

Zusammenfassung

Der Beitrag stellt die Ergebnisse der Weiterentwicklung des Werkstoffes Polymethylmethacrylat mit verbesserten chemischen und physikalischen Eigenschaften vor. Es ist gelungen, Kunststoffe mit einem definierten Mischungsverhältnis – Pulver/Flüssigkeit – von bis zu 10:3 (anstatt der bisherigen 10:5 bis 10:7 nach Gewichtsanteilen) zu einer immer noch gießfähigen Konsistenz anzumischen. Der Beitrag will aufzeigen, inwieweit sich die Veränderung des Mischungsverhältnisses auf die Schrumpfung bzw. Dimensionsveränderung des Werkstoffes auswirkt und welche Vorteile sich daraus ergeben.

Indizes

Prothesenwerkstoffe, Polymethylmethacrylat, verbesserte chemische Eigenschaften, verbesserte physikalische Eigenschaften

Ist der PMMA-Prothesenwerkstoff bereits ausgereizt?

Karl-Heinz Körholz

Im Zeitalter des „schneller, höher und weiter“ erscheint es uns schon fast selbstverständlich, dass ständig etwas Neues entwickelt wird und dass alles, was daraus entsteht, dann auch gleichzeitig einer völlig neuen Dimension entspringt und folglich völlig anders ist und neue Maßstäbe setzt. Und das ist teilweise auch nachvollziehbar, weil gerade dies in letzter Zeit in einigen Bereichen der Zahntechnik passiert ist. Jedoch, so kann festgestellt werden, mit mehr oder weniger Erfolg.

Wenn es beispielsweise speziell im Bereich der zahntechnischen Prothetik um neu entwickelte Prothesenwerkstoffe ging, dann handelte es sich dabei in den letzten Jahren auch beinahe immer um eine völlig neue Werkstofflinie. Man konnte den Eindruck bekommen, das klassische Polymethylmethacrylat habe langsam ausgedient und alles, was in Richtung einer Verbesserung ging und Sinn ergab, konnte überwiegend nur mit UV-Licht auspolymerisiert werden.

Dabei ist doch die Verarbeitung und Handhabung unseres gewohnten Prothesenwerkstoffes ganz und gar nicht so kompliziert, als dass man vom Verfahren oder der Verarbeitungs- Methodik hätte abrücken müssen. Was jedoch immer wieder zu berechtigten

Einleitung

Der Restmonomergehalt

Bedenken geführt hatte, war der mehr oder weniger unvermeidbar hohe Restmonomergehalt. Da waren beispielsweise die Herstellung einer partiellen- wie totalen Prothese sowie das Erweitern, das Unterfüttern und Polieren so pflegeleicht und bequem, dass man von industrieller wie zahntechnischer und zahnmedizinischer Seite häufig schon mal geneigt war, ein bekanntes Phänomen, das Restmonomer zwar nicht unbeachtet zu lassen, aber eher als unvermeidbar einzustufen und vielleicht sogar (ein ganz klein wenig) zu vergessen. Dieser „Wermutstropfen“ ist in jedem verarbeiteten Polymethylmethacrylat, unabhängig von der Verfahrensweise Pressen, Injizieren oder Gießen, enthalten. Sollte man also, so kann man sich die Frage stellen, das Heil doch im Lichte der Polymerisation suchen?

Neue Wege in alte Richtung

Als wenn es sich auf dem Kunststoffsektor um eine heimliche Renaissance handelte, gehen seit kurzem die Gedanken wieder vorwärts, und zwar nicht in Richtung einer völlig anderen, neuen Werkstoffgattung, sondern schlicht in die Weiterentwicklung des vertrauten und bequemen Werkstoffes Polymethylmethacrylat. Und was könnte man da anderes verbessern - bzw. was ergibt da noch Sinn -, als seine chemischen und physikalischen Eigenschaften? Und wenn es geht, doch am besten beides und gleichzeitig.

Im Speziellen: Prothesenherstellung, Aufbissbehelfe und Bohrschablonen im Gießverfahren

Wir wissen nahezu alle, dass der Restmonomergehalt und die Schrumpfung allen Beteiligten, auch den Prothesenträgern, bei der Herstellung von Prothesen ein Dorn im Auge sind und dass dort, wenn überhaupt, in erster Linie etwas getan werden sollte.

Für die Injektionstechnik ist das einer namhaften Dentalfirma nach Meinung des Autors bereits geglückt.¹ Aber in Verbindung mit der Gießtechnik, mit der eine Prothese, ein Aufbissbehelf oder eine Implantatbohrschablone im Dubliergelverfahren hergestellt werden, ist das auf den ersten Blick eher problematisch, da der Kunststoff zum Einfüllen in die Küvette nicht plastisch, wie bei der Injektionstechnik, sondern dünnflüssig sein muss, um sauber in die Gelform einfließen und dort im Drucktopf auspolymerisiert werden zu können. Bei den Autopolymerisaten bedeutet dies meist einen höheren Flüssigkeitsanteil, der einen hohen Schrumpfungswert hervorruft.

Restmonomer und Dimensionsveränderung

Auch wenn die hochwertigen, bisher im Handel befindlichen Gießkunststoffe über ihre besondere Zusammensetzung eine hohe Akzeptanz und auch respektable chemische und physikalische Werte vorweisen können, so bleibt immer noch das Problem bestehen, dass sie wie andere Autopolymerisate direkt nach der Polymerisation einen hohen Restmonomergehalt aufweisen können, was das Dimensionsverhalten negativ beeinflussen kann.^{2,3} Die zur Anwendung kommende DIN EN ISO 1567:2000 fordert einen maximalen Restmonomergehalt von 2,2% bei Heiß- und 4,5% bei Kaltpolymerisaten, wobei die Bestimmung hier nach 48 Stunden Trockenlagerung bei Raumtemperatur erfolgt. Man bedenke zusätzlich, dass gerade bei totalen Prothesen, die Menge der verarbeiteten Autopolymerisate recht groß ist. Zwar ist der Zahntechniker durch entsprechende Wasserlagerung angehalten, den Restmonomergehalt, der aus dem Werkstück nach der Polymerisation eluiert bzw. nachpolymerisiert, derart zu reduzieren, dass der Patient praktisch keinen gesundheitlichen Risiken ausgesetzt wird, doch was dabei immer noch bleibt, ist die damit verbundene Dimensionsveränderung, wobei durch die Wasseraufnahme der Kunststoff noch zusätzlich in der Dimension beeinflusst wird.

Eine der wesentlichen Ursachen eines schlechten Prothesenhaltes ist neben einer mangelhaften statischen Okklusion auch eine im Vorfeld nicht beachtete korrekte Basisgestaltung. Die beste Basisausformung wird jedoch zunichte gemacht, wenn eine Verschlechterung der Prothesenpassung auf eine erhöhte Kunststoffschrumpfung zurückzuführen ist. Eine der Hauptursachen des meist schlechteren Prothesenhaltes einer Unterkiefer-Prothese zu einer Oberkiefer-Prothese ist ebenfalls in der Kunststoffschrumpfung zu suchen. Selbst wenn bei gewissenhaftem Arbeiten im Vorfeld die Okklusion und die Basisgestaltung korrekt wären, bliebe der Faktor Schrumpfung immer noch bestehen und droht, unser ganzes sorgfältiges Arbeiten zu zunichte zu machen.

Werden, wie hier im Beispiel, sehr große Kiefer umspannende Arbeiten wie totale Prothesen sowie Aufbissbehelfe und Implantatbohrschablonen komplett aus Autopolymerisaten angefertigt, werden Verzug und Spannung und damit auch die Fehlpassung der angefertigten Arbeiten zu den Modellen immer größer und sichtbarer. Im Tragezustand im Mund, also am eigentlichen Bestimmungsort, werden die Gingiva und das Parodontium dadurch belastet und geschädigt und Bohrerschablonen werden unpräzise.

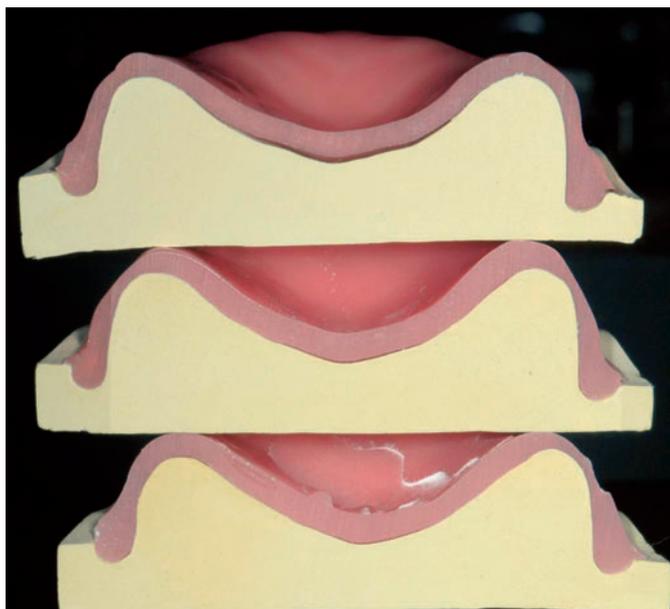


Abb. 1 Am dorsalen Rand einer oberen Prothese ist nach einem Schnitt der Spalt sehr deutlich zu erkennen. Ohne Spalt zu arbeiten, ist auf Grund der verarbeiteten Werkstoffe Gips, Kunststoff und Isoliermittel unmöglich.

wird unser Augenmerk, bei Sichtbarwerden des Verzuges, meist nur auf einen einzigen, und zwar auf den kleinen Bereich gelenkt und beschränkt: auf die Basis und auf den dorsalen Abschluss (Abb. 1).

Dieser relativ kleine Anteil hat auf Grund der ansonsten insgesamt wesentlich größeren Adhäsionsfläche für die spätere Passung – wiederum im Vergleich zur unteren Prothese – eine eher untergeordnete Bedeutung. Eine obere Prothese lässt sich mit einer dorsalen

Die Kunststoffschrumpfung

Folgeschäden

Dass Prothesenkunststoffe schrumpfen und demzufolge ihre Form verändern, wird seit über zwei Jahrzehnten mit Hilfe von Schnittmodellen an Oberkiefer-Prothesen im dorsalen Bereich dargestellt, vermessen und verglichen.⁴ Bei einer oberen Prothese handelt es in der Regel, im Verhältnis zu einer unteren, auf Grund der geringeren Atrophie um den kleineren Partner. Das heißt, im Oberkiefer wird zum einen 10 bis 15% weniger Material eingesetzt. Zum anderen besitzt eine Oberkiefer-Prothese noch eine transversale Stabilisierung, dadurch

Wo sieht man sie und wo wirkt sich die Schrumpfung mehr aus? Oberkiefer und Unterkiefer im Vergleich

Das Aha-Erlebnis und okklusale Interferenzen

Abdämmung wesentlich leichter wieder zum Halten (Saugen) bringen als eine untere, auch wenn diese, die obere Basis, in anderen Bereichen nicht oder zumindest unzureichend zur Gingiva anliegen sollte.

Eine Oberkiefer- wie Unterkieferprothese schrumpft aber nicht nur an der zur Gingiva anliegenden Seite, sondern logischerweise auch im Volumen, was sich, wie bereits erwähnt, besonders, oder leider, nur an der Oberkieferprothese im dorsalen Bereich im Vergleich zum Modell ersehen lässt. Das ist aber wie gesagt nur der sichtbare Anteil. Was sich aber im Bereich der Okklusion und der transversalen Dimension ergibt, ist wenig oder meist gar nicht sichtbar: nämlich die einzelnen Zahnverschiebungen besonders in transversaler Richtung. Die daraus resultierenden okklusalen Interferenzen lassen sich als fehlgedeutete Bisserrhöhung meist, jedoch nur bis zu einem gewissen Grad sinnvoll und funktionssteigernd, wieder einschleifen.

Haftungseinbußen und Positionsänderungen von Zähnen

Die Dimensionsveränderung in transversaler Richtung beeinflusst die Haftung einer Prothese jedoch enorm. Eine untere Prothesenbasis, die sich transversal in ihrer Steckung auf Grund der Schrumpfung verkleinert, wird mit größerer Wahrscheinlichkeit im anterioren Bereich noch in etwa passen können, im Bereich der Molaren aber nur noch punktförmig aufliegen. Die Adhäsion zur Gingiva ist in einem solchen Fall wegen der unzulänglichen Kongruenz zwischen Prothesenbasis und Kieferkammform und -verlauf zu einem großen Teil unterbrochen. Damit ist eine Wahrscheinlichkeit der Passung, der Haftung sowie der Lagestabilität einer Prothese bei einer höheren Schrumpfung auf Grund eines höheren Restmonomergehaltes gesunken. Druckstellen und deren Beseitigung sowie Umbauprozesse der Gingiva sind unabdingbare Folgen und werden zumeist als „natürlich oder als unvermeidbar“ hingenommen.⁵

In gleicher Weise wirkt sich diese Abweichung verheerend auf eine aus Polymethylmethacrylat hergestellte Aufbisschiene oder eine sorgfältig erstellte Implantatbohrschablone aus. Ein aus Polymethylmethacrylat erstellter Aufbissbehelf, der sich durch materialbedingte Eigenschaften in transversaler und sagittaler Richtung verkleinert, wird auch die Zahnbereiche, auf denen er getragen wird, negativ beeinflussen, und eine Bohrschablone wird dem Behandler keine exakten Vorgaben beim Implantieren liefern können.

Eine Verbesserung ist in Aussicht!

Seit nun fast 25 Jahren ist die Firma retec Kunststofftechnik GmbH, Rosbach, ein führender „Privat Label Hersteller“ von Kunststoffen auf PMMA Basis – insbesondere auf dem Gebiet dentaler prothetischer Werkstoffe für alle Einsatzbereiche. Diese reichen von der Kieferorthopädie über rosa eingefärbte Heiß- und Autopolymerisate für die Herstellung von partiellen und totalen Prothesen bis hin zu hochtransparenten (klaren) Kunststoffen für Aufbissbehelfe etc. Einen wesentlichen Marktanteil haben dabei auch die Prothesengießkunststoffe.

In Folge der langjährigen Weiterentwicklung dieser Werkstoffe ist es nun gelungen, Kunststoffe mit einem definierten Mischungsverhältnis – Pulver/Flüssigkeit – von bis zu 10:3 (anstatt der bisherigen 10:5 bis 10:7 nach Gewichtsanteilen) auch noch zu einer gießfähigen Konsistenz anzumischen. Mit Hilfe der nachfolgenden Messungen soll gezeigt werden, inwieweit sich die Veränderung des Mischungsverhältnisses auf die Schrumpfung bzw. Dimensionsveränderung auswirkt.

Zunächst wurden Oberkiefer-Basen in gleicher Ausdehnung und Stärke auf identischen Modellen angefertigt. Diese sollten wie bei der herkömmlichen Prothesen-Gießtechnik in Kunststoff umgesetzt werden. Dabei wurden die Küvetten des PremEco®-Line-Systems eingesetzt und vier verschiedene, speziell als Prothesengießkunststoffe ausgewiesene Materialien namhafter Hersteller nach Herstellerangaben, aber mit zwei unterschiedlichen Mischungsverhältnissen, verarbeitet. Dabei handelte es sich um Mischungsverhältnisse von 10:6,25 und 10:5,5 Pulver/Flüssigkeit nach Gewichtsanteilen bei einer Raumtemperatur von 21 °C.

Parallel wurden die neu entwickelten Kunststoffe eingesetzt, die unter gleichen Voraussetzungen jedoch bei einem Mischungsverhältnis von 10:4,5 bis 10:4 Pulver/Flüssigkeit angemischt und verarbeitet wurden. Die Polymerisationszeit betrug bei allen Produkten 30 min, bei 45 bis 47 °C Wassertemperatur und 2,5 bar Druck.

Die Beobachtung und Bewertungskriterien wurden in drei Gruppen auf folgende Punkte festgelegt:

- Eindruck des Anrührverhaltens, gute Gießfähigkeit (in Minuten), Eingießverhalten in Küvette, ab wann und wie lange ist der angerührte Kunststoff standfest (in Minuten).
 - Optische Kontrolle der Prothesenbasis nach dem Ausbetten; erste Passung nach Ausbetten – Sichtkontrolle; zweite Passung nach Abheben und wieder Reponieren – Sichtkontrolle; dritte Passung nach Abheben, dorsalem Trimmen und Reponieren – Sichtkontrolle; vierte Passung nach Abheben, dorsalem Trimmen, Bearbeiten und Reponieren – Sichtkontrolle.
 - Beschleifbarkeit mit kreuzverzahnter Fräse, Bearbeitung und Glätten mit Schleifpapier, Politur mit Bims und Hochglanz.
-
- Die Kunststoffe mit höherem Monomeranteil besaßen im Wesentlichen eine um 14% längere Eingieß- und eine spätere Standphase.
 - Die Gießfähigkeit reduzierte sich zeitlich teilweise um 50%, was sich aber dramatischer anhört, als es ist, da sich die Eingießphase von 3 bis 4 auf ca. 1,5 bis 2 Minuten reduzierte, was es jedem Zahntechniker genügend Zeit einräumt, eine Küvette mit Kunststoff zu befüllen.
 - Die Standfestigkeit des Kunststoffes reduzierte sich von 6,5 auf 4,5 Minuten um ca. 30%.
 - Im Vergleich zu den verarbeiteten Kunststoffen im Mischungsverhältnis von 10:6,25 Pulver/Flüssigkeit konnte eine Verbesserung der Passung bei einer Dosierung von 10:4 bereits direkt nach dem Ausbetten um bis zu 33% beobachtet werden.
 - Die Passung nach Abheben und wieder Reponieren war im Vergleich zu den unterschiedlichen Fabrikaten in der 10:6,26 zu der 10:4 Mischung des neuen Kunststoffes um bis zu 50% präziser (Abb. 2 bis 5).
 - Das optische Ergebnis auf Grund des besseren Glanzes bei dem 10:4 Gemisch des Kunststoffes war nach dem Beschleifen, Ausarbeiten und der anschließenden Politur wesentlich zufrieden stellender (Abb. 6 bis 8b).

Der erste Versuchsaufbau

Ergebnisse dieser Beobachtungen

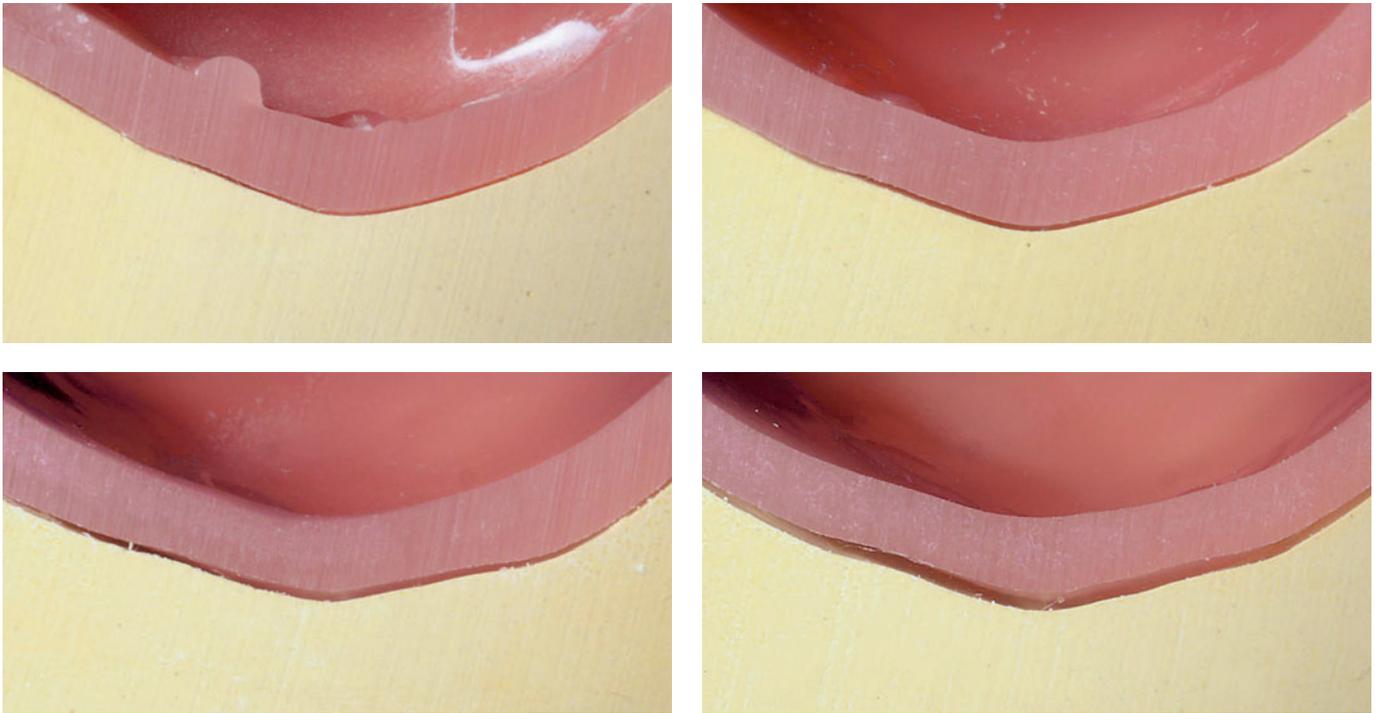


Abb. 2 bis 5 Jede polymerisierte Prothesenbasis wies nach dem Abheben, dorsalen Trimmen und wieder Aufsetzen einen sichtbaren Spalt zum Modell auf. Aber die Unterschiede in der Dimension, besonders nach fünf und mehr Tagen, sind sehr deutlich. Vergleicht man die Abbildung 2 mit den Abbildungen 3 bis 5 sieht man deutlich den Erfolg des verbesserten Mischungsverhältnisses.

Abb. 6 An separat hergestellten Kunststoffplatten konnten Schleifproben vorgenommen werden, was an den Rändern zu erkennen ist.

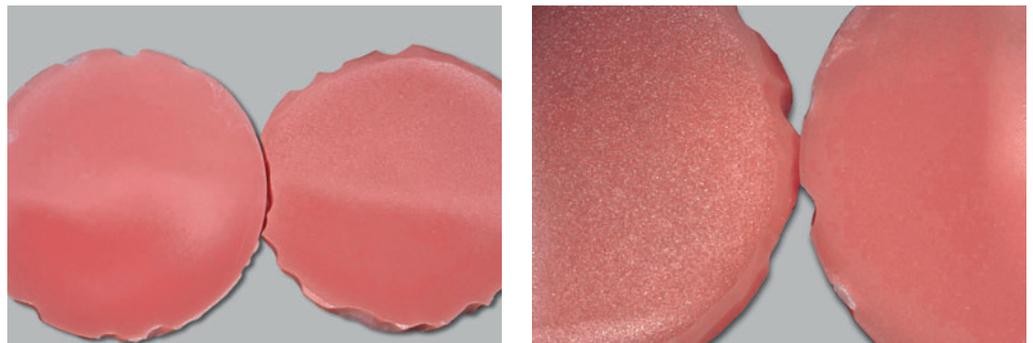
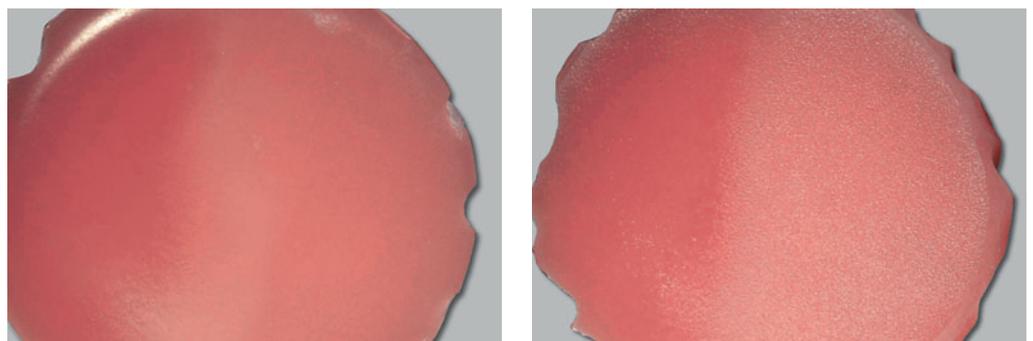


Abb. 7 Bereits an den un bearbeiteten Seiten lässt sich deutlich die Homogenität der 10:4 angemischten Kunststoffe erkennen.

Abb. 8a und 8b Die Oberflächen wurde zunächst un bearbeitet gelassen. Nur eine Seite, jeweils hier die linke, wurde mit Hochglanzschwabbeln und Polierpaste bearbeitet.



Im zweiten Versuchsaufbau sollte eine mögliche, transversale Veränderung gemessen werden. Dazu wurde ein Prüfkörper in einer U-Form, die in etwa einem Zahnbogen entspricht, aus einem Klasse IV Gips erstellt. In diesen Prüfkörper wurden in der Mitte und an den Enden Stifte angebracht. Diese U-Form wurde auf ihre Strecken hin vermessen (Abb. 9).

Der zweite Versuchsaufbau

- Messung 1: oben außen Außenstrecke AB = von Außenfläche Stift zu Stift
oben außen Außenstrecke BC
oben außen Außenstrecke AC
- Messung 2: unten innen Außenstrecke AB = von Innenfläche Stift zu Stift
unten innen Außenstrecke BC
unten innen Außenstrecke AC

Diese Form wurde dupliert. Statt der sonst üblichen Zähne wurden aber identische Stifte in die Hohlform eingesetzt und die Form anschließend in Kunststoff umgesetzt. Dabei entsprach die jeweilige Kunststoffmenge der Menge, die zur Erstellung einer totalen Prothese benötigt wird.

Anschließend wurden die Außen- und Innenstrecken sowohl an den Spitzen (oben) sowie direkt an der Kunststoffaustrittsstelle (unten) gemessen (Abb. 10 und 11).



Abb. 9 Zur Ermittlung der transversalen und sagittal Veränderung wurde aus einem Klasse IV Gips ein Prüfkörper in einer U-Form erstellt, die in etwa einem Zahnbogen entspricht. In diesen Prüfkörper wurden in der Mitte und an den Enden Stifte angebracht. Diese U-Form wurde auf ihre Strecken hin vermessen.



Abb. 10 und 11 Die in Kunststoff reproduzierten Prüfkörper werden in ihren Werten ebenso wie das Original vermessen, also die Abstände an den Spitzen der Stifte und an der Austrittsstelle des Kunststoffes. Anschließend werden diese Werte mit denen des Originals verglichen.

Die Messung am Original-Prüfkörper

Nach der Polymerisation wurden die Duplikate erneut vermessen. Es erfolgten jeweils drei Messungen, deren Mittel gebildet $\pm 0,02$ mm und in die Wertung übernommen wurde. Alle nachfolgenden Messungen wurden auf die gleiche Weise vorgenommen (Tabelle 1a).

Die Abstände der Messungen erfolgten jeweils nach dem Ausbetten, nach 3 Stunden, nach ca. 15 und nach 25 Stunden und zu guter Letzt nach 5 Tagen. Anhand der Tabellen 1b und c können die Differenzen direkt nach dem Ausbetten herausgelesen werden. Danach ergibt sich, dass sich die Kunststoffgemische 10:6,25 an den oberen Messungen im Durchschnitt um 0,32 mm und unten gemessen um 0,43 mm in den Strecken reduzierten, während sich die Kunststoffgemische 10:4 an den oberen Messungen im Durchschnitt um 0,12 mm und unten gemessen um 0,22 mm in den Strecken verkürzten.

Nach fünf Tagen und Wasserlagerung ergibt sich bei den Kunststoffgemischen 10:6,25 an den oberen Messungen der Stifte eine Reduzierung der Strecken im Durchschnitt um 0,35 mm und unten gemessen um 0,42 mm (siehe Tabelle 1d). Bei dem Kunststoffgemisch 10:4 verkürzten sich im Durchschnitt an den oberen Messungen der Stifte die Strecken um 0,15 mm, an den unteren um 0,26 mm (Tabelle 1e).

In der direkten Auswertung der reinen Differenzwerte lässt sich in der jeweiligen Rubrik der Mischungsverhältnisse 0:6,26 und 10:4 deutlich herauslesen, wie viel die Streckenveränderung für die obere und untere Messung beträgt (Tabelle 2).

Tabelle 1

a Die Messungen am Original-Prüfkörper;

b Kunststoffe 10:6,26 i. D. direkt nach dem Ausbetten;

c Kunststoffe 10:4,0 i. D. direkt nach dem Ausbetten;

d Kunststoffe 10:6,26 i. D. nach fünf Tagen und Wasserlagerung;

e Kunststoffe 10:4,0 i. D. nach fünf Tagen und Wasserlagerung.

Strecken in mm $\pm 0,02$ mm	oben außen	unten innen
a AB	Ø 39,45 mm	Ø 35,86 mm
BC	Ø 38,87 mm	Ø 34,76 mm
AC	Ø 39,20 mm	Ø 35,23 mm
b AB	(39,45) 39,14 (-0,31)	(35,86) 35,49 (-0,37)
BC	(38,87) 38,43 (-0,44)	(34,76) 34,29 (-0,47)
AC	(39,20) 38,84 (-0,33)	(35,23) 34,79 (-0,44)
c AB	(39,45) 39,27 (-0,18)	(35,86) 35,64 (-0,22)
BC	(38,87) 38,74 (-0,13)	(34,76) 43,58 (-0,18)
AC	(39,20) 39,15 (-0,05)	(35,23) 35,98 (-0,25)
d AB	(39,45) 39,15 (-0,35)	(35,86) 35,51 (-0,35)
BC	(38,87) 38,45 (-0,42)	(34,76) 34,38 (-0,38)
AC	(39,20) 38,86 (-0,34)	(35,23) 34,76 (-0,35)
e AB	(39,45) 39,32 (-0,13)	(35,86) 35,60 (-0,26)
BC	(38,87) 38,71 (-0,16)	(34,76) 34,45 (-0,22)
AC	(39,20) 39,05 (-0,15)	(35,23) 35,92 (-0,31)

(in Klammern Originalwerte) (Orange in Klammern = Differenz)

Tabelle 2 Gegenüberstellung der Differenzwerte in mm und % nach fünf Tagen; Orange = Differenz.

Strecken in mm $\pm 0,02$ mm	oben außen		Differenz in mm (in %)	unten innen		Differenz in mm (in %)
Gemisch	10:6,26	10:4		10:6,26	10:4	
AB	-0,30	-0,13	-0,17 (-40%)	-0,35	-0,26	-0,09 (-25%)
BC	-0,42	-0,16	-0,26 (-56%)	-0,38	-0,22	-0,16 (-42%)
AC	-0,34	-0,15	-0,19 (-55%)	-0,53	-0,31	-0,22 (-41%)

Wichtig ist in diesem Zusammenhang darauf hinzuweisen, dass diese Werte selbstverständlich nur dann repräsentativ und reproduzierbar sind, wenn immer das gleiche Mischungsverhältnis gewählt und eingehalten wird. Und da kommen schon so manche Anwender ins Grübeln, ob denn die Angaben in Volumen oder in Gewichtsanteilen angegeben werden. Einige Hersteller liefern standardmäßig und sinnigerweise zu den Mischangaben in g noch Dosiergefäße mit, was den Zahntechnikern das Raten und Probieren schon einmal weitestgehend abnimmt (Abb. 12).

Dosierung: Gewicht oder Volumen

Dankenswerterweise laufen diesbezüglich seit Jahren erfolgreiche Kampagnen und Kursaktivitäten von namhaften Gipsherstellern, welche die Wichtigkeit des genauen Dosierens bewiesen und letztlich salonfähig gemacht haben. Sollte das genaue Dosieren im Kunststoffbereich dann nicht ebenso wichtig sein?

Versuche haben zudem im Nachhinein gezeigt, dass ein Abwiegen, so ungewohnt sich dies für den einen oder anderen vielleicht in ersten Moment anhört, immer noch das genaueste Verfahren ist. Besonders wenn Kunststoffe gekühlt verarbeitet werden, fallen die angerührten Mischungen zum Eingießen unterschiedlich dünnflüssig aus. Auch geht die Frage beim Pulver immer wieder in die Richtung: Schüttgewicht oder Klopfgewicht. Besser ist es da von der „Schüttdichte“ zu sprechen, und diese definiert sich: „Quotient aus Gewicht und Volumen“. Und das lässt sich genau genommen nur abwiegen¹. Wer also ein Mischungsverhältnis genau bestimmen oder gar verändern will, kann sich nicht auf das gute Gefühl verlassen und frei dosieren. Dosierbecher und/oder Waagen sind hier unbedingt von Nöten (Abb. 13 und 14).



Abb. 12 Dosierbecher und Misch-, Anrühr- und Eingießbecher in einem geben dem Anwender richtig eingesetzt ein hohes Maß an Komfort beim Anrühren und Eingießen von Prothesenwerkstoffen.



Abb. 13 Eine Waage, die einfach zu handhaben ist, schafft weniger Arbeit als man zunächst glaubt, aber ein zusätzliches Maß an Sicherheit beim Dosieren der Werkstoffe.

Abb. 14 Eins von vielen kombinierten Wiege-, Dosier- und Eingießgefäßen.

Fazit Glücklicherweise gibt es doch immer wieder Anregungen und hilfreiche wie sinnvolle Verbesserungen seitens der Industrie. Hierzu hat die Firma megadental GmbH, Büdingen, der Vertriebspartner der retec Kunststofftechnik GmbH, ein spezielles Mess-, Dosier- und Anmisch-Set (megaExact-Kit) (Abb. 15) für alle PMMA Werkstoffe entwickelt. Dieses wird zusammen mit einer Waage angeboten und ist eine phantastische Erweiterung, die ich nur empfehlen kann.



Abb. 15 Das megaExact-Kit ist eine phantastische und nützliche Erweiterung, die in keinem Labor fehlen sollte (Vertrieb: megadental GmbH, Büdingen).

Dass es nicht immer gleich ein artfremdes oder gänzlich neues Material sein muss, was unsere Arbeitsprozesse verbessern soll, ist, denke ich, hier deutlich geworden.

Ein gewisser Restmonomergehalt wird bei der Verarbeitung von Polymethylmethacrylat wahrscheinlich nie ganz auszuschalten sein. Ein Reduzieren seitens der Industrie im Herstellungsverfahren ist nicht nur ein wesentlicher Argumentationspunkt bei der medizinischen Beratung des Patienten in der Praxis durch den Zahnarzt, sondern schafft auch mehr Sicherheit bei der Weiterverarbeitung im Labor, zumal bei den meist viel zu eng geplanten Fertigstellungs- und Unterfütterungsterminen die notwendige Wasserlagerung oft gar nicht erfolgen kann. Gerade

deshalb ist ja die Reduzierung des Restmonomergehaltes so wichtig. Interne gaschromatographische Untersuchungen der neuen Prothesenwerkstoffe im firmeneigenen Analytelabor der retec Kunststofftechnik GmbH haben ergeben, dass sich die Restmonomergehalte im Vergleich zu den Standard-retec-Produkten um 30% bis 50% reduziert haben und untermauern die vorhandenen Messungen (Abb. 16 und 17). Die Reduzierung des Monomeranteils wirkte sich ebenfalls positiv auf die physikalischen Werte der neuen PMMA Werkstoffe aus.

Wenn man zusätzlich die enormen Auswirkungen betrachtet, die bei der Kunststoffverarbeitung ein verbessertes Mischungsverhältnis in Bezug auf einen reduzierten Restmonomergehalt und die Schrumpfung mit sich bringt, wird man doch nachdenklich gestimmt, mit wie wenig Mehreinsatz der Zahntechniker seine Arbeit verbessern kann.

Abb. 16 und 17 Vergleich: Abbau des Restmonomergehaltes der standard retec Produkte zu den neu entwickelten retec „plus“ Produkten.

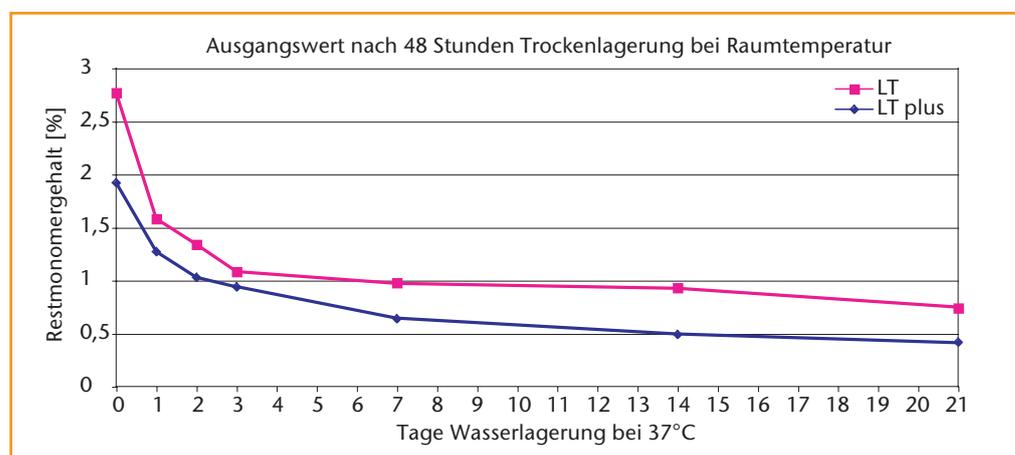


Abb. 16 LT und LT plus (Mischungsverhältnis 10:7 bzw. 10:5).

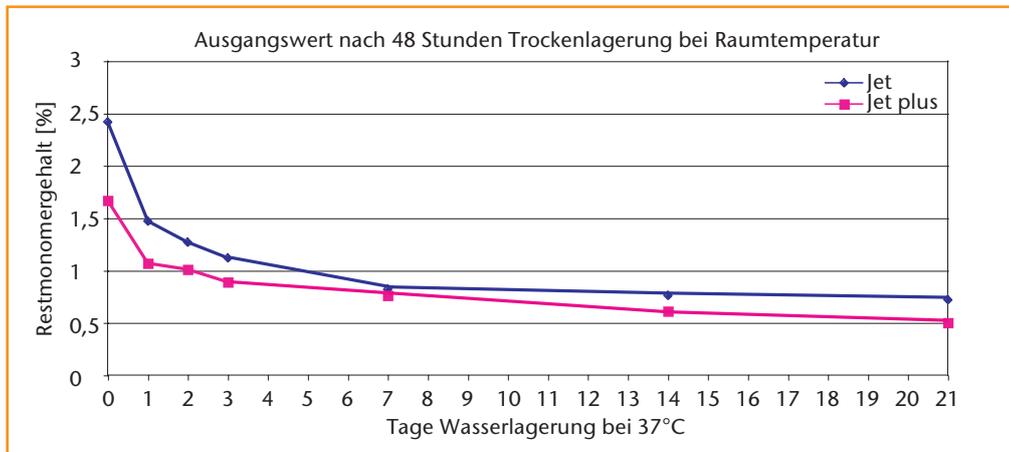


Abb. 17 Jet und Jet plus (Mischungsverhältnis 10:5 bzw. 10:4).

Allein gezieltes statt freies Dosieren der Pulver- und Flüssigkeitskomponenten beseitigt ein enormes Fehlerpotential bei der Herstellung der Prothesen, welches in erster Linie der Patient zu spüren bekommt.

Die Verbesserung der Prothesenhaftung, die konstantere Dimensionstreuung der Basis und der damit verbundenen Zahnpositionen, die Reduzierung von okklusalen Interferenzen, die auf Kosten der Zahnschubstanz eingeschliffen werden müssen, sind wesentliche Verbesserungen, die dieser Kunststoff neben einer homogeneren und leichter polierbaren Kunststoffoberfläche mit sich bringt.

1. Geil H. Neuer Microperlen PMMA-Kunststoff – Endlich weniger Monomer. Dent Labor 2007;55(3): 383-384.
2. Restmonomergehalt von Prothesenwerkstoffen. Dent Labor 1981;29(11).
3. Marx H, Fukui M, Stender E. Zur Frage der Restmonomer-Untersuchung von Prothesenwerkstoffen. DZZ 1983;38(5):550-553.
4. Peroz I, Manke P, Zimmermann E. Polymerisationsschrumpfung von Prothesenwerkstoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren. ZWR 1990;99(4):292-296.
5. Körholz KH. Individuelle Totalprothetik. Erfolgreiche Prothesenversorgung nach dem TiF-System. Kapitel 16.4. Berlin: Quintessenz, 255-258.

Literatur

Karl-Heinz Körholz, Trigodont – Prothetische Schulungen
 Hervester Straße 38, 46286 Dorsten-Wulfen
 E-Mail: K@rl-Heinz.de

Adresse des Verfassers

