

# D DENTAURUM

Dentaurum – Dentale Technologien

*Dr. Thomas Lietz, Ralph Schäfer, Kurt Stolp*

(Dentaurum GmbH & Co. KG)

*OA Dr. Felix Blankenstein*

(Universitätsmedizin Berlin Charité, CC3 Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,  
Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre)

## **50 Jahre Orthocryl® – Kunststoff für herausnehmbare kieferorthopädische Apparaturen**

*Denken Sie doch einmal nach, welche Produkte es heute noch gibt, die Sie aus Ihrer Kindheit oder Jugend kennen! Sind Ihnen einige eingefallen? Wenn die dritte Ziffer Ihres Geburtsjahres  $\leq 6$  ist, sind diese Produkte je nach der vierten Ziffer auf Ihrer Geburtsurkunde ca. 50 Jahre alt. Wer später geboren wurde, hat sicherlich aus seinen frühen Lebensjahren auch ein paar Produktnamen parat, die es noch heute gibt. Jetzt stellen Sie die gleiche Überlegung für den Dentalmarkt an. Welche Produkte gibt es noch heute, die Sie schon von Ihrer Ausbildung in der Zahnmedizin und/oder Zahntechnik her kennen? Da reichen zum Aufzählen unter Umständen die Finger einer Hand. Noch weiter eingeschränkt wird die Anzahl, wenn Sie Ihre Gedanken über die heutige Produktpalette im Bereich der Kieferorthopädie schweifen lassen. In Ihrer Aufzählung kommt dann hoffentlich auch Orthocryl® vor. Dieser Kunststoff – ein kaltpolymerisierender Polymethacrylsäuremethylester (PMMA) – für die Herstellung von kieferorthopädischen Geräten kam 1963 auf den Markt! Und er ist heute noch eines der wichtigsten Produkte dafür. Der Erfolg resultierte und resultiert vielleicht weniger aus dem Material selbst, da es dies als Kaltpolymerisat schon seit 1949 gab und noch gibt. Revolutionär war damals die damit möglich gewordene Verarbeitung in der so*

genannten Streutechnik. Die ist übrigens auch heute noch die am weitesten verbreitete Technologie zur Herstellung kieferorthopädischer Geräte. Sicherlich werden Sie verstehen, dass wir bei Dentaurum stolz auf unser Orthocryl® sind.

Kunststoffe sind in aller Munde. Millionenfach gegenständlich und oft auch nur verbal. Das Spektrum der Reflexionen über dentale Kunststoffe – also auch Orthocryl® – reicht seitens der Patienten, dem medizinischem Personal und den unbetroffenen Medien von uneingeschränkter Akzeptanz bis hin zu den Monomerwarnern, -phobikern und -allergikern. Die Meinungen bewegen sich zwischen Segen und allerhöchster Bedenklichkeit für die künstlichen Stoffe aus der Industrie. Herausnehmbare kieferorthopädische Apparaturen sind ein wichtiger Baustein bei der Behandlung von Dysgnathien und ohne den Einsatz von Kunststoffen heute nicht mehr vorstellbar. Seit mehr als einem halben Jahrhundert hat sich Orthocryl® nicht nur als leicht zu verarbeitender Kunststoff, sondern auch als gut verträglich erwiesen. Wie bei allen dentalen Materialien gibt es Vor- und Nachteile, die man vor dem Einsatz am Patienten gegeneinander abwägen muss.

Der Blick in die Vergangenheit zeigt, dass einige Probleme, die mit dem Material assoziiert werden, eine andere Genese haben. Natürlich gibt es bei PMMA materialspezifische Eigenheiten, die man kennen sollte. Deren Auswirkungen sind beherrschbar bzw. auch zu vermeiden.

### Streutechnik mit Orthocryl®



**Abb. 1** Retention mittels Guss-Silberschiene aus dem Jahre 1902.

Warum war die Streutechnik mit Orthocryl® revolutionär? Zur Beantwortung dieser Frage muss man in die Vergangenheit schauen.

Anfangs bestanden kieferorthopädische Apparaturen nur aus verlöteten Metallstrukturen (Abb. 1). Die Einführung von Kautschukplatten eröffnete für die Kieferorthopädie neue Möglichkeiten zur Herstellung von herausnehmbaren Apparaturen (Abb. 2).

Charles Goodyear entdeckte bzw. entwickelte die 1844 patentierte Vulkanisation von Naturkautschuk zu Gummi. Der erste zahnmedizinische Einsatz von Kautschuk wurde 1851 vorgeschlagen.<sup>16, 56</sup> Dies und die Erfindung von Zelluloid (Gebrüder Hyatt, 1870) waren wichtige Meilensteine auch für die Kieferorthopä-

die.<sup>33, 58</sup> Im Jahr 1924 kam das Zelluloidpräparat Hekolith in den Handel. Dafür verwendete man ausgewählte ägyptische Baumwolle, die mit Salpetersäure in Nitrozellulose umgewandelt und mit Kampfer und Alkohol durch Kneten zu einer gleichmäßigen zähen Masse geformt wurde. Hekolith enthielt 30-40% Füllstoffe und rosa Anilinfarbe.<sup>33, 56, 58</sup> All diese Werkstoffe wurden als Platten geliefert, die durch thermoplastische Vorgänge und Druck die individuelle Form erhielten. In dieser Zeit entstanden vermutlich die noch heute verwendeten Begriffe Plattenprothese und kieferorthopädische Platte.



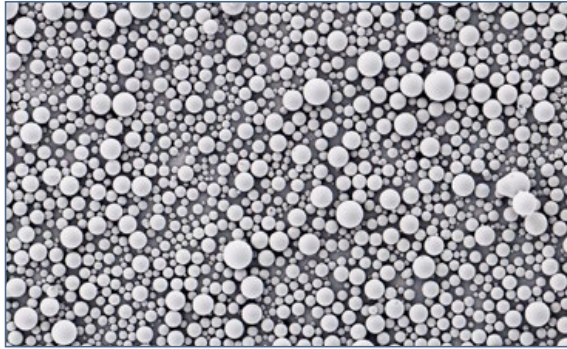
**Abb. 2** Kieferdehnung nach Coffin mittels Klavierdraht und Kautschukplatte aus dem Jahre 1882 (beide Abb.: Sammlung Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin am Zentrum für Zahnmedizin der Universität Zürich).

### **Einführung von PMMA**

Im Bereich der Kunststoffe gab es 1928 eine wichtige Entwicklung – das Acrylglas (Plexiglas). Eine Werkstoffgruppe, die bis in die heutige Zeit und auch in Zukunft für die Zahnmedizin eine wichtige Rolle spielen wird. Ab 1933 gab es gegossene Scheiben aus Acrylglas (Dr. Otto Röhm). Anfangs (ca. 1938) verarbeitet man vorgefertigte Platten aus Acryl- bzw. Methylmethacrylat (Plexiglas). Diese ließen sich bei 180°C reversibel verformen. Das erweichte Material musste unter Druck bleiben, bis es erstarrte. Eine andere Variante war die Verarbeitung des Polymers in pulveriger Form. Durch Erhitzen zu einem plastischen Strang geformt, presste man den Teig in eine Kuvette (Bauer, 1930).<sup>16, 64</sup> Die beim Abkühlen auftretende Schrumpfung betrug bis zu 50 Prozent.<sup>9, 58</sup> Diese als Spritzgießen bezeichnete Technik hat heute wieder eine gewisse Bedeutung bei der Herstellung von Zahnersatz, allerdings mit anderen Kunststoffen.

Gottfried Roth machte eine für die Zahnmedizin wichtige Entdeckung. Er stellte fest, dass bei Plexiglas das Polymer (PMMA) im Monomer (MMA) löslich ist. Er vermischte als erster beide Komponenten des Plexiglasses (Acrylglas) zu einer kautschukartigen Masse, die anschließend gepresst wurde und unter Wärmeeinwirkung polymerisierte – also wieder erhärtete. Dies war 1936 die Geburtsstunde des nassplastischen Verfahrens (Paladon-Verfahren) zur Herstellung von Prothesen und auch für kieferorthopädische Platten.<sup>9, 16, 58, 64</sup>

Ernst Schnebel wurde bekannt durch seine Versuche, Kunststoffzähne herzustellen. In seinen letzten Lebensjahren bis zu seinem Tod arbeitet er an der Entwicklung selbstpolymerisie-



**Abb. 3** Kugelförmiges PMMA-Pulver (Perlpolymersat) in 50facher Vergrößerung. Die unterschiedlichen Durchmesser der Partikel ermöglichen eine hohe Materialdichte und reduzieren dadurch Schrumpfung und Abgabe von Restmonomer.

render PMMA-Kunststoffe. Vollendet wurde diese Arbeit durch die Firma Kulzer, die das Rapid-Paladon 1949 auf den Markt brachte.<sup>58</sup>

Der weltweite Jahresverbrauch an PMMA beträgt heute mehrere hundert Tonnen.<sup>64</sup> Damit ist es das in der Gegenwart am meisten eingesetzte nichtmetallische Material zur Anfertigung von Zahnersatz und herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen. Ausgehend von dem flüssigen Monomer Methylmethacrylat entsteht durch die Aufspaltung der Doppelbindungen eine Ver-

knüpfung zu langen Ketten oder Netzwerken, die dann das Polymer PMMA bilden. Diese Art der Polymerisation ist im zahntechnischen Labor nicht zu realisieren. Außerdem tritt dabei eine Schrumpfung von ca. 25 % auf. Deshalb arbeitet man seit Einführung des Paladon-Verfahrens mit einem Pulver (Polymer)-Flüssigkeit (Monomer)-System. Bei diesem Verfahren wird das flüssige Monomer (Methylmethacrylat = MMA) und das feste Polymerpulver (Polymethylmethacrylat = PMMA) mit einander vermischt und in Form gebracht. Durch die Polymerisation entsteht die gewünschte Prothese oder kieferorthopädische Apparatur.

Zur Herstellung des Pulvers gibt es zwei Verfahren: Blockpolymerisation und Dispersion. Bei ersterem wird aus dem Monomer ein primärer Polymerblock hergestellt, den man anschließend zu Splintern zerkleinert (Splitterpolymerisat). Wesentlich schneller läuft die Herstellung durch das Dispersionsverfahren ab. Dabei entstehen Polymerisatperlen mit Durchmessern zwischen 0,001 und 0,2 mm (Abb. 3).

Je nachdem, wie Zusammensetzung und Größe der Partikel gewählt werden, kann man die Eigenschaften des Kunststoffes beeinflussen.<sup>63</sup> Splitter- und Perlpolymersate haben aufgrund der unterschiedlichen Form und trotz gleichen chemischen Aufbaus des Polymers unterschiedliche Eigenschaften. Splitterpolymerisate sind hochmolekular. Das heißt, sie setzen weniger Restmonomer frei und haben eine geringere Wasseraufnahme.<sup>52</sup> Zur Optimierung der Eigenschaften gab es Mischungen von Perl- und Splitterpolymerisaten. Heute werden aufgrund der rationelleren Herstellung fast nur noch Perlpolymersate genutzt.

### **Die Streutechnik**

Für die Herstellung herausnehmbarer kieferorthopädischer Apparaturen begann im Jahr 1963 mit der Einführung von Orthocryl® durch die Firma Dentaforum eine neue Ära. Und



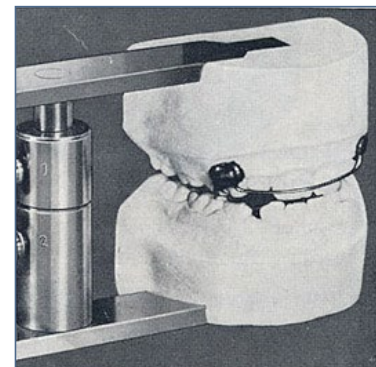
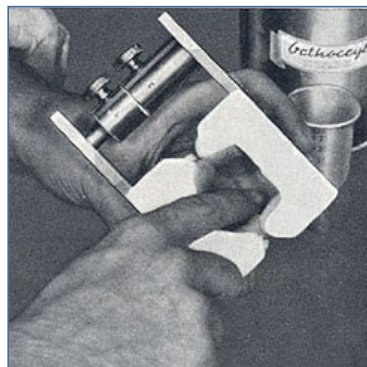
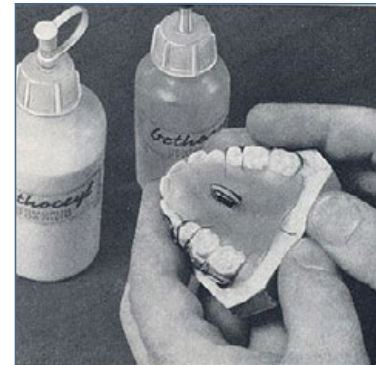
**Abb. 4** Orthocryl® war 1963 der erste PMMA-Kunststoff zur Herstellung von kieferorthopädischen Geräten in der Streutechnik.

zwar sowohl hinsichtlich der Werkstoffeigenschaften als auch der Verarbeitung. Die Produktgeschichte dieses Materials können Sie am Schluss des Beitrags im Interview mit Jochen Peter Winkelstroeter nachlesen.

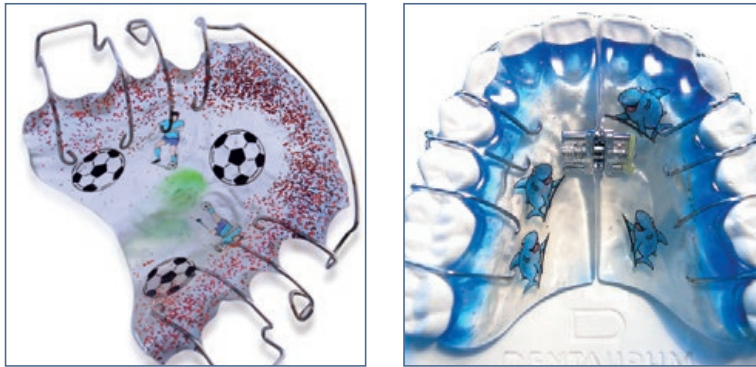
Die bis heute bestens bekannte und rund um die Welt genutzte Streutechnik (salt and vinegar technique / salt and pepper technique)<sup>41, 46, 55, 60</sup> stellte einen enormen

Fortschritt dar (Abb.5). Die

Modellation der Platten aus Wachs, das Ein- und Ausbetten, die thermische Polymerisation waren umständlich und mit zahlreichen Risiken verbunden. Die Klammern und Bögen konnten verbiegen, die Hohlform nur unvollständig gefüllt werden oder die Platte beim Ausbetten brechen.<sup>1, 57</sup> Mit der Streutechnik bzw. Aufsprühetechnik<sup>41, 46, 60</sup> konnte man diese Risiken vermeiden. Dies und die Zeitersparnis waren in erster Linie die Gründe, die für eine schnelle Verbreitung dieser Methode sorgten. Orthocryl® und andere vergleichbare Autopolymerisate können neben der Streutechnik auch in der klassischen Anteigetechnik bzw. Modelliertech-  
nik<sup>46, 60</sup> verwendet werden.



**Abb. 5** Die erste bebilderte Verarbeitungsanweisung für die Streutechnik mit Orthocryl® aus dem Jahr 1963.



**Abb. 6** Verschiedene Farben, Glitzer und Einlegemotive bieten eine unendliche Gestaltungsmöglichkeit bei der Anfertigung herausnehmbarer kieferorthopädischer Apparaturen.



**Abb. 7** Orthocryl® black & white.

die Gestaltung der herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen. Neben verschiedenen Kunststofffarben stehen zum Beispiel Glitzerelemente (Orthocryl® Disco-Glimmer) und Einlegemotive zur Verfügung (Abb. 6). Mit Orthocryl® black & white gibt es eine weitere Variante, die interessanten gestalterischen Spielraum ermöglicht (Abb. 7). Das individuelle Design der Apparaturen findet enormen Anklang bei den Kindern und Jugendlichen. Dentaurum bietet mit dem Zahnspannenkonfigurator (Abb. 8) den Patienten die Möglichkeit, hinsichtlich Farbe, Glimmer und Einlegemotiven ihre eigene Platte zu gestalten. Dies bildet dann für den Zahntechniker die Vorlage zur Herstellung der herausnehmbaren Apparatur.

#### **PMMA – das Material**

Für herausnehmbare kieferorthopädische Apparaturen wird heute in der Regel PMMA verwendet. Im Vergleich zu den prothetisch genutzten Acrylaten sind sie weicher und weniger starr.<sup>50</sup> Geliefert wird der Kunststoff in zwei Komponenten (s. Tabelle 1).

Der Fortschritt hatte seinen Preis. Die Kehrseite der Medaille bei der Verwendung von Autopolymerisaten sind andere Eigenschaften dieser Variante des PMMA-Kunststoffs. Verglichen mit den bis dato verwendeten Heißpolymerisaten sind die Polymerketten kürzer und dadurch ist der Anteil an Restmonomer höher. Diese Nachteile lassen sich, wie noch darzustellen sein wird, kompensieren und machen die Anwendung aus medizinischer Sicht akzeptabel.

In den letzten Dekaden hat sich an der Methode prinzipiell nichts geändert. Es gibt aber zahlreiche Varianten für

**Abb. 8** Der Dentaurum Zahnspangenkonfigurator ermöglicht dem Patienten, per App für iPhone oder Android seine eigene Platte zu gestalten.



**Tab. 1** Zusammensetzung von Orthocryl® (Dentaurum).

Stoff	Funktion	Anteil
<b>Polymerpulver</b>		
Polymethylmethacrylat	Kunststoffmasse	98 %
Benzoylperoxid	Initiatorkomponente	0,5%
Farbstoffe	Farbgebung	< 0,5%
<b>Monomer</b>		
Methylmethacrylat	Kunststoffmasse	> 90%
Ethylenglycoldimethacrylat (Diacrylat)	Vernetzermomomer	< 10%
N,N-Dihydroxyethyl-p-toluidin	Beschleuniger	≤ 0,5%
Hydrochinonmonomethylether	Stabilisator	50 ppm
Farbstoffe	Farbgebung	< 0,5%

Das Pulver besteht zum größten Teil aus Perlpolymerisat (Abb. 3) sowie Farbstoffen und Steuerungssubstanzen. Die Flüssigkeit enthält zu ca. 90 % MMA-Monomer, das in wässrigen Lösungen instabil ist<sup>3</sup> und einen hohen Dampfdruck hat. Das erklärt den starken Geruch. Dazu kommen Steuerungssubstanzen und Farbstoffe. Die Farbstoffe im Polymer oder im Monomer ermöglichen die bekannte Farbvielfalt kieferorthopädischer Apparaturen.

Das Mischungsverhältnis von Pulver und Flüssigkeit ergibt sich aus der Art des primären Polymers (Perl-, Splitter- oder Mischpolymerisat) und einem notwendigen Überschuss. Um einen verarbeitungsfähigen Kunststoffteig (Maische) zu bekommen, muss das Monomer das Pulver vollständig durchfeuchten und alle Polymerpartikel umhüllen. Zusatzstoffe wie Dibutylphtalat verbessern die Löslichkeit des hochmolekularen MMA.<sup>21</sup>

## Die Polymerisation

Die Polymerisation läuft in drei Stufen<sup>8</sup> ab:

- *Startphase* (endotherm)

Nach dem Vermischen der Komponenten (MMA + PMMA) setzt die Anquellphase ein. Dabei diffundiert das Monomer in die primären Polymerpartikel und löst sie oberflächlich an. Durch Energiezufuhr (Wärme, Licht, Druck, Initiatoren / Katalysatoren) wird die Kohlenstoff-Doppelbindung des MMA aufgespalten und die ersten Monomere reagieren miteinander und bilden Wachstumskeime.

Bei den kieferorthopädischen Autopolymerisaten wird das Dibenzoylperoxid durch die Gegenwart des tertiären Amins im Monomer und eine geringe Wärmezufuhr (40-65°C) zum Zerfall angeregt. Es entstehen Benzoylradikale, die die notwendige Energie zum Start der Polymerisationsreaktion des Monomers liefern.

- *Wachstumsphase* (exotherm)

Die Fließfähigkeit der Mischung und damit die jeweilige Variante der Verarbeitung (Streutechnik, Nass- und Injektionsverfahren) werden durch die mittlere Molmasse und den Vernetzungsgrad der Polymerpartikel beeinflusst. Dabei entsteht eine Masse, die zunächst dünnflüssig, dann viskos und anschließend plastisch wird. In dieser „Maische“ polymerisiert das Monomer und bildet Ketten bzw. Netzwerke untereinander und zu den primären, fast vollständig intakt bleibenden Polymerpartikeln. Diese haben als reaktiver Füllstoff die Aufgabe, die unvermeidliche Polymerisationsschrumpfung von mehr als 20 % auf 1-2 % zu reduzieren.<sup>64</sup> Bei der Aushärtung schrumpft nur das Monomer.

- *Abbruchreaktion*

Die Polymerisation endet, wenn alle erreichbaren Monomermoleküle verbraucht sind bzw. ins Netzwerk aufgenommen wurden. Die Kettenlänge entscheidet über die Qualität des Produktes und die Freisetzung von Restmonomer. Ein Indikator dafür ist der Polymerisationsgrad, er gibt Auskunft darüber, wie viel Monomer zu Polymer umgesetzt wurde. Bei 100 % wären alle Monomermoleküle verbraucht, also polymerisiert. Ein solcher Zustand wird bei keiner chemischen Reaktion erreicht, deshalb wird es bei jeder Polymerisationsreaktion immer zurückbleibende unreaktierte Monomere (Restmonomere) geben.

Autopolymerisate weisen Porositäten auf, dadurch kommt es zur Aufnahme von Wasser bzw. Speichel und damit auch von Mikroorganismen.<sup>38</sup> KFO-Kunststoffe haben mit 19 und 25 µg/mm eine etwas höhere Wasseraufnahme als Heißpolymerisate und liegen damit



immer noch unter dem festgelegten Grenzwert von 32 µg/mm für Prothesenkunststoffe und KFO-Kunststoffe (DIN EN ISO 20795).<sup>3, 13, 6</sup>

### **Formaldehyd**

PMMA-Pulver und Monomer enthalten kein Formaldehyd. In vitro konnte jedoch gezeigt werden, dass während der Polymerisation durch Oxidation Formaldehyd entstehen kann, dessen Menge von den Polymerisationsbedingungen abhängt.<sup>35, 45</sup> Autopolymerisate haben einen höheren Anteil an Formaldehyd als Heißpolymerisate.

### **Die Initiatoren**

Gestartet wird der Prozess der Polymerisation durch die Reaktion der Initiatoren. Diese benötigen für ihren Reaktionsstart Energie. Quellen dafür sind Wärme, chemische Reaktionen (Redoxsysteme) oder Licht. Die Initiatoren und die Temperaturführung bestimmen den Polymerisationsprozess und beeinflussen entscheidend die Qualität des Kunststoffes sowie den Anteil an Restmonomer.<sup>64</sup> Durch Modifikationen am Initiator-Akzelerator-Komplex und an der Monomerflüssigkeit entstanden Kunststoffe, die in der Streutechnik verwendet werden konnten.<sup>43</sup>

### **Heißpolymerisate**

Heißpolymerisate enthalten im Polymer Di-Benzoylperoxid. Die Flüssigkeit besteht ausschließlich aus einer Mischung unterschiedlicher Monomere, hauptsächlich aber Methylmethacrylat. Das Erwärmen liefert die Startenergie. Es entstehen hochmolekulare Kunststoffe.

### **KFO-Kunststoffe**

Orthocryl® und vergleichbare Autopolymerisate gehören zu den niedermolekularen Kaltpolymerisaten. In den Streukunststoffen verwendet man Dibenzoylperoxid (BPO) basierte Systeme als Initiator.<sup>30, 45, 64</sup> Die notwendige Energie zum Start der Polymerisation wird ebenfalls durch Wärmezufuhr aufgebracht, allerdings bei deutlich niedrigeren Temperaturen (ca. 45°C). Kaltpolymerisate enthalten im Polymer ebenfalls ähnliche Gehalte an Di-Benzoylperoxid wie Heißpolymerisate. Der Unterschied liegt in der Zusammensetzung der Flüssigkeit. Neben der Monomermischung enthält sie tertiäres Amin. Das Amin senkt die Zerfallstemperatur des im Polymer vorhandenen Di-Benzoylperoxid von > 100°C auf < 50°C. Durch den Zerfall des Benzoylperoxid wird die radikalische Polymerisationsreaktion erst gestartet. Für den höheren Gehalt an Restmonomer bei den KFO-Kunststoffen im Vergleich zu den Heißpolymerisaten<sup>59</sup> ist nur der Unterschied in der Reaktionstemperatur verantwortlich. Bei den

Prothesenkunststoffen benutzt man Katalysatorsysteme auf Barbituratbasis. Im Polymer ist aber auch immer Di-Benzoylperoxid vorhanden. Der Vorteil dieser Systeme soll der geringere Restmonomergehalt und die geringere Verfärbungsneigung der Polymerisate sein. Dieses Härte-System kann bei KFO- und Prothesenkunststoffen eingesetzt werden.

### **Lichthärtende Kunststoffe**

Bei diesen Kunststoffen werden durch das Licht einer bestimmten Wellenlänge (heute meist 460 nm) Photoinitiatoren zur Reaktion angeregt. Campherchinon zerfällt in energiereiche Radikale.<sup>23</sup> Die freigesetzte Energie dieser hochreaktiven Radikale startet die eigentliche Polymerisation. Bei den lichthärtenden Materialien entfallen die von den Streukunststoffen bekannten Monomerdämpfe. In lichthärtenden Kunststoffen werden im Vergleich zu Kaltpolymerisaten höhermolekulare – also größere – Monomere wie z. B. Urethandimethylacrylat (UDMA) verwendet.<sup>43</sup> Deren Geruch ist wegen des niedrigeren Dampfdruckes kaum wahrnehmbar. Je nach Konsistenz haben sie ein besseres Formverhalten und andere mechanische Eigenschaften. Ihre Verarbeitung ist deutlich einfacher und zeitsparender.<sup>43</sup>

### **Das beherrschbare Risiko der PMMA-Autopolymerisate**

Treten bei einzelnen Patienten Probleme auf, wird regelmäßig auf eine „Materialunverträglichkeit“ geschlossen. Die Praxis hat aber gezeigt, dass nur die wenigsten Beschwerden auf eine direkte chemische Wirkung der Werkstoffe zurückgehen. Stattdessen stehen die Trageweise, die von der Platte ausgehenden mechanischen Reize, Okklusionsfehler und die Mund- und Prothesenpflege im Vordergrund.<sup>4</sup> Das Erythem der Mundschleimhaut ist bei jeder Entzündung das erste sichtbare und gleichzeitig unspezifischste Zeichen. Findet sich diese Rötung in Kongruenz zur Kunststoffplatte, liegt der Verdacht auf direkt oder indirekt materialbedingte Probleme nahe. Eine Allergie auf PMMA kommt sehr viel seltener vor als angenommen. Es gibt solche Reaktionen<sup>20</sup>, aber die Prävalenz bestätigter Fälle liegt deutlich unter 1 %.<sup>51, 59</sup> Da eine solche Kontaktallergie nicht auf die kompakte Kunststoffplatte, sondern nur auf die Kunststoff-Eluate (herausgelöste Substanzen) möglich ist, besteht die beste Prophylaxe in deren Minimierung. Konkret geht es um die Eluation von Restmonomeren und Inhibitoren bzw. Katalysatoren. Das gleiche betrifft etwaige toxische Reaktionen durch Methylmethacrylat, bei dem es sich bekanntlich um ein Atem- und Zellgift handelt.<sup>34, 38, 61</sup> Die Flaschen sind auch entsprechend gekennzeichnet. Das auspolymerisierte PMMA ist dagegen ausgesprochen biokompatibel.<sup>47</sup>

## Restmonomer

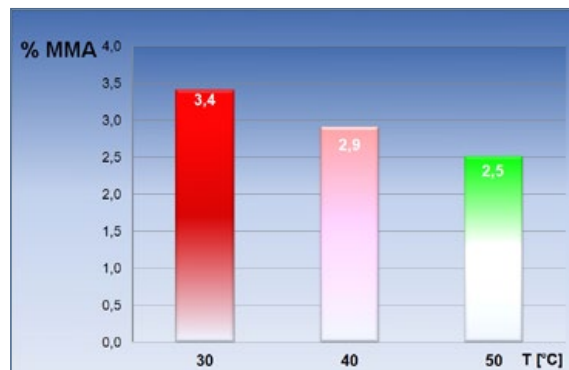
Bei jeder Polymerisation bleibt ungebundenes Monomer übrig. Seine Menge hängt von verschiedenen Faktoren ab, beispielsweise der Auswahl von Perl-, Splitter- oder Mischpolymerisat. Für jede Polymer- und Verarbeitungsart (Streu- oder Anteigtechnik) gibt es eine optimale Monomermenge, um einerseits eine vollständige Polymerisation zu erreichen und andererseits den Restmonomergehalt zu begrenzen. Diesbezüglich sind die

Vorgaben des Herstellers unbedingt einzuhalten.<sup>64</sup> Beim Orthocryl® beträgt das Mischungsverhältnis von PMMA zu MMA für die Streutechnik 2 : 0,8 und für die Anteigtechnik 2,5 : 1.

Heiß-, Kalt- und Autopolymerisate sind durch Katalysatoren und Inhibitoren für das jeweilige Anwendungsgebiet optimiert und weisen dadurch einen unterschiedlichen Polymerisationsgrad auf. Je höher die Temperatur, umso weniger Restmonomer bleibt übrig (Abb. 9). In der Untersuchung von Lamb et al.<sup>36</sup> betrug dessen Anteil bei 55°C (15 min) 1,6 %. Bei einer Temperatur von 22°C (30 min) waren es dagegen 4,4 %. Ein prolongierter Polymerisationsprozess (7 Stunden) führt zu einem hohen Polymerisationsgrad und damit zu weniger Restmonomer und entsprechend weniger Schleimhautreaktionen.<sup>2</sup> Bei Heißpolymerisaten liegt der Gehalt an Restmonomer meist deutlich unter 1 %.<sup>43</sup> Die zur Herstellung kieferorthopädische Platten benutzten Autopolymerisate weisen werkstoffbedingt den höchsten Gehalt an Restmonomer auf.

Die Dicke des Kunststoffes hat ebenfalls einen Einfluss auf die Abgabe von Restmonomer.<sup>2, 36</sup> Insbesondere die oberflächlich liegenden nicht polymerisierten, also freien Monomermoleküle können durch Diffusion herausgelöst werden.<sup>36</sup> Dadurch sind auch lokaltoxische Wirkungen<sup>24, 52</sup> an der Schleimhaut denkbar. Beim Kontakt von MMA mit molekularem Sauerstoff kann Formaldehyd entstehen, das dann als Allergen wirken könnte.<sup>45</sup> Die Sensibilisierung bzw. allergische Reaktion auf MMA ist jedoch ein seltenes Ereignis.<sup>3, 38</sup> Bei der Zementierung von Hüftgelenken verwendete man Knochenzemente auf PMMA-Basis. In diesen Fällen kann MMA ins Blut gelangen, wird aber innerhalb von einigen Stunden abgebaut.<sup>10</sup>

Aber die entscheidende Frage ist nicht, wie viel Restmonomer in der Platte vorhanden ist, sondern wie viel davon herausgelöst wird!<sup>34, 59</sup> In-vitro-Untersuchungen zu diesem Thema gab es bereits 1966, und bis heute erscheinen regelmäßig weitere Beiträge<sup>28, 34, 40</sup> Auch die jüngsten Studien bestätigten nur bekannte Dinge und stellten keine dramatischen Verände-



**Abb. 9** Der Anteil an Restmonomer hängt auch von der Temperatur während der Polymerisation ab (t = 25 min., p = 2,2 bar).

rungen fest. In Abhängigkeit von der Untersuchungsmethode und der Herstellung der kieferorthopädischen Platten fanden sich Restmonomer-Eluationen zwischen 0,15 % und 4,7%.<sup>34, 35, 38, 55</sup> Je nach Ergebnis schätzten die Autoren diese Freisetzung als nicht oder leicht toxisch ein.<sup>43</sup> Diese stets in vitro ermittelten Ergebnisse sind im klinischen Kontext zu interpretieren.

### ***Beseitigung von Restmonomer***

Innerhalb der ersten 24 Stunden wird im Wasser der größte Teil des Restmonomers abgegeben. Die weitere Abgabe ist ein sehr langsamer Prozess.<sup>3, 35, 55</sup> Gliedert man die Platten nicht unmittelbar nach der Anfertigung ein, sondern lagert sie zunächst für mindestens einen Tag in Wasser, kann das ohnehin nur latent vorhandene Risiko für den Patienten deutlich gesenkt werden.<sup>3, 55</sup> In der Mundhöhle wird die Platte immer wieder mit erneuertem Speichel umspült. Das Wasser des Speichels und darin enthaltene oxydative Enzyme wie Myeloperoxidase und die Temperatur führen zum schnelleren Zersetzen des MMA und damit zur beschleunigten Elimination des Restmonomers. Gelangt Monomer in den Verdauungstrakt, wird es durch die Magensäure zersetzt. Weder im Blut noch im Urin konnte kurz nach der Eingliederung einer Apparatur Restmonomer nachgewiesen werden.<sup>3</sup> Die Schleimschicht auf der Oberfläche der kieferorthopädischen Apparatur bildet eine Barriere für die Diffusion des Restmonomers in die Mundhöhle. Andererseits ist auf der der Schleimhaut zugewandten Seite einer Apparatur in der Speichelschicht eine viermal höhere Konzentration von Monomer als im freien Speichel vorhanden. Dies könnte ein Kofaktor bei der Entzündung der Schleimhaut sein.<sup>3</sup>

Auspolymerisiertes PMMA ist aus toxikologischer Sicht unbedenklich und von untergeordneter allergologischer Relevanz.<sup>61</sup> Lokaltoxische Reaktionen des Restmonomers sind nur für festsitzenden Zahnersatz beschrieben<sup>52</sup> und nicht für herausnehmbare kieferorthopädische Apparaturen. Die Wirkung ist von kurzer Dauer, da die Konzentration des Restmonomers schnell unter die Reizschwelle sinkt.

### ***Dibenzoylperoxid & Co.***

Als problematisch gelten auch die im Kunststoff enthaltenen Stabilisatoren, Inhibitoren, die organischen und mineralischen Farbstoffe und die Katalysatoren.<sup>59</sup> Im Plattenkörper lässt sich Dibenzoylperoxid nachweisen, das sich aber bei Lagerung in künstlichem Speichel nicht herauslöst. Hinzu kommt noch, dass das Dibenzoylperoxid eine temperaturabhängig sehr kurze Halbwertszeit hat. Durch eine Nachpolymerisation lässt sich auch das restliche Dibenzoylperoxid beseitigen.<sup>7, 59</sup> Dibenzoylperoxid wirkt auf die Haut stark irritierend, was im Epikutantest (ECT) oft als allergische Reaktion fehlinterpretiert wird. Hautärzte raten deshalb

immer mehr davon ab, diese Substanz überhaupt im ECT zu testen, weil durch die häufig auftretenden falsch positiven Testergebnisse unnütze Therapiekaskaden veranlasst werden.

Kieferorthopädische Platten werden in den unterschiedlichsten Farben und mit Glitter angefertigt. Beim Orthocryl® ist das Pulver farbneutral. Das Monomer enthält unterschiedlichste Farbstoffe (Anthrachinon), welche weder die Biokompatibilität<sup>49, 62</sup> noch die mechanische Stabilität<sup>31</sup> des Endproduktes beeinträchtigen.

Von zahlreichen Autoren<sup>3, 28, 34, 40, 43, 44, 52</sup> wird als Prophylaxe empfohlen, die herausnehmbaren Platten vor der Eingliederung für mindestens 24 Stunden in (destilliertem) Wasser zu lagern. Dadurch wird ein großer Teil des Restmonomers und der nicht gebundenen Inhaltsstoffe schon herausgelöst. Bei der Terminplanung sollte man daran denken, dass dem Labor die Zeit für die Wasserlagerung bleibt. Lagert der Patient die Apparatur im Wasser, verringert sich die Tendenz der Metalleinlagen zur Spaltkorrosion.

## Verarbeitung

Bei der Herstellung einer Platte lassen sich schädigende Faktoren reduzieren oder gar eliminieren (s. Tabelle 2). Dies beginnt schon beim Anmischen, das immer streng nach der Gebrauchsanweisung stattzufinden hat. Bei der Streutechnik ist die Dosierung nicht messbar. Hier sollte man nur so viel Monomer verwenden, wie für eine Durchfeuchtung und Formung des PMMA-Pulvers erforderlich ist. Eine Unterdosierung führt zu Porositäten sowie Pulvereinschlüssen in der Apparatur, einer inhomogenen Aushärtung und somit zu schlechten Materialeigenschaften. Eine Überdosierung der Flüssigkeit hat das Wegfließen der Maische und ein höheren Gehalt an Restmonomer der Apparatur zur Folge.

Nach dem Streuen der Platte muss die vollständige Polymerisation im Drucktopf (z. B. Polyclav, Dentaurum) mit warmem Wasser (45°C) durchgeführt werden.<sup>36</sup> Eine Wärmeplatte hält die Wassertemperatur im Drucktopf konstant (Abb. 10). Das warme Wasser dient nicht in erster Linie der Prozessbeschleunigung: Wichtiger ist der damit erreichbare höhere Polymerisationsgrad. Für Orthocryl® und Orthocryl® EQ beträgt die Polymerisationszeit 25 bzw. 20 min bei 2,3 bar. Eine Verlängerung dieser Zeiten erhöht den Polymerisationsgrad und senkt dadurch den Gehalt an Restmonomer. Ein Unterschreiten der angegebenen Minimalzeiten bewirkt genau das Gegenteil und verschlechtert die Materialeigenschaften.

Eine Erhöhung der Temperatur um 10° C führt zu einer Verdoppelung der Reaktionsgeschwindigkeit und zu einer halbierten Reaktionszeit. Bei der Erhöhung um 20° C vervierfachen sich die Werte. Die Startphase ist ein endothermer Prozess. Nach dem Beginn der Polymerisation wird durch eine exotherme Reaktion Wärme frei. Diese kann sich unter Umgebungsdruck in Bereiche erhöhen, die über dem Siedepunkt von Methylmethacrylat liegen.

**Tab. 2** Fehler bei der Verarbeitung von Streukunststoffen.

Problem	Ursache	Lösung
Luftblasen in der Apparatur	Siedebblasen, unzureichendes Wässern	Optimaler Druck und Temperatur im Drucktopf, ausreichendes Wässern, kein Öffnen des Drucktopfes während der Polymerisation
Poren / Snowflakes / White Spots	Kühle Raumtemperaturen, starker Abzug	Höhere Raumtemperaturen, Verwendung von EQ-Polymer
Verfärbungen an Drahtelementen und Dehnschrauben	Spaltkorrosion	Lagerung in Wasser
Aushärtung des Monomers	Zu warme Lagerung	Die Haltbarkeit wird durch kühle Lagerung verlängert.
Passgenauigkeit	Falsches Isoliermittel, ungünstige Polymerisationsbedingungen	Dünnflüssige Alginateisolierung verwenden, längere Standzeit vor dem Einsetzen in den Drucktopf

Dies führt zwangsläufig zu Siedebblasen in der Platte (Abb. 11). Deshalb muss im Drucktopf bei 2,3 bar polymerisiert werden. Hinzu kommt noch, dass Monomer und Wasser ein azeotropes Gemisch mit einer Siedetemperatur von 78° C bilden. Hält man die vorgegebene Temperatur nicht ein, liegt nach Ablauf der regulären Zeit noch keine vollständige Polymerisation vor.

Der Druck während der Polymerisation hat noch weitere Funktionen. Er verdichtet die Maische und verhindert Siedebblasen. Auch hier verschlechtern sich durch Unterdosierung die Eigenschaften.



**Abb. 10** Durch eine Wärmeplatte kann das Wasser im Drucktopf (Polyclav, Dentaforum) für den gesamten Zeitraum der Polymerisation konstant gehalten werden.



**Abb. 11** Blasenbildung im Kunststoff durch Verarbeitungsfehler. Das Modell wurde nicht gewässert und es traten Siedebblasen auf.

### **Nachpolymerisation**

Der gesamte Polymerisationsprozess kann bis zu 500 Stunden dauern.<sup>55</sup> Dadurch reduziert sich allmählich der Anteil an Restmonomer.<sup>36, 59</sup> Diesen Effekt kann man durch eine gezielte Nachpolymerisation ausnutzen, wofür verschiedene Verfahren beschrieben wurden.<sup>15, 18, 43</sup> Für Patienten mit einer bekannten Allergie auf kritische Inhaltsstoffe der Autopolymerisate könnte auch ein klassisches Heißpolymerisat<sup>43</sup> oder zum Beispiel Orthocryl® LC zum Einsatz kommen (siehe auch Abschnitt Orthocryl® LC).

### **Personalprobleme**

Im Vergleich zu den betroffenen Patienten ist die Exposition des Praxisteam, insbesondere des Zahntechnikers mit MMA und PMMA hinsichtlich Frequenz und Intensität deutlich höher.<sup>29</sup> Das Einatmen der MMA-Dämpfe ist aus toxikologischer und allergologischer Sicht bedenklich und dringend zu verhindern.<sup>61</sup> Dafür stehen entsprechende Absauggeräte mit Aktivkohlefilter (Dentaurum, Abb. 12) zur Verfügung. Bei der Inhalation von MMA-Dämpfen liegt der Grenzwert bei 410 mg per m<sup>3</sup> per 8 h (Health and Safety Executive, 1986)<sup>3</sup>. Aber nicht nur die MMA-Dämpfe sind für den Zahntechniker gefährlich. MMA ist ein hochwirksames Lösungsmittel, das die Schutzbarrieren der Haut zerstört. Bei entsprechender Kontaktfrequenz kann es zu einem nichtallergischen und später zu einem allergischen Kontaktekzem kommen. Darum sollte der direkte Hautkontakt zum MMA z. B. durch das Tragen geeigneter Handschuhe (Abb. 13) oder durch ein konsequentes Hautschutzmanagement mit verschiedenen Cremes vermieden werden.<sup>29, 42, 61</sup> Das Endprodukt PMMA ist dagegen harmlos.



**Abb. 12 a und b** Absauggeräte mit Aktivkohlefilter (Dentaurum) (a) sollten der Standard sein bei der Verarbeitung (b), um Monomerdämpfe im Labor zu vermeiden.



**Abb. 13** Bei der Verarbeitung vom MMA ist der direkte Hautkontakt durch das Tragen von geeigneten Handschuhen zu vermeiden.

Die Hauptprobleme dieser für den prothetischen Einsatz entwickelten Kunststoffe sind die geringe Farbpalette, zu geringe Viskosität der Paste, zu kleine Lichtgeräte, die sehr hohe Festigkeit und zu geringe Elastizität des auspolymerisierten Materials.<sup>30</sup> Dadurch können insbesondere an den Austrittsstellen der Drähte feine Kunststoffausbrüche entstehen (Abb. 14).

Die Bruchflächen sind immer scharfkantig. Lichthärtende Kunststoffe besitzen eine höhere Oberflächenhärte als Orthocryl®.<sup>11</sup> Obwohl aus ihnen auf Grund der deutlich größeren Moleküle weniger Restmonomer eluiert wird, zeigten in der Vergangenheit einige Produkte bei in-vitro-Versuchen zytotoxische Wirkungen.<sup>47, 48, 62</sup> Das Problem waren vermutlich Reaktionsprodukte aus einer unvollständig entfernten Sauerstoff-Inhibitionsschicht.<sup>23</sup>

Mit Orthocryl® LC steht jetzt erstmals ein lichthärtender Kunststoff zur Verfügung, der



**Abb. 14** Bei lichthärtenden Kunststoffen mit erhöhter Sprödigkeit können an den Austrittsstellen der Klammern Risse entstehen.

## Zukunft

Die Ära der Streukunststoffe ist sicherlich noch lange nicht zu Ende. Neue Entwicklungen versprechen interessante Ergänzungen oder Alternativen zur mehr als 50 Jahre alten Technik.

## Orthocryl® LC

Es gab immer wieder Ansätze, kieferorthopädische Platten aus lichthärtenden Kunststoffen herzustellen.<sup>43</sup> Im Jahr 1990 kamen mit Triad Gel VLC (DENTSPLY) und Wil-o-dont (Wilde) zwei dafür gedachte Kunststoffe auf den Markt. Sie erwiesen sich für diese Indika-

tion jedoch nicht als optimal. Die Hauptprobleme dieser für den prothetischen Einsatz entwickelten Kunststoffe sind die geringe Farbpalette, zu geringe Viskosität der Paste, zu kleine Lichtgeräte, die sehr hohe Festigkeit und zu geringe Elastizität des auspolymerisierten Materials.<sup>30</sup> Dadurch können insbesondere an den Austrittsstellen der Drähte feine Kunststoffausbrüche entstehen (Abb. 14). Die Bruchflächen sind immer scharfkantig. Lichthärtende Kunststoffe besitzen eine höhere Oberflächenhärte als Orthocryl®.<sup>11</sup> Obwohl aus ihnen auf Grund der deutlich größeren Moleküle weniger Restmonomer eluiert wird, zeigten in der Vergangenheit einige Produkte bei in-vitro-Versuchen zytotoxische Wirkungen.<sup>47, 48, 62</sup> Das Problem waren vermutlich Reaktionsprodukte aus einer unvollständig entfernten Sauerstoff-Inhibitionsschicht.<sup>23</sup> Mit Orthocryl® LC steht jetzt erstmals ein lichthärtender Kunststoff zur Verfügung, der in seinen Eigenschaften weitestgehend dem klassischen Orthocryl® (s. Tab. 3) entspricht und den speziellen mechanischen Anforderungen von Dehnplatten, Aufbisschienen, bimaxillären und anderen kieferorthopädischen Apparaturen gerecht wird.<sup>22, 32, 39</sup> Darüber hinaus kann das Material auch für die Herstellung von Anti-Schnarchgeräten und Bohrschablonen eingesetzt werden. Wie alle lichthärtenden Kunststoffe besteht



das einphasige Orthocryl® LC hauptsächlich aus Urethandimethacrylat (s. Tab. 4) Der stets gebrauchsfertige Kunststoff lässt sich mit dem Injektor einfach dosieren und punktgenau auftragen. Weil das Monomer in einer Gelform mit geringem Dampfdruck vorliegt, entfallen hier die durch das Monomer der Streukunststoffe bedingten Probleme (allergenes bzw. irritatives Potential, Brennbarkeit, Atem- und Hautschutz für Techniker usw.).

**Tab. 3** Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Orthocryl® und Orthocryl® LC

	DIN ISO 20795-2	Orthocryl®	Orthocryl® LC
Viskosität(23°C) [Pas]	–	–	85
Biegefestigkeit [MPa]	50	88	80
E-Modul [MPa]	1500	1905	1898
Druckfestigkeit [MPa]	–	150	139

**Tab. 4** Die Hauptbestandteile von Orthocryl® LC (Dentaurum)

Stoff	Funktion
Aliphatisches Urethandimethacrylat	Kunststoffmasse
PEG-400-dimethacrylat (Polyethylenglykoldimethacrylat)	Kunststoffmasse
Butandioldimethacrylat	Kunststoffmasse
Pyrogene Kieselsäure	Verbesserung der Konsistenz
Photoinitiatoren	
Stabilisatoren	
Farbpigmente	

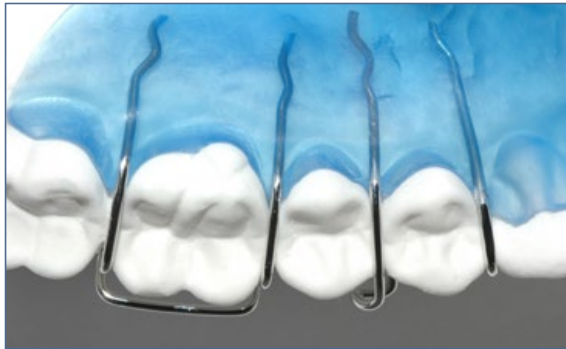
Das gelförmige Orthocryl® LC zeichnet sich durch eine optimale Balance zwischen ausreichender Viskosität und hoher Standfestigkeit aus (Abb. 15). Die verschiedenen Farben (Abb. 16) erlauben sehr individuelle Muster, die mit einem gestreuten Kunststoff so nicht realisierbar sind. Bei der Gestaltung solcher Muster hat man deutlich mehr Zeit, da erst durch die Applikation von Licht (Wellenlänge 400-500 nm) die Polymerisation startet. In einem ausreichend dimensionierten Lichtpolymerisationsgerät dauert dies je nach Apparatur zwischen drei und neun Minuten. Im Vergleich zur Streutechnik muss sich der Techniker nur wenig umstellen, spart jedoch Zeit (s. Tab. 5). Die Materialschrumpfung ist sehr gering, dadurch liegt eine Dehnplatte den Zähnen optimal an (Abb. 17).



**Abb. 15** Das Orthocryl® LC von Dentaureum (rechts) hat beim Auftragen eine deutliche höhere Standfestigkeit als das Triad-Gel (links).



**Abb. 16** Farbspektrum von Orthocryl® LC



**Abb. 17** Orthocryl® LC hat eine geringe Schrumpfung und erreicht dadurch eine hervorragende Passfähigkeit.

**Tab. 5** Zeitersparnis bei der Verarbeitung von Orthocryl® LC am Beispiel einer Dehnplatte

	Orthocryl® LC [min]	Streutechnik [min]
Wässern der Modelle	Entfällt	10-30
Isolierung	1	1
Material auftragen	<2	3-4
Polymerisation	6	20-25
Ausarbeiten & Politur	6	7
Summe:	15	41-67

Bei allen lichthärtenden Kunststoffen, die nicht unter Vakuum polymerisiert wurden, bildet sich eine 25 bis 100 µm dicke Sauerstoff-Inhibitionsschicht. In dieser schmierigen Schicht ist ein Teil des Kunststoffs nicht polymerisiert und wirkt toxisch. Darum muss die Schmier-schicht im Labor entfernt werden. Ohne diese Schicht zeigt das auspolymerisierte Material

keine bzw. eine sehr geringe toxische Wirkung.<sup>43, 47, 62</sup> Deshalb darf Orthocryl® LC nicht direkt im Mund appliziert werden, wo die Inhibitionsschicht nicht vollständig entfernbar ist.

Bei den lichthärtenden Kunststoffen wird UDMA eluiert. Der prozentuale Anteil ist jedoch geringer als das MMA aus den Autopolymerisaten. Dies hat – wie bereits angedeutet – strukturelle Gründe. Das UDMA-Molekül ist wesentlich größer und dadurch unbeweglicher, also schwer eluierbar. Vermutlich spielt auch der Unterschied im Dampfdruck eine Rolle. In den ersten drei Tagen wird der größte Anteil beider Monomere eluiert.<sup>43</sup>

### ***Antimikrobielle Zusätze***

Derzeit sind Kunststoffe im Experimentierstadium, die antimikrobielle Wirkstoffe (Nano-, Mikrosilber, Triclosan) enthalten oder mit Nanopartikeln beschichtet sind. Deren Wirkungen sind noch nicht in allen Details bekannt.<sup>6</sup> Alle zusätzlichen Stoffe im Basismaterial können unter Umständen neben den erhofften Wirkungen auch unerwünschte Nebenwirkungen haben. Es stellt sich die Frage, ob solche Zusatzstoffe notwendig sind, da die Folgen der mikrobiellen Besiedlung bei adäquater Pflege minimierbar sind.

### ***CAD/CAM***

Die Digitalisierung bei der Herstellung von Zahnersatz ist weit voran geschritten, egal ob es sich um additive (z. B. selektives Laserschmelzen, Druck, Stereolithographie) oder substraktive (z. B. Frästechnik) Verfahren handelt. Plattenprothesen lassen sich ebenfalls digital erzeugen. Grundsätzlich sind diese Verfahren auch für die Herstellung von KFO-Apparaturen denkbar. Problematisch ist aber die Integration von Klammern und Dehnschrauben. Hier gibt es noch kein rationelleres Verfahren als die Streutechnik oder die Verwendung lichthärtender Kunststoffe.

### ***Generelle Problematik von Platten***

Bei allen Fortschritten, die die Einführung von Kautschuk und später von verschiedenen Kunststoffen für die Prothetik und Kieferorthopädie brachten, wurden immer wieder ähnliche Probleme beobachtet. Dies sind in erster Linie Irritationen der Schleimhaut. Dabei spielt es für die pathophysiologischen Vorgänge keine Rolle, ob es sich um einen schleimhautbedeckenden Zahnersatz oder eine kieferorthopädische Platte handelt. Sofern dies für beide Therapeutika zutrifft, wird nachfolgend nur von Platten gesprochen. Die Abdeckung natürlicher Hart- und Weichgewebe durch die Platten führt zu völlig neuen Bedingungen in den Biotopen Mundschleimhaut und Zahnoberfläche. Dadurch werden unter anderem die physiologischen Vorgänge der Schleimhaut gestört oder pathologisch verändert. Die Störung wird in erster Linie durch vier Faktoren hervorgerufen:

- die erschwerte Selbstreinigung der Schleimhaut durch Abdeckung
- die Keimbesiedelung
- die von den Platten ausgehende mechanische Reizung
- die chemisch-physikalische Charakteristik der Plattenwerkstoffe.

All diese bekannten Probleme des PMMA lassen sich durch eine adäquate Verarbeitung und Trageweise eliminieren bzw. minimieren.

Bedingt durch die individuellen anatomischen, physiologischen und pathologischen Gegebenheiten<sup>53</sup>, die Anpassungsfähigkeit und die Disposition des Patienten variieren die Konsequenzen des Tragens von Platten bzw. die plattenbedingten Störung zwischen absoluter Toleranz und lokaler oder genereller Intoleranz. In der Kieferorthopädie ist Ersteres die Regel und Letzteres die sehr seltene Ausnahme.

### **Abdeckung der Schleimhaut**

Die Abdeckung der Schleimhaut schafft völlig veränderte Bedingungen für dieses Mikrobiotop.<sup>17, 38</sup> Abhängig von der täglichen Tragedauer der Platte wird zum Beispiel der Abtransport der abgeschilferten Epithelzellreste temporär behindert. Diese Zellreste zerfallen zwischen Platte und Schleimhaut und erzeugen schlechten Geschmack und Mundgeruch. Die Benetzung der Schleimhaut und die Temperaturbedingungen ändern sich. Immer wieder ist auch ein vermuteter Wärmestau unter den Platten in der Diskussion.<sup>5, 17, 34</sup>

Es gilt als gesichert, dass das „Rund um die Uhr“-Tragen schleimhautbedeckender Platten der klassische Prädiktor für das Entstehen einer Prothesenstomatitis ist.

### **Keimbesiedlung**

Die Keimbesiedelung von Platten ist ein altbekanntes Problem. Die mehr oder weniger raue Oberfläche herausnehmbarer Platten, die Mikrostruktur von Autopolymerisaten auf PMMA-Basis und die sich daraus ableitende vergleichsweise hohe Wasseraufnahme ermöglichen per se eine gute Anhaftung von Plaque und Mikroorganismen.<sup>14, 26, 27, 52</sup> Insbesondere Hefepilze lieben das etwas saurere Milieu unter der Platte.<sup>12, 19</sup> Drahtelemente und Dehnschrauben bieten weitere Retentionsflächen. Die Mikroorganismen können außerdem durch die Porositäten zusammen mit dem Wasser in tiefere Schichten der Platte eindringen. Ein deutliches Indiz dafür ist der fötide Geruch, der beim Beschleifen getragener Platten auftritt.

Infolge der mikrobiellen Besiedlung können Stomatitis prothetica und Gingivitis ausgelöst werden. Zudem finden sich die unter den Platten siedelnden Keime regelmäßig auch im Pharynx wieder, von wo sie aspiriert werden. Diese Keime können aber nicht nur Schaden

beim Träger der Platten anrichten, sondern auch Beginn einer Infektionskette von Patient / Praxisteam und Labor werden.<sup>14</sup> Bei gesunden Patienten ist dies kein Problem. Bei eingeschränkter Immunabwehr ist jedoch Vorsicht geboten.<sup>25</sup> Aber nahezu alle mikrobiell ausgelösten Probleme sind allein durch eine dem jeweiligen Zustand angepasste Mund- und Plattenhygiene beherrschbar. Dabei ist die einfachste Maßnahme eine regelmäßige Plattenkarenz. Darüber hinaus existieren ausreichend mechanische und chemische Reinigungs- und Desinfektionsverfahren.

### ***Plattenbedingte mechanische Reizungen***

Herausnehmbare Prothesen und kieferorthopädische Apparaturen unterliegen in der Mundhöhle diversen Kraftangriffen, die zur Bewegung der Platte führen. Hinzu kommt die Inkongruenz zwischen Platte und Kiefer bzw. Zähnen. Diese rein mechanischen Faktoren sind die häufigste Ursache für Reizungen, Hyperämie und Hyperplasie der Schleimhaut.<sup>17, 37, 54</sup>

Die Symptome der mechanischen und chemischen Reizungen<sup>53</sup> sind einander sehr ähnlich, was die Differentialdiagnose erschwert. Da die Prävalenz der mechanisch bedingten Irritationen der Schleimhaut deutlich größer ist, sollte man zunächst diese Dinge abklären.

### **Schlussfolgerung & Tipps für die Praxis**

Orthocryl® und vergleichbare Autopolymerisate zur Herstellung herausnehmbarer kieferorthopädischer Apparaturen werden seit mehr als 50 Jahren erfolgreich genutzt. Die bekannten Risiken der PMMA-Kunststoffe lassen sich durch geeignete Maßnahmen weitgehend vermeiden. Werden die Apparaturen vor Eingliederung wenigstens 24 h in Wasser gelagert und regelmäßig gereinigt, stellt das Material keine Gefährdung für den Patienten dar. Offensichtlich werden chemische und physikalische Reizungen durch die Platten überbewertet. Dennoch ist eine Intoleranz gegenüber einzelnen Bestandteilen des Kunststoffes nicht komplett auszuschließen. Bezogen auf die weltweit mehr als 250 Millionen hergestellten Platten sind die beschriebenen Fälle Ausnahmen und liegen im Promillebereich. Mit dem neuen lighthärtenden Orthocryl® LC steht für solche Patienten eine Alternative zur Verfügung. Darüber hinaus können mit diesem speziell für die Anforderungen der Kieferorthopädie entwickelten Material herausnehmbare Apparaturen noch effizienter hergestellt werden.

Abschließend bleibt festzustellen, dass der Nutzen beim Einsatz von Kunststoffen für kieferorthopädische Apparaturen so groß ist, dass die potentiellen (und beherrschbaren) Risiken in den Hintergrund treten. Obwohl sich sowohl prothetische als auch kieferorthopädische Platten teilweise durch festsitzende Lösungen ersetzen lassen, kommt ihnen doch nach wie vor eine wichtige Rolle zu. Ist die Indikation gegeben und stellt die herausnehmbare Appara-

tur die individuell effizienteste Lösung dar, wäre es entgegen jeder ärztlichen Verantwortung, solche Apparaturen nicht einzusetzen.

### **Danksagung**

Wir möchten uns herzlich bei Herrn Guido Pedroli (Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin am Zentrum für Zahnmedizin der Universität Zürich) bedanken, der uns freundlicherweise die bisher unveröffentlichten Fotos von den historischen kieferorthopädischen Apparaturen (Abb. 1 und 2) zur Verfügung stellte. Unser Dank gilt auch Herrn Frank Möller (Weimar), der uns sein Archiv zur Geschichte der Kieferorthopädie geöffnet hat.

## Orthocryl® – der Beginn einer Erfolgsgeschichte

*Thomas Lietz und Hans-Ulrich Winter im Gespräch mit Jochen Peter Winkelstroeter*

Dentaurum ist das älteste inhabergeführte Dentalunternehmen der Welt. Die Firma wurde 1886 durch den Schweizer Zahntechniker Arnold Biber in Pforzheim gegründet. Nach seinem Tod kaufte im Jahre 1908 Dr. Fritz Winkelstroeter die Firma. Seit dieser Zeit ist Dentaurum (der Name entstand 1923) bis heute ein familiengeführtes Unternehmen geblieben.

Mehr Informationen zur Unternehmensgeschichte von Dentaurum finden Sie auf der Homepage unter: [www.dentaurum.de](http://www.dentaurum.de)



Jochen Peter Winkelstroeter



Die Familie Winkelstroeter im Jahr 1971 (v. l. n. r. Lieselotte, Jochen Peter und Hans Peter).

**Redaktion:** *Herr Winkelstroeter, Sie waren als Enkel von Fritz Winkelstroeter die dritte Generation Winkelstroeter, die die Geschicke von Dentaurum leitete. Von wann bis wann standen Sie der Firma vor?*

**Winkelstroeter:** In die Geschäftsführung von Dentaurum bin ich 1961 eingestiegen und habe das Unternehmen gemeinsam mit meinen Eltern (s. Abb.) geführt. Im Jahre 1968 wurde ich alleiniger Geschäftsführer. Meine Eltern waren dann noch zwei, drei Jahre beratend in der Geschäftsleitung tätig. Bei der Führung des Unternehmens hat mich meine Frau in den ganzen Jahren immer unterstützt. Mein Sohn und mein Schwiegersohn sind 1994 in die Geschäftsleitung eingetreten und wir haben mit diesem Schritt den nächsten Generationswechsel vorbereitet. Bis 2003/2004 war ich noch in der Geschäftsleitung tätig. Heute steht die vierte Generation an der Spitze unseres Familienunternehmens. Darauf bin ich sehr stolz.

**Redaktion:** *Welches waren oder sind aus Ihrer Sicht innovative Produkte, die wesentlich den Erfolg von Dentaureum geprägt haben?*

**Winkelstroeter:** Da wären viele Produkte bzw. Verfahren zu nennen, darum will ich mich nur auf einige konzentrieren. Für mich sind dies bis heute die Einführung der edelmetallfreien Legierungen für die Herstellung von Modellgussprothesen, Kronen und Brücken (heute bekannt als remanium®). Die Herstellung von hochpräzisen Brackets mit Hilfe der MIM-Technik war ein enormer Fortschritt für die Kieferorthopädie. Gepaart mit der patentierten Laserstrukturierung der Klebebasis konnten Brackets in einem Stück hergestellt werden, die auch noch sicher auf dem Zahn haften. Zu nennen wären auch unsere innovativen Einbettmassen, das rematitan®-System und manches mehr. Ein wichtiger Meilenstein war sicherlich auch Orthocryl® und die Streutechnik.

**Redaktion:** *Orthocryl® ist ein gutes Stichwort. Dentaureum brachte diesen PMMA-Kunststoff 1963 auf den Markt und führte die Streutechnik zur Herstellung von herausnehmbaren kieferorthopädischen Geräten ein. War damals abzusehen, dass Dentaureum damit einen solchen enormen und bis heute anhaltenden Fortschritt für die Kieferorthopädie bringen würde?*

**Winkelstroeter:** Das ist nach über 50 Jahren nicht so ganz einfach zu beantworten. In Anbetracht des über fünf Dekaden anhaltenden Erfolges könnte man leichtfertig antworten: Ja, das haben wir geahnt oder gar gewusst. Die Einführung von neuen Materialien und neuen Verarbeitungstechniken ist immer mit einem gewissen Risiko behaftet. Denken Sie nur an viele Materialien und Techniken, die bei ihrer Einführung als hochinnovativ galten und dann doch nach kurzer Zeit wieder in der Vergessenheit versanken. Entweder waren sie doch nicht so innovativ oder sind einfach von der Zeit überholt worden. Insofern erfüllt es mich schon mit Stolz, dass dies bei Orthocryl® und der Streutechnik nicht der Fall war.

Um auf die Frage zurückzukommen: Uns war schon klar bzw. hofften wir, dass wir mit der Einführung von Material und neuer Verarbeitungstechnik für die Herstellung von herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen nicht ganz ohne Erfolg sein werden. Aber ganz ehrlich, dass wir damit so viele Jahre den Markt beherrschen würden, ließ sich nicht ahnen. Danach kamen noch viele vergleichbare Produkte auf den Markt, die unsere Ahnung bestätigten.

**Redaktion:** *Sie sagten, Sie sind 1961 in die Geschäftsleitung von Dentaureum eingestiegen. Orthocryl® ist zwei Jahre später auf den Markt gekommen. Hatten Sie einen persönlichen Anteil an der Einführung von Produkt und Verarbeitungstechnik?*



**Winkelstroeter:** Oh, ja. In aller Bescheidenheit kann ich sagen, dass ich den Stein ins Rollen gebracht habe.

**Redaktion:** *Das ist ja interessant. Wie war das damals bzw. wie kam es dazu?*

**Winkelstroeter:** Dazu muss ich etwas weiter ausholen. Schon als Jugendlicher war mir klar bzw. hatte ich den Wunsch, einmal von meinem Vater, Hans-Peter Winkelstroeter, wie er von meinem Großvater, Fritz Winkelstroeter, die Leitung der Firma Dentaurum zu übernehmen. Mein Vater respektierte und förderte diesen Wunsch. Darum bestand er darauf, dass ich mich zuvor – sozusagen in guter alter Handwerkertradition – in der Welt umsehe. Ich sollte nicht nur im eigenen Hause verstehen und lernen, was es bedeutet und beinhaltet, eine Firma langfristig erfolgreich zu leiten. Einen Teil meiner sozusagen Gesellen- oder Wanderschaftsjahre verbrachte ich in den USA. In den Jahren 1960/61 arbeitete ich bei der Firma Rocky Mountain Orthodontics einen halben Tag. Die andere Hälfte des Tages war ich in einem zahn-technischen Labor bzw. bei einem Kieferorthopäden tätig.

In diesem Labor stellte man unter anderen Aufbisschienen und herausnehmbare Retainer her. Anstatt sie in üblicher Weise in Wachs zu modellieren, in Küvetten einzubetten, auszubrühnen und den PMMA-Kunststoff zu stopfen, nutzte man die Sprühtechnik bzw. was wir heute als Streutechnik bezeichnen. Das heißt, man streute in wiederholten Schritten das Kunststoffpulver direkt auf das Modell und träufelte darüber das Monomer, bis das Pulver gesättigt war. Anschließend kam das Modell mit der mehr oder weniger grob in Kunststoff modellierten Apparatur in einen zum Drucktopf umfunktionierten Schnellkochtopf. Damit war es möglich, eine Menge Arbeitszeit zu sparen. Zum Zweiten waren viele Fehlerquellen eliminiert, die die Küvettentechnik mit sich brachte.

**Redaktion:** *Hatten Sie das zuvor schon woanders gesehen?*

**Winkelstroeter:** Nein, darum hat es mir ja so gefallen. Ich fand diese Verarbeitungstechnik sehr pfiffig und in Europa kannte sie noch niemand. So dachte ich mir, daraus lässt sich etwas machen.

**Redaktion:** *Kamen Sie dann schon mit dem fertigen Produkt im Gepäck aus den USA zurück?*

**Winkelstroeter:** Nein, ganz so einfach war es nicht. Ich hatte die Idee im Kopf, die mich nicht mehr losließ. Nach meiner Rückkehr aus den USA berichtete ich meinem Vater davon. Er



Annonce für Orthocryl® aus dem Jahr 1963

fand die Idee gut und unterstützte die Umsetzung. Zusammen mit einigen Mitarbeitern, insbesondere mit unserem damaligen Entwicklungsleiter, Herrn Schienhammer, arbeiteten wir an der Marktreife von Produkt und Technik.

**Redaktion:** *Was gab es noch zu entwickeln?*

**Winkelstroeter:** Das waren im Wesentlichen drei Dinge. Es galt den Kunststoff zu optimieren, das Verarbeitungsverfahren zu perfektionieren und dafür geeignete Dehnschrauben herzustellen.

Der normale Prothesenkunststoff war für die Anforderungen einer herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparatur und die Verarbeitung in der

Streutechnik nicht ganz optimal. Zu diesem Zeitpunkt hielt die Firma Kulzer noch das Patent für Autopolymerisate. So lag es nahe, mit ihnen am Pulver bzw. der Flüssigkeit zu arbeiten. Gemeinsam schufen wir damals die Basis für das heutige Orthocryl®. Nach Auslauf des Patents wechselten wir den Kooperationspartner.

Bei der Verarbeitung galt es das optimale Verhältnis von Polymer und Monomer zu finden. Das war und ist eine wichtige Voraussetzung für eine hochwertige kieferorthopädische Apparatur. Die Polymerisation unter Druck war ebenfalls wichtig. Darum entwickelten wir einen eigenen Drucktopf, den Polyclav®, der noch heute im Lieferprogramm von Dentaureum ist.

Die Streutechnik warf noch ein ganz anderes Problem auf – das Platzieren der Dehnschrauben im Kunststoff und das Eindringen von flüssigem Kunststoff in das Gewinde. Da kam uns die Idee, die Schrauben mit einem Halter auszustatten, der auch das Gewinde einkapselt und damit schützt. Mit diesem Halter, was heute für jeden Zahntechniker völlig selbstverständlich ist, lösten wir beide Probleme. Den Dehnschraubenhalter entfernt man nach der Polymerisation mit einer Zange.

**Redaktion:** *Wie hat sich Orthocryl® damals am Markt etabliert?*

Es ist natürlich nicht so ganz einfach, eine neue Technik am Markt zu etablieren. Es sei denn, das Verfahren macht die Herstellung effizienter, spart Geld und/oder Zeit. Alles traf für die

Streutechnik und Orthocryl® irgendwie zu. Beides wurde sehr schnell von den Zahntechnikern angenommen. Werbung, Schulungen und Mund-zu-Mund-Propaganda führten zu einer zunehmenden Verbreitung.

Über die korrekte Verarbeitung produzierten wir 1963 einen Schulungsfilm, der heute in einer Kurzfassung wieder in der Mediathek auf der Homepage von Dentaurum zu sehen ist. Nach und nach gab es auch Publikationen in der Fachpresse.<sup>65-67</sup>

Das war im Prinzip der Start für eine Erfolgsgeschichte, die über fünf Dekaden reichte.

**Redaktion:** *Herr Winkelstroeter wir bedanken uns für das Interview und den Einblick in die Produktgeschichte von Orthocryl®.*

## Literaturverzeichnis

1. Andresen V, Häupl K: Funktions-Kieferorthopädie - Die Grundlagen des Norwegischen Systems. Leipzig: Johann Ambrosius Barth, 1945.
2. Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture bases. The effects of varying short curing cycles. Br Dent J 1982;153(12):424-426.
3. Baker S, Brooks SC, Walker DM. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. J Dent Res 1988;67(10):1295-1299.
4. Blankenstein F. Schleimhautsensationen unter Teilprothesen. Zahn Prax 1999;2(2):30-33.
5. Blankenstein F. Materialunverträglichkeit am Patienten und deren Testung - nicht nur eine Frage der Allergie. Quintessenz Zahntech 2005;31(12):1297-1307.
6. Blankenstein F. Alternative Prothesenbasiskunststoffe für Allergiker, Phobiker, Ästheten und Mikrostomiepatienten. Zahntech Mag 2012;16(4):180-187.
7. Boeckler A: Dibenzoylperoxid als potentiell Allergen in Prothesenkunststoffen. Halle: Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, 2003.
8. Breustedt A, Lent E: Stomatologische Werkstoffkunde. Leipzig: Johann Ambrosius Barth, 1978.
9. Büche A: Leitfaden für die Anwendung des Kunststoffnaßverfahrens in der Zahnerhaltungs- und Zahnersatzkunde. München: Apollonia-Verlag G. und F. Schreiber, 1941.
10. Corkill JA, Lloyd EJ, Hoyle P, Crout DH, Ling RS, James ML, et al. Toxicology of methyl methacrylate: the rate of disappearance of methyl methacrylate in human blood in vitro. Clin Chim Acta 1976;68(2):141-146.
11. Danesh G, Lippold C, Ziebur T, Reinhardt K-J, Schäfer E, Ehmer U. In-vitro Untersuchungen zur Eignung lighthärtender Kunststoffe für interokklusale Aufbisschienen. Teil II: Oberflächenhärte. J Orofac Orthop 2006;67(2):138-147.
12. Decelis S, Camilleri S, Zahra EV, Scerri E, De Wever B. The effect of NitrAdine on the Candida levels of maxillary removable appliances. Quintessence Int 2012;43(3):239-245.
13. Literaturangabe fehlt, bitte nachtragen!
14. Diedrich P. Keimbeseidlung und verschiedene Reinigungsverfahren kieferorthopädischer Geräte. Fortschr Kieferorthop 1989;50(3):231-239.

15. Durkan R, Gurbuz A, Yilmaz B, Ozel MB, Bagis B. Effect of autoclave postpolymerization treatments on the fracture toughness of autopolymerizing dental acrylic resins. *J Appl Biomater Funct Mater* 2012;10(1):37-42.
16. Eichner K, Kappert H: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Heidelberg: Hüthig GmbH, 1996.
17. Eisenring RJT: Mikroskopische Untersuchung der bedeckten Mundschleimhaut. München: Carl Hanser Verlag, 1955.
18. Faltermeier A, Rosentritt M, Mussig D. Acrylic removable appliances: comparative evaluation of different postpolymerization methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(3): 316-322.
19. Farronato G, Giannini L, Galbiati G, Cannalire P, Martinelli G, Tubertini I, et al. Oral tissues and orthodontic treatment: common side effects. *Minerva Stomatol* 2013;62(11-12):431-446.
20. Goncalves TS, Morganti MA, Campos LC, Rizzato SM, Menezes LM. Allergy to auto-polymerized acrylic resin in an orthodontic patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(3):431-435.
21. Grünenfelder R. Materialtechnische Untersuchungen von kieferorthodontischen Streupolymerisaten auf Methacrylsäureester-Basis. *Zahntechnik (Zur)* 1989;46(4):292-297.
22. Handwerk O. Ein Kunstgriff bei Kunststoffen - Teil 2. *Dent Lab* 2014;42(5):70-77.
23. Hellak T: Der Restgehalt und das Eluationsverhalten von Restmonomer in verschiedenen dentalen Kunststoffen und deren Polymerisationsumsatzrate. Münster: Rhein. Friedrich-Wilhelms-Universität, 2007.
24. Hensten-Pettersen A, Wictorin L. The cytotoxic effect of denture base polymers. *Acta Odontol Scand* 1981;39(2): 101-106.
25. Hibino K, Wong RW, Hagg U, Samaranayake LP. The effects of orthodontic appliances on *Candida* in the human mouth. *Int J Paediatr Dent* 2009;19(5):301-308.
26. Hopp M, Tietz H-J. Wie relevant sind Mykosen für den Zahnarzt? *ZMK* 1997;13(9):26-36.
27. Hopp M, Tietz H-J. Mykosen in Praxis und Labor. *Quintessenz Zahntech* 2005;31(12):1315 - 1322.
28. Ica RB, Ozturk F, Ates B, Malkoc MA, Kelestemur U. Level of residual monomer released from orthodontic acrylic materials. *Angle Orthod* 2014;84(5):862-867.
29. Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. *Eur J Orthod* 1989;11(3):254-264.
30. Janda R, Greiner K. Kunststoffe für herausnehmbare kieferorthopädische Apparate. *DZW Zahntechnik* 2000;(4): 10-12.
31. Jost-Brinkmann P-G, Süßenberger U, Angeli-Schwarzott C, Miethke R-R. Der Einfluß von Farbstoffen, Glitter und Kalziumfluorid auf das Biege-, Bruch- und Kontraktionsverhalten von kieferorthopädischen PMMA-Kunststoffen. *Kieferorthopädie* 1996;10(1):39-44.
32. Kehlbacher S. Wunschkunststoff für Wunschzahnspangen. *KN* 2014;6(3):20-21.
33. Knischewski F: Materialien der Zahntechnik. Berlin: Verlag der Deutschen Arbeitsfront G.m.b.H., 1932.
34. Köning K. Die Restmonomerabgabe bei kieferorthopädischen Apparaten aus schnellhärtendem Kunststoff. *Dtsch Stomatol* 1966;16(11):816-824.
35. Kopperud HM, Kleven IS, Wellendorf H. Identification and quantification of leachable substances from polymer-based orthodontic base-plate materials. *Eur J Orthod* 2011;33(1):26-31.
36. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 1982;3(3):155-159.

37. Langer H. Die Einwirkung von Plattenprothesen auf die Mundschleimhaut. Zahnärztliche Rundschau 1956;65(5):107-112.
38. Langer H. Die Prothesenintoleranz der Mundschleimhaut. Dtsch Zahnärztl Z 1960;15(11):849-852.
39. Lietz T, Kehlbacher S. Premiere im Rampenlicht – der erste lichthärtende Kunststoff für KFO-Platten. DZW 2014;(5):12-14.
40. Nik TH, Shahroudi AS, Eraghihazadeh Z, Aghajani F. Comparison of residual monomer loss from cold-cure orthodontic acrylic resins processed by different polymerization techniques. J Orthod 2014;41(1):30-37.
41. Orthocryl - Polyclav - FKO-Fixator. Neuentwicklungen für fortschrittliche Arbeitsmethoden in der kieferorthopädischen Kunststofftechnik. Zahntechnik (Zur) 1965;23(2):103-107.
42. Reichl FX. No-Touch-Technik. Quintessenz Zahntech 2014;40(3):341-342.
43. Rose E, Bumann J, Jonas I, Kappert HF. Beitrag zur biologischen Beurteilung kieferorthopädischer Kunststoffe. Bestimmung der Restmonomerabgabe und der Zytotoxizität. J Orofac Orthop 2000;61(4):246-257.
44. Rossiwall B, Newesely H, Bartels R. Verarbeitung und Bewertung von KFO-Autopolymerisaten. Fortschr Kieferorthop 1984;45(5):403-413.
45. Ruyter IE. Release of formaldehyde from denture base polymers. Acta Odontol Scand 1980;38(1):17-27.
46. Ryguschik G. Orthocryl-Technik für Kieferorthopädie. Zahnärztl Rundsch 1968;77(3):86-87.
47. Schendel KU, Lenhardt M, Fusenig NE, Komposch G. Testung der Toxizität von in der Kieferorthopädie verwendeten Kunststoffen. Fortschr Kieferorthop 1992;53(5):263-272.
48. Schendel KU, Erdinger L, Komposch G, Sonntag H-G. Untersuchung kieferorthopädischer Materialien im HET-CAM-Test auf schleimhautreizende Wirkung. Fortschr Kieferorthop 1994;55(1):28-35.
49. Schendel KU, Erdinger L, Komposch G, Sonntag H-G. Neonfarbene Kunststoffe für kieferorthopädische Apparaturen - Untersuchungen zur Biokompatibilität. Fortschr Kieferorthop 1995;56(1):41-48.
50. Schmuth GPF: Kieferorthopädie I. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1994.
51. Schuster G, Reichele R, Bauer RR, Schopf P. Allergien durch orthodontische Legierungen. Häufigkeit und Auswirkungen auf die Behandlung. Journal of Orofacial Orthopedics 2004;65(1):48-59.
52. Staegemann G. Die geweblichen Reaktionen der Mundschleimhaut auf den Kontakt mit Prothesen. Dtsch Stomatol 1955;5(2):73-84.
53. Staegemann G. Wechselbeziehungen zwischen Prothese und Mundschleimhaut. Dtsch Stomatol 1958;8(9):518-530.
54. Staegemann G. Der Prothesenschaden der Schleimhaut im histologischen Bild. Dtsch Zahnärztl Z 1960;15(14):1061-1065.
55. Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. Dent Mater 1985;1(4):135-138.
56. Strübig W: Geschichte der Zahnheilkunde - Eine Einführung für Studenten und Zahnärzte. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1989
57. Sztele R: Herstellung kieferorthopädischer Apparate. Berlin: VEB Verlag Volk und Gesundheit, 1963.
58. Tanzer G: Fortschritte in der Prothetik. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag, 1950.
59. Tschernitschek H, Wolter S, Körner M. Allergien auf Zahnersatzmaterialien. Occup Environ 1998;46(244-248).
60. Weber G. Die rationale Orthocryltechnik. Quintessenz 1969;20(10):93-95.
61. Welker D. Dentalwerkstoffe: toxikologische und allergologische Risiken für Zahntechniker und Patient. Quintessenz Zahntech 2005;31(12):1289-1296.

62. Zentner A, Sergl H-G, Kretschmer A. Eine In-vitro-Untersuchung zweier in der Kieferorthopädie verwendeter Kunststoffe auf Zelltoxizität. *Fortschr Kieferorthop* 1994;55(6):311-318.
63. Zimehl R. PMMA - Gestern, Heute und Morgen - Teil 1. *Dent Lab* 2014;62(6):72 -77.
64. Zimehl R. PMMA - Gestern, Heute und Morgen - Teil 2. *Dent Lab* 2014;62(7):78-81.
65. Orthocryl - Polyclav - FKO-Fixator. Neuentwicklungen für fortschrittliche Arbeitsmethoden in der kieferorthopädischen Kunststofftechnik. *Zahntechnik (Zur)* 1965;23(2):103-107.
66. Rehak R. [Clinical experiences with Orthocryl technic for orthodontics]. *Bl Zahnheilkd* 1966;27(12):172-176.
67. Ryguschik G. Orthocryl-Technik für Kieferorthopädie. *Zahnarztl Rundsch* 1968;77(3):86-87.

Abstract:

Orthocryl® und vergleichbare Autopolymerisate zur Herstellung herausnehmbarer kieferorthopädischer Apparaturen werden seit mehr als 50 Jahren erfolgreich genutzt. Die bekannten

Risiken der PMMA-Kunststoffe lassen sich durch geeignete Maßnahmen weitgehend

vermeiden. Werden die Apparaturen vor Eingliederung wenigstens 24 h in Wasser gelagert

und regelmäßig gereinigt, stellt das Material keine Gefährdung für den Patienten dar. Offensichtlich

werden chemische und physikalische Reizungen durch die Platten überbewertet.

Dennoch ist eine Intoleranz gegenüber einzelnen Bestandteilen des Kunststoffes nicht komplett

auszuschließen. Bezogen auf die weltweit mehr als 250 Millionen hergestellten Platten

sind die beschriebenen Fälle Ausnahmen und liegen im Promillebereich. Mit dem neuen

lichthärtenden Orthocryl® LC steht für solche Patienten eine Alternative zur Verfügung. Darüber

hinaus können mit diesem speziell für die Anforderungen der Kieferorthopädie entwickelten

Material herausnehmbare Apparaturen noch effizienter hergestellt werden.

Abschließend bleibt festzustellen, dass der Nutzen beim Einsatz von Kunststoffen für kieferorthopädische

Apparaturen so groß ist, dass die potentiellen (und beherrschbaren) Risiken

in den Hintergrund treten. Obwohl sich sowohl prothetische als auch kieferorthopädische

Platten teilweise durch festsitzende Lösungen ersetzen lassen, kommt ihnen doch nach wie

vor eine wichtige Rolle zu. Ist die Indikation gegeben und stellt die herausnehmbare Apparatur die individuell

effizienteste Lösung dar, wäre es entgegen jeder ärztlichen Verantwortung,

solche Apparaturen nicht einzusetzen.