Herstellung weicher Otoplastiken im Cast Verfahren

Dr. rer. nat Bernhard Köhler, Detax

Das Rapid-Prototyping wurde ursprünglich zur schnellen und effektiven Herstellung von Modellen und Prototypen eingesetzt. Durch den Einsatz unterschiedlichster Verfahren ist die Werkstoffpalette nicht nur auf Kunststoffe beschränkt, sondern umfasst auch Metalle, Keramiken und andere. Mittlerweile werden die immensen Möglichkeiten auch im Produktionsrahmen genutzt, und erste Geräte für die Nutzung beim Endverbraucher sind auf den Markt gekommen. Auch der Bereich der Medizinprodukte profitiert vom Potential dieser Verfahren, besonders im Bereich der Hörgeräte-Versorgung haben diese beim Bau von Hörgeräteschalen und Otoplastiken Einzug gehalten.

Die klassische Herstellung von Otoplastiken beruht auf einem mehrstufigen Prozess, beginnend mit der Abformung des (äußeren) Gehörganges mittels eines geeigneten Abformmaterials. Hier haben sich insbesondere kalthärtende, additionsvernetzende Silikone bewährt. In einem zweiten Schritt wird eine Negativform erzeugt. Die Wahl des dafür zu verwendenden Materials ergibt sich aus der Bauform, bzw. dem Herstellverfahren und dem Material der Otoplastik. Dafür stehen beispielsweise Gips, Agar-Agar oder Silikone zur Verfügung. Anschließend werden die Negative mit unvulkanisiertem Material ausgegossen, polymerisiert und die Otoplastik ausgearbeitet (PNP-Verfahren). Selbstverständlich lassen sich sehr gute Ohrpassstücke mit diesem Verfahren produzieren. Allerdings müssen dabei einige Nachteile in Kauf genommen werden:

- Die einzelnen Schritte sind recht zeitaufwändig (Aufwachsen der Abformung, Isolierung der Komponenten, Polymerisationszeiten, Nachbearbeitung).
- Verschiedene Materialien zeigen ein unterschiedliches Dimensionsverhalten beim Aushärten (Polymerisationsschrumpf, Gipsexpansion).
- Das Ergebnis der Arbeit ist individuell vom Bearbeiter abhängig.

Um die Nachteile der handwerklichen Otoplastikherstellung zu eliminieren und den Vorgang reproduzierbarer, weniger zeit- und arbeitsintensiv zu gestalten, sowie die Passgenauigkeit zu optimiern, wurden Verfahren zur generativen Herstellung aus dem Rapid-Prototyping entwickelt.

Im Allgemeinen dient als Basis ein virtuelles 3D-CAD-Modell. Dieses wird in einer Raumrichtung in zweidimensionale Schichten zerlegt, welche dann auf einer Bauplattform wieder schichtweise zum Otoplastik-Rohling aufgebaut werden.

Verschiedene Rapid-Prototyping-Verfahren kommen in der Audiologie zu Einsatz [Voogdt 2013], wobei die für die Cast-Technik relevanten näher beschrieben werden:

- Selektives Laser Sintern für Thermoplasten
- Multi Jet Modeling
- Laser Melting-Verfahren
- Stereolithografie: Die Stereolithografie ist ein Verfahren zur Herstellung dreidimensionaler Kunststoff-Objekte. Sie basiert auf einer Photopolymerisation, bei der eine flüssige Harz-Lösung unter Lichteinfluss zu einem festen Polymer umgesetzt wird. Wie bereits erwähnt, werden die zu bauenden, dreidimensionalen, virtuellen Objekte in einer Raumrichtung in Schichten definierter Höhe (diese betragen bei gängigen Geräten in der Hörgeräte-Industrie zwischen 25 und 100 µm) zerlegt. Man erhält eine Serie von Konturen bzw. Flächen, aus denen nun das Objekt zusammengesetzt wird. Die Initiierung der Polymerisation erfolgt durch einen Laser. Über eine Spiegel-Optik gesteuert, werden die Koordinaten der zu polymerisierenden Punkte der Schicht sequentiell bestrahlt. Nach dem Fertigstellen einer Schicht wird die Bauplattform etwas nach unten abgesenkt, so dass zwischen die Oberfläche und der polymerisierten Schicht eine neue Schicht Harzlösung nachfließen kann. Der Polymerisier-/Senkvorgang für jede einzelne Schicht wird dann bis zur Fertigstellung des gesamten Bauteils wiederholt [Corbel 2011]
- Digital Light Processing (DLP): Das DLP Verfahren ist ein von Texas-Instruments entwickeltes Projektionsverfahren, welches vor allem für Videoprojektoren, aber auch für das Rapid-Prototyping Verwendung findet. Bei dieser Anwendung handelt es sich ebenfalls um eine schichtweise Fotopolymerisation. Allerdings werden die einzelnen Schichten jeweils als Bitmap-Maske auf einen Lichtstrahl aufmoduliert.

Die Übertragung der CAD-Daten auf die (reale) Harzlösung erfolgt über ein DMD (Digital-Mirror-Device), eine rechteckige Anordnung von klappbaren Mikrospiegeln. Die Anzahl der Spiegel ergibt die Auflösung des DMD, Standard ist eine Auflösung von 1400 x 1050 Pixel. Die Belichtung erfolgt über eine LED. Häufig taucht die Plattform von oben in das Harz ein, während von unten belichtet wird, es sind jedoch auch DLP-Printer am Markt, die die Belichtungseinheit oben haben. Nach erfolgter Belichtung einer Ebene wird dann die Plattform um die Dicke einer Schicht nach oben bzw. unten bewegt, damit Harzlösung nachfließen kann.

Die oben beschriebenen Verfahren sind insbesondere zur Herstellung von harten Otoplastiken geeignet. Diese bestehen in aller Regel aus hochverzweigten (Meth-)acrylat-Kunststoffen. Allerdings kann aus bestimmten Gründen ein weiches Otoplastikmaterial angezeigt sein:

- Kunden bevorzugen weiche Ohrpassstücke aufgrund der angenehmeren Trageeigenschaften.
- In der Pädaudiologie werden weiche Otoplastiken bevorzugt.
- Bei festem, starren Knorpel- und Bindegewebe können sich solche Materialien besser dem Gewebe anpassen.
- Beim Auftreten von Unverträglichkeiten gegenüber Acrylat-Derivaten

Als weiche Materialien mit ausgezeichneter Biokompatibilität haben sich zwei Materialklassen etabliert:

Die wichtigsten Vertreter für weiche Otoplastiken sind die additionsvernetzenden Silikone. Eine detaillierte Beschreibung erfolgt in einem späteren Kapitel.

Zum anderen sind dies Polyurethane (Thermo-Tec®). Polyurethane werden in der einfachsten Form durch eine Polyadditionsreaktion aus Diisocyanaten und Diolen (Abbildung 1 zeigt schematisch die Synthese eines Polyurethans) oder, um vernetzte Strukturen zu erhalten, auch unter Verwendung von dreiwertigen Alkoholen, hergestellt.

Da die Materialien dieser beiden Gruppen weder thermoplastisch verarbeitbar noch photopolymersierbar sind, ist diese Art der Ohrpassstück-Herstellung mit den gängigen Rapid-Prototyping-Verfahren nicht realisierbar. Sie lassen sich allenfalls durch 3D-Fräsen verwirklichen. Allerdings sind hier durch den weichen Charakter, der sich temperaturbedingt bei der Bearbeitung noch verstärkt, und dem Ausbilden von Schmierschichten Grenzen gesetzt.

Abbildung 2: Ablaufschema zur generativen Fertigung von weichen Otoplastiken

Um sich die Vorteile der generativen Verfahren trotzdem nutzbar zu machen, wird ein zusätzlicher Schritt implementiert. Im Rapid-Prototyping-Verfahren werden dabei Negativ-Formen, die zuvor aus einer gescannten Abformung mittels einer Software modelliert wurden, gebaut. Diese werden dann mit geeigneten Otoplastiksilikonen befüllt.

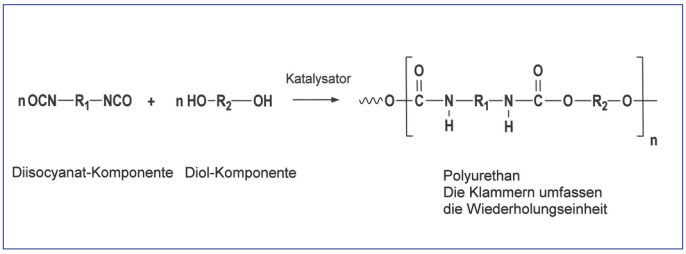

Abbildung 1: Synthese eines Polyurethans

Anwendungsclip

YouTube

https://youtu.be/RmunySspmts — *luxaprint® 3D cast*

https://youtu.be/0RHmxYDTOCs — *Cast Separator*

https://youtu.be/lHvsYVfKeGg — *detax softwear®*

Die einzelnen Schritte der generativen Fertigung von Otoplastiken sollen im Folgenden genauer betrachten werden. Ein Ablaufschema befindet sich in Abbildung 2. Der abgedruckte QR-Code verlinkt auf den luxaprint® 3D cast Videoclip. Hier können Sie sich umfassend über den Ablaufprozess der Cast-Technik informieren

1. Schritt: Abdrucknahme

Die Abdrucknahme erfolgt in den meisten Fällen wie beim klassischen PNP-Verfahren mittels eines Silikonabformmaterials. Ob nun eine Knetmasse oder ein Kartuschenmaterial verwendet wird, bleibt prinzipiell dem Anwender überlassen. Die Dimensions-Unterschiede, die etwa durch einen gewissen Druckaufbau bei der Abformung im Gehörgang entstehen, können bei der späteren Bearbeitung am Rechner miteinbezogen werden. Allerdings besitzen Kartuschenmaterialien Vorteile gegenüber den Knetmassen [Kunz 2010]. Neben der immer einheitlichen Dosierung erzielen sie eine höhere Präzision, da sie bei der Applikation noch vollständig plastisch sind, und Knetmassen während des Misch- und Applikationsvorganges schon in gewissem Umfang vorvernetzen. Der Druckaufbau erfolgt bei der Knetmasse allseitig, was im Endeffekt zu einer vergrößerten Otoplastik führt. Wird die Abformung völlig drucklos (z.B. mit den universell einsetzbaren Kartuschenabformmaterialien addition ultra oder addition spectra der Firma Detax) genommen, entsteht ein sehr genaues Abbild des Gehörganges. Die Abdichtung kann dann im nachfolgenden Modellierschritt mit einbezogen werden. Anforderungen bezüglich der Farbe des Abformmaterials spielen bei modernen Scannern mittlerweile eine untergeordnete Rolle.

Bereits seit längerer Zeit existieren Bestrebungen, die Abdrucknahme durch einen Scan-Prozess zu ersetzen. Dazu gibt es einige Entwicklungen (z.B. das Lantos System) [Keibel 2012]. Diese konnten sich aus verschiedenen Gründen nicht durchsetzen. Der wichtigste Aspekt hierbei ist die Unterscheidung zwischen knöchernem und weichem Gewebe, der durch die Verwendung von plastischem Material wiedergegeben wird.

2. Schritt: Scan-Vorgang

Nach dem Abformen des Gehörganges wird die Abformung zunächst desinfiziert und überprüft. Treten hierbei kleinere Defekte, wie Fehlstellen oder Dellen auf, so kann dies in einem späteren Schritt über die Bearbeitungssoftware kompensiert werden. Wie bei der PNP-Technik wird entsprechend der Anwendung die Länge des Gehörgangszapfens individuell festgelegt und gekürzt [Voogdt 2013]. Dann wird die tiefste Stelle der Abformung gekennzeichnet und parallel zur Anzeichnung abgeschnitten.

Mit dem 3D-Scanner wird nun eine digitale 3D-Grafik erzeugt. Die Oberfläche des Abdrucks wird durch die anschließende Triangulation in Form kleinster, miteinander verbundener Dreiecke dargestellt und als s.g. STL-File (Surface Tesselation Language) gespeichert.

3. Schritt: Modellieren

Der nun folgende Modellier-Schritt stellt die eigentliche digitale Realisierung der Otoplastik dar, beziehungsweise und dies ist bei der Cast-Technik die Besonderheit, eine digitale Negativform. Dabei erfüllt die Software (wie z.B. Secret Ear Designer von Cyfex, Abbildung 3) eine Reihe von Aufgaben:

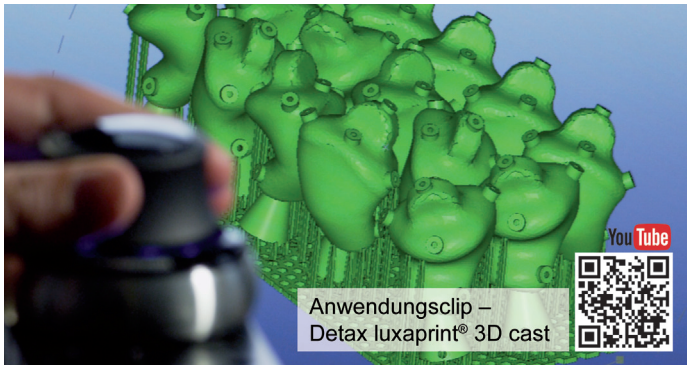

Abbildung 3: Laden der CAD-File für den Printjob

- Verschiedenste Formen wie Ringe, Spangen, Krallen Stöpsel können dargestellt werden. In Abbildung 4 sind einige Formen als Cast, gefüllte Cast-Form und als fertiges Ohrpassstück zu sehen.
- Platzhalter für den Schall-bzw. Venting Schlauch werden integriert.
- Für Gehörschutz-Otoplastiken können Platzhalter für den Filter eingebaut werden.
- Der Volumenschrumpf bei der Polymerisation des Abform- und Otoplastikmaterials wird kompensiert.
- Zur besseren Abdichtung kann am oberen Tragus und in der Nähe der incisurae anterioris eine geringfügige Verstärkung eingebaut werden.
- Es werden die Support-Strukturen „angebaut“. Dazu gehört das Stützgerüst, an dem die Cast-Formen mit der Plattform verbunden sind. Weiterhin ein trichterförmiger Stutzen, durch den später das Material eingefüllt wird. Zum anderen Entlüftungsöffnungen, die so gesetzt werden müssen, dass ein vollständiges Befüllen der Cast-Form möglich ist und keine Luftbläschen eingeschlossen werden.

Abbildung 4: Verschiedene Ohrpassstücke (Gehörschutz mit Platzhalter für Filter, Ringe, Stöpsel mit Griffmulde)

- Je nach Größe der Bauplattform können mehrere Cast-Formen gleichzeitig gebaut werden. Die Anordnung erfolgt ebenfalls mit der Modelliersoftware.
- Die Daten werden gespeichert, so dass im Falle einer unzureichenden Passung einfach Korrekturen vorgenommen werden können.

4. Schritt: Bauprozess

Der Bauprozess bei der generativen Cast-Technik findet meist im Stereolithografie- oder DLP-Verfahren statt. Im Folgenden werden die Grundlagen der Photoplymerisation, sowie einzusetzende Komponenten beschrieben. Diese finden zum allergrößten Teil nach einem radikalischen oder kationischen Mechanismus statt. Die häufig verwendeten (Meth-)acrylate lassen sich hierbei aufgrund der ihrer chemischen Natur nur radikalisch härten. Die radikalische, lichtinduzierte Polymerisation läuft nach einem mehrstufigen Mechanismus ab [Lechner 2010]. Den ersten Schritt nennt man Radikalbildung. Durch Belichten eines Photoinitiator-Systems entstehen Start-Radikale. Hierfür wurden zahlreiche Systeme entwickelt, wobei vor allem die Wellenlänge des, von der verwendeten Lichtquelle emittierten Lichtes, entscheidend ist. Da die Belichtung eines Pixels nur sehr kurz stattfindet, muss das Material hier bei der eingestrahlten Wellenlänge eine besonders starke Absorption aufweisen. Anders ausgedrückt sollte der gewählte Photoinitiator bei der eingestrahlten Wellenlänge ein Absorptionsmaximum besitzen. Der zweite Schritt stellt den Initiierungsschritt dar. Das im ersten Schritt gebildete Radikal lagert sich an die Doppelbindung eines Monomers an, wobei wiederum ein um das Monomer verlängertes Radikal entsteht. Im dritten Schritt, dem Kettenwachstum reagiert das Initiator/Monomer-Radikal mit weiteren Monomeren. Dieser Vorgang wird vielfach wiederholt, wobei ein Polymer entsteht.

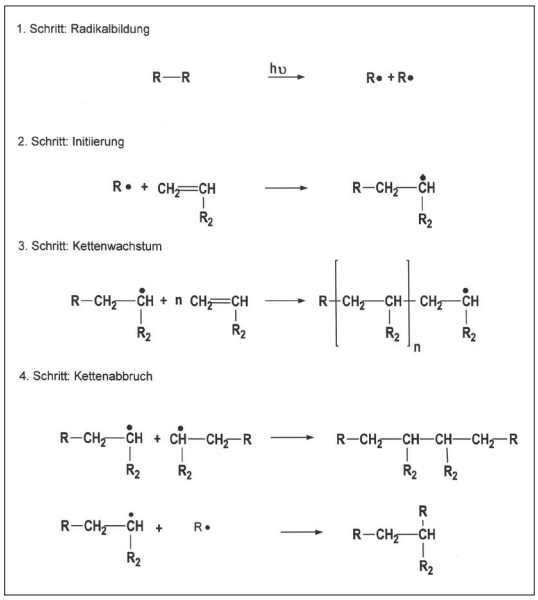

Abbildung 5: Mechanismus der radikalischen Photopolymerisation

Ein Abbruch der Kettenwachstumsreaktion findet statt, wenn zwei Radikale aufeinander treffen. Dies können sowohl Ketten als auch Initiator-Radikale sein. (Abbildung 5 zeigt schematisch den Mechanismus der radikalischen Photopolymerisation). Die Reaktionsgeschwindigkeiten zum Kettenaufbau sollten sehr hoch sein. Man erreicht dies mittels multifunktioneller Monomere und Oligomere. Daneben kann der Chemiker durch die Wahl geeigneter Monomere die mechanischen Eigenschaften (E-Modul, Biegebruch, Härte) gezielt einstellen. Beispiele für solche Monomere/Oligomere können Urethandimethacrylate (1), auf Bisphenol A-basierende Dimethacrylate (2), Reaktionsverdünner oder höher funktionelle Methacrylate, wie das Trimethylolpropantrimethacrylat (3), sein (siehe Abbildung 6) [Fouassier 2012].

In dem nun folgenden Bauprozess werden die Cast-Formen schichtweise aufgebaut. Die Auflösung in z-Richtung wird durch den Drucker bestimmt. Diese liegt in der Regel für Cast-Formen bei 100 µm. Für das eingesetzte Photoharz-Material (z. B. luxaprint® 3D cast, Detax) müssen die benötigten Bauparameter in der Druckersoftware hinterlegt sein. Es sind Drucker, die mit einer Lichtquelle im nahen UV-Bereich (ca. 380 nm) oder auch im sichtbaren Bereich (ca. 405 nm) arbeiten, erhältlich. Auf der Bauplattform wird nun eine dünne 2D-Schicht des Harzes aufgebracht und exakt an den zu polymerisierenden Punkten belichtet.

Anschließend wird die Bauplattform je nach Verfahren nach oben oder unten bewegt, eine neue Harzschicht fließt nach und wird wiederum belichtet. Hierbei ist die extra niedrige Viskosität, die einen effektiven Materialfluss gewährleistet, wichtig. Auf diese Weise wird das zu fertigende Objekt Schicht für Schicht gebaut. Der Polymerisationsumsatz ist nach dem Belichten der jeweiligen Schicht noch nicht vollständig, d. h es bleiben an der Polymerschicht noch reaktive Gruppen zurück. Dies ist jedoch notwendig um einen Verbund zur nachfolgenden Schicht generieren zu können. Zunächst wird dabei ein Stützgerüst gebaut, an dem die Cast-Form angebaut wird. Um die vorhandene Hardware noch effektiver zu nutzen und den Bauprozess so effektiv wie möglich zu gestalten, ist es möglich, mehrstöckige Anordnungen der Cast-Formen herzustellen (Abbildung 7: mehrstöckiger Aufbau aus luxaprint® 3D cast). Nach Beendigung des Bauprozesses wird die Bauplattform entnommen. Im Anschluss werden die Cast-Formen, deren

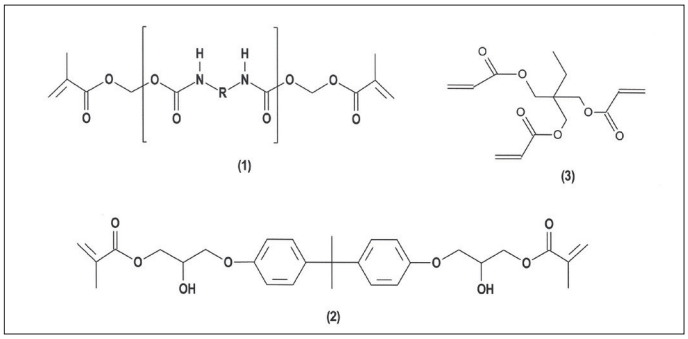

Abbildung 6: Beispielhafte monomere bzw. oligomere Bestandteile eines Fotoharzes

Wände noch mit nicht ausgehärtetem Harz benetzt sind, nachgewaschen. Da, wie bereits erwähnt der Polymerisationsumsatz noch nicht vollständig ist, wird die Bauplattform in einer Lichtbox nachbelichtet.

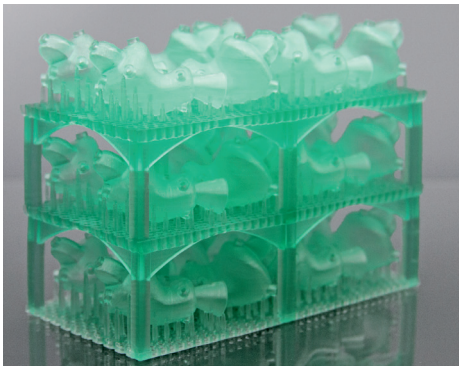

Abbildung 7: Mehrstockprint aus luxaprint® 3D cast

5. Schritt: Ausgießen mit Silikon

Zur Herstellung von Otoplastiken in der Cast-Technik werden in der Regel zweikomponenten-raumtemperaturvernetzende Silikon-Kautschuke (RTV-2) verwendet, die auf dem Polydimethylsiloxan (PDMS) basieren. Es besteht aus kettenförmigen Molekülen, die aus alternierenden Silicium- und Sauerstoffatomen aufgebaut sind, wobei an die Siliciumatome jeweils zwei Methylgruppen gebunden sind. Polydimethylsiloxane sind in einem sehr weiten Molekulargewichtsbereich flüssig. Um sie zu gummiartigen, elastischen Massen zu vernetzen, muss das PDMS reaktive Gruppen besitzen. Aufgrund verschiedener Vorteile hat sich der additionsvernetzende Mechanismus durchgesetzt. Als Reaktionspartner dienen hier α,ω-vinyl-terminierte PDMS und ein Vernetzer, bei dem ein Teil der Methylgruppen entlang der Polymer-Kette statistisch durch Wasserstoff ersetzt ist (Methylhydrogensiloxan-Einheiten). Die Vernetzung erfolgt durch eine platinkatalysierte Addition der Hydrogensiloxan-Gruppe an die Doppelbindung des Vinyl-PDMSs, die so genannte Hydrosilylierung (Abbildung 8).

Vinylpolymere von unterschiedlichen Molekulargewichten und auch Vernetzer mit verschiedenen Hydrogensiloxan-Anteilen sind erhältlich. Dadurch lässt sich eine große Bandbreite an Vernetzungsdichten realisieren. Als weitere Komponenten enthalten Silikonformulierungen Füllstoffe, nichtreaktive PDMS, Pigmente und weitere Zusätze. Als Füllstoffe haben sich die pyrogenen Kieselsäuren durchgesetzt. Erst durch die Wechselwirkung dieser Kieselsäuren mit dem Silikonnetzwerk werden die hervorragenden mechanische Eigenschaften erreicht. Betrachtet man die Anforderungen an Silikone zur Otoplastikherstellung, so muss zunächst die Art der Herstellung analysiert werden. Soll eine Direktanpassung vorgenommen werden, muss das Material im unausgehärteten Zustand eine gute Standfestigkeit besitzen, soll aber bei der Applikation dennoch gut fließen. Ein solches Verhalten zeigt Detax direct mold. Bei der PNP-Technik ist eine niedrige Viskosität ideal, um alleine unter dem Atmosphärendruck (oder im Drucktopf) die Luft im Negativ zu verdrängen. Die Anforderungen an ein Silikon für die Cast-Technik sind eine Kombination aus beiden, wie später noch zu diskutieren ist. Auch die Verarbeitungs- und Abbindezeit sind anwendungsabhängig. Bei der Direktmethode wird eine möglichst geringe Ohrverweildauer wegen des Patientenkomforts gewünscht. Soll das Material im Drucktopf gehärtet und mehrere Formen nacheinander gefüllt, ist eine möglichst lange Verarbeitungszeit notwendig, damit das Material beim Anlegen des Drucks noch ausreichend plastisch bleibt.

Die Härte des Silikons richtet sich nach der Anwendung. Standardhärten sind 25 Shore A, etwa für Schlaf-Otoplastiken, 40 und 60 bzw. 70 Shore A, für Hörgeräte- oder Gehörschutz-Otoplastiken, abhängig von der Bauform. Wichtig dabei ist, dass das Material dauerhaft weich bleibt. Erwähnenswert ist, dass Otoplastiksilikone keine „herkömmlichen", niedermolekularen Weichmacher (wie beispielsweise die Alkylphthalate) enthalten sollten, welche wegen ihrer Neigung zur Migration zum allmählichen Verhärten neigen (z.B. earflex® rainbow, detax softwear®, Abbildung 9). Darüber hinaus sind diese als gesundheitlich bedenklich einzustufen. Ein wichtiges Kriterium sind die mechanischen Eigenschaften. Ohrpassstücke werden täglich eingesetzt und wieder entnommen. Sie müssen daher dauerhaft elastisch sein und möglichst hohe Reiß- und Weiterreißfestigkeiten aufweisen. In Abbildung 10 ist ein Prüfkörper eines Otoplastiksilikons (earflex® 40 Shore A) bei der Zugprüfung dargestellt, um die hervorragenden mechanischen Eigenschaften zu demonstrieren. Die Dehnung beträgt im rechten Bild ungefähr 350%, ohne dass es zum Riss kommt.

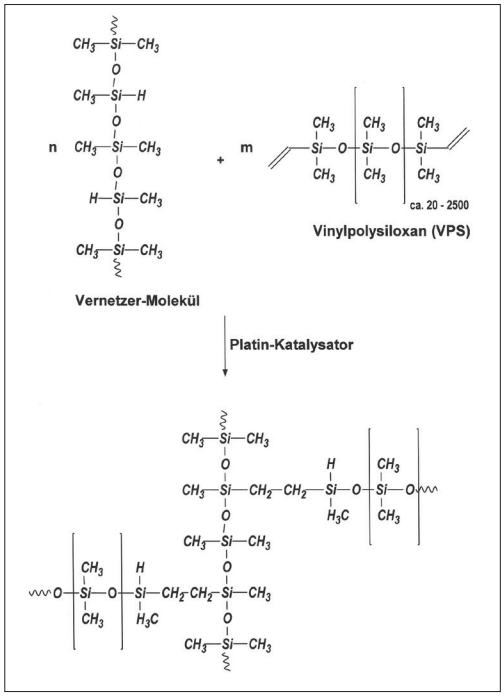

Abbildung 8: Hydrosilylierungsreaktion

Durch den schichtweisen Aufbau sind in der Cast-Form die Baustufen zu erkennen. Diese werden von den hochpräzisen Silikonmaterialien abgebildet, so dass sie auf der Otoplastik zu erkennen wären.

Um diesen Effekt zu vermindern und das spätere Trennen von Cast-Form und Otoplastik zu erleichtern, kann die Form mit einem Trennmittel benetzt werden, z.B. Cast Separator (hilfreiche Anwendungstipps finden Sie im passenden Videoclip: direkt über den QR-Code oder

Abbildung 9: Farbbeispiele earflex® 40 Shore A

unter https://youtu.be/0RHmxYDTOCs). Die so vorbereitete Form wird nun mit dem Silikon gefüllt. Dabei hält man den Einfülltrichter nach unten und dreht die Form während des Befüllens langsam um die Längsachse, um die Luft vollständig zu verdrängen und keine Luftbläschen einzuschließen (Abbildung 11, alles Wesentliche zum Befüllen von Gussformen zeigt der detax softwear® Videoclip -> einfach QR-Code abscannen oder unter https://youtu.be/lHvsYVfKeGg). Bei der Cast-Technik spielt das rheologische Verhalten des Silikons eine besondere Rolle. Einerseits muss es sehr fließfähig sein, um die gesamte Form defektfrei auszufüllen, andererseits muss es ausreichend standfest sein, um nicht aus den Entlüftungsöffnungen zu fließen. Ein solches Verhalten nennt man strukturviskos oder scherverdünnend, d. h. mit steigender Scherbelastung nimmt die Viskosität ab [Mezger 2012]. Idealerweise stimmt der Anwender den Durchmesser der Entlüftungsöffnungen bereits in der Software mit dem rheologischen Verhalten des Silikons ab.

Nach dem vollständigen Aushärten des Silikon-Kautschuks wird die Form zerbrochen und der Silikonrohling freigelegt. Nach dem Entfernen der Überstände aus den Supports kann die Otoplastik nun lackiert werden, so dass eine vollständig glatte Oberflächenstruktur entsteht (Abbildung 12). Die Otoplastik kann nun entsprechend ihrer Anwendung weiterverarbeitet werden.

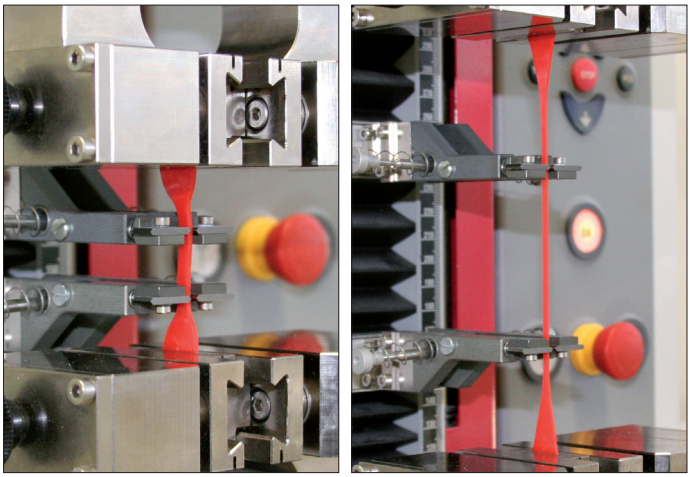

Abbildung 10: Zugprüfung earflex® 40 im Ausgangszustand und bei einer Dehnung um 350%

Zusammenfassung

Auch für weiche Otoplastiken aus Silikon- oder Polyurethanen lassen sich die Vorteile, die das Rapid-Prototyping bietet, nutzen. Durch einen 3D-Bauprozeß können unterschiedlichste Cast-Formen, die durch eine CAD-Software mit Hilfskonstruktionen (Platzhalter für Filter, Griffe …) ausgestattet sind, effektiv konstruiert werden. Diese werden dann mit geeigneten, weich-elastischen Materialien ausgegossen.

Abbildung 11: Befüllen der Cast-Form mit detax softwear®

Abbildung 12: Otoplastiken, antibakteriell versiegelt (Detax super coat®)

Inwieweit es möglich sein wird, den „Umweg“ über die Cast-Form zu umgehen und elastomere Massen direkt zu bauen, wird die Zukunft zeigen.

Literatur

Lechner, M. D. et al. (2010), Makromolekulare Chemie, Birkhäuser Verlag, 49
Kunz, M. (2010), „Die Abformung-Knetmasse oder Kartuschenmaterial?“, Hörakustik, 10, 14
Voogdt, U (2013), Otoplastik Band 2, Medianverlag
Corbel, S. et al. (2011), „Materials for Stereolithography” in Bártolo, P. J. (Editor), Stereolithography, Springer-Verlag, 142
Fouassier, J.-P. (2012), Photoinitiators for Polymer Synthesis, Wiley-VCH Verlag, 45
Mezger, T. (2012), Das Rheologie-Handbuch, Vincents Verlag, 29

Dr. Bernhard Köhler studierte Chemie an der Technischen Universität Darmstadt.

Anschließend wechselte er an das Max-Planck-Institut für Polymerforschung in Mainz und promovierte im Fach Polymerchemie. Während seiner PostDoc Tätigkeit an der Universität Santa Barbara, Kalifornien befasste er sich unter anderem mit dem Thema „Photoinitiatoren mit hoher Zwei-Photonen-Absorption“.

Dr. Köhler ist seit 2004 bei der Firma Detax in Ettlingen tätig, seit 2007 als wissenschaftlicher Leiter für den Bereich „Forschung und Entwicklung elastomerer Abformmassen“.

Seit 2006 ist Dr. Köhler Mitglied im DIN Normenausschuss Dental (Fachgremium Abformmaterialien).