

Besonderheiten bei der Ohrabformung zur Herstellung von CIC-Hörgeräten

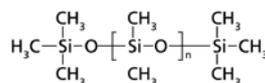
Dr. Volker Sohr

In der Prozesskette der Fertigung einer individuellen, passgenauen Hörsystemversorgung stellt die Abformung des Gehörgangs einen zentralen Arbeitsschritt dar. Auch wenn optische Verfahren zur Erfassung der Gehörgangstopographie bereits zur Verfügung stehen [Keibel 2012], so dominiert nach wie vor die klassische Vorgehensweise mit einem elastischen Abformmaterial. Der vorliegende Beitrag geht zunächst auf einfache, allgemeinverständliche Weise auf die „Chemie“ von elastomeren Silikonohrabformmaterialien ein. Danach werden die besonderen Aspekte der einzelnen Etappen einer CIC-Ohrabformung und die jeweils zum Tragen kommenden Materialeigenschaften beleuchtet.

Wurden zur Ohr- beziehungsweise Gehörgangabformung ursprünglich noch Materialien wie Gips, Wachse oder Alginate verwendet, so haben sich dafür längst Silikone als Stand der Technik etabliert [Voogdt 2005-1]. Polyethermaterialien konnten im Gegensatz zum Dentalbereich in der Audiologie keinen Fuß fassen, vor allem, weil sie schwer anzumischen sind und eine hohe Klebwirkung zeigen. Bei den Silikonen kamen zunächst ausschließlich kondensationsvernetzende Zweikomponentensilikone (C-Silikone) in Form von Knetmassen zum Einsatz. Im Zuge der technischen Weiterentwicklung von Silikonen, insbesondere durch die Entwicklung von hochaktiven, das Edelmetall Platin enthaltende Katalysatoren [Karstedt 1973] traten additionsvernetzende Zweikomponentensilikone (A-Silikone) mit einem 1:1-Dosierverhältnis¹ hinzu. Zwar haben letztere naturgemäß einen höheren Preis, liefern aber qualitativ höherwertige Abformungen und gelten physiologisch gesehen als weniger bedenklich als die mit einem Zinnkatalysator aktivierten C-Silikone.

Die Grundlage konventioneller Silikone beziehungsweise Silicone bilden sogenannte Polydimethylsiloxane (kurz: PDMS). Das sind synthetisch hergestellte Kettenmoleküle mit einem Rückgrat, das aus einer alternierenden Folge von miteinander verknüpften Silicium- und Sauerstoffatomen besteht, wobei jedes Siliciumatom noch zwei kurze Kohlenwasserstoffeinheiten (sogenannte Methylgruppen, siehe Abbildung 1, Punkt 1) trägt. Dieser besondere chemische und strukturelle Aufbau

1. Polydimethylsiloxan (PDMS)



2. Abbindereaktion bei A-Silikon

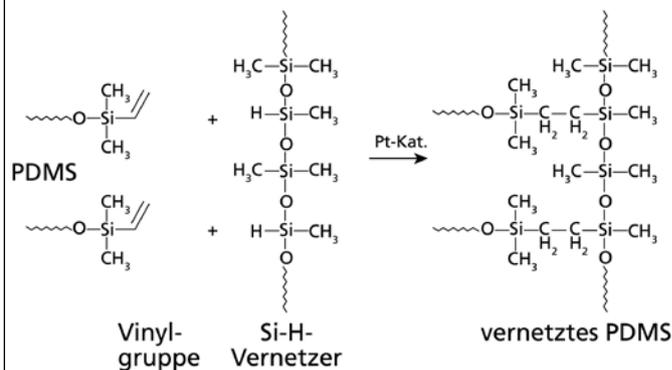


Abbildung 1:
Punkt 1: Chemischer Aufbau von **Polydimethylsiloxan (PDMS)**, dem technisch bedeutendsten Silikon. Es bedeuten: Si = Silicium, O = Sauerstoff, C = Kohlenstoff, H = Wasserstoff, n = Anzahl der Kettenglieder (n = 0 bis mehrere 1 000). An den Moleküleenden sitzen hier sogenannte Methylgruppen; auch andere funktionelle Gruppen, zum Beispiel Vinylgruppen, die vernetzungsfähig sind, können dort chemisch fixiert werden.

Punkt 2: Schematische Darstellung der Abbindereaktion bei A-Silikon. Si-H-Gruppen eines polyfunktionellen Vernetzers werden, gesteuert durch einen Platinkatalysator, an vinylgruppen-terminiertes PDMS addiert, wodurch ein dreidimensionales PDMS-Netzwerk entsteht.

hat zur Folge, dass PDMS auch über einen sehr weiten Molekulargewichtsbereich flüssig bleibt und sich zu gummiartigen Festkörpern umwandeln lässt.

Je nach Typ können diese PDMS-Moleküle noch mit chemischen Funktionsgruppen ausgestattet sein. So spielen bei den A-Silikon zwei Silikonpolymertypen die Hauptrolle: zum einen ein PDMS-Basispolymer, das an den beiden Moleküleenden noch jeweils eine reaktions-

¹ Dosierverhältnis 1:1, bezogen auf Volumina; prinzipiell sind auch andere Dosierverhältnisse technisch machbar.

fähige Vinylgruppe trägt, zum anderen ein als Vernetzer fungierendes PDMS, in dem pro Molekül mindestens drei reaktionsfähige Silicium-Wasserstoff-Gruppen (Si-H) enthalten sind. An die Vinylgruppen des PDMS-Basispolymers lassen sich unter der Wirkung eines platin-haltigen Katalysators die Si-H-Gruppen des Vernetzers addieren, wie in Abbildung 1, Punkt 2 schematisch dargestellt. Auf diese Weise kommt es zu einer dreidimensionalen Verknüpfung beziehungsweise Vernetzung der PDMS-Ketten. Makroskopisch äußert sich das durch einen Übergang des Silikonmaterials vom pastösen oder knetartigen, plastischen Zustand in einen gummielastischen Festkörper, hier als Silikonelastomer bezeichnet.

Im Gegensatz zu den C-Silikonen werden bei diesem als Abbinden bezeichneten, irreversiblen Vorgang keine Spaltprodukte freigesetzt, so dass nahezu keine Volumenabnahme auftritt. Da die Abbindereaktion schon bei Raumtemperatur einsetzt, müssen die Abformsilikone zwangsläufig als Zweikomponentensystem formuliert sein. Üblicherweise befindet sich in beiden Komponenten das vinyl-terminierte PDMS, während in der Katalysatorkomponente zusätzlich der Platin-Katalysator, in der Base-Komponente zusätzlich der Si-H-Vernetzer enthalten ist.

Um dem A-Silikon-Abformmaterial bestimmte Eigenschaften zu verleihen, werden den ölartigen PDMS-Silikonen weitere Bestandteile beigemischt: verstärkende und nicht-verstärkende Füllstoffe, darunter zum Beispiel Quarzmehle, nicht-reaktive Silikonöle zur Viskositätsregulierung, Farbpigmente, Trennmittel, Konsistenz- und Strukturbildner, Aromen und so weiter. So gelingt es beispielsweise erst durch den Zusatz von verstärkenden Füllstoffen, vor allem von feinteiliger Kieselsäure, ein Silikonelastomer mit brauchbarer mechanischer Festigkeit zu erlangen.

Dem Materialformulierer steht heutzutage ein breites, baukastenartiges Sortiment an Silikonpolymeren und Additiven zur Verfügung, um dem Hörakustiker maßgeschneiderte Präzisionsabformmaterialien anbieten zu können. Dies war auch die Voraussetzung für die Entwicklung eines Abformmaterials, das den speziellen Anforderungen gerecht wird, die mit einer Ohr- beziehungsweise Gehörgangabformung zur Herstellung einer CIC-Hörversorgung verknüpft sind. Auf die Besonderheiten bei der Abformung für ein CIC-Hörgerät wird im Folgenden anhand der einzelnen Verfahrensschritte eingegangen.

I. Einbringen des Abformmaterials tief in den Gehörgang

Für ein optimal passendes CIC-Hörgerät ist eine dimensionsgetreue, drucklose Abformung des Gehörgangs über die zweite Krümmung hinaus bis in den knöchernen



AKADEMIE FÜR
HÖRGERÄTE-AKUSTIK

Vorbereitung auf die Meisterprüfung

Intensivkurs Süd Würzburg

Teile I + II, Zeitraum über 11 Monate
7 Wochenenden Fachtheorie in Würzburg
2 Blöcke Fachpraxis in Lübeck
Mit Repetitionsmöglichkeiten vor der Prüfung
Start: 14.11.2013

Intensivkurs Süd München

Teile I + II, Zeitraum über 11 Monate
7 Wochenenden Fachtheorie in München
2 Blöcke Fachpraxis in Lübeck
Mit Repetitionsmöglichkeiten vor der Prüfung
Start: 14.11.2013

Intensivkurs West

Teile I + II, Zeitraum über 11 Monate
7 Wochenenden Fachtheorie in Köln
2 Blöcke Fachpraxis in Lübeck
Mit Repetitionsmöglichkeiten vor der Prüfung
Start: 28.11.2013



Weitere Infos und Anmeldung:

Akademie für Hörgeräte-Akustik
Frau Mona Patricia Strüven
Bessemerstraße 3, 23562 Lübeck
Tel.: +49(0)451/ 50 29 – 199
Fax: +49(0)451/ 50 29 – 109
Email: info@aha-luebeck.de
Web: www.aha-luebeck.de

nen Bereich erforderlich. Hatten sich für die konventionelle Ohrabformung knetbare Silikonabformmaterialien vielfach bewährt, so erwiesen sie sich unter anderem wegen ihrer zu festen Konsistenz für eine drucklose Abformung als nicht geeignet. Eine entscheidende Verbesserung brachte die Erfindung von Doppelkammerkartuschen [Keller & Chen 1988] und die Entwicklung pastöser A-Silikone mit steuerbarem Fließvermögen. Damit wurde es möglich, die in einer Kartusche befindliche Katalysator- und Base-Komponente mit Hilfe eines Austragegeräts und statischer Mischkanüle automatisch mischen und ohne Zeitverlust direkt in den Gehörgang einbringen zu können. Hierzu muss das Abformmaterial einerseits während der Applikation eine gute Fließfähigkeit, das heißt eine niedrige Viskosität aufweisen, um die Form des Gehörgangs vollständig auszufüllen und diesen nicht zu deformieren. Andererseits darf das Material aber nicht aus dem Ohr fließen, soll also eine ausreichend hohe Standfestigkeit haben. Dieses scheinbare Paradoxon konnte mit einem Trick, dem sogenannten Thixotropie-Effekt, gelöst werden (siehe Infokasten).

Demnach verflüssigt sich das Abformmaterial während des Austragens aus der Kartusche mit dem Mischer und dem Einströmen in den Gehörgang. Es wird aber schnell wieder standfest und verbleibt in Position, sobald es zur Ruhe kommt. Diese vorübergehende Viskositätsminderung reduziert die zum Materialaustrag nötige Auspresskraft und erlaubt so dem Anwender, das Material kontrolliert zu applizieren.

In diesem Zusammenhang sei auf die genaue Beschreibung einer optimalen Kanülenführung durch Voogdt hingewiesen [Voogdt 2005-2]. Durch die gute Fließfähigkeit während der Applikationsphase kombiniert mit dem Einsatz von Füllstoffen mit kleiner Partikelgröße erreicht man ferner eine hohe Zeichnungsschärfe und eine Detailauflösung^{2,3,4} von unter 20 Mikrometer (μm).

2 Eigene Messungen bei der DETAX GmbH & Co.KG in 76275 Ettlingen
 3 CIC-Abformmaterial addition supra® der Firma DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen
 4 Detailauflösung, gemessen nach DIN EN ISO 4823 (2007-10) „Zahnheilkunde – Elastomere Abformmassen“, Abschnitt 9.4: Wiedergabegenauigkeit

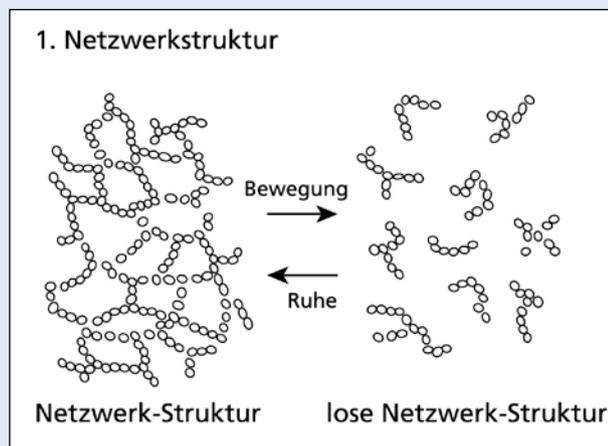
Thixotropie-Effekt

Unter Thixotropie (aus dem Griechischen: thixis „das Berühren“ und trepo „ich wende“ beziehungsweise „ich ändere“) versteht man die Abnahme der Viskosität eines flüssigen Mediums mit der Zeit bei konstanter Verformungsgeschwindigkeit (zum Beispiel Drehzahl eines Rührers) sowie umgekehrt ihre zeitabhängige Zunahme, wenn der Verformungsvorgang beendet wird.

Physikalisch betrachtet besteht das Abformsilikon aus einer Dispersion, bei der Füllstoffpartikel in einer flüssigen Silikonphase verteilt sind. Da die gegenseitigen Wechselwirkungskräfte schwach sind, fließt ein solches System bereits unter dem Eigengewicht – sofern der Füllgrad nicht allzu hoch ist. Mischt man nun als zusätzlichen Füllstoff feinteilige (hochdisperse) Kieselsäure hinzu, die im Verhältnis zur Partikelgröße eine

sehr hohe und aktive Oberfläche aufweist, kann sich durch eine Aggregation dieser Kieselsäurepartikel eine dreidimensionale Raumnetzstruktur ausbilden. In diese sind die anderen Füllstoffteilchen eingebettet. Die Struktur wird durch physikalische Wechselwirkungskräfte zusammengehalten. Sie kann aber mechanisch reversibel gelöst werden, etwa beim Rühren oder Durchdrücken durch einen statischen Mischer, wodurch die Masse infolge von Scherkräften wieder fließfähig wird (Abbildung 2, Punkt 1). Kommt das Abformmaterial im Gehörgang zur Ruhe, regeneriert sich rasch diese Netzstruktur und die Standfestigkeit ist wieder hergestellt. Für die Viskosität ergibt sich der schematisch in Abbildung 2, Punkt 2 gezeigte Verlauf.

Der Thixotropie-Effekt spielt in vielen Bereichen eine bedeutende Rolle, etwa im Farben- und



II. Abbindevorgang

Werden Katalysator- und Base-Komponente des A-Silicons in der Mischkanüle in Kontakt gebracht und vermischt, startet sogleich der Chemismus der Abbinde-reaktion. Damit das Abformmaterial während der Applikation noch niedrigviskos und fließfähig bleibt, ist einer der Komponenten ein Reaktionsinhibitor zugesetzt, der die Aktivität des Platin-Katalysators bremst. Dadurch lässt sich eine ausreichend lange Verarbeitungszeit einstellen, ohne dass eine Vorvernetzung stattfindet⁵. Das ist für eine erfolgreiche CIC-Abformung äußerst wichtig, denn eine Teilvernetzung würde zur Ausbildung gummiartiger Strukturen in der Abformmasse führen und neben einem Viskositätsanstieg das Auftreten von teilweise elastischen Eigenschaften bewirken. Dadurch könnte es zu einem Druckaufbau, verbunden mit einer Deformation des Gehörgangs, und zu einer Verzerrung der Ohrabformung kommen [Kunz 2010].

⁵ Bei Knetmassen muss zum Zeitpunkt des Einbringens in den Hörkanal mit einer Vorvernetzung gerechnet werden [Kunz 2010].

*Abbildung 2:
Punkt 1: Im Ruhezustand besteht eine stabile Raumnetzstruktur durch physikalische Aggregation von feinteiligen Füllstoffpartikeln, zum Beispiel hochdisperse Kieselsäure. Durch Bewegung, etwa Strömung beim Drücken durch eine statische Mischkanüle, wird die Netzstruktur partiell abgebaut. In Ruhe baut sich diese Struktur wieder auf. Zur übersichtlicheren Darstellung sind die größeren Füllstoffteilchen und die PDMS-Moleküle nicht eingezeichnet.*

Punkt 2: Schematische Darstellung der Viskositätsabnahme durch Abbau der Raumnetzstruktur infolge Bewegung; Viskositätszunahme, wenn die Masse zur Ruhe kommt und sich die Netzwerkstruktur zurückbildet.

Lacksektor. Auch im Dentalbereich wird dieses Phänomen schon seit Langem genutzt. Hier muss beispielsweise zur Anfertigung einer Vollkrone der unter dem Zahnfleischsaum liegende Präparationsrand eines beschliffenen Zahnstumpfes korrekt abgeformt werden. Dies gelingt erst dadurch, dass ein an sich standfestes Korrekturabformmaterial durch den Stempeldruck einer Vorabformung soweit verflüssigt wird, um in den Bereich der tiefliegenden Präparationsgrenze fließen zu können.

Der aus dem Alltag bekannte Tomatenketchup schließlich ist ebenfalls thixotrop. Darin enthaltene Verdickungsmittel wie Kohlenhydratpolymere bilden hier eine Raumnetzstruktur, die sich durch Schütteln abbauen lässt, sodass der Ketchup aus der Flasche fließen kann.

Fachwissen

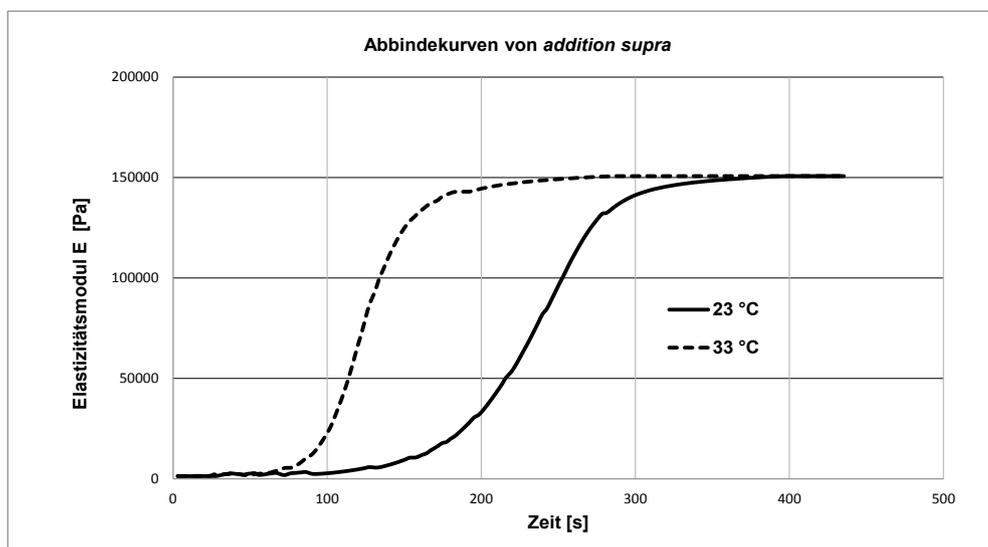


Abbildung 3: Abbindekurven des CIC-Abformsilikons addition supra. Dargestellt ist der Verlauf des Elastizitätsmoduls bei zwei verschiedenen Temperaturen als Funktion der Zeit. Deutlich ist zu erkennen, wie bei erhöhter Temperatur die Abbindereaktion früher einsetzt und an deren Ende das Niveau eines konstanten Moduls schneller erreicht wird. Der Elastizitätsmodul wurde mit Hilfe eines Platte-Platte-Rheometers (Thermo Scientific Haake Rheo-stress 6000) im Oszillationsmodus und bei kleiner Deformationsamplitude bestimmt².

Der Inhibitor wird infolge einer platin-katalysierten Reaktion mit einem Teil des Si-H-Vernetzers allmählich verbraucht. Dadurch kann sich die Wirkung des Platin-Katalysators voll entfalten und die eigentliche Vernetzungsreaktion kann beginnen. Hierbei werden durch den Si-H-Vernetzer immer mehr PDMS-Ketten verknüpft, bis sich ein das gesamte Materialvolumen ausfüllendes, dreidimensionales chemisches Netzwerk ausgebildet hat und den sogenannten Gelpunkt markiert: Die Masse geliert. Makroskopisch äußert sich das darin, dass das Abformmaterial zum Beispiel beim Anheben mit einem Spatel keinen dünn auslaufenden Materialfaden mehr bildet, sondern zurückfedernd abreißt. Das in diesem Stadium vorliegende PDMS-Netzwerk ist mechanisch äußerst labil und enthält einen hohen Anteil an noch ungebundenen PDMS-Ketten.

Die Zeitspanne ab Mischbeginn (das heißt ab Eintritt der Komponenten in den statischen Mischer) bis zum Erreichen des Gelpunktes bezeichnet man als Verarbeitungszeit. Bei einer Temperatur von 23°C liegen die Verarbeitungszeiten gängiger CIC-Abformsilikone im Bereich von 45 bis 90 Sekunden². Unterstützt durch die beschleunigende Wirkung der Körperwärme verläuft die Abbindereaktion nach dem Verschwinden des Inhibitors nun zügig ab. Die Viskosität des Materials steigt dabei rasch an und es bildet sich schließlich ein gummielastischer Festkörper, dessen zunehmende Härte zum Beispiel per „Nagelprobe“ vom Hörakustiker manuell geprüft werden kann. Ändert sich die Härte nicht mehr, ist der Abbindevorgang abgeschlossen.

Nahezu alle reaktiven PDMS-Ketten sind nun in das Netzwerk integriert, in das die Füllstoffpartikel eingebettet sind. Die Zeit ab Mischbeginn bis zum Erreichen eines konstanten Härtegrades wird als Abbindezeit bezeichnet. Für CIC-Abformsilikone findet man typische Abbindezeiten im Bereich von drei bis fünf Minuten².

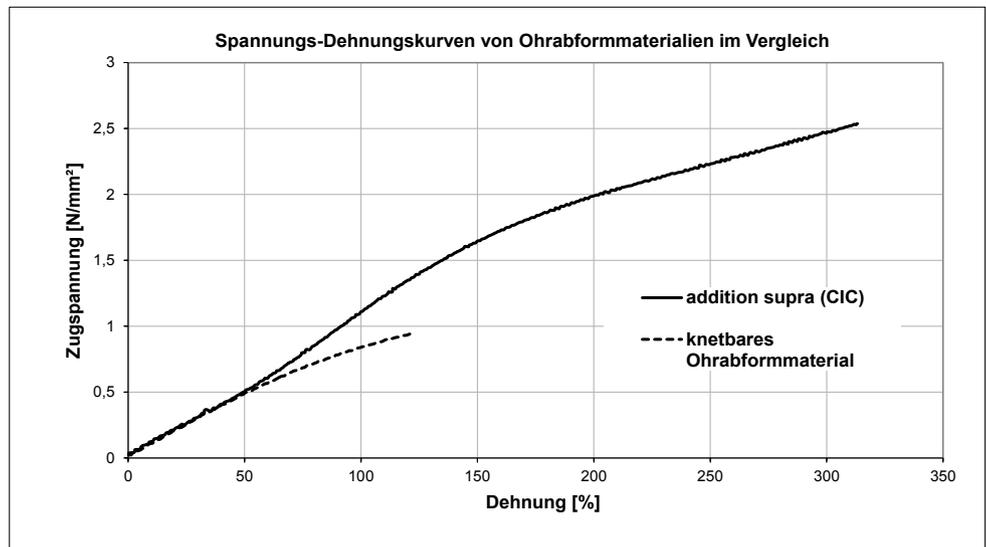
Die beschriebenen Vorgänge lassen sich auch präzise mit entsprechenden physikalischen Messmethoden aufzeichnen. Eine wichtige Kenngröße für Elastomere ist beispielsweise der Elastizitätsmodul, ein quantitatives Maß für die „Federstärke“ eines Gummis. In Abbildung 3 ist der Verlauf des Elastizitätsmoduls beim Abbinden des CIC-Abformmaterials addition supra^{2,3} bei zwei verschiedenen Temperaturen dargestellt, einem Produkt, das bereits vor 16 Jahren für die CIC-Abformung in den Hörakustikmarkt eingeführt und seitdem kontinuierlich weiterentwickelt wurde. Deutlich ist zu sehen, wie der Abbindeprozess durch eine Temperaturerhöhung beschleunigt wird.

III. Entnahme der Ohrabformung

Nach Ende der Abbindezeit ist der Gehörgang mit dem zu einem Silikonelastomer abgebundenen Ohrabformmaterial ausgefüllt. Um die Entformung zu erleichtern, ist dem Abformsilikon meist medizinisches Weißöl auf Paraffinbasis beigemischt. Dieses wirkt als Trennmittel und verringert die Anhaftung der Abformung an die äußeren Hautschichten des Gehörgangs. Bei der Entnahme aus dem Ohr wird die Ohrabformung mehr oder weniger stark deformiert. Je nach individueller Gestalt des Ohrkanals kann es hier zu mechanischen Beanspruchungen wie Dehnung, Kompression, Biegung und Torsion kommen. Um all diese Deformationen zu tolerieren und Formtreue zu bewahren, muss das abgebundene Abformmaterial eine Vielzahl von spezifischen Eigenschaften aufweisen:

Zum einen soll es durch eine ausreichend hohe Reißfestigkeit den einwirkenden Zugkräften standhalten. Gemessen an herkömmlichen Ohrabformmaterialien sind CIC-Abformsilikone mit besonders hohen Werten der Reißfestigkeit ausgestattet, wie der Vergleich eines marktgan-

Abbildung 4: Spannungsdehnungskurven von addition supra und einem konventionellen, knetbaren Ohrabformmaterial, gemessen² im uniaxialen Zugversuch mit einer Universalprüfmaschine (Zwick Roell) nach DIN 53504, Schulterstabproben S2, Zuggeschwindigkeit 200 mm/min. Die Endpunkte der Kurven markieren das Reißen der Proben. Das CIC-Abformsilikon kann auf das über vierfache der Ausgangslänge gedehnt und dabei bezogen auf einen Anfangsprobenquerschnitt von 2x4 Quadratmillimeter mit mehr als zwei Kilogramm belastet werden.



gigen CIC-Abformsilikons mit einem knetbaren Material in Abbildung 4 zeigt. Diese Verbesserung konnte zum Beispiel durch die Verwendung verstärkend wirkender, speziell oberflächenaktivierter Kieselsäuren erreicht werden, die dem Silikon als Mischungsbestandteil beigefügt sind. Die feinteiligen Kieselsäurepartikel schaffen zusätzliche chemische und physikalische Haftpunkte, die das Silikonnetzwerk mechanisch unterstützen.

Die beschriebene Vorgehensweise hat auch einen positiven Effekt auf die sogenannte Weiterreißfestigkeit, die den Widerstand des Materials gegenüber einer Rissausbreitung nach einer Einkerbung darstellt.

Ferner muss das Material eine gute Dehnbarkeit besitzen, um die bei der Entnahme aus dem Ohr auftretenden Deformationen zulassen zu können. Aus Sicht des Materialformulierers kann das zum Beispiel dadurch gelingen, dass der Füllstoffanteil des Silikons nicht zu hoch gewählt wird und keine zu kurzketten PDMS-Polymere verwendet werden. In diesem Zusammenhang ist es von Bedeutung, gleichzeitig einen moderaten Härtegrad des abgebundenen Materials einzustellen. Das Härtemaß wird bei den Abformsilikonen häufig angegeben als Shore A-Härte⁶ mit typischen Werten² um 35, was eine auch für den Patienten komfortable Entnahme der Ohrabformung gestattet.

Als positiven „Nebeneffekt“ der beschriebenen Maßnahmen ist auch eine nahezu 100prozentige elastische Rückstellung nach Verformung garantiert, so dass praktisch keine Verzerrung der Abformung nach Entnahme aus dem Ohr verbleibt. In Abbildung 5 ist dargestellt, wie ein Zugprüf-

körper eines CIC-Abformmaterials nach einer 200prozentigen Dehnung (das heißt Streckung auf das dreifache der Ausgangslänge) nach Entlastung nahezu vollständig auf die ursprüngliche Länge zurückfedert. Es resultiert kein merklicher Verformungsrest und die Formstabilität der CIC-Ohrabformung ist garantiert.

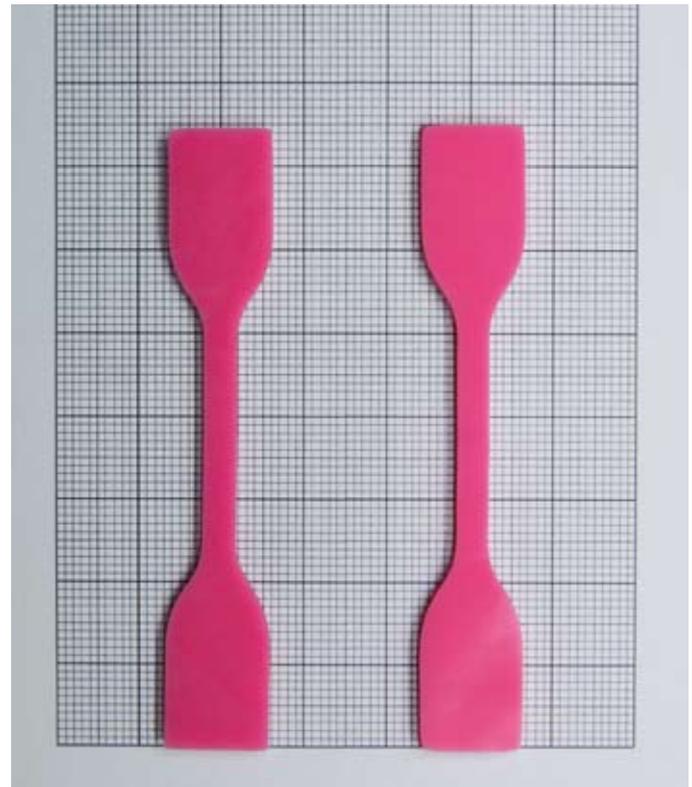


Abbildung 5: Ein Zugprüfkörper S2 nach DIN 53504 des CIC-Abformsilikons addition supra zeigt nach einer sehr starken Dehnung auf das dreifache der Ausgangslänge eine nahezu vollständige elastische Rückstellung² (links: unbelastet, rechts: gedehnt).

⁶ Shore A-Härte, gemessen nach DIN ISO 7619-1 (2012-02). Hier wird als Messsonde ein Kegeltstumpf mit definierter Geometrie durch eine vorgegebene Federkraft in die Oberfläche des Shore A-Prüfkörpers gedrückt. Die gemessene Eindringtiefe des Kegeltstumpfes ist ein Maß für die Shore A-Härte (nach Albert F. Shore).

IV. Nach der Abformung

Wie oben ausgeführt, werden aufgrund des besonderen Mechanismus der Abbindereaktion von A-Silikonem im Gegensatz zu den C-Silikonem keine flüchtigen Reaktionsprodukte freigesetzt, die zu einem Materialschwund und zu einer Volumenkontraktion führen würden. Dennoch tritt auch bei den A-Silikonem ein geringer Schrumpf auf. Zum einen benötigen die in den Komponenten zunächst noch losen PDMS-Kettenenden nach dem Einbinden in das Silikonnetzwerk weniger „freies Volumen“, rücken also näher zusammen. Zum anderen enthalten die Silikonpolymere synthesebedingt einen sehr geringen Anteil an niedermolekularen, flüchtigen Silikonbestandteilen, die im Laufe der Zeit ausgasen können. So ist es heute möglich, durch den Einsatz ausgasungsarmer Silikonpolymere die Dimensionsänderung^{3,7} auf deutlich unter 0,2 Prozent (linear) zu begrenzen und so eine ausreichende Dimensionsstabilität zu gewährleisten.

Zwar haben CIC-Abformsilikone deutlich bessere mechanische Eigenschaften als konventionelle Silikonabformmaterialien, sie sind jedoch weniger stabil als andere elastomere Werkstoffe wie etwa Reifengummi. So lassen sich auch CIC-Abformungen noch einfach mit Skalpell, Fräsen, Schleifkappen und so weiter nachbearbeiten.

Fazit

A-Silikon-basierte, speziell für die CIC-Hörversorgung ausgerichtete Ohrabformmaterialien haben mittlerweile einen hohen Entwicklungsstand erreicht. Weitere Materialverbesserungen sind vermutlich nur im Bereich von Nuancen zu erwarten. Somit sollte es prinzipiell möglich sein, stets perfekt passende CIC-Hörgeräte anzufertigen. Optimierte Produkteigenschaften der zur Verfügung stehenden Abformsilikone sind allerdings dafür nicht allein ausschlaggebend, wie ein Beitrag von S. Thömmes zur Reproduzierbarkeit von Ohrabformungen aufzeigt [Thömmes 2012]. Denn aufgrund individueller Faktoren und anderer, materialunabhängiger Einflüsse ist es nahezu unmöglich, vollkommen standardisierte Bedingungen einzuhalten. Inwiefern optische Ohrabformsysteme hier eine weitere Verbesserung erbringen, wird die Zukunft zeigen

Dr. Volker Sohr studierte an der Universität Ulm Chemie mit dem Schwerpunkt Makromolekulare Chemie / Polymerchemie. Anschließend promovierte er im Fach Polymerphysik mit einem Thema zur Mechanik von Silikonelastomeren. Er arbeitet als Polymerchemiker für die Forschung und Anwendung im Silikonbereich der Geschäftsfelder Audio und Dental des Unternehmens Detax GmbH & Co. KG in Ettlingen. Seine Tätigkeitsschwerpunkte sind die Entwicklung und Qualitätssicherung silikonbasierter Medizinprodukte, insbesondere Präzisionsabformsilikone für den Audio- und Dentalbereich.



Literatur

- Keibel J (2012) Die ersten 3-D-Ohrscanner wurden vorgestellt, Median-Verlag, Hörakustik, Mai, 32–34
 Voogdt U (2005-1) Otoplastik, Median-Verlag, 95–103
 Silikone: www.chemiedidaktik.uni-wuppertal.de/disido_cy/de/index_de.html und www.silicones-europe.com
 Karstedt B (1973) Patent US 3715334
 Keller WA, Chen SJ (1988) Patent US 4767026
 Voogdt U (2005-2) Otoplastik, Median-Verlag, 95–103
 Kunz M (2010) Die Abformung – Knetmasse oder Kartuschenmaterial?, Median-Verlag, Hörakustik, 10, 14–18
 Thömmes S (2012) Reproduzierbarkeit von Ohrabformungen unter definierten Bedingungen, Median-Verlag, Hörakustik, 5, 14–16

⁷ Dimensionsänderung, gemessen nach DIN EN ISO 4823 (2007-10) „Zahnheilkunde – Elastomere Abformmassen“, Abschnitt 9.5: Lineare Maßänderung