

# Neues aus Wissenschaft und Lehre

Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf 2010

*Heinrich Heine*

HEINRICH HEINE  
UNIVERSITÄT DÜSSELDORF



d|u|p

düsseldorf university press



**Neues aus  
Wissenschaft und Lehre  
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
2010**



**Neues aus  
Wissenschaft und Lehre  
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf 2010**

Herausgegeben vom Rektor  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
Univ.-Prof. Dr. Dr. H. Michael Piper

Konzeption und Redaktion:  
Univ.-Prof. em. Dr. Hans Süßmuth

**d|u|p**

© düsseldorf university press, Düsseldorf 2010  
Einbandgestaltung: Monika Uttendorfer  
Titelbild: Blick in den Konrad-Henkel-Hörsaal  
Redaktionsassistenz: Sonja Seippel  
Beratung: Friedrich-K. Unterweg  
Satz: Friedhelm Sowa, L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X  
Herstellung: WAZ-Druck GmbH & Co. KG, Duisburg  
Gesetzt aus der Celeste  
ISBN 978-3-940671-71-4

## Inhalt

<b>Vorwort des Rektors</b> .....	11
<b>Hochschulrat</b> .....	13
<b>Rektorat</b> .....	15
<b>Medizinische Fakultät</b>	
<i>Dekanat</i> .....	19
SASCHA FLOHÉ und JOACHIM WINDOLF (Dekan) Bessere Schwerstverletztenprognose in Deutschland – von der <i>Damage-Control</i> -Chirurgie bis zum Traumanetz .....	23
PETER FEINDT und ARTUR LICHTENBERG Neue Wege – alte Ziele: Was macht moderne Herzchirurgie im Jahr 2010 aus? .....	31
STEFANIE RITZ-TIMME, ULRIKE BRUNENBERG-PIEL, VOLKER WEUTHEN, ULRICH DECKING, ALFONS HUGGER und MATTHIAS SCHNEIDER O.A.S.E.: Raum und Symbol für eine neue Lern- und Lehrkultur an der Medizinischen Fakultät .....	51
ANDREAS HIPPE, ANJA MÜLLER-HOMEY und BERNHARD HOMEY Chemokine im Tumor-Mikromilieu .....	65
WOLFRAM TRUDO KNOEFEL und JAN SCHULTE AM ESCH Die Förderung der Leberproliferation durch therapeutische Applikation von CD133-positive Knochenmarkstammzellen vor erweiterter Leberresektion .....	85
S. ROTH, P. ALBERS, W. BUDACH, A. ERHARDT, R. FENK, H. FRISTER, H. E. GABBERT, N. GATTERMANN, U. GERMING, T. GOECKE, R. HAAS, D. HÄUSSINGER, W. JANNI, W. T. KNOEFEL, G. KOBBE, H. W. MÜLLER, C. OHMANN, D. OLZEN, A. SALEH und B. ROYER-POKORA Aktuelle Entwicklungen in der interdisziplinären Krebstherapie .....	111
JOHANNES SIEGRIST und ANDREA ICKS Gesundheit und Gesellschaft – eine neue Initiative an der Medizinischen Fakultät .....	141
THOMAS BEIKLER Parodontitis – Einblicke in eine unterschätzte Biofilmerkranung .....	159
MATTHIAS SCHOTT Autoimmune und maligne Schilddrüsenerkrankungen .....	179

JENS SAGEMÜLLER Der Neubau der Krankenhausapotheke des Universitätsklinikums Düsseldorf .....	193
<b>Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät</b>	
<i>Dekanat</i> .....	213
SABINE ETGES und PETER WESTHOFF Biodiversität – Vielfalt des Lebens Die Vielfalt der Pflanzen und ihre Zukunft .....	217
EVELYN VOLLMEISTER, ELISABETH STRATMANN und MICHAEL FELDBRÜGGE Langstreckentransport im Mikroorganismus <i>Ustilago maydis</i> .....	235
HELMUT RITTER, MONIR TABATABAI und GERO MAATZ Funktionsmaterialien in der Dental- und Augenheilkunde .....	249
VLADA B. URLACHER und KATJA KOSCHORRECK Biokatalyse für die selektive Oxidation .....	265
HEIKE BRÖTZ-OESTERHELT und PETER SASS Molekulare Antibiotikaforschung – Neue Leitstrukturen und Wirkmechanismen gegen multiresistente Bakterien .....	283
FRANK MEYER und REINHARD PIETROWSKY Risikopotential der exzessiven Nutzung von Online-Rollenspielen: Fortschritte in der klinischen Diagnostik .....	295
HOLGER GOHLKE Strukturbasierte Modellierung der molekularen Erkennung auf multiplen Skalen .....	311
<b>Philosophische Fakultät</b>	
<i>Dekanat</i> .....	329
FRANK LEINEN Mexiko 1810 – 1910 – 2010: Entwicklungen, Perspektiven, Problemfelder .....	333
SHINGO SHIMADA Zum Konzept von Natur im Japanischen – das Eigene und das Fremde. Eine Skizze.....	355
GERHARD SCHURZ Wie wahrscheinlich ist die Existenz Gottes? Kreationismus, Bayesianismus und das Abgrenzungsproblem .....	365
RICARDA BAUSCHKE-HARTUNG Liegt der Rheinschatz in Düsseldorf? .....	377

PETER INDEFREY	
Wie entsteht das gesprochene Wort? .....	391
HARTWIG HUMMEL	
Europa als Friedensprojekt: Der internationale Masterstudiengang <i>European Studies</i> an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf .....	401
SUSANNE BRANDT und BEATE FIESELER	
Zum Projekt „Studierende ins Museum“ .....	411
GABRIELE GLOGER-TIPPELT	
Warum wir Bindung brauchen – Empirisches Wissen und einige Mythen	427
<b>Wirtschaftswissenschaftliche Fakultät</b>	
<i>Dekanat</i> .....	445
NADINE MÜLLER und BERND GÜNTER (Dekan)	
Kunstvermittlung und Marketing für Kunst – ein interdisziplinäres Fachgebiet .....	449
<b>Gastbeitrag</b>	
CHRISTOPH INGENHOVEN	
Rede anlässlich der Eröffnungsfeier des Oeconomicum der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf am 30. November 2010 .....	463
RAIMUND SCHIRMEISTER	
Der MBA Gesundheitsmanagement als innovativer Weiterbildungsstudiengang .....	469
STEFAN SÜSS	
Fassaden, Mythen und Symbole? Wie Managementkonzepte eingesetzt und bewertet werden .....	481
JUSTUS HAUCAP	
Eingeschränkte Rationalität in der Wettbewerbsökonomie .....	495
HANS-THEO NORMANN	
Experimentelle Ökonomik für die Wettbewerbspolitik.....	509
RÜDIGER HAHN	
Corporate Responsibility in betriebswirtschaftlicher Diskussion – Kritische Reflexion und Begründungsgrundlagen unternehmerischer Gesellschaftsverantwortung .....	525
<b>Juristische Fakultät</b>	
<i>Dekanat</i> .....	541
RALPH ALEXANDER LORZ	
Die neue Blaupause für Europa Der Vertrag von Lissabon und seine wesentlichen Neuerungen.....	543

CHRISTIAN KERSTING Wettbewerb der Rechtskulturen: Der Kampf um das beste Recht.....	557
ANDREAS FEUERBORN, SUSANNE LEITNER und SUSANNE SCHILLBERG Fünf Jahre integrierter Grundstudienkurs Rechtswissenschaften Düsseldorf/Cergy-Pontoise – eine erfolgreiche Basis für den neuen deutsch-französischen Aufbaustudienkurs im Wirtschafts-, Arbeits- und Sozialrecht .....	583
JOHANNES DIETLEIN und FELIX B. HÜSKEN Spieterschutz im gewerblichen Automatenpiel Rechtsprobleme der Bauartzulassung neuartiger Geldspielgeräte .....	593
CHRISTIAN KERSTING Zur Zweckmäßigkeit eines Entflechtungsgesetzes .....	613
<b>Gesellschaft von Freunden und Förderern der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf e. V.</b>	
OTHMAR KALTHOFF Gesellschaft von Freunden und Förderern der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf e. V.....	625
<b>Private Stiftungen und die Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
ESTHER BETZ Ziele und Arbeit der Anton-Betz-Stiftung der Rheinischen Post .....	631
<b>Forscherguppen an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
DIETER HÄUSSINGER und RALF KUBITZ Klinische Forschergruppe KFO 217 „Hepatobiliärer Transport und Lebererkrankungen“ .....	637
<b>Sofja Kovalevskaja-Preisträger</b>	
PHILIPP ALEXANDER LANG Wie man virale Infektionen untersuchen kann.....	649
<b>Graduiertenausbildung an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
AXEL GÖDECKE und URSULA KESSEN Strukturierte Promotion an der Medizinischen Fakultät: Die <i>Medical Re- search School Düsseldorf</i> .....	661
CHRISTIAN DUMPITAK, ANDREAS WEBER und CHRISTEL MARIAN Shaping the Future of Doctoral Training: iGRAD – Interdisciplinary Graduate and Research Academy Düsseldorf ..	671

SIGRUN WEGENER-FELDBRÜGGE, RÜDIGER SIMON und ANDREAS P. M. WEBER iGRAD-Plant – An International Graduate Program for Plant Science „The Dynamic Response of Plants to a Changing Environment“ .....	679
<b>Nachwuchsforschergruppen an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
M. BEURSKENS, S. KEUNEKE, M. MAHRT, I. PETERS, C. PUSCHMANN, A. TOKAR, T. VAN TREECK und K. WELLER Wissenschaft und Internet .....	693
<b>Ausgründungen aus der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
CORD EBERSPÄCHER Kennen Sie Konfuzius? Über 300 Konfuzius-Institute verbreiten chinesische Kultur und Sprache weltweit – das Düsseldorfer Institut gehörte zu den ersten .....	705
<b>Ausstellungen</b>	
STEFANIE KNÖLL Narren – Masken – Karneval Forschungsprojekt und Ausstellung der Graphiksammlung „Mensch und Tod“ .....	721
<b>Geschichte der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
ULRICH KOPPITZ, THORSTEN HALLING und JÖRG VÖGELE Geschichten und Geschichtswissenschaft: Zur Historiographie über die Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf .....	739
<b>Forum Kunst</b>	
STEFAN SCHWEIZER Gartenkunst als Städtebau Zur Konvergenz der Disziplinen im Diskurs um den sozialhygienischen Beitrag urbaner Grünanlagen 1890–1914 .....	759
<b>Chronik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf</b>	
ROLF WILLHARDT Chronik 2010 .....	783

## Prof. Dr. Dr. h. c. Helmut Ritter

Helmut Ritter studierte ab 1967 Chemie an der Universität Marburg und erwarb 1972 den Abschluss Diplom-Chemiker. 1975 promovierte er mit dem Thema „Synthesis of polymeric drugs“ bei Prof. Ringsdorf an der Universität Mainz. Von 1976 bis 1981 arbeitete er in der Zentralen Forschungs- und Entwicklungsabteilung der Bayer AG in Krefeld-Uerdingen. 1986 lehrte er an der Universität Bayreuth Polymerchemie.



Helmut Ritter arbeitete von 1982 bis 1997 an der Universität Wuppertal und habilitierte sich dort 1989 in Organischer Chemie und Polymerchemie. Von 1998 bis 2001 arbeitete er als Professor am Institut für Organische Chemie der Universität Mainz.

Seit Oktober 2001 ist Helmut Ritter Inhaber des Lehrstuhls für Präparative Polymerchemie am Institut für Organische Chemie und Makromolekulare Chemie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf.

## Dr. Monir Tabatabai

Monir Tabatabai wurde am 8. August 1961 in Teheran geboren. Nach Ihrem Abitur, das sie im Jahr 1979 ablegte, zog sie im Jahr 1981 nach Deutschland. Nach dem Erwerb der Sprachkenntnisse nahm sie das Chemie-Studium an der Johannes Gutenberg-Universität Mainz auf. Sie spezialisierte sich im Hauptstudium auf die organische Synthese und erhielt 1991 ihr Diplom. Im Jahr 1994 promovierte sie im gleichen Teilgebiet mit dem Thema „Dissymmetrische Calix[n]arene“ bei Prof. Dr. W. Vogt an der Universität Mainz. Von Mai 1995 bis September 1997 arbeitete sie als Wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Arbeitsgruppe von Prof. Dr. R. Stadler an den Universitäten Mainz beziehungsweise Bayreuth. Sie befasste sich in dieser Zeit mit der Synthese und Modifizierung von SBM-Dreiblockcopolymeren mit einer helikalen Morphologie. Von Mai 1998 bis Oktober 2001 war sie als Wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Arbeitsgruppe von Prof. Dr. Dr. h. c. H. Ritter in Mainz beschäftigt. Seit November 2001 ist sie als Wissenschaftliche Angestellte an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf im Institut für Organische Chemie und Makromolekulare Chemie am Lehrstuhl für Präparative Polymerchemie tätig.



## Dipl.-Chem. Gero Maatz

Gero Maatz wurde am 9. April 1982 in Datteln geboren. Nach seinem Wehrdienst im 6. Wachbataillon BMVg Siegburg (2002–2003) absolvierte er von 2003 bis 2007 das Studium der Chemie an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf. 2008 verfasste er seine Diplomarbeit am Institut für Organische und Makromolekulare Chemie zu dem Thema „Titan und Zirkonium modifizierte Polymethacrylate“. Seit November 2008 promoviert er am Institut für Organische und Makromolekulare Chemie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf zu dem Thema „Optische Polymere für medizinische Anwendungen“.



HELMUT RITTER, MONIR TABATABAI und GERO MAATZ

## Funktionsmaterialien in der Dental- und Augenheilkunde

Kunststoffe sind in der Medizintechnik von zunehmender Bedeutung. Nicht nur im Apparaturbau, wie zum Beispiel künstliche Nieren oder Blutschlüuche, sondern auch bei den Implantaten. So sind Knochenzemente bei der Anbringung künstlicher Hüftgelenke von großer Bedeutung. Auch spielen rekonstruierte Fußnägel bei entsprechenden Verletzungen eine entscheidende Rolle zur Aufrechterhaltung der Lebensqualität. Aus der Vielzahl an Möglichkeiten sind abbaubare Materialien für chirurgische Zwecke, wie Fäden oder Folien, seit vielen Jahren unverzichtbar. Im Folgenden werden Ergebnisse der Forschungsarbeiten über Zahnfüllungen beziehungsweise Intraokularlinsen des Arbeitskreises der Organischen und Makromolekularen Chemie der Heinrich-Heine-Universität vorgestellt.

### Entwicklung neuer Materialien für die Dentaltechnik

Zähne – im Lateinischen *Dentes*, im Griechischen *Odon* genannt – sind Hartgebilde in der Mundhöhle von Wirbeltieren. Während den meisten Tieren die Zähne als Waffen für Jagd und Kampf dienen, benutzen die Primaten und die frühen Vertreter der menschlichen Spezies ihre Zähne unter anderem auch als Werkzeuge für die Bearbeitung von Werkstoffen.

Die modernen Menschen brauchen ihre Zähne zum Zerkauen von Nahrung und zur Lautbildung (insbesondere des S-Lautes) beim Sprechen. Darüber hinaus haben sie eine große ästhetische Bedeutung. Obwohl der Zustand der Zähne nicht mehr über das Überleben der Menschen entscheidet, bewirkt ihr Verlust noch immer eine Minderung der Lebensqualität. Das Fehlen der Zähne durch Krankheiten wie Karies oder Unfälle, aber auch durch angeborene Missbildungen kann zu psychoemotionalen Problemen führen. Demzufolge werden an modernen Zahnersatz hohe Ansprüche gestellt.

Die modernen Menschen zerkleinern im Lauf des Lebens riesige Mengen der verschiedensten Nahrungsmittel. Die Kräfte, denen ein Zahn beim Kauen ausgesetzt ist, liegen zwischen 15 und 30 Kilogramm, in Extremfällen sogar bei bis zu 80 Kilogramm. Es stellt sich die Frage, wie die gesunden Zähne von Natur aus konstruiert sind, dass sie in der Regel derartigen Belastungen widerstehen.

Die menschlichen Zähne<sup>1</sup> (Abb. 1) bestehen aus drei verschiedenen Hartschichten, Zahnschmelz, Dentin sowie Zahnzement, und einem Weichgewebe, das Zahnmark beziehungsweise die Pulpa. Der Zahnschmelz enthält keine lebenden Zellen und besteht zu 95 Prozent aus Phosphatdihydroxyapatit  $[\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}]_2$ , welches anorganischer Natur ist und die äußerste Schicht der Zahnkrone bildet. Die restlichen Bestandteile sind

---

<sup>1</sup> Vgl. Hellwig *et al.* (2009).

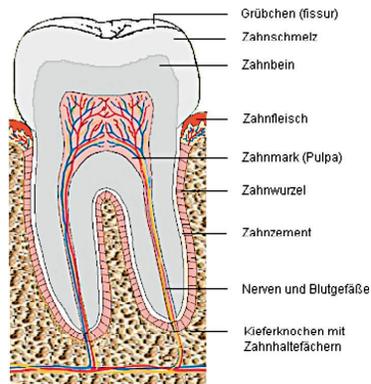


Abb. 1: Schematische Darstellung des menschlichen Backenzahns im Längsschnitt

Wasser mit einem Anteil von vier Prozent und kollagenfreie organische Substanzen, die ein Prozent des Gewichts ausmachen. Phosphathydroxylapatit erreicht seine besondere Härte durch Einlagerung von Fluor.<sup>2</sup> Auf den Kauflächen und an den Schneidekanten der Frontzähne sind die stärksten Schmelzschichten zu finden. Die feinen Rinnen auf den Kauflächen, die sogenannten Fissuren, setzen sich in die Tiefe des Schmelzes fort. Der Zahnschmelz hat eine relativ hohe Permeabilität für Ionen. Das Dentin bildet die Hauptmasse des Zahnes, ist vom Aufbau dem Knochen ähnlich und besteht zu 70 Prozent aus Hydroxylapatit und anderen anorganischen Verbindungen, zu 20 Prozent aus zellfreien organischen Substanzen – zusammengesetzt aus Kollagen, Proteoglycanen und Glycoproteinen – und zu zehn Prozent aus Wasser. Im Inneren des Dentins befindet sich ein Hohlraum für die Pulpa. Diese hat die Aufgabe, den Zahn zu ernähren und ist von Zellen, Nervenfasern und Blutgefäßen durchzogen. Sie besteht aus Glycosaminoglycanen (Oligomere und Polymere) und Proteoglycanen (Peptide und Proteine). Im Wurzelbereich wird das Dentin vom Wurzelzement bedeckt. Der Wurzelzement, der das Wurzel dentin als dünne Schicht umschließt, ist die äußere Hülle des Zahnes im Bereich der Zahnwurzel und mauert diese im Kiefer ein. Das Zahnfach (Alveole) ist die Vertiefung im Kieferknochen, in der ein Zahn mit seiner Wurzel steckt. Jeder Zahn ist in seinem Zahnfach durch elastische Faserbündel aufgehängt und besitzt eine gewisse Elastizität und Beweglichkeit. Durch diese Aufhängung kann der Halteapparat (Parodontium) Stöße abfangen und diese in Zugkräfte umwandeln.

Die Schwachstelle des Zahnes ist seine Säureempfindlichkeit. Durch den Abbau von niedermolekularen Polysacchariden kann sich im Mund unter anderem Milchsäure und Essigsäure beziehungsweise Propionsäure bilden. Die bereits im Plaque dissoziierten Säuren führen zu interprismatischen Auflösungserscheinungen der Zahnoberfläche. Wird diese Schicht zerstört, können Mikroorganismen bis in das Dentin durchwandern und zu Karies führen.

An moderne Zahnersatzmaterialien werden hohe Ansprüche gestellt, um die entstehenden Schäden optimal zu bekämpfen beziehungsweise zu beheben. Die verwendeten

<sup>2</sup> Vgl. Reitemeier *et al.* (2006).

Materialien sollen insbesondere ähnliche chemische und physikalische Eigenschaften wie natürliche Zähne aufweisen. Auch der Zahnersatz sollte sich farblich nicht von den gesunden Zähnen im Mund unterscheiden. Für die Entwicklung neuer Zahnersatzmaterialien ist eine Quantifizierung der physikalischen Eigenschaften – wie beispielsweise Härte, Schrumpfverhalten, Wärmeleitfähigkeit, mechanische sowie elektrische Eigenschaften – und deren Vergleich mit denen natürlicher Zähne von großer Bedeutung. Im Idealfall besitzen Prothesen oder Füllungsmaterialien die gleichen Eigenschaften wie die Zahnschmelz, mit der sie im Kontakt stehen. Die Eigenschaften menschlicher Zähne und gängiger zahnärztlicher Ersatzmaterialien sind in Tabelle 1 zusammengefasst.<sup>3</sup>

	Expansion [ $10^{-6} / ^\circ\text{C}$ ]	Wärmeleitung [ $\text{W} / \text{cm K}$ ]	Elastizitätsmodul [ $\text{MPa}$ ]	Bruchfestigkeit [ $\text{MPa}$ ]		Knoop-Härte [ $\text{GPa}$ ]
				Zug	Druck	
Dentin	Zahn	0,0015	130.000–19.300	98	297	68
Schmelz	(insg.) 10–15	0,0022	90.000	10	400	343
Gold	12–15	0,71	96.600	414–828	–	85
Amalgam	22–28	0,0550	27.600	48–69	310–483	110
Keramik	8	0,0025	–	40	150	460
Komposite	25–68	0,0025	16.600	34–62	200–345	–

Tab. 1: Vergleich der physikalischen Eigenschaften der menschlichen Zähne mit synthetischen Ersatzmaterialien

Aus dem Vergleich der vier verschiedenen Werkstoffe mit den natürlichen Zahnschmelzen ist es ersichtlich, dass die thermische Expansion von Gold ungefähr der des Zahnes entspricht, während die von Keramik leicht geringer ist und die von Amalgam und Kompositen die Ausdehnung des Zahnes um ein Vielfaches übersteigen.

Bei der Betrachtung der mechanischen Eigenschaften stellt sich Gold als der elastischste und zugfesteste unter den betrachteten Werkstoffen heraus. Die Zugfestigkeit ist ein günstiger Wert zum Abschätzen der Scherfestigkeit, welche zum Beispiel beim Reiben der Zähne aufeinander von Bedeutung ist. Ein deutlicher Nachteil einer Goldfüllung ist aber ihre hohe Wärmeleitfähigkeit, welche zu einer Steigerung der Schmerzempfindlichkeit führt. Noch ein Nachteil ist ihr stark positives Standardreduktionspotential von 1,69 Volt. Kommt eine Goldkrone mit einem unedlen Metall wie Aluminium ( $E^0 = -1,676\text{V}$ ) in Kontakt, so fließt ein elektrischer Strom, der in der Pulpa als Schmerz wahrgenommen wird. Auch aus ästhetischen Gründen ist Gold gerade im vorderen Kieferbereich nur begrenzt einsetzbar.

Die thermischen Eigenschaften von Keramiken als Zahnersatzmaterial, welche meist aus Feldspat, Quarz und Aluminiumoxid bestehen, sind denen natürlicher Zahnschmelzen sehr ähnlich. Ein zusätzlicher Vorteil ist die Möglichkeit, durch die richtige Beimischung farbiger Metalloxide die Farbe den natürlichen Zähnen anzupassen. Während sie eine deutlich geringere Festigkeit als die anderen Materialien aufweisen, besitzen sie mit Abstand die größte Härte, welche selbst die des Zahnschmelzes übersteigt. Die Anwendungsgebiete sind hier vielfältig, da durch perfekt angepasste Keramikkrone oder -inlays die Ästhetik vollkommen gewahrt wird.

Die mechanischen Eigenschaften von Amalgamen bewegen sich zwischen denen von Dentin und Schmelz. Die Druckfestigkeit kann die des menschlichen Schmelzes sogar

<sup>3</sup> Vgl. Craig *et al.* (2006: Kap. 4) sowie Eichner *et al.* (2005).

übersteigen. Die Wärmeleitfähigkeit beträgt ebenfalls nur knapp ein Dreizehntel von der einer Goldfüllung. In der jüngsten Vergangenheit hat aber die Akzeptanz von Amalgam als Zahnersatzmaterial stark abgenommen. Amalgam besteht etwa zu 50 Prozent aus reinem Quecksilber und einer Mischung aus Silber, Zinn, Kupfer und Zink und bildet eine plastische Masse, die nach circa drei bis fünf Minuten erhärtet. Das Quecksilber wird dabei in einer festen Phase mit dem Silber gebunden. Erst durch Einführung moderner Methoden konnten die sehr geringen Mengen an freigesetztem Quecksilber im Nanogramm- bis Pikogrammbereich aus dem Amalgam nachgewiesen werden. Die Tatsache, dass Quecksilber in den Organismus gelangt und nur langsam ausgeschieden wird, führte zu allgemeiner Besorgnis in der Bevölkerung. Eine Literaturstudie des Instituts für Krankenhaushygiene der Universitätsklinik Freiburg kam dagegen zu dem Schluss: „Aufgrund der Berücksichtigung aller verfügbaren Daten kann Amalgam weder medizinisch, arbeitsmedizinisch noch ökologisch als sicheres Zahnfüllungsmaterial bezeichnet werden.“<sup>4</sup> Es konnte allerdings wissenschaftlich nicht nachgewiesen werden, dass das Amalgam die Ursache für gewisse Krankheiten ist.

Aus diesem Grund wurde intensiv nach einem Ersatzmaterial für Amalgam gesucht. Dabei sollten die Kunststoffmaterialien, die sogenannten „Komposite“, möglichst kostengünstig die gewünschten Eigenschaften des Amalgams – wie beispielsweise hohe Festigkeit, geringer Abrieb, leichte und schnelle Verarbeitung – ersetzen und zudem den ästhetischen Ansprüchen genügen. Die Komponenten sollten biologisch unbedenklich sein.

Tabelle 1 zeigt, dass die Bruchfestigkeit von Kunststoffkompositen in der Größenordnung von Amalgam liegt, wobei die Wärmeleitfähigkeit der von Keramik gleich ist. Die Elastizität ist der von Dentin ähnlich. Ein deutlicher Nachteil liegt in der hohen thermischen Expansion, welche fast das Siebenfache der Expansion von menschlichem Zahn betragen kann. Die einfache Verarbeitung, die niedrigen Kosten und die Möglichkeit der Farbanpassung gehören neben der hohen Festigkeit zu den Vorteilen dieser Kunststoffpolymere.

## Die Geschichte der Polymere in der Dentaltechnik

Durch die kommerzielle Synthese von Methacrylaten, beziehungsweise von Plexiglas<sup>®</sup>, in den 40er Jahren des letzten Jahrhunderts ergab sich erstmals die Möglichkeit, harte organische Materialien in der Zahntechnik einzusetzen. Diese Methode wurde zuerst für die Herstellung von Zahnprothesen verwendet. Erst die Entwicklung von Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA, Abb. 2) durch Bowen *et al.*<sup>5</sup> in den 1960er Jahren brachte den Durchbruch für die Verwendung von Polymeren in der Dentaltechnik. Demzufolge setzt sich die Matrix von Kompositen meist aus oligomeren Dimethacrylat wie beispielsweise Bis-GMA zusammen. Diese polymerisieren durch Bestrahlung mit blauem Licht in Gegenwart von Campherchinon als UV-Initiator und einem tertiären Amin als Co-Initiator.

Nachteilig für die Verarbeitung ist jedoch deren hohe Viskosität, weshalb meist doch geringe Mengen kurzkettiger Mono- oder Bismethacrylate beigemischt werden müssen.

<sup>4</sup> Vgl. Mutter *et al.* (2005).

<sup>5</sup> Vgl. Bowen (1962: US Patent 3066112) sowie Bowen (1965: US Patent 3179783).

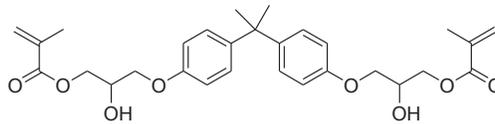
**Bis-GMA**

Abb. 2: Struktur von Bis-GMA

Bei neuen Forschungsarbeiten werden verzweigte oder dendritische Monomere eingesetzt, die zwar eine geringere Viskosität und Schrumpfung, aber auch eine geringere mechanische Stabilität als das Bis-GMA aufweisen. An der Entwicklung von ringöffnend polymerisierbaren Monomeren, die zu einer kontrollierten Expansion bei der Aushärtung der Zahnfüllung führen sollen, wurde ebenfalls geforscht.<sup>6</sup>

Als Füllstoffe kommen Glas-, Keramik- und Quarzteilchen (Silikate und Sande) zum Einsatz, deren Wechselwirkung mit dem Kunststoff durch eine Beschichtung mit Silanen verbessert wird. Ein Nachteil des Kompositfüllungsmaterials ist die aufwendige und intensive Verarbeitung. Um das Polymerisationsschrumpfverhalten des Materials zu minimieren, muss es in mehreren Schichten aufgetragen und mit Blaulicht gehärtet werden.

Um langlebige Zahnfüllungen zu entwickeln, muss durch eine ausreichende Haftung der Füllung auf der Dentinoberfläche die Bildung von Randspalten und damit ein kariöser Infekt verhindert werden. Zu diesem Zweck werden Adhäsive eingesetzt. Diese Adhäsive sollen durch geeignete funktionelle Gruppen eine chemische Bindung mit dem Dentin eingehen. Hierzu werden zum Beispiel Carboxylate und Phosphate zur Chelatbindung mit dem Kalzium des Dentins oder Isocyanate zur kovalenten Bindung mit dem Dentinkollagen verwendet. Eine ausreichende Haftung wird allerdings durch eine mikroskopische Anrauhung der Oberfläche erreicht. Hierzu wird zunächst die Zahnschicht mit einer Phosphorsäurelösung vorbehandelt. Im zweiten Schritt wird der Primer, ein multifunktionelles Monomer, aufgebracht, welches aufgrund hydrophiler Gruppen das Dentin benetzt und anschließend polymerisiert wird. Der Primer bildet beim Aushärten kovalente Bindungen mit der Polymermatrix des Komposits. Die Verbindung mit dem Dentin beruht nur auf mechanischer Retention, die durch das Eindringen der Moleküle in die raue Dentinoberfläche zustande kommt.

In der Regel werden hierzu niederviskose, hochpolare Verbindungen wie beispielsweise 2-Hydroxyethylmethacrylat und 2-Hydroxymethacrylsäure verwendet. Auch hydrophile phosphorsäurehaltige Monomere werden eingesetzt. Der Nachteil hierbei liegt jedoch darin, dass nicht umgesetzte Monomere, welche als gesundheitsschädlich eingestuft werden, leicht durch Diffusion in die Pulpa gelangen können. Es wird in der Praxis zwar durch moderne Polymerisationsmethoden die Menge an Restmonomeren stark reduziert, aber eine quantitative Umsetzung während der kurzen Bestrahlungszeit wird nicht erreicht. Zudem kann durch die auftretende Volumenkontraktion während der Polymerisation ein Randspalt auftreten, der den Kontakt und die Haftung weiter vermindert.

<sup>6</sup> Vgl. Klee *et al.* (1998: 71, 269) sowie Klee *et al.* (1999: 200, 517).



Neben den schon genannten Möglichkeiten boten sich die Glasionomerzemente (GIZ) in den letzten Jahren aufgrund ihrer einfachen Verarbeitung als willkommene Amalgamnachfolger an.

Die Ausgangsbestandteile der Glasionomerzemente bestehen aus einer wässrigen Lösung der Polyacrylsäuren und deren Copolymere mit Itakonsäure beziehungsweise Maleinsäure und einem Kalzium-Aluminium-Fluorsilikatglas, das im sauren Medium mehrwertige Kationen abgibt. Durch die Mischung der beiden Komponenten (Abb. 4) kommt es zu einer Vernetzung, und es bildet sich innerhalb von circa fünf bis zehn Minuten ein Kalzium-Polycarboxylatgel. Nach etwa 24 Stunden lagert sich auch das herausgelöste Aluminium in die Polycarboxylatgel-Matrix ein und stabilisiert das System so erheblich, dass eine über Ionenbindung vernetzte, makromolekulare Polymerstruktur mit relativ festen ionischen Bindungen entsteht (Abb. 4). Im Gegensatz zu den Kompositen wird auf den Einsatz zusätzlicher Haftvermittler verzichtet, weil GIZ über die Carboxylgruppen der Säure eine chemische Bindung mit der Zahnhartsubstanz eingehen. Zudem zeigen GIZ keinerlei Polymerisationsschrumpfung, sind preiswert und einfach zu verarbeiten. Sie besitzen aufgrund der Fluoridabgabe eine gewisse Kariesprotektion. Zu den Nachteilen gegenüber Kunststofffüllungen zählen vor allem die im Vergleich deutlich geringere Bruch- und Biegefestigkeit sowie die geringe Abrasionsstabilität.

Diese schwach ausgeprägten mechanischen Eigenschaften bilden den Ansatzpunkt von weiteren Forschungsarbeiten. Auf unterschiedlichen Wegen werden diese durch neuartige Monomere zum Aufbau der Polysäuren, chemische Modifikation kommerzieller Polysäuren oder auch den Einsatz von modifizierten Silikagläsern angesteuert. Dabei sind insbesondere die Abbindereaktion und die Flexibilität beziehungsweise Steifigkeit der Polysäureketten im Fokus der Forschung und sollen dem etablierten Werkstoff nach dem möglichen Verbot von Amalgam-Füllungen<sup>9</sup> im Jahr 2013 zu ausgedehnterer Anwendung verhelfen.



Abb. 4: Links: Anmischen von Glasionomerzement (GIZ); aus: Wilson und McLean (1988). Rechts: GIZ in der Anwendung; aus: Kullmann (1990).

## Funktionsmaterialien für die Ophthalmologie

Neben den Materialien für die Dentaltechnik stellen die Funktionsmaterialien für die Ophthalmologie einen bedeutenden und breiten Bereich dar.

<sup>9</sup> Vgl. Enders (2009).

Unter den Erkrankungen des Auges ist der „graue Star“ wohl eine der bekanntesten. Laut WHO leiden weltweit mehr als 314 Millionen Menschen unter einem beeinträchtigten Sehvermögen, wobei 40 bis 45 Millionen davon vollständig erblindet sind. Etwa 47 Prozent (Abb. 5) aller Erblindungen weltweit sind dabei auf einen Katarakt zurückzuführen.<sup>10</sup>

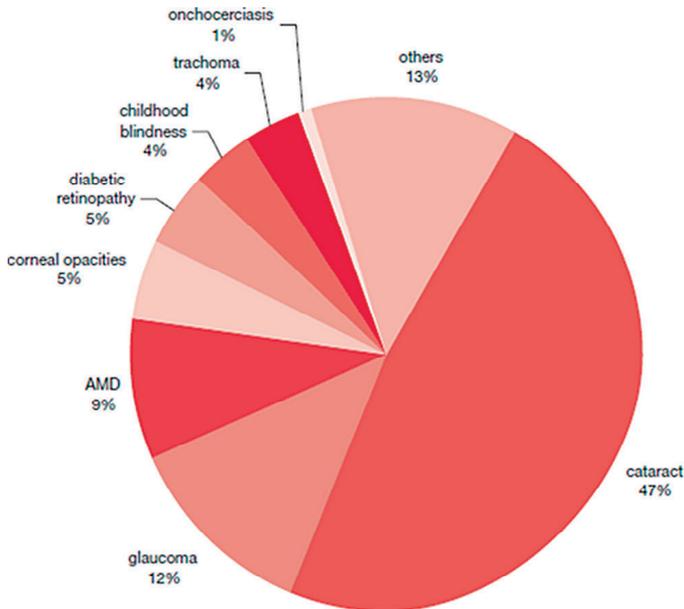


Abb. 5: Globale Ursachen für eine Erblindung durch eine Erkrankung des Auges; vgl. <http://www.meditec.zeiss.com/iol> (23.12.2010).

Bei einem Katarakt, umgangssprachlich auch als „grauer Star“ bezeichnet, handelt es sich um eine Trübung der normalerweise klaren Linse des Auges (Abb. 6).

Im gesunden Zustand ist die Linse vollständig klar, hat eine bikonvexe Form und ist bei erwachsenen Menschen zehn bis zwölf Millimeter groß und je nach veränderter Form (Akkommodation) circa vier Millimeter dick. Die eigentliche Linse wird dabei von einem nur wenige mm dicken Kapselsack umhüllt. Wie man in Abbildung 7 sehen kann, befindet sich die Linse vor dem Glaskörper und hinter der Iris in der hinteren Augenkammer.

Im Endstadium kann eine Katarakterkrankung zur vollständigen Erblindung führen. Unter den verschiedenen Ursachen der Linsentrübung stellt der Altersstar (*Cataracta senilis*) mit circa 90 Prozent den größten Anteil an allen Katarakten. Die Veranlagung für einen Altersstar wird häufig vererbt und kann schon im mittleren Lebensalter auftreten. Die letztendliche Ursache der Entstehung eines Kataraktes ist multifraktionell. Zweifellos können jedoch Veränderungen der Enzymsysteme des Kohlehydratstoffwechsels

<sup>10</sup> Vgl. [http://www.who.int/blindness/Vision2020\\_report.pdf](http://www.who.int/blindness/Vision2020_report.pdf) (23.12.2010).

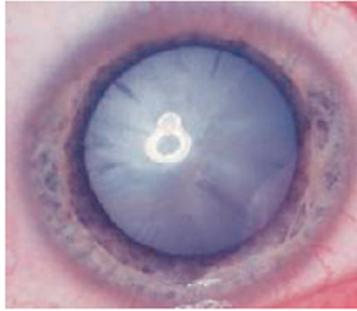


Abb. 6: Vollständige Trübung der Linse durch einen Alsterkatarakt (*Cataracta senilis*) im Endstadium; vgl. Sachsenweger (2003).

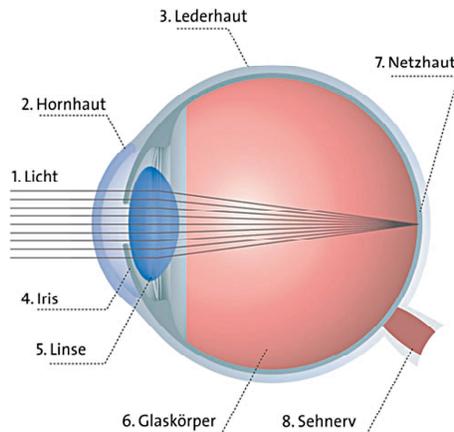


Abb. 7: Schematische Darstellung des menschlichen Auges; vgl. <http://www.meditec.zeiss.com/iol> (23.12.2010).

als Energiequelle des Auges beziehungsweise der Linse eine entscheidende Rolle zugeschrieben werden. Darüber hinaus steht auch fest, dass intensive Sonneneinstrahlung mit hohem Anteil im UV-Bereich, Unterernährung und ein Mangel an essentiellen Aminosäuren die Katarakterkrankung fördern können. Durch epidemiologische Studien konnten auch Zusammenhänge zwischen Rauchen sowie Alkoholismus und der Erkrankung belegt werden. Weitere Ursachen für die Bildung eines Kataraktes können Medikamente, Vergiftungen oder Allgemeinerkrankungen sein, hier insbesondere der Diabetes mellitus.

Bei einer Katarakterkrankung gibt es keine Alternative zu einem operativen Eingriff, da es bis heute keine wirksame medikamentöse Behandlung gibt. Die Kataraktoperation zählt zu den ältesten bekannten Operationen und wurde schon vor 2.000 Jahren im antiken Griechenland und bei den Römern durchgeführt. Bei diesen ersten Linsenoperationen wurde die trübe Linse mittels einer Nadel nach unten in den Glaskörperraum

gedrückt. Heute ist die extrakapsuläre Kataraktexpression (ECCE) die Methode der Wahl und zählt zu den am häufigsten durchgeführten Operationen. Die Entfernung der trüben Linse geschieht dabei meist über eine Phakoemulsifikation. Dabei handelt es sich um eine ultraschallgetriebene Linsenkernverflüssigung und einem anschließenden Absaugen des zerkleinerten Linsenkerns (Abb. 8). Der so entstehende Freiraum kann nun für die Implantation einer künstlichen Linse genutzt werden.

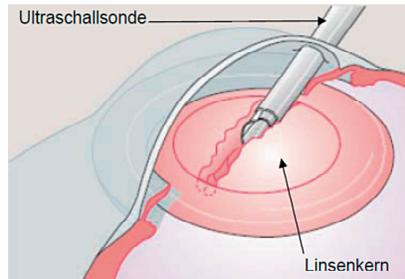
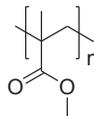


Abb. 8: Schematische Darstellung der Zerkleinerung des Linsenkerns; vgl. Sachsenweger (2003)

Die Entwicklung von Funktionsmaterialien in der Ophthalmologie speziell der von Intraokularlinsen (IOL) begann dagegen erst kurz nach dem Zweiten Weltkrieg. 1949 führte der britische Arzt Sir Harold Ridley die erste Implantation einer Intraokularlinse in das menschliche Auge durch. Die erste Generation dieser IOLs bestand aus Polymethylmethacrylat (PMMA) beziehungsweise einfachem Plexiglas<sup>®</sup> (Abb. 9).



PMMA

Abb. 9: Polymerstruktur von PMMA (Plexiglas<sup>®</sup>)

Ridley kam auf dieses Material, da er während des Zweiten Weltkriegs in einem Lazarett Piloten mit perforierenden Fremdkörperverletzungen der Augen behandelt hatte. Diese Splitter stammten aus den zerborstenen Cockpitkuppeln ihrer Flugzeuge. Dabei beobachtete er, dass sich diese Splitter im Augeneninneren relativ inert verhielten.<sup>11</sup> Das von Ridley verwendete PMMA ist ein glasklares hartes Material, was für eine Implantation ins Auge einen relativ langen Schnitt von fünf bis sechs Millimetern voraussetzte. Des Weiteren besaßen diese IOLs keinerlei Zusatzverbindungen, um die natürlichen protektiven Eigenschaften einer natürlichen Linse zu emittieren. Im Verlauf der letzten 60 Jahre kam es zu einer Vielzahl von Innovationen auf dem Gebiet der IOL, so dass heutzutage eine große Vielfalt an Linsentypen und Materialien zur Verfügung steht. Die gegenwärtige Generation der IOLs stellen die sogenannten Faltlinsen dar. Diese be-

<sup>11</sup> Vgl. Auffrath (2001).

stehen aus flexiblen Materialien, die nach dem Verflüssigen und Absaugen der trüben Linse, im aufgerollten Zustand über eine Kanüle in den entstehenden Freiraum in Auge appliziert werden können. Eine IOL setzt sich im Allgemeinen aus einem optischen und einem haptischen Teil zusammen (Abb. 10). Der haptische Teil besteht aus flexiblen Bügeln, welche sich im Auge verspannen und die Linse in ihrer Position halten.

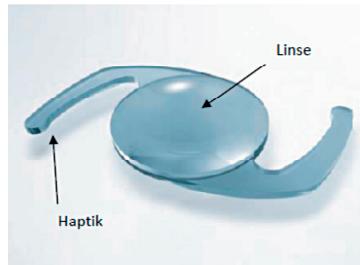


Abb. 10: IOL mit entsprechenden flexiblen Haptiken, welche die Linse in Position halten. Vgl. <http://www.meditec.zeiss.com/iol> (32.12.2010).

Durch das Aufrollen der IOL kann die Inzisionsgröße auf nur noch 2,3 bis 3,5 Millimeter verkleinert werden. Eine solche minimalinvasive Vorgehensweise ermöglicht einen wasserdichten nahtlosen Wundverschluss, was das Infektionsrisiko stark reduziert und eine ambulante, etwa 30-minütige Operation bei lokaler Betäubung ermöglicht.

Bei den dabei verwendeten Materialien unterscheidet man zwischen hydrophoben Falllinsen mit einem Wassergehalt unter einem Prozent und hydrophilen Falllinsen mit einem Wassergehalt von 15 bis 35 Prozent. Ein weiterer Unterschied neben dem Wassergehalt ist die sogenannte Glasübergangstemperatur ( $T_G$ ). Darunter versteht man die Temperatur, bei der ein festes Polymer weich wird. Diese Temperatur liegt bei den hydrophoben Materialien unterhalb der Körpertemperatur in einem Bereich von  $-25$  Grad bis  $+5$  Grad, was bedeutet, dass diese Linsen bei Raum- beziehungsweise Körpertemperatur weich und extrem elastisch sind. Die hydrophilen Linsen besitzen im trockenen Zustand eine  $T_G$  von über 100 Grad und sind aus diesem Grund glashart. Um sie weich und flexibel zu machen, lässt man die Linse aufgrund ihrer Hydrophilie einfach in Wasserquellen. Durch die Aufnahme von 20 bis 35 Prozent Wasser werden auch diese Linsen bei Raumtemperatur weich und flexibel. Diese Art der Linsen hat den Vorteil, dass man sie bei Raumtemperatur über entsprechende Drehmaschinen fertigen kann, während man die hydrophoben Linsen nur mit einem großen technischen Aufwand im tiefgefrorenen Zustand bearbeiten kann. Ein Beispiel für ein hydrophiles Material ist ein Copolymer aus 2-Hydroxyethylmethacrylat (2-HEMA) als hydrophiles Monomer, Ethoxyethylmethacrylat (EOEMA) als hydrophobes Monomer und Ethylenglycoldimethacrylat (EGDMA) als Vernetzer (Abb. 11). Durch das Verhältnis von 2-HEMA zu EOEMA kann man gezielt den  $T_G$ -Wert und den Wassergehalt des Materials steuern.

Das menschliche Auge ist permanent der energiereichen Strahlung der Sonne ausgesetzt. Dabei trifft nicht nur das für den Menschen sichtbare Licht der Wellenlängen von

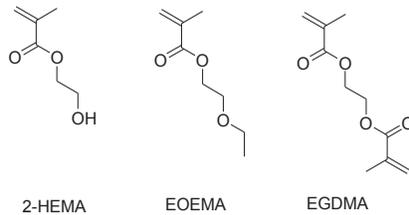


Abb. 11: Monomere, die sich zur Fertigung eines hydrophilen Linsenmaterials eignen.

etwa 380 bis 780 Nanometern, sondern auch das kurzwelligere und deshalb energiereicher ultraviolette (UV) Licht auf das Auge (Abb. 12).



Abb. 12: Der für das menschliche Auge sichtbare Spektralbereich

Um die empfindliche Netzhaut vor dem Auftreffen energiereicher Strahlung zu schützen, besitzen einige Strukturelemente des Auges eine aktive Schutzfunktion. So ist die menschliche Hornhaut für UV-Licht mit einer Wellenlänge unter 300 Nanometern undurchlässig. Strahlung zwischen 300 und 400 Nanometern wird fast vollständig von der Linse absorbiert. Aber auch das sichtbare, insbesondere das energiereiche violett-blaue Licht kann die Netzhaut irreversibel schädigen. Als natürliche Schutzfunktion lagert das menschliche Auge mit zunehmendem Alter vermehrt ein gelbes Pigment in der Linse ein, um das violett-blaue Licht zu absorbieren (Abb. 13).



Abb. 13: Zunehmende Pigmentierung der Linse während des Alterungsprozesses; vgl. <http://acrysof-restor.de/acrysof-restor/blaulichtfilter.htm> (23.12.2010).

Durch eine Kataraktoperation wird der natürliche Ultraviolett- und Violett-Blau-Lichtfilter entfernt und die Netzhaut schutzlos energiereicher Strahlung ausgesetzt. Um einen dauerhaften Schutz der Netzhaut zu gewährleisten, werden im Arbeitskreis von Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Ritter verschiedene polymerisierbare Gelbfarbstoffe entwickelt, die ein optimales Absorptionsverhalten gegenüber dem energiereichen violett-blauen Licht zeigen und dabei das Sehen im restlichen sichtbaren Spektralbereich nicht beein-

flussen. In Kombination mit einem entsprechenden UV-Absorber konnte ein hydrophiles Material hergestellt werden (Abb. 14), welches die Schutzfunktionen und optischen Eigenschaften eines gesunden Auges nahezu perfekt imitiert.

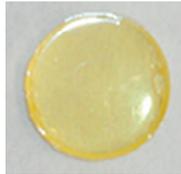


Abb. 14: hydrophiler Linsenrohling zur Fertigung einer IOL

Bei der Entwicklung neuer optischer Materialien wird insbesondere ein Augenmerk auf polymerisationsfähige hochbrechende Monomere gelegt, da es mit diesen möglich ist, IOLs herzustellen die einen großen Brechungsindex aufweisen. Die Brechungsindizes einiger Stoffe sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

Tab. 2: Brechungsindices verschiedener Stoffe

Stoff	Brechungsindex
Luft	1,00029
Wasser	1,33
PMMA	1,49
Polystyrol	1,59
Schwefelkohlenstoff	1,62
Zirkon ( $ZrO_2 \cdot SiO_2$ )	1,92
Rutil ( $TiO_2$ )	2,907

Hohe Brechungsindices haben den Vorteil, dass die IOLs aus solchen Materialien noch dünner gefertigt und deshalb besser appliziert werden können. Gleichzeitig besteht die Möglichkeit, mit solchen hochbrechenden IOLs hochgradige Refraktionsfehler auszugleichen. Die aus solchen Monomeren hergestellten Materialien sind somit neben dem Einsatz in der Kataraktchirurgie auch für den Einsatz in der refraktiven Chirurgie geeignet, um bei hochmyopen Patienten hochgradige Refraktionsfehler auszugleichen oder zu minimieren.



Abb. 15: Blaugefärbte Iris eines gesunden Auges

Neben den Funktionsmaterialien für die Kataraktchirurgie werden am Lehrstuhl für Präparative Polymerchemie der HHUD auch neue Polymere und Farbstoffe für Irisim-

plantate entwickelt. Abb. 15 zeigt die Iris eines gesunden Auges. Dabei weist die Iris meist ein mehrfarbiges Muster auf, weshalb sie auch Regenbogenhaut genannt wird.

Dieses Erscheinungsbild entwickelt sich durch zufällige Entstehungsprozesse in den ersten Lebensmonaten und ist ein persönliches und einzigartiges Charaktermerkmal. Die Lichtundurchlässigkeit der Iris wird durch Melanin-Farbstoffen gewährleistet. Braune Augen enthalten höhere Anteile dieser Pigmente als blaue, grüne oder graue Augen. Bei Menschen mit Albinismus fehlen sie vollständig, wodurch die rote Färbung der dahinter liegenden Blutgefäße zum Vorschein kommt. Das teilweise oder vollständige Fehlen der Iris führt fast immer zu einem erheblichen Sehkraftverlust. Neben traumatischen Ursachen können verschiedene Krankheiten und genetische Defekte dafür verantwortlich sein. Um die Sehkraft eines Patienten mit einer die Iris betreffenden Krankheiten zumindest teilweise wiederherzustellen, muss in erster Linie die Lichtempfindlichkeit des Auges reduziert werden. Der fehlende Bereich der Iris kann durch ein lichtundurchlässiges Implantat ersetzt werden. Je natürlicher dieses aussieht, desto größer ist der Gewinn an Lebensqualität für die betroffene Person. Bei diesen Implantaten stehen unter anderem schwarz oder einfarbig eingefärbte Polymethylmethacrylate zur Verfügung, die in das Auge eingespannt werden und die Iris ersetzen beziehungsweise ergänzen. Auch bei den Irisimplantaten auf PMMA-Basis besteht der große Nachteil, dass das harte unflexible Implantat über einen großen Schnitt von neun bis elf Millimetern ins Auge implantiert werden muss. Hinzu kommt, dass die hier verwendeten Farbstoffe oft nicht kovalent an das Material eingebunden sind, sondern in Form von Pigmenten beigemischt werden. Sie können heraus diffundieren und möglicherweise das Auge schädigen. Ebenso kann die einfarbige Oberfläche des Implantats die wahre Beschaffenheit der Iris nur unzureichend wiedergeben, was dem Auge des Patienten ein unnatürliches Aussehen verleiht. Bei Implantaten auf Silikonbasis kann über eine Fotografie eine individuelle Farb- und Musteranpassung an die noch vorhandene Iris eines Patienten erfolgen; ebenso können sie aufgrund ihrer Flexibilität im gefalteten Zustand ins Auge eingeführt werden. Jedoch ist bei Silikonoberflächen die Proteinanlagerung begünstigt, was zu einer Verklumpung der Proteine und zu einer Ablagerung dieser im Auge führen kann. Des Weiteren konnten in Studien an Patienten mit Silikonbrustimplantaten oder intraokularen Silikonöl-Implantaten Siloxan-Ringe in Leber und Lymphknoten nachgewiesen werden, die sich aus dem Implantatmaterial gelöst hatten. Die Anbieter gängiger Produkte bieten insgesamt keine idealen Materialien zur Herstellung von Iris-Prothesen, die dem Auge ein vollkommen natürliches Aussehen verleihen und keine gesundheitlichen Risiken bergen. Aus diesem Grund werden neue polymerisierbare Grundfarbstoffe entwickelt, aus denen man jede erdenkliche Farbkombination für eine farbechte Nachbildung der Iris mischen kann.

Die Anforderungen an die neu entwickelten Materialien und Verbindungen für die Ophthalmologie sind extrem hoch. Es muss berücksichtigt werden, dass die Materialien über viele Jahrzehnte im Auge stabil bleiben und sich nicht – beispielsweise unter dem Einfluss von UV-Strahlung – zersetzen und ihre protektiven Eigenschaften verlieren. Des Weiteren ist es unerlässlich, die Verbindungen so zu synthetisieren, dass sie kovalent, also über chemische Bindungen in das Basismaterial eingebunden werden können. Dies verhindert, dass es nach einer Implantation der IOL in das Auge zu einem Auswaschen der Farbstoffe und UV-Filter durch natürliches Kammerwasser kommt.

An der Synthese der einzelnen Verbindungen haben Dr. Daniel Schmitz, Dr. Michael Klink, Dr. Sadik Amajjahe, Dr. Thomas Klabunde, Bernd Garska, Dominika Bernert, Jia Cheng, Maximilian Maier, Katharina Kreth, Kathrin Isenbügel, Alain Kavafyan und Thomas Tichelkamp mitgewirkt.

## Literatur

- AUFFRATH, G. U. und D. J. APPLE (2001). „Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinse“, *Der Ophthalmologe*, 1017–1028.
- BOWEN, R. L. US Patent 3066112, 1962, US Patent 3179783, 1965.
- CRAIG, R. G., J. M. POWERS und J. C. WATAHA (2006). *Zahnärztliche Werkstoffe. Eigenschaften und Verarbeitung*. München.
- EICHNER, K. und H. F. KAPPERT (2008). *Zahnärztliche Werkstoffe. Und ihre Verarbeitung*. Stuttgart.
- ENDERS, J. (2009). „Globales Übereinkommen zu Quecksilber“, *Dental Tribune International*. <http://www.dental-tribune.com/articles/content/id/456> (23.12.2010).
- HELLWIG, E., J. KLIMEK und T. ATTIN (<sup>5</sup>2009). *Einführung in die Zahnerhaltung*. Köln.
- KLABUNDE, T. (2001). *Amalgamersatz: Neue Wege zur Herstellung von Dentalkompositen mit geringem Polymerisationsschrump auf (Meth-)acrylbasis*. Diss. Mainz.
- KLEE, J. E., U. WALZ, D. HÖLTER, H. FREY und R. MÜLHAUPT (1998). *Angewandte Makromolekulare Chemie*. Berlin, 71, 269.
- KLEE, J. E., F. NEIDHARDT und H. J. FLAMMERSHEIM (1999). *Makromolecular Chemistry and Physics*, 200, 517.
- KULLMANN, W., (1990). *Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen*, München.
- MOSZNER, N., H. RITTER, U.-K. FISCHER, M. TABATABAI, M. SCHAUB und A. UTTERODT (2008). *Dentalmaterialien mit geringem Polymerisationsschrumpf EP 1970042 A2*.
- MUTTER, J., J. NAUMANN, H. WALACH und F. DASCHNER (2005). „Amalgam: Eine Risikobewertung unter Berücksichtigung der neuen Literatur bis 2005“, *Gesundheitswesen* 67, 204–216.
- REITEMEIER, B., N. SCHWENZER und M. EHRENFELD (2006). *Einführung in die Zahnmedizin*. Stuttgart.
- SACHSENWEGER, M. (2003). *Augenheilkunde*. Bd. 2. Stuttgart.
- WILSON, Alan D. und John W. McLean (1988). *Glasionomerezement*. Berlin.

ISBN 978-3-940671-71-4



9 783940 671714