Prothesenmaterialien. Entscheidend für die Leistungsfähigkeit eines Kunststoffs ist aber nicht nur das Material an sich, sondern im besonderen Maße die Verarbeitungstechnologie. Heute stehen dem Zahntechniker verschiedene Verfahren, wie Stopf/Press-, Injektions- und Gießtechnik, zur Verfügung. Durch eine optimale Abstimmung von Technologie und Werkstoff werden die bestmöglichen Eigenschaften der Prothesenkunststoffe sichergestellt.

info

Dr. Simone Drees
Schütz Dental GmbH
T +49/60 03/814

Krankenkassen-Plus

Gesundheitsfinanzierung aus einer Hand

Jan Oliver Huber, Generalsekretär des Branchenverbandes Pharmig, meint zur Finanzierung des Gesundheitswesens in Österreich:

„Der rein rechnerische Überschuss der Sozialversicherung als Ganzes im Jahr 2005 hilft den einzelnen defizitären Gebietskrankenkassen überhaupt nicht. Diese Jubelmeldung wird daher ebenso eine politische Schimäre bleiben wie das berühmte „Nulldefizit“. Was wir in Österreich brauchen, sind klare Gesundheitsziele und eine langfristig gesicherte Finanzierung des Gesundheitswesens aus einer Hand. Wir zweifeln stark daran, dass die eingeleitete Neuordnung der Steuerungskompetenzen zu wirklich nachhaltigen Verbesserungen des Systems führt. Leider wurde es von der Politik bisher verabsäumt, alle wesentlichen Part-

ner im Gesundheitswesen effektiv in diese Reform einzubinden.“

Huber unterstreicht die Bedeutung eines strategischen, gesundheitspolitischen Ansatzes: "Im österreichischen Gesundheitswesen liegen große wirtschaftliche und soziale Ressourcen. Jedes Jahr wiederkehrende, rein kurzfristige Maßnahmen zur Kostendämpfung und Defizit-Senkung bei den Krankenkassen schaffen weder für die Sozialversicherung noch für Spitäler, Ärzte oder Pharma-Wirtschaft eine langfristig kalkulierbare Perspektive."

Pharmig - Verband der pharmazeutischen Industrie Österreichs
T +43/4060 290-20
M gerlinde.gaensdorfer@pharmig.at