



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 16 751 T2 2004.06.03**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 914 169 B1**

(51) Int Cl.7: **A61L 31/04**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 16 751.1**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US98/11008**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 925 025.3**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 98/053862**

(86) PCT-Anmeldetag: **29.05.1998**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **03.12.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **12.05.1999**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **30.07.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **03.06.2004**

(30) Unionspriorität:
47882 P 29.05.1997 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:
Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, Tex., US

(72) Erfinder:
**GRAFF, Gustav, Cleburne, US; KARAKELLE,
Mutlu, Fort Worth, US; SHEETS, W., John, Fort
Worth, US; YANNI, M., John, Burleson, US**

(74) Vertreter:
Lederer & Keller, 80538 München

(54) Bezeichnung: **MATERIALIEN ZUR BEHANDLUNG DES GLAUKOMS**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft das Gebiet der Ophthalmologie. Genauer betrifft die Erfindung polymere Materialien zur Verwendung zur Herstellung von Glaukomfiltrationsvorrichtungen.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Die dem Glaukom zugrunde liegenden Ursachen werden nicht vollständig verstanden. Es ist jedoch bekannt, dass ein erhöhter Intraokulardruck eines der Symptome ist, das mit der Entwicklung von Glaukomen verbunden ist. Die Erhöhung des Intraokulardrucks kann schließlich zu einer Beeinträchtigung oder dem Verlust der normalen Sehfunktion führen aufgrund einer Schädigung des optischen Nerven. Es ist auch bekannt, dass ein erhöhter Intraokulardruck durch einen Überschuss an Flüssigkeit (d. h. Kammerwasser) im Auge entsteht. Es wird angenommen, dass die überschüssige Intraokularflüssigkeit durch Blockierung oder Störung des normalen Abflusses der Flüssigkeit aus dem Auge über das Trabekelnetzwerk entsteht.

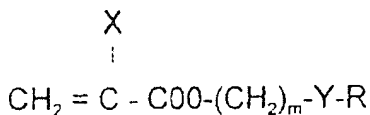
[0003] Die derzeit verfügbaren Arzneimitteltherapien zur Behandlung von Glaukom versuchen, den Intraokulardruck mit Hilfe der Erhöhung der Ableitung oder des "Abfließens" von Kammerwasser aus dem Auge oder der Senkung der Erzeugung des "Einströmens" von Kammerwasser durch Wimperprozesse des Auges zu vermindern. In einigen Fällen wurden die Patienten refraktär gegen die Arzneimitteltherapie. In anderen Fällen ist die Verwendung der Arzneimitteltherapie allein nicht ausreichend, um den Intraokulardruck angemessen zu kontrollieren, insbesondere, wenn eine schwere Blockierung der normalen Passage für das Ausströmen des Kammerwassers besteht. Daher ist bei einigen Patienten ein chirurgischer Eingriff erforderlich, um das gestörte Herausfließen von Kammerwasser zu korrigieren und dadurch deren Intraokulardruck zu normalisieren oder mindestens zu kontrollieren. Das Herausfließen von Kammerwasser kann verbessert werden mit Hilfe von chirurgischen Intraokularverfahren, die dem Fachmann auf dem Gebiet der Trabekulektomieverfahren bekannt sind. Diese Verfahren werden kollektiv als "Glaukomfiltrationschirurgie" bezeichnet.

[0004] Die Verfahren, die für die Glaukomfiltrationschirurgie verwendet werden, beinhalten im Allgemeinen die Erzeugung einer Fistel, um die Drainage des Kammerwassers in ein chirurgisch vorbereitetes Filtrationsbläschen zu fördern. Alternativ wurden Filtrationsvorrichtungen verwendet, um Kammerwasser über eine Kanüle aus der vorderen Kammer in eine Verteilungsvorrichtung umzuleiten, die unter einem chirurgisch erzeugten Bläschen implantiert ist. Eine Anzahl von Formen für Filtrationsimplantate sind bekannt. Siehe z. B. Prata et al., Ophthalmol. 102: 894–904 (1995), der auch einen Überblick über eine Anzahl verfügbarer Filtrationsimplantate gibt, die aus Polypropylen, Polymethylmethacrylat oder Siliconmaterialien hergestellt werden. Siehe auch Hoskins et al., Ophthalmic Surgery 23: 702–707 (1992).

[0005] Wundfibroplasie ist eine häufige Ursache des Versagens der Glaukomfiltrationsvorrichtungen. Die Fibroplasie führt zu einer Verkapselung der Vorrichtung, was das Ausfließen des Kammerwassers beschränkt. Es besteht ein Bedarf für ein verbessertes Glaukomfiltrationsvorrichtungsmaterial, das Flexibilität aufweist, gegenüber einer biologischen Erosion und Gewebeadhäsion resistent ist und keine signifikante Immunantwort hervorruft.

Zusammenfassung der Erfindung

[0006] Die Erfindung ist auf Glaukomfiltrationsvorrichtungsmaterialien gerichtet, die ein oder mehrere Monomere mit der folgenden Struktur:



worin

X H oder CH₃ ist;

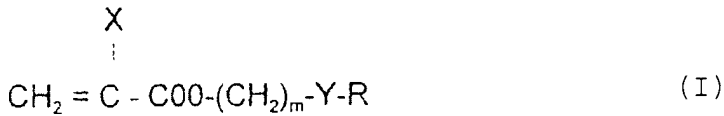
m 0 bis 10 ist;

Y nichts, O oder S ist;

R nichts, H oder eine aliphatische, aromatische oder aliphatisch/aromatische Kombination von bis zu 12 Kohlenstoffatomen ist, die unsubstituiert oder mit Cl, F, Br oder Alkoxy mit 1 bis 4 Kohlenstoffatomen substituiert sein können und ein vernetzendes Monomer mit zwei oder mehr ethylenisch ungesättigten Gruppen aufweist.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0007] Das Glaukomfiltrationsvorrichtungsmaterial der vorliegenden Erfindung enthält ein oder mehrere Monomere der Formel I



worin

X H oder CH₃ ist;

m 0 bis 10 ist;

Y nichts, O oder S ist;

R nichts, H oder eine aliphatische, aromatische oder aliphatisch/aromatische Kombination von bis zu 12 Kohlenstoffatomen ist, die unsubstituiert oder mit Cl, F, Br oder Alkoxy mit bis zu 4 Kohlenstoffatomen substituiert sein können und ein vernetzendes Monomer mit zwei oder mehr ethylenisch ungesättigten Gruppen.

[0008] Geeignete Monomere der obigen Formel schließen ein, ohne darauf beschränkt zu sein: 2-Ethylphenoxymethacrylat; 2-Ethylthiophenylmethacrylat; 2-Ethylaminophenylmethacrylat; Phenylmethacrylat; Benzylmethacrylat; 2-Phenylethylmethacrylat; 3-Phenylpropylmethacrylat; 4-Phenylbutylmethacrylat; 4-Methylphenylmethacrylat; 4-Methylbenzylmethacrylat; 2-2-Methylphenylethylmethacrylat; 2-3-Methylphenylethylmethacrylat; 2-4-Methylphenylethylmethacrylat; 2-(4-Propylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-(1-Methylethyl)phenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Methoxyphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Cyclohexylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(2-Chlorphenyl)ethylmethacrylat; 2-(3-Chlorphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Chlorphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Bromphenyl)ethylmethacrylat; 2-(3-Phenylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Phenylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Benzylphenyl)ethylmethacrylat; n-Butylmethacrylat; n-Hexylmethacrylat; 2-Ethylhexylmethacrylat; 2-Ethoxyethylmethacrylat; 2,3-Dibrompropylmethacrylat; Cyclohexylmethacrylat; Hydroxyethylmethacrylat; Methylmethacrylat; Ethylmethacrylat; Trifluormethylmethacrylat; Hydroxypropylmethacrylat; 1H,1H,5H-Octafluorpentylmethacrylat; 1H,1H-Perfluor-n-octylmethacrylat; 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat; 1H,1H-Heptafluorbutylmethacrylat; 1H,1H,11H-Eicosafuordecylmethacrylat; 1H,1H,7H-Dodecafluorheptylmethacrylat und dgl., einschließlich der entsprechenden Acrylate.

[0009] Das copolymerisierbare vernetzende Mittel, das in den erfindungsgemäßen Polymeren verwendet wird, kann irgendeine ethylenisch ungesättigte Verbindung mit mehr als einer ungesättigten Gruppe sein. Geeignete Vernetzungsmittel schließen z. B. Ethylenglycoldimethacrylat; Diethylenglycoldimethacrylat; Allylmethacrylat; 1,3-Propandioldimethacrylat; Allylmethacrylat; 1,6-Hexandioldimethacrylat; 1,4-Butandioldimethacrylat und dgl., einschließlich der entsprechenden Acrylate ein. Ein bevorzugtes Vernetzungsmittel ist 1,4-Butandioldiacrylat (BDDA).

[0010] Die Glaukomfiltrationsvorrichtungsmaterialien der vorliegenden Erfindung können Homopolymere von Monomeren der Formel (I) oder Copolymere von zwei oder mehr verschiedenen Monomeren der Formel (I) enthalten. Es versteht sich für den Fachmann auf diesem Gebiet, dass zu den Polymeren von Acrylestern, solche, die aus Acrylatmonomeren hergestellt wurden, zu niedrigeren Glasübergangstemperaturen neigen und flexibler sind als Polymere von Methacrylat. Wenn somit ein relativ flexibles Material erwünscht ist, werden die Glaukomdrainagevorrichtungsmaterialien der Erfindung im Allgemeinen Copolymere enthalten, die einen größeren Mol-%-Anteil an Acrylatmonomeren der Formel I enthalten, als Methacrylatmonomere der Formel I. Wenn flexible Materialien erwünscht sind, ist es bevorzugt, dass die Acrylatmonomeren etwa 60 bis etwa 95 Mol-% des Materials bilden, während die Methacrylatmonomeren etwa 5 bis etwa 40 Mol-% bilden. Am meisten bevorzugt ist ein Copolymer mit etwa 60 bis 70 Mol-% 2-Phenylethylacrylat (PEA), bei dem in Formel (I) X H ist, m 2 ist, Y nichts ist und R Benzol ist, und etwa 30 bis 40 Mol-% 2-Phenylethylmethacrylat (PEMA), bei dem in Formel (I) X CH₃ ist, m 2 ist, Y nichts ist und R Benzol ist.

[0011] Der Anteil der Monomere wird bevorzugt so ausgewählt, dass ein Polymermaterial mit einer Glasübergangstemperatur von nicht mehr als etwa 37°C erzeugt wird, das die normale menschliche Körpertemperatur ist. Polymere mit Glasübergangstemperaturen von mehr als 37°C würden nur bei Temperaturen oberhalb 37°C flexibel sein. Es ist bevorzugt, Polymere mit einer Glasübergangstemperatur zu verwenden, die etwas unter der normalen Körpertemperatur liegt und nicht höher als normale Raumtemperatur ist, z. B. etwa 20 bis 25°C, damit die Glaukomfiltrationsvorrichtungen in geeigneter Weise bei Raumtemperatur manipuliert werden können.

[0012] Die Glaukomfiltrationsvorrichtungsmaterialien müssen eine ausreichende Festigkeit aufweisen, damit sie von dem Chirurgen manipuliert werden können, ohne zu brechen oder in anderer Weise eine erhebliche Schädigung zu erleiden. Polymere Materialien, die eine Dehnung von mindestens 150% aufweisen, sind bevorzugt. Am meisten bevorzugt weisen die Polymermaterialien eine Dehnung von mindestens 200 auf. Glaukomfiltrationsvorrichtungen, die aus Polymermaterialien hergestellt sind, die bei weniger als 150% Dehnung

brechen, können die Verwindung nicht aushalten, die notwendigerweise auftritt, wenn sie chirurgisch eingepflanzt werden.

[0013] Die Polymermaterialien der Erfindung werden hergestellt mit allgemein üblichen Polymerisationsverfahren. Eine Mischung der flüssigen Monomeren in den gewünschten Anteilen wird zusammen mit einem üblichen thermischen Radikalinitiator hergestellt. Die Mischung kann dann in eine Form geeigneter Größe eingeführt werden, um die gewünschte Glaukomfiltrationsvorrichtung zu bilden. Die Polymerisation kann z. B. durch mäßiges Erwärmen ausgeführt werden, um den Initiator zu aktivieren. Typische thermische Radikalinitiatoren schließen Peroxide, wie Benzophenonperoxid, Peroxycarbonate, wie Bis-(4-t-butylcyclohexyl)peroxydicarbonat, Azonitrile, wie Azobisisobutyronitril und dgl. ein. Ein bevorzugter Initiator ist Bis(4-t-butylcyclohexyl)peroxydicarbonat (PERK). Alternativ können die Monomere unter Verwendung einer Form fotopolymerisiert werden, die für actinische Strahlung einer Wellenlänge, die die Polymerisation dieser acrylischen Monomeren initiieren kann, transparent ist. Übliche Fotoinitiatorverbindungen, z. B. ein benzophenonartiger Fotoinitiator, können auch eingebracht werden, um die Polymerisation zu erleichtern. Fotosensibilisatoren können ebenso zugeführt werden, um die Verwendung höherer Wellenlängen zuzulassen; bei der Herstellung eines Polymers, das für langes Verweilen im Auge vorgesehen ist, ist es jedoch im Allgemeinen bevorzugt, die Anzahl von Inhaltsstoffen in dem Polymer auf einem Minimum zu halten, um die Gegenwart von Materialien zu vermeiden, die aus der Glaukomfiltrationsvorrichtung in das Innere des Auges auslaugen könnten.

[0014] Viele Gestaltungen für Glaukomfiltrationsvorrichtungen sind bekannt. Die Polymermaterialien der vorliegenden Erfindung können zur Herstellung von Glaukomfiltrationsvorrichtungen praktisch jeden Aufbaus verwendet werden, einschließlich z. B. solcher Formen, wie die als Molteno-, Ahmed-, Baerveldt-, Krupin-Scheiben- und OptiMed-Glaukomimplantate bekannten. Siehe Prata et al., Ophthalmol. 102: 894–904 (1995). Siehe auch U.S.-Patent Nr. 5 476 445, das das Baerveldt-Implantat im Detail offenbart, aber mit Siliconelastomermaterialien statt der Acrylmaterialien der vorliegenden Erfindung. Bezüglich einer weiteren bekannten Implantatgestaltung siehe die Internationale Anmeldung Veröffentlichung Nr. WO 95/35078, die ein Sklerotomimplantat offenbart.

[0015] Das bevorzugte Filtrationsvorrichtungsmaterial der vorliegenden Erfindung umfasst ein Copolymer mit etwa 65 Gewichtsteilen PEA, 30 Gewichtsteilen PEMA und 3,2 Gewichtsteilen BDDA.

[0016] Die Filtrationsvorrichtungsmaterialien der vorliegenden Erfindung können z. B. in Polypropylenformen geformt werden. Nach dem Härten des Polymermaterials kann die Form, die das gehärtete Material enthält, dann geformt oder in die gewünschte Form geschnitten werden. Die geformte Form kann dann leicht montiert werden, um irgendwelche profilierenden Arbeitsschritte durchzuführen vor der Entfernung aus der Form. Formgebungsarbeitsschritte können leichter durchgeführt werden, wenn das geformte Material erst auf weniger als 10°C gekühlt wird und bevorzugt auf weniger als 0°C.

[0017] Die Erfindung wird weiter durch die folgenden Beispiele erläutert, die nur erläuternd, nicht aber beschränkend sein sollen.

Beispiel 1

[0018] Diese Beispiele erläutern die Herstellung von Materialien, die zur Verwendung für die Herstellung von Glaukomfiltrationsvorrichtungen geeignet sind.

[0019] Eine Mischung von 90 Mol-% 2-Phenylethylacrylat (PEA), 5 Mol-% 2-Phenylethylmethacrylat (PEMA), 5 Mol-% 1-6-Hexandioldimethacrylat (HDDMA) und 0,1 Gew.-% Bis-(4-t-butylcyclohexyl)peroxydicarbonat wurde entgast und in eine Filmform aus zwei Glasplatten mit einer Schicht Polyethylenterephthalatfilm auf jeder Oberseite überführt, wobei die Platten durch eine Silicondichtung mit 0,8 mm Dicke getrennt waren. Die Form war so aufgebaut, dass kein unterschiedlicher Druckaufbau zwischen dem Inneren und dem Äußeren der Form während der Polymerisation auftreten würde. Die Form wurde vollständig gefüllt durch Injizieren der Mischung, z. B. mit Hilfe einer Spritze, in eine Füllöffnung, bis die Form gefüllt war und überschüssige Monomermischung aus einer Entlüftungsöffnung austrat.

[0020] Die gefüllte Form wurde dann in Inertatmosphäre 15 Stunden auf 50°C erwärmt. Am Ende des Polymerisationszeitraums wurde die Form geöffnet und die gehärtete Polymerfolie entnommen. Es wurde gefunden, dass das Material weich und faltbar war mit einer Glasübergangstemperatur von ungefähr 12°C.

[0021] Zusätzliche Materialien wurden hergestellt unter Verwendung des obigen Verfahrens, wobei die Anteile der Inhaltsstoffe variiert wurden. Die Rezepturen sind in Tabelle 1 zusammengefasst, Beispiele 1 bis 10.

Tabelle 1

Monomierzusammensetzung*				Eigenschaften			
Bsp. #	PEA	PEMA	HDDMA	BDDA	Tg (°C)	Dehnung (%)	Tan
1	90	5	5		12	---	0,08
2	89,5	10	0,5		10	490	0,16
3	89	10	1		11	330	0,32
4	88,5	10	1,5		10	200	0,16
5	88	10	2		10	220	0,10
6	79,5	20	0,5		13	500	0,45
7	79	20	1		11	300	0,23
8	78,5	20	1,5		11	220	0,29
9	78	20	2		15	230	0,25
10	70	30		3	20	200	0,25

PEA: 2-Phenylethylacrylat

PEMA: 2-Phenylethylmethacrylat

HDDMA: 1-6-Hexandioldimethacrylat

BDDA: 1-4-Butandioldiacrylat

Tg - Glasübergangstemperatur

Dehnung - Bruchdehnung bei 20°C

Tan - Verhältnis von Verlustmodul zu Speichermodul bei 37°C

* Konzentrationen sind ausgedrückt als Gew.-% in Beispiel 1 bis 9 und Gewichtsteile in Beispiel 10.

[0022] Die Glasübergangstemperatur (Tg) wurde mit Differentialthermoanalyse gemessen unter Verwendung einer üblichen Ausstattung. Die Bruchdehnung wurde bei 20°C mit Hilfe eines Mini-Mat-Dehnungsinstruments gemessen, das von Polymer Labs, Inc., hergestellt wird, wobei Coupons aus den 0,8 mm dicken Folien geschnitten wurden, in einander gegenüberliegende Klemmbanken geklemmt wurden und gezogen wurden, bis die Proben brachen. Der Brechungsindex bei 20°C wurde mit einem Abbe-Refraktometer gemessen. Das Verhältnis von Verlustmodul zu Speichermodul (Tan) bei 37°C wurde mit einer dynamisch-mechanischen Wärmeanalysevorrichtung, die von Polymer Labs, Inc., hergestellt wird, gemessen, wobei eine Probe der 0,8 mm dicken Folie zum Schwingen gebracht wurde und das Verhältnis der Rückstellkraft zu der anregenden Kraft bestimmt wurde.

Beispiel 2

[0023] Die folgenden Copolymere können hergestellt werden unter Verwendung üblicher Polymerisationsverfahren. Alle Konzentrationen sind ausgedrückt in Teile pro Gewicht.

Tabelle 2

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
PEMA	30	15	15	17	15	30	30	30	30
PEA	65	80	80	80	80	65	--	--	65
PPA	--	--	--	--	--	--	65	--	--
POEA	--	--	--	--	--	--	--	65	--
BDDA	3,2	3,2	--	--	--	--	3,2	3,2	3,2
DDDA	--	--	3,2	--	--	--	--	--	--
PE400DA	--	--	--	3,2	--	--	--	--	--
PE1000DMA	--	--	--	--	3,2	10	--	--	--
BZP	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Materialcode

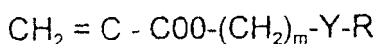
PEA	2-Phenylethylacrylat
PEMA	2-Phenylethylmethacrylat
PPA	3-Phenylpropylacrylat
POEA	2-Phenoxyethylacrylat (Polysciences, mit Lauge gewaschen)
BDDA	Butandioldiacrylat X-Linker
DDDA	1,10-Decandedioldiacrylat X-Linker
PEG400DA	Polyethylenglycol-400-Diacrylat X-Linker
PEGI000DMA	Polyethylenglycol-1000-Dimethacrylat X-Linker
BZP	Benzoylperoxid

[0024] Obwohl andere bekannte Methoden der Härtung auch geeignet wären, beinhaltet eine Methode des thermischen Härtens der erfindungsgemäßen Materialien, dass sie 16 bis 18 Stunden lang in einen Umluftofen bei 65°C gelegt werden und anschließend 3 Stunden bei 100°C.

[0025] Nachdem die Erfindung nun vollständig beschrieben wurde, versteht es sich, dass sie in anderen spezifischen Formen oder Variationen ausgeführt werden kann. Die oben beschriebenen Ausführungsformen werden daher in jeglicher Hinsicht als erläuternd und nicht beschränkend angesehen, wobei der Schutzbereich der Erfindung in den beigefügten Ansprüchen und nicht durch die vorhergehende Beschreibung angegeben wird und alle Veränderungen, die sich innerhalb der Bedeutung und des Bereichs der Äquivalenz der Ansprüche ergeben, sollen davon umfasst sein.

Patentansprüche

1. Glaukomfiltrationsvorrichtung enthaltend ein Monomer der Formel:



worin

X H oder CH₃ ist;

m 0 bis 10 ist;

Y nichts, O oder S ist;

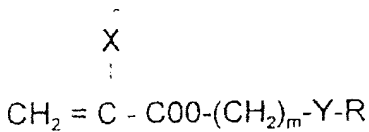
R nichts, H oder eine aliphatische, aromatische oder aliphatisch/aromatische Kombination von bis zu 12 Kohlenstoffatomen ist, die unsubstituiert oder mit Cl, F, Br oder Alkoxy mit bis zu 4 Kohlenstoffatomen substituiert sein können und

ein vernetzendes Monomer mit zwei oder mehr ethylenisch ungesättigten Gruppen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Monomer ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus

2-Ethylphenoxy methacrylat; 2-Ethylthiophenylmethacrylat; 2-Ethylaminophenylmethacrylat; Phenylmethacrylat; Benzylmethacrylat; 2-Phenylethylmethacrylat; 3-Phenylpropylmethacrylat; 4-Phenylbutylmethacrylat; 4-Methylphenylmethacrylat; 4-Methylbenzylmethacrylat; 2-2-Methylphenylethylmethacrylat; 2-3-Methylphenylethylmethacrylat; 2-4-Methylphenylethylmethacrylat; 2-(4-Propylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-(1-Methylethyl)phenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Methoxyphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Cyclohexylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(2-Chlorphenyl)ethylmethacrylat; 2-(3-Chlorphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Chlorphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Bromphenyl)ethylmethacrylat; 2-(3-Phenylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Phenylphenyl)ethylmethacrylat; 2-(4-Benzylphenyl)ethylmethacrylat; n-Butylmethacrylat; n-Hexylmethacrylat; 2-Ethylhexylmethacrylat; 2-Ethoxyethylmethacrylat; 2,3-Dibrompropylmethacrylat; Cyclohexylmethacrylat; Hydroxyethylmethacrylat; Methylmethacrylat; Ethylmethacrylat; Trifluormethylmethacrylat; Hydroxypropylmethacrylat; 1H,1H,5H-Octafluoropentylmethacrylat; 1H,1H-Perfluor-n-octylmethacrylat; 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat; 1H,1H-Heptafluorbutylmethacrylat; 1H,1H,11H-Eicosafuordecylmethacrylat; 1H,1H,7H-Dodecafluorheptylmethacrylat und den entsprechenden Acrylaten.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Vorrichtung zwei oder mehr Monomere der Formel:



enthält, worin

X H oder CH₃ ist;

m 0 bis 10 ist;

Y nichts, O oder S ist;

R nichts, H oder eine aliphatische, aromatische oder aliphatisch/aromatische Kombination von bis zu 12 Kohlenstoffatomen ist, die unsubstituiert oder mit Cl, F, Br oder Alkoxy mit bis zu 4 Kohlenstoffatomen substituiert sein kann.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei die Vorrichtung ein Acrylatmonomer und ein Methacrylatmonomer aufweist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, wobei das Acrylatmonomer PEA ist, das in einer Konzentration von etwa 65 Gew.-% vorhanden ist; das Methacrylatmonomer PEMA ist, das in einer Konzentration von etwa 30 Gew.-% vorhanden ist, und das vernetzende Monomer 1,4-Butandioldiacrylat ist, das in einer Konzentration von etwa 3,2 Gew.-% vorhanden ist.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das vernetzende Monomer ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus Ethylenglycoldimethacrylat; Diethylenglycoldimethacrylat; Allylmethacrylat; 1,3-Propandioldimethacrylat; Allylmethacrylat; 1,6-Hexandioldimethacrylat; 1,4-Butandioldimethacrylat und den entsprechenden Acrylaten.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei das vernetzende Monomer 1,4-Butandioldiacrylat ist.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen