



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 10 140 T2 2006.03.02**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 128 191 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 10 140.5**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 104 618.2**

(96) Europäischer Anmeldetag: **23.02.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **29.08.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **20.04.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **02.03.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G02B 1/04 (2006.01)**

C08F 283/12 (2006.01)

C08G 18/61 (2006.01)

C08F 290/06 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

2000047171 24.02.2000 JP

2001002135 10.01.2001 JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE, TR**

(73) Patentinhaber:

Hoya Healthcare Corp., Tokio/Tokyo, JP

(72) Erfinder:

Suguru, Imafuku, Tokyo 163-1308, JP

(74) Vertreter:

**Patentanwälte von Kreisler, Selting, Werner et col.,
50667 Köln**

(54) Bezeichnung: **Kontaktlinsenmaterial auf Basis von Polysiloxanseitenketten enthaltenden Makromonomere**

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

Hintergrund der Erfindung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Material für Kontaktlinsen, das als Polymer mit Biokompatibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit geeignet ist, und auf weiche Kontaktlinsen. Die weichen Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung haben einen Wassergehalt von zum Beispiel 15 bis 35% sowie eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit.

Stand der Technik

[0002] Klinische Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Verwendung von Kontaktlinsen die Zufuhr von Sauerstoff aus der Luft reduziert, was zuweilen eine Hemmung der Proliferation von Hornhautepithelzellen und ein Schwellen der Hornhaut bewirken kann. Dementsprechend wurde bereits eine Verbesserung der Sauerstoffdurchlässigkeit des Materials versucht, um Kontaktlinsen mit größerer Sicherheit bereitzustellen.

[0003] Zur Verbesserung der Sauerstoffdurchlässigkeit von harten Kontaktlinsen wurde die Einführung von Siloxanymethacrylat, Fluoralkylmethacrylat oder dergleichen versucht. Durch dieses Verfahren wurde die Sauerstoffdurchlässigkeit von harten Kontaktlinsen merklich verbessert; die Tatsache, dass sich das harte Material bei der Verwendung schlechter anfühlt, wurde jedoch überhaupt nicht verbessert. Andererseits werden weiche Kontaktlinsen in die Kategorien nichtwasserhaltige weiche Kontaktlinsen und wasserhaltige Linsen (Hydrogel-Linsen) eingeteilt. Was die nichtwasserhaltigen weichen Kontaktlinsen betrifft, so haben Silikonlinsen zum Beispiel eine hohe Sauerstoffdurchlässigkeit; aufgrund der zu großen Elastizität bleiben die Linsen jedoch auf der Hornhaut kleben, und daher werden sie in der Praxis nicht verwendet. Linsen aus (Meth)acrylsäureestern haben eine ziemlich niedrige Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante, die einen unzureichenden Wert hat. Die wasserhaltigen weichen Kontaktlinsen sind aufgrund der Flexibilität des Materials bekanntermaßen bequem zu verwenden; ihre Sauerstoffdurchlässigkeit geht jedoch auf den Wassergehalt der Linsen zurück und ist dadurch niedriger als bei harten Kontaktlinsen. Zum Beispiel hat ein Material für wasserhaltige weiche Linsen, das einen Wassergehalt von 80% aufweist, eine Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante von etwa 40×10^{-11} (cm²/s)·(ml O₂/ml·mm Hg).

[0004] Es gibt mehrere Berichte über die Sauerstoffmenge, die für die Hornhaut notwendig ist. Mishima verglich die Sauerstoffdurchlässigkeit von Kontaktlinsen mit der Veränderung der Hornhaut bei deren Verwendung und berichtete, dass der Wert Dk/L einer Kontaktlinse, der einem Hornhautschwellverhältnis von 0 entspricht (der Wert, den man erhält, wenn man den Dk-Wert (Sauerstoffpermeabilität) durch die Dicke der Linse (cm) dividiert), nicht kleiner als 70×10^{-9} war (Nichi-Kore-Shi 36: 1–12, 1994). Die Sauerstoffdurchlässigkeit von gewöhnlichen weichen Kontaktlinsen hängt vom Wassergehalt ab; dementsprechend ist es äußerst schwierig, Linsen herzustellen, die einem Dk/L-Wert (Sauerstofftransmissibilität) von 70×10^{-9} genügen.

[0005] Dementsprechend wurden verschiedene siloxanhaltige Polymere offenbart, um die Sauerstoffdurchlässigkeit von weichen Kontaktlinsen zu verbessern. Zum Beispiel offenbart die Japanische Offenlegungsschrift Nr. 294818/1991 (im Folgenden als Stand der Technik 1 bezeichnet) als weiche Kontaktlinse mit ausgezeichneter Sauerstoffdurchlässigkeit wasserarme weiche Kontaktlinsen, die im Wesentlichen ein Organosiloxanyl(meth)acrylat, ein fluorhaltiges Monomer und Dimethylacrylamid als Hauptkomponenten umfassen. In diesem Fall kann die Sauerstoffdurchlässigkeit verbessert werden, indem man Silikon und das fluorhaltige Monomer als Komponenten der Kontaktlinsen einführt; die Verbesserung ist jedoch unzureichend, und die resultierenden Linsen sind hart und haben eine schlechte Formrückbildungsfähigkeit, was durch eine geringe Molekülbeweglichkeit zwischen einer Struktureinheit, die eine Silikongruppe oder Fluorgruppe aufweist, und einer funktionellen Gruppe (z.B. Methacryloylgruppe) verursacht wird.

[0006] Die Internationale Patentveröffentlichung (nationale Phase in Japan) Nr. 502949/1991 (im Folgenden als Stand der Technik 2 bezeichnet) offenbart weiche Kontaktlinsen mit einer ausgezeichneten Sauerstoffdurchlässigkeit, die ein Siloxan-Makromer als Hauptkomponente umfassen. In diesem Fall können weiche Kontaktlinsen mit einer hohen Sauerstoffdurchlässigkeit und ausgezeichneten Flexibilität erhalten werden, indem man ein Siloxan-Makromer mit hohem Molekulargewicht als Hauptkomponente verwendet. Das Makromer mit der im Stand der Technik 2 offenbarten Struktur weist jedoch die Siloxanstruktur in der Hauptkette und funktionelle Gruppen an beiden Enden auf, und dadurch binden die beiden Enden des Makromers an andere Komponenten im Polymer und hemmen dadurch die Beweglichkeit der Siloxanstruktur. Daher kann nicht tat-

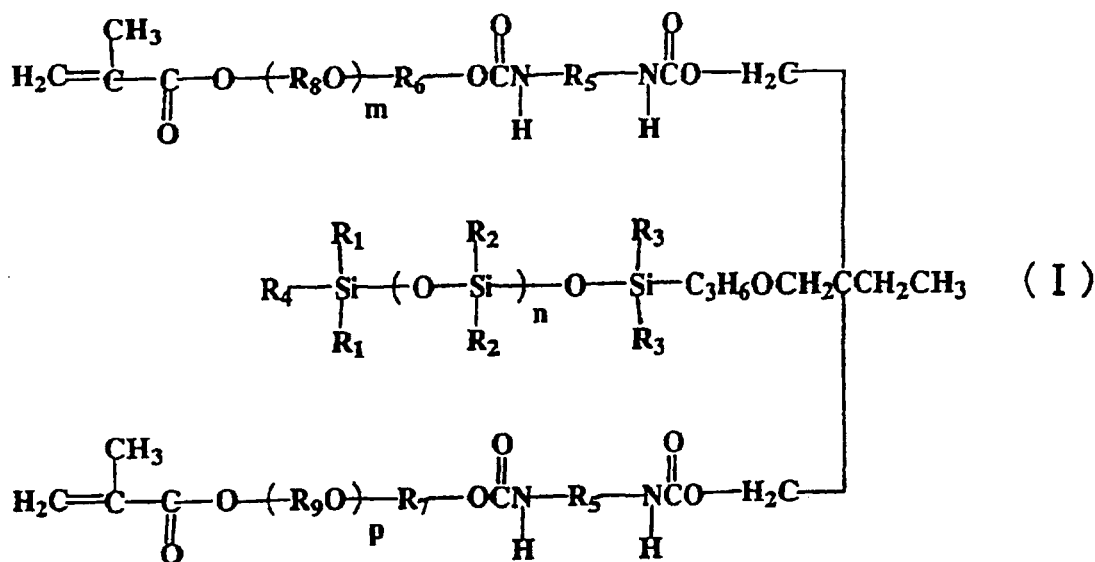
sächlich erwartet werden, die Sauerstoffdurchlässigkeit drastisch zu verbessern.

[0007] Dementsprechend besteht ein Ziel der vorliegenden Erfindung darin, ein Material für Kontaktlinsen sowie weiche Kontaktlinsen mit ausgezeichneter Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit bereitzustellen.

[0008] Die Erfinder der vorliegenden Erfindung haben intensive Studien auf der Grundlage des oben genannten Standes der Technik durchgeführt, um weiche Kontaktlinsen zu entwickeln, die dieselbe oder eine größere Sauerstoffdurchlässigkeit aufweisen als harte Kontaktlinsen. Als Ergebnis entwickelten sie erfolgreich ein Material für weiche Kontaktlinsen mit einer zufriedenstellenden Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit durch Verwendung eines Siloxan-Makromers, bei dem eine polymerisierende Gruppe mittels einer Urethanbindung an die Polysiloxan-Seitenkette bindet, so dass eine hohe Beweglichkeit der Siloxanstruktur aufrechterhalten wird, was zur Sauerstoffdurchlässigkeit im Polymer beiträgt. Die vorliegende Erfindung wurde auf der Grundlage dieser Ergebnisse fertiggestellt.

Kurzbeschreibung der Erfindung

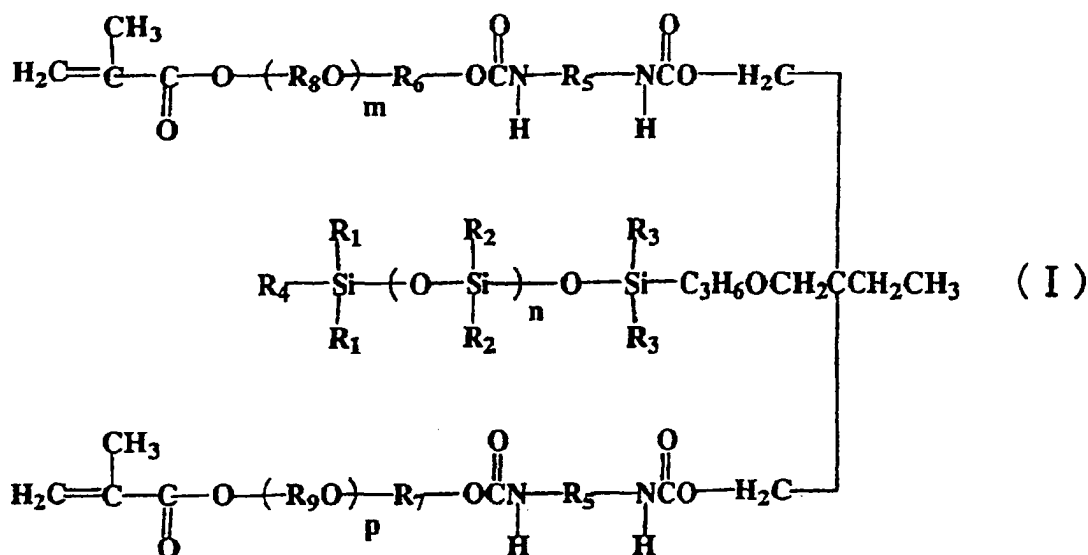
[0009] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Material für Kontaktlinsen, das ein Copolymer umfasst, das im Wesentlichen Folgendes umfasst: ein Siloxan-Makromer als Komponente (A), das ein Zahlenmittel des Molekulargewichts von etwa 1000 bis 10 000 hat und durch die allgemeine Formel (I) dargestellt wird:



wobei R_1 , R_2 und R_3 unabhängig aus C_1 - C_4 -Alkylgruppen ausgewählt sind, R_4 aus C_1 - C_6 -Alkylgruppen ausgewählt ist, R_5 ein Rest ist, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, R_6 , R_7 , R_8 und R_9 unabhängig aus C_1 - C_3 -Alkylengruppen ausgewählt sind, n eine ganze Zahl von 4 bis 80 ist, m und p unabhängig eine ganze Zahl von 3 bis 40 sind; ein wasserunlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (B); und ein wasserlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (C).

[0010] Die vorliegende Erfindung bezieht sich weiterhin auf eine weiche Kontaktlinse, die erhalten wird, indem man das oben genannte Material für Kontaktlinsen in die Form einer Kontaktlinse bringt und Wasser in dieselbe einbringt.

[0011] Außerdem bezieht sich die vorliegende Erfindung auf eine weiche Kontaktlinse, die erhalten wird, indem man ein Monomergemisch, das Folgendes umfasst, in ein Formwerkzeug in Form einer Kontaktlinse einspritzt: ein Siloxan-Makromer als Komponente (A), das ein Zahlenmittel des Molekulargewichts von etwa 1000 bis 10 000 hat und durch die allgemeine Formel (I) dargestellt wird:



wobei R_1 , R_2 und R_3 unabhängig aus C_1 - C_4 -Alkylgruppen ausgewählt sind, R_4 aus C_1 - C_6 -Alkylgruppen ausgewählt ist, R_5 ein Rest ist, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, R_6 , R_7 , R_8 und R_9 unabhängig aus C_1 - C_3 -Alkylengruppen ausgewählt sind, n eine ganze Zahl von 4 bis 80 ist und m und p unabhängig eine ganze Zahl von 3 bis 40 sind; ein wasserunlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (B); und ein wasserlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (C);

Copolymerisieren des Monomergemischs; und Einbringen von Wasser in das resultierende Copolymer.

Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen

[0012] Das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung umfasst ein Copolymer, das im Wesentlichen ein Siloxan-Makromer als Komponente (A), ein wasserunlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (B) und ein wasserlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (C) umfasst.

[0013] Das als Komponente (A) verwendete Siloxan-Makromer ist eine Komponente, die für eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit sorgen kann, und das als Komponente (B) verwendete wasserunlösliche Monoolefin-Monomer und das als Komponente (C) verwendete wasserlösliche Monoolefin-Monomer sind solche, die für Eigenschaften sorgen können, die den Zwecken entsprechen, wie Flexibilität, Sauerstoffdurchlässigkeit und der gewünschte Wassergehalt. Das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung umfasst die Copolymerkomponenten, die diese 3 Komponenten umfassen, und ist dadurch ein Material für Kontaktlinsen mit ausgezeichneter Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit, was bei den herkömmlichen Materialien nicht erhalten wurde.

[0014] Das als Komponente (A) verwendete Siloxan-Makromer wird durch die oben genannte allgemeine Formel (I) dargestellt und hat ein Zahlenmittel des Molekulargewichts von etwa 1000 bis 10 000. Wenn das Zahlenmittel des Molekulargewichts des als Komponente (A) verwendeten Siloxan-Makromers kleiner als etwa 1000 ist, kann die Linse keine ausreichende Sauerstoffdurchlässigkeit haben, und wenn es größer als etwa 10 000 ist, ist das Molekulargewicht so groß, dass die Verträglichkeit mit anderen Copolymerkomponenten verschlechtert sein kann, und die Komponente (A) löst sich dann vielleicht zuweilen nur ungenügend in der Zubereitung. Das Zahlenmittel des Molekulargewichts des als Komponente (A) verwendeten Siloxan-Makromers beträgt vorzugsweise 2000 bis 8000.

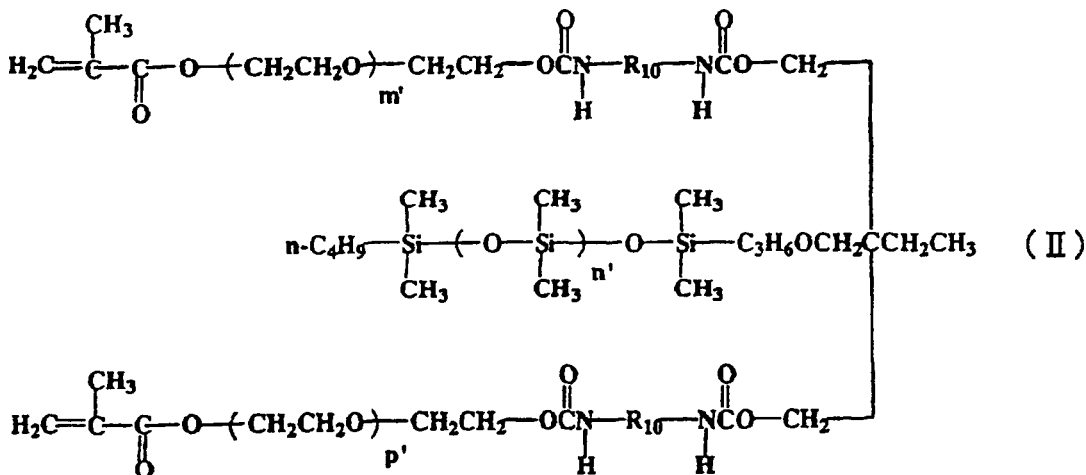
[0015] In der oben genannten allgemeinen Formel (I), die das als Komponente (A) verwendete Siloxan-Makromer darstellt, können R_1 , R_2 und R_3 gleich oder verschieden sein. Zu den C_1 - C_4 -Alkylgruppen gehören zum Beispiel eine Methylgruppe, Ethylgruppe, Propylgruppe, n-Butylgruppe, tert-Butylgruppe und dergleichen, und bevorzugt ist eine Methylgruppe. Zu den durch R_4 dargestellten C_1 - C_6 -Alkylgruppen gehören zum Beispiel eine Methylgruppe, Ethylgruppe, Propylgruppe, n-Butylgruppe, n-Pentylgruppe, n-Hexylgruppe und dergleichen, und bevorzugt ist eine n-Butylgruppe. In dem durch R_5 dargestellten Rest, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, umfasst das aliphatische Diisocyanat zum Beispiel 1,4-Diisocyanatobutan, 1,6-Diisocyanatohexan und dergleichen. Das alicyclische Diisocyanat umfasst zum Beispiel 1,2-Diisocyanatocyclohexan, 1,3-Diisocyanatocyclohexan, Isophorondiisocyanat und dergleichen. Das aromatische Diisocyanat umfasst zum Beispiel 2,4-Toluoldiisocyanat, 2,6-To-

luoldiisocyanat, Diphenylmethan-4,4'-diisocyanat und dergleichen. Der durch R_5 dargestellte Rest, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, hat vorzugsweise die Isophoronstruktur. R_6 , R_7 , R_8 und R_9 können gleich oder verschieden sein. Zu den C_1 - C_3 -Alkylengruppen gehören zum Beispiel eine Methylengruppe, Ethylengruppe, Propylengruppe und dergleichen, und bevorzugt ist eine C_2 -Alkylengruppe (Ethylengruppe).

[0016] Das Symbol "n" bedeutet eine ganze Zahl von 4 bis 80. Es ist nicht bevorzugt, dass "n" kleiner als 4 ist, da die Linse dann keine ausreichende Sauerstoffdurchlässigkeit haben kann, oder dass "n" größer als 80 ist, da sich die Verträglichkeit mit anderen Copolymerkomponenten dann verschlechtern kann, und die Komponente (A) kann sich dann zuweilen nur ungenügend in der Zubereitung lösen. Das Symbol "n" bedeutet vorzugsweise eine ganze Zahl von 4 bis 60 und besonders bevorzugt eine ganze Zahl von 4 bis 40. Die Symbole "m" und "p" können gleich oder verschieden sein und sind ganze Zahlen von 3 bis 40. Es ist nicht bevorzugt, dass "m" und "p" kleiner als 3 sind, da die Linse dann keine ausreichende Flexibilität haben kann, und dass sie größer als 40 sind, da die Linse dann häufig eine reduzierte Festigkeit hat oder zerbrechlich ist. Die Symbole "m" und "p" bedeuten vorzugsweise ganze Zahlen von 3 bis 30 und besonders bevorzugt ganze Zahlen von 3 bis 20.

[0017] Das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung ist vorzugsweise ein solches, bei dem in der allgemeinen Formel (I) R_1 , R_2 und R_3 Methylgruppen sind, R_4 eine n-Butylgruppe ist, "n" eine ganze Zahl von 4 bis 60 ist und "m" und "p" unabhängig voneinander eine ganze Zahl von 3 bis 30 sind, da diese gute physikalische Eigenschaften, wie Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit, haben.

[0018] Das als Komponente (A) verwendete Siloxan-Makromer ist vorzugsweise eine Komponente, die durch die allgemeine Formel (II) dargestellt wird:



[0019] In der Formel ist R_{10} ein Rest, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird. Das aliphatische Diisocyanat umfasst zum Beispiel 1,4-Diisocyanatobutan, 1,6-Diisocyanatohexan und dergleichen. Das alicyclische Diisocyanat umfasst zum Beispiel 1,2-Diisocyanatocyclohexan, 1,3-Diisocyanatocyclohexan, Isophorondiisocyanat und dergleichen. Das aromatische Diisocyanat umfasst zum Beispiel 2,4-Toluoldiisocyanat, 2,6-Toluoldiisocyanat, Diphenylmethan-4,4'-diisocyanat und dergleichen. Der durch R_{10} dargestellte Rest, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, hat vorzugsweise die Isophoronstruktur.

[0020] Das Symbol n' bedeutet eine ganze Zahl von 4 bis 40. Wenn n' in diesem Bereich liegt, kann die Linse vorteilhafterweise viel bessere physikalische Eigenschaften, wie Festigkeit, Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit, haben. Das Symbol n' bedeutet vorzugsweise eine ganze Zahl von 4 bis 30. Die Symbole m' und p' haben gleiche oder verschiedene Bedeutungen und bedeuten ganze Zahlen von 3 bis 20. Dadurch, dass die Symbole m' und p' Werte im Bereich von 3 bis 20 bedeuten, erhält man die Vorteile von viel besseren physikalischen Eigenschaften, wie Festigkeit, Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit der Linse. Die Symbole m' und p' bedeuten vorzugsweise ganze Zahlen von 3 bis 15.

[0021] Das als Komponente (B) verwendete wasserunlösliche Monoolefin-Monomer wird verwendet, um dem Material für Kontaktlinsen zusätzliche Sauerstoffdurchlässigkeit zu verleihen und seine mechanische Festigkeit zu verbessern. Das als Komponente (B) verwendete wasserunlösliche Monoolefin-Monomer umfasst zum

Beispiel Komponenten, die von einem oder mehreren Monomeren abgeleitet sind, die aus der Gruppe ausgewählt sind, die aus Tris(trimethylsiloxy)- γ -methacryloxypropylsilan, 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat, Hexafluorisoropylmethacrylat und Perfluorocylethyloxypropylenmethacrylat besteht.

[0022] Das als Komponente (C) verwendete wasserlösliche Monoolefin-Monomer wird verwendet, um den Wassergehalt der aus dem Material für Kontaktlinsen hergestellten weichen Kontaktlinsen einzustellen und für zusätzliche Flexibilität zu sorgen. Das als Komponente (C) verwendete wasserlösliche Monoolefin-Monomer umfasst zum Beispiel Komponenten, die von wenigstens einem oder mehreren Monomeren abgeleitet sind, die aus der Gruppe ausgewählt sind, die aus 2-Hydroxyethylmethacrylat, N,N-Dimethylacrylamid, N-Vinyl-2-pyrrolidon und Methacrylsäure besteht.

[0023] In dem Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung beträgt der Gehalt an dem als Komponente (A) verwendeten Siloxan-Makromer vorzugsweise 10 bis 60 Gew.-%. Ein Gehalt an dem als Komponente (A) verwendeten Siloxan-Makromer von 10 Gew.-% oder mehr kann den aus dem Material hergestellten Linsen eine ausreichende Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit verleihen, und ein Gehalt von 60 Gew.-% oder weniger kann verhindern, dass die Brückendichte übermäßig zunimmt und die Linsen spröde sind. Besonders bevorzugt beträgt der Gehalt an dem als Komponente (A) verwendeten Siloxan-Makromer 15 bis 50 Gew.-%.

[0024] In dem Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung beträgt der Gehalt an dem als Komponente (B) verwendeten wasserunlöslichen Monoolefin-Monomer vorzugsweise 10 bis 50 Gew.-%. Ein Gehalt an dem als Komponente (B) verwendeten wasserunlöslichen Monoolefin-Monomer von 10 Gew.-% oder mehr kann für eine ausreichende Wirkung der Zugabe des als Komponente (B) verwendeten wasserunlöslichen Monoolefin-Monomers sorgen, und ein Gehalt von 50 Gew.-% oder weniger kann den Linsen eine ausreichende Flexibilität und Formrückbildung verleihen. Besonders bevorzugt beträgt der Gehalt an dem als Komponente (B) verwendeten wasserunlöslichen Monoolefin-Monomer 15 bis 45 Gew.-%.

[0025] In dem Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung beträgt der Gehalt an dem als Komponente (C) verwendeten wasserlöslichen Monoolefin-Monomer vorzugsweise 10 bis 45 Gew.-%. Ein Gehalt an dem als Komponente (C) verwendeten wasserlöslichen Monoolefin-Monomer von 10 Gew.-% oder mehr kann den aus dem Material hergestellten Linsen einen geeigneten Wassergehalt verleihen, und ein Gehalt von 45 Gew.-% oder weniger kann verhindern, dass der Wassergehalt in den aus dem Material hergestellten Linsen übermäßig zunimmt und die Sauerstoffdurchlässigkeit, die vom Wassergehalt abhängt, merklich abnimmt. Besonders bevorzugt beträgt der Gehalt an dem als Komponente (C) verwendeten wasserlöslichen Monoolefin-Monomer 15 bis 40 Gew.-%.

[0026] Das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung kann ein Copolymer sein, das neben den oben genannten 3 Komponenten noch eine Komponente enthält, die von einem verbrückenden Monomer abgeleitet ist, zum Beispiel Ethylenglycoldi(meth)acrylat, Diethylenglycoldi(meth)acrylat, Triethylenglycoldi(meth)acrylat, Allylmethacrylat, Diallylphthalat, Diallylmaleat, Diallylisophthalat, Triallylisocyanurat und dergleichen, um mechanische Festigkeit und Haltbarkeit zu erhalten. In der vorliegenden Beschreibung bedeutet "(Meth)acrylat" sowohl Acrylat als auch Methacrylat. Der Gehalt an dem oben genannten verbrückenden Monomer beträgt vorzugsweise 0,01 bis 1 Gew.-% der Gesamtmenge der copolymerisierenden Komponenten. Eine Menge des verbrückenden Monomers von 0,01 Gew.-% oder mehr kann eine Wirkung einer zusätzlichen mechanischen Festigkeit und Haltbarkeit ergeben, und eine Menge von 1 Gew.-% oder weniger kann verhindern, dass die resultierenden weichen Kontaktlinsen spröde sind.

[0027] Das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung kann weiterhin zum Beispiel einen polymerisierenden Ultraviolettabsorber, einen polymerisierenden Farbstoff und dergleichen als copolymerisierende Komponenten enthalten, um den resultierenden weichen Kontaktlinsen Ultraviolettabsorptionsvermögen oder eine Farbe zu verleihen. Spezielle Beispiele für den oben genannten polymerisierenden Ultraviolettabsorber sind 5-Chlor-2-[2-hydroxy-5-(β -methacryloyloxyethylcarbamoxyloxyethyl)]phenyl-2H-benzotriazol, 2-[2-Hydroxy-5-(β -methacryloyloxyethylcarbamoxyloxyethyl)]phenyl-2H-benzotriazol, 5-Chlor-2-[2-hydroxy-4-(p-vinylbenzyloxy-2-hydroxypropyloxy)]phenyl-2H-benzotriazol und dergleichen.

[0028] Spezielle Beispiele für den oben genannten polymerisierenden Farbstoff sind 1,4-Bis(4-vinylbenzylamino)anthrachinon, 1-p-Hydroxybenzylamino-4-p-vinylbenzylaminoanthrachinon, 1-Anilino-4-methacryloylaminoanthrachinon und dergleichen.

[0029] Wenn man die aus dem Material der vorliegenden Erfindung hergestellten Kontaktlinsen färbt, kann das Küpenfärbverfahren verwendet werden, das das Tränken der Linsen in einer Küpe ohne die Verwendung

dieser Farbstoffe, so dass die ganzen Linsen ausreichend mit einer Leukoverbindung eines Farbstoffs imprägniert werden, und dann das Tränken der Linsen in einem oxidierenden Bad, so dass die Leukoverbindung in eine oxidierte Verbindung umgewandelt und der Farbstoff fixiert wird, umfasst. Als weitere Färbemittel kann das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung einen Phthalocyanin-Farbstoff, wie Alcian Blue 8GX und Alcian Green 2GX, enthalten. Der geeignete Gehalt des oben genannten polymerisierenden Ultraviolettabsorbers und polymerisierenden Farbstoffs beträgt 5 Gew.-% oder weniger der copolymerisierenden Komponenten, und besonders bevorzugt sind 0,02 bis 3 Gew.-%, und zwar aufgrund der Wirkung der Dicke der aus dem Material hergestellten Linse. Eine Menge von 5 Gew.-% oder weniger kann eine Abnahme der mechanischen Festigkeit der resultierenden Kontaktlinsen verhindern und ist hinsichtlich der Sicherheit als Kontaktlinsen, die in direktem Kontakt mit dem lebenden Körper stehen, zu bevorzugen.

[0030] Die vorliegende Erfindung umfasst eine weiche Kontaktlinse, die erhalten wird, indem man das Material für Kontaktlinsen gemäß der oben genannten vorliegenden Erfindung in die Form einer Kontaktlinse bringt und Wasser in die Linse einbringt. Das Verfahren des in-die-Form-einer-Kontaktlinse-Bringens des Materials für Kontaktlinsen und des Einbringens von Wasser in die Linse kann in herkömmlicher Weise durchgeführt werden.

[0031] Die vorliegende Erfindung umfasst weiterhin eine weiche Kontaktlinse, die erhalten wird durch Einspritzen eines Monomergemischs, das ein Siloxan-Makromer als Komponente (A), ein wasserunlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (B) und ein wasserlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (C) umfasst, in ein Formwerkzeug in Form einer Kontaktlinse, Copolymerisieren des Monomergemischs und Einbringen von Wasser in das resultierende Copolymer.

[0032] Das als Komponente (A) verwendete Siloxan-Makromer, das als Komponente (B) verwendete wasserunlösliche Monoolefin-Monomer und das als Komponente (C) verwendete wasserlösliche Monoolefin-Monomer sind dieselben, wie sie für das oben genannte Material für Kontaktlinsen erläutert wurden.

[0033] Von den weichen Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung sind unter dem Gesichtspunkt von guten physikalischen Eigenschaften, wie Festigkeit, Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit der Linsen, solche bevorzugt, bei denen in der oben genannten allgemeinen Formel (I) R_1 , R_2 und R_3 Methylgruppen sind, R_4 eine n-Butylgruppe ist, n eine ganze Zahl von 4 bis 60 ist und m und p unabhängig eine ganze Zahl von 3 bis 30 sind.

[0034] In den weichen Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung ist das Siloxan-Makromer (A) unter dem Gesichtspunkt von viel besseren physikalischen Eigenschaften, wie Festigkeit, Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit der Linsen, vorzugsweise ein Monomer, das durch die allgemeine Formel (II) dargestellt wird, die für das oben genannte Material für Kontaktlinsen erläutert wurde.

[0035] Zur Herstellung des Materials für Kontaktlinsen und der weichen Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung wird zuerst ein Gemisch, das das oben genannte Monomer enthält, mit einem Polymerisationsstarter versetzt und ausreichend gerührt, so dass man ein homogenes Monomergemisch erhält. Ein geeigneter Gehalt des Siloxan-Makromer (A) in dem Monomergemisch beträgt 10 bis 60 Gew.-%, der des wasserunlöslichen Monoolefin-Monomers (B) beträgt 10 bis 50 Gew.-%, und der des wasserlöslichen Monoolefin-Monomers (C) beträgt 10 bis 45 Gew.-%. Als der hier verwendete Polymerisationsstarter kann ein Peroxid, wie Lauroylperoxid, Cumolhydroperoxid und Benzoylperoxid, 2,2'-Azobis(2,4-dimethylvaleronitril) und 2,2'-Azobis(isobutyronitril) verwendet werden, und wenn eine Photopolymerisation angewendet wird, kann ein Photoinitiator, wie Benzoinmethylether, 1-Hydroxycyclohexylphenylketon, 2,2-Dimethoxy-2-phenylacetophenon und 2-Hydroxy-2-dimethoxy-1-phenylpropan-1-on, verwendet werden.

[0036] Außerdem kann die Polymerisation in Anwesenheit oder Abwesenheit eines geeigneten Verdünnungsmittels durchgeführt werden. Das geeignete Verdünnungsmittel kann ein beliebiges sein, solange es die verwendeten Monomerkomponenten homogen auflöst. Das Verdünnungsmittel umfasst zum Beispiel einen Alkohol (z.B. Ethanol, Isopropanol, n-Hexanol), ein dipolares aprotisches Lösungsmittel, wie Dimethylsulfoxid, einen Ether (z.B. THF, Dimethoxyethan), einen Ester (z.B. Propylacetat, Isopropylacetat, Isobutylacetat, tert-Butylacetat, Butylpropionat, Butylbutyrat), ein Lösungsmittelgemisch aus Wasser und einem Alkohol (ein Wasser/Ethanol-Lösungsmittelgemisch) und dergleichen. Wenn man ein Verdünnungsmittel verwendet, ergeben sich zuweilen die erwarteten Wirkungen, und zwar ein leichtes Einspritzen in eine Form, was durch eine Abnahme der Viskosität des Monomergemischs verursacht wird, und eine Verbesserung der mechanischen Festigkeit der resultierenden Linse durch effektive Entfernung der Polymerisationswärme bei der Polymerisation.

[0037] Das oben genannte Monomergemisch wird in ein Formwerkzeug für die Herstellung von Kontaktlinsen

mit oder ohne Kontaktlinsenform eingespritzt und dann polymerisiert. Das Formwerkzeug hat die kombinierte Form mit einer konvexen Krümmung und einer konkaven Krümmung und kann aus einem Material wie Metall, Glas, Harz und dergleichen bestehen. Das Material hat vorzugsweise eine ausgezeichnete Entformbarkeit gegenüber dem Polymer und eine ausgezeichnete Beständigkeit gegenüber Lösungsmittel und Wärme. Von diesen Materialien ist eine Form aus Harz bevorzugt, da sie leicht in der Form hergestellt werden kann, die für die gewünschte Linsenausgestaltung notwendig ist. Das Harzmaterial ist vorzugsweise aus solchen ausgewählt, die eine geringe Kontraktion bei der Bildung, eine gute Oberflächentranskription vom Werkzeug und eine ausgezeichnete Maßhaltigkeit und Lösungsmittelbeständigkeit aufweisen. Zu diesen Harzmaterialien gehören zum Beispiel Polyethylen, Polypropylen, Polymethylpenten (TPX), Polysulfon, Polyphenylsulfid, Copolymeren von cyclischen Olefinen (z.B. "Apel", Mitsui Petrochemical Co. Ltd.; "ZEONEX", Nippon Zeon Co. Ltd.) und dergleichen. Wenn das Monomer eingespritzt wird, wird die Form einem ausreichenden Unterdruck ausgesetzt, um die Reaktion beeinträchtigende Substanzen, wie Wasser und Sauerstoff, die sich auf der Oberfläche der Form befinden, zu entfernen, dann wird die Form mit einem Inertgas, wie Stickstoff und Argon, gespült, und dann wird das Monomergemisch in die Form eingespritzt. Das Einspritzen des Monomergemischs wird vorzugsweise unter einer Atmosphäre aus einem Inertgas, wie Stickstoff und Argon, durchgeführt.

[0038] Das Polymerisationsverfahren umfasst zum Beispiel ein Verfahren, bei dem die Temperatur schrittweise oder kontinuierlich im Bereich von 25 bis 120 °C erhöht und die Polymerisation während 1 bis 24 Stunden beendet wird. Bei diesem Verfahren ist es wünschenswert, dass die Polymerisation unter einer Atmosphäre aus einem Inertgas, wie Stickstoff und Argon, im Polymerisationsofen unter Atmosphärendruck oder unter druckbeaufschlagten Bedingungen durchgeführt wird. Bei der Polymerisation kann ein Photopolymerisationsverfahren durch ultraviolette oder sichtbare Strahlung oder dergleichen angewendet werden, nachdem der oben genannte Photopolymerisationsinitiator zugegeben wurde.

[0039] Nach der Polymerisation wird die Linse aus der Form genommen, und dann kann sie, falls notwendig, einer bekannten Oberflächenbehandlung unterzogen werden. Bei der Oberflächenbehandlung mit Plasma können zum Beispiel eine bereits bekannte Technik und eine bekannte Apparatur verwendet werden, und ein aktives Gas, wie Luft, Sauerstoff, Wasserstoff und Stickstoff, oder ein Inertgas, wie Helium, Neon und Argon, und eine organische niedermolekulare Verbindung, wie N-Vinylpyrrolidon und Acetylen, können verwendet werden.

Formverfahren für die Kontaktlinsenform

[0040] Wenn das Copolymer als Kontaktlinsen geformt wird, kann ein Formverfahren angewendet werden, das vom Fachmann gewöhnlich verwendet wird. Ein solches Formverfahren umfasst zum Beispiel ein Schneideverfahren, und ein Verfahren, bei dem das Copolymer geschnitten oder im gefrorenen Zustand geschnitten wird, kann durchgeführt werden, nachdem das Copolymer in Form von Stäben oder Blöcken erhalten wurde, so dass das Copolymer in die Form einer Kontaktlinse gebracht wird.

Behandlungsverfahren zum Zuführen von Wasser

[0041] Das Formteil in Kontaktlinsenform, das durch Schneiden oder dergleichen erhalten wird, oder das in Kontaktlinsenform aus der Form genommene Copolymer für die Herstellung von Kontaktlinsen kann in physiologischer Kochsalzlösung oder einem Konservierungsmedium für weiche Kontaktlinsen getränkt werden, um es mit Wasser zu imprägnieren, und die gewünschten Kontaktlinsen können erhalten werden.

[0042] In den weichen Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung können der Wassergehalt und die Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante auf den Bereich von 15 bis 35% bzw. nicht weniger als 70×10^{-11} (cm²/s)·(ml O₂/ml·mm Hg) eingestellt werden, indem man die oben genannten Monomerkomponenten und ihre Verhältnisse einstellt.

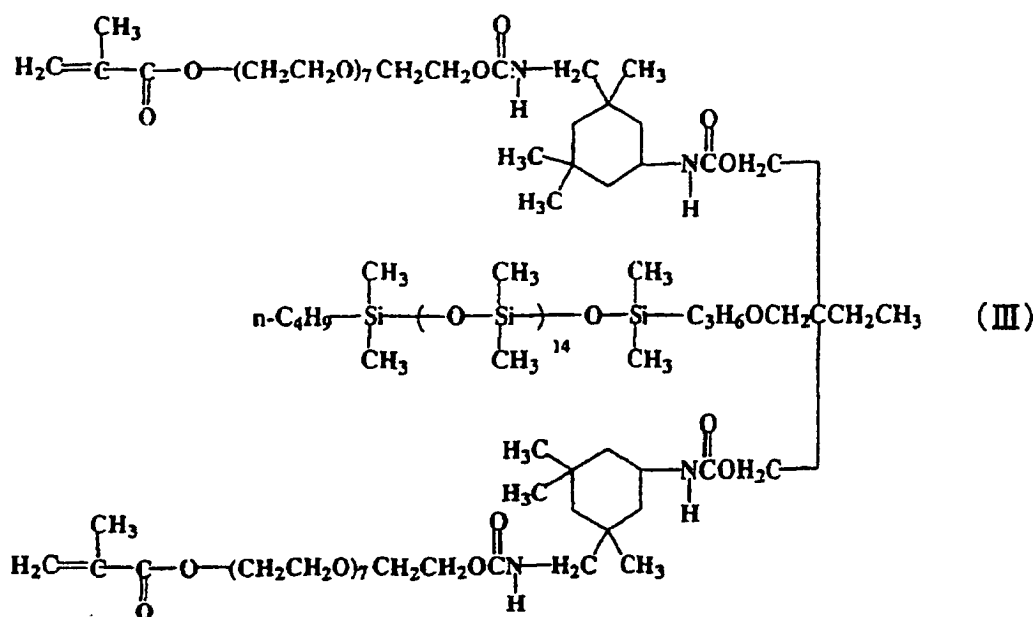
Beispiele

[0043] Die vorliegende Erfindung wird unter Bezugnahme auf die Beispiele ausführlicher erläutert. Die vorliegende Erfindung ist jedoch nicht auf diese Beispiele beschränkt.

Beispiel 1

(Synthese eines Makromers (A))

[0044] In einen Dreihalskolben wurden 8,88 g Isophorondiisocyanat, 0,025 g Dibutylzinndilaurat als Katalysator und 45 ml Methylenchlorid gegeben, und das Gemisch wurde unter einem Stickstoffstrom gerührt. Dann wurden 20 g α -Butyl ω -[3-(2,2-(dihydroxymethyl)butoxy)propyl]polydimethylsiloxan genau abgewogen und im Verlauf von etwa 3 Stunden tropfenweise in den Kolben gegeben, und die Reaktion wurde durchgeführt. Nach 48 Stunden Reaktion bei Raumtemperatur wurden weitere 0,025 g Dibutylzinndilaurat und 23,3 g Polyethylenglycolmonomethacrylat genau abgewogen und im Verlauf von etwa 30 Minuten tropfenweise in den Kolben gegeben. Das Gemisch wurde mit Aluminiumfolie abgedeckt und gerührt, bis die auf das Isocyanat zurückgehende Absorptionsbande (2260 cm^{-1}) bei der IR-Analyse (Infrarotabsorptionsspektrum) verschwand (Reaktion bei Raumtemperatur während etwa 48 Stunden). Die resultierende Lösung wurde mit weiterem Methylenchlorid versetzt, dann mit einer großen Menge Wasser gewaschen, dehydratisiert und filtriert. Dann wurde das Lösungsmittel verdampft, wobei man ein Makromer (A) mit der durch die folgende Formel (III) dargestellten Struktur erhielt.



[0045] Das resultierende Makromer hatte die folgenden Merkmale.

Ergebnisse der IR-Analyse

- <1> Von Si-CH₃ stammende Absorptionsbanden bei 802 cm^{-1} und 1259 cm^{-1} .
- <2> Von Si-O-Si stammende Absorptionsbande bei 1033 bis 1099 cm^{-1} .
- <3> Von C=O einer Methacryloylgruppe stammende Absorptionsbande bei 1720 cm^{-1} .

Ergebnisse der ¹H-NMR-Analyse

- <1> Von Si-CH₃ stammendes Signal bei etwa 0,1 ppm.
- <2> Methylprotonensignal, das von Isophorondiisocyanat und an den Ring gebundenen Protonen stammt, bei etwa 0,8 bis 1,2 ppm.
- <3> Von Methylprotonen einer Methacryloylgruppe stammendes Signal bei etwa 1,95 ppm.
- <4> Signal von Vinylprotonen einer Methacryloylgruppe bei etwa 5,5 bis 6,2 ppm.

(Herstellung von Linsen)

[0046] In eine Glasprobenflasche mit einem Innenvolumen von 30 ml wurden 7 g des durch die oben genannte Formel (III) dargestellten Makromers (A) (35 Gew.-%), 7 g Tris(trimethylsiloxy)- γ -methacryloxypropylsilan (im Folgenden als RAVINOL bezeichnet) (35 Gew.-%), 6 g N-Vinyl-2-pyrrolidon (im Folgenden als NVP bezeichnet) (30 Gew.-%), 0,04 g Diallylmaleat (im Folgenden als DAM bezeichnet) (0,2 Gew.-% der Gesamtmenge an Makromer (A), RAVINOL und NVP) und 0,1 g 2,2'-Azobis(isobutyronitril) (im Folgenden als AIBN be-

zeichnet) (0,5 Gew.-% der Gesamtmenge an Makromer (A), RAVINOL und NVP) gegeben, und das Gemisch wurde ausreichend gerührt, um ein Monomergemisch herzustellen. Das resultierende Monomergemisch wurde in eine aus Polypropylen bestehende Form mit der Form einer Kontaktlinse gegeben, und eine Polymerisation wurde unter einer Stickstoffatmosphäre von 196 000 Pa (etwa 2 kgf/cm²) bei 25 bis 110 °C während 5 Stunden durchgeführt. Nach Beendigung der Polymerisation wurde das Polymer aus der Form genommen und dann in physiologischer Kochsalzlösung getränkt, wobei man die gewünschte Kontaktlinse erhielt. Die resultierende Kontaktlinse hatte eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit.

[0047] Die physikalischen Eigenschaften dieser Kontaktlinse wurden bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 gezeigt.

<1> Flexibilität

[0048] Die Kontaktlinse, die in physiologischer Kochsalzlösung bei 25 °C die Gleichgewichtsquellung erreichte, wurde in der Mitte zusammengefaltet, und dann wurde die Form unter Verwendung einer Kontaktlinsenform-Messvorrichtung, Contact Analyzer von Optimec Co., in physiologischer Kochsalzlösung bei 25 °C beobachtet und auf der Grundlage des Bewertungskriteriums bewertet.

[Bewertungskriterium]

- o: sofortige Rückkehr zur ursprünglichen Form und keine Änderung der Form der Linse.
- Δ: Rückkehr zur ursprünglichen Form nach einer Weile
- x: keine Rückkehr zur ursprünglichen Form

<2> Messung des Wassergehalts

[0049] Der Wassergehalt wurde anhand der folgenden Gleichung berechnet, vorausgesetzt, dass das Gewicht der Kontaktlinse, die nach Hydratisierungsquellung in physiologischer Kochsalzlösung bei 25 °C die Gleichgewichtsquellung erreicht, als W_w definiert ist und das Gewicht nach dem erneuten Trocknen (80 °C, 4 Stunden) als D_w definiert ist.

$$\text{Wassergehalt (\%)} = [(W_w - D_w)/W_w] \times 100$$

<3> Bestimmung der Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante

[0050] Unter Verwendung von Linsen mit unterschiedlicher Dicke wurde die Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante der Teststücke in physiologischer Kochsalzlösung bei 35 °C mit einem Filmsauerstoffpermeationsmesser des Seika-Ken-Typs von Rika-Seiki-Kogyo Co. Ltd. bestimmt. Die Einheit der Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante ist (cm²/s)·(ml O₂/ml·mm Hg), und die Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante in der Tabelle ist ein Wert, der erhalten wird, indem man den ursprünglichen Wert der Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante mit 10¹¹ multipliziert.

Tabelle 1

Nr.	Beispiel										Vergleichsbeispiel		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	1	2	3
Makromer (III)	35	20	50	30	40	50	50	25,5	24	24			
RAVINOL	35	50	20	30	30	20	20	34	32	32	53	35	50
NVP	30	30	30	40								30	
DMAA					5	15	10	18,7	17,6	17,6	25		
HEMA					25	15	20	6,8	6,4	6,4			
Makromer (IV)												35	
3FMA											21		50
DAM	0,2	0,2	0,2	0,2								0,2	
EDMA											1		2
EtOH									20				
HeOH								15					
B-Acetat										20			
AIBN	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5				0,5	0,35
V-65											0,5		
Darocur 1173									0,7	0,7			
Flexibilität	o	o	o	o	o	o	o	o	o	o	x	o	-
Wassergehalt	29	26	31	34	18	26	23	23	24	24	-	27	-
Sauerstoffdurchlässig- keitskonstante	103	82	118	90	112	120	124	128	125	125	-	64	60

Beispiele 2 bis 10

[0051] Kontaktlinsen wurden in ähnlicher Weise wie in Beispiel 1 erhalten, außer dass die Zusammensetzung

so geändert wurde, wie es in Tabelle 1 gezeigt ist. In den Beispielen 8 bis 10 wurde das Verdünnungsmittel in der im Folgenden gezeigten Kombination verwendet. Die resultierenden Kontaktlinsen hatten eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit. DMAA und HEMA bedeutet N,N-Dimethylacrylamid bzw. 2-Hydroxyethylmethacrylat.

(Beispiel 8)

[0052] In eine Glasprobenflasche mit einem Innenvolumen von 30 ml wurden 5,1 g des durch die Formel (III) dargestellten Makromers (A) (25,5 Gew.-%), 6,8 g RAVINOL (34 Gew.-%), 3,74 g DMAA (18,7 Gew.-%), 1,36 g HEMA (6,8 Gew.-%), 3 g 1-Hexanol (im Folgenden als HeOH bezeichnet) als Verdünnungsmittel (15 Gew.-%) und 0,085 g AIBN (0,5 Gew.-% der Gesamtmenge an Makromer (A), RAVINOL, DMAA und HEMA) gegeben, und das Gemisch wurde ausreichend gerührt, um ein Monomergemisch herzustellen. Danach wurden Kontaktlinsen in ähnlicher Weise wie in Beispiel 1 erhalten. Die resultierenden Kontaktlinsen hatten eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit, wie in Tabelle 1 gezeigt ist.

(Beispiel 9)

[0053] In eine Glasflasche mit einem Innenvolumen von 30 ml wurden 4,8 g des durch die Formel (III) dargestellten Makromers (A) (24 Gew.-%), 6,4 g RAVINOL (32 Gew.-%), 3,52 g DMAA (17,6 Gew.-%), 1,28 g HEMA (6,4 Gew.-%), 4 g Ethanol (im Folgenden als EtOH bezeichnet) als Verdünnungsmittel (20 Gew.-%) und 0,112 g 2-Hydroxy-2-dimethoxy-1-phenylpropan-1-on (im Folgenden als Darocur 1173 bezeichnet) (0,7 Gew.-% der Gesamtmenge an Makromer (A), RAVINOL, DMAA und HEMA) gegeben, und das Gemisch wurde ausreichend gerührt, um ein Monomergemisch herzustellen. Dann wurde das Monomergemisch in eine aus Polypropylen bestehende Form mit der Form einer Kontaktlinse gegeben, und eine Polymerisation wurde durch Bestrahlen mit ultraviolettem Licht (300 bis 400 nm) mit etwa 25 mW/cm² bei Raumtemperatur während etwa 80 Minuten durchgeführt. Danach wurden Kontaktlinsen durch eine ähnliche Behandlung wie in Beispiel 1 erhalten; sie hatten eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit, wie in Tabelle 1 gezeigt ist.

(Beispiel 10)

[0054] Kontaktlinsen wurden in ähnlicher Weise wie in Beispiel 9 erhalten, außer dass die Zusammensetzung so geändert wurde, wie es in Tabelle 1 gezeigt ist. Die resultierenden Kontaktlinsen hatten eine ausgezeichnete Flexibilität und Sauerstoffdurchlässigkeit, wie in Tabelle 1 gezeigt ist. "B-Acetat" bedeutet tert-Butylacetat.

Vergleichsbeispiel 1

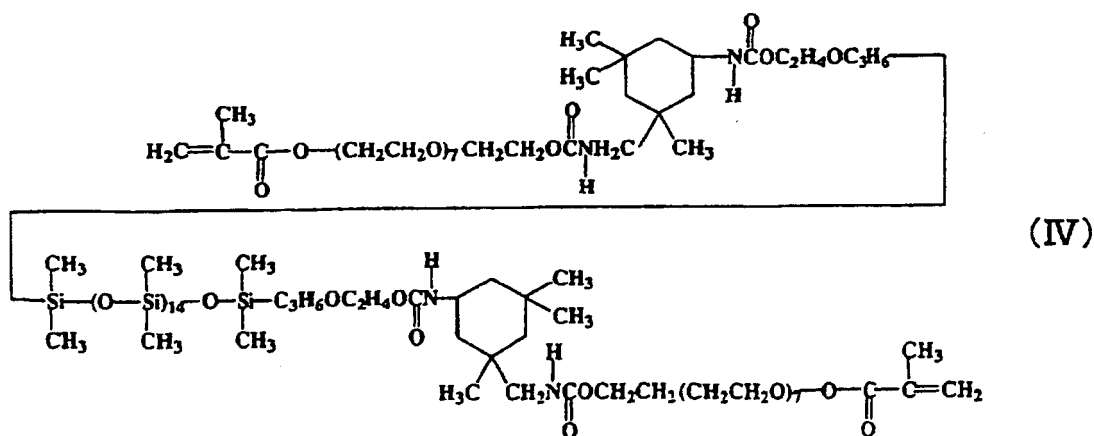
(Stand der Technik 1, Beispiel 2)

[0055] Ein Monomergemisch wurde hergestellt, indem man 10,6 g RAVINOL (53 Gew.-%), 4,2 g 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat (im Folgenden als 3FMA bezeichnet) (21 Gew.-%), 5 g N,N-Dimethylacrylamid (im Folgenden als DMAA bezeichnet) (25 Gew.-%), 0,2 g Ethylenglycoldimethacrylat (im Folgenden als EDMA bezeichnet) (1 Gew.-%) und 0,1 g 2,2'-Azobis(2,4-dimethylvaleronitril) (im Folgenden als V-65 bezeichnet) (0,5 Gew.-% der Gesamtmenge der Monomere) miteinander mischte, und Kontaktlinsen wurden in ähnlicher Weise wie in Beispiel 1 erhalten. Die resultierenden Kontaktlinsen hatten eine schlechte Flexibilität und kehrten nach Zusammenfallen in der Mitte nicht in ihre ursprüngliche Form zurück.

Vergleichsbeispiel 2

(Material besteht hauptsächlich aus einem Makromer mit der Dimethylsiloxan-Struktur als Hauptkette)

[0056] Kontaktlinsen wurden in ähnlicher Weise wie in Beispiel 1 erhalten, außer dass anstelle des Makromers (A) ein Makromer (B) verwendet wurde, das die Dimethylsiloxan-Struktur als Hauptkette aufweist und durch die folgende Formel (IV) dargestellt wird. Die resultierenden Kontaktlinsen hatten eine geringere Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante als die in den Beispielen 1 bis 10 beschriebenen Kontaktlinsen.



Vergleichsbeispiel 3

(Material für harte Kontaktlinsen)

[0057] Ein Monomergemisch wurde hergestellt, indem man 20 g RAVINOL (50 Gew.-%), 20 g 3FMA (50 Gew.-%), 0,8 g EDMA (2 Gew.-% der Gesamtmenge von RAVINOL und 3FMA) und 0,14 g AIBN (0,35 Gew.-% der Gesamtmenge von RAVINOL und 3FMA) miteinander mischte und ausreichend rührte. Das resultierende Monomergemisch wurde in ein Rohr aus Polyethylen gegeben, und die Polymerisation wurde 120 Stunden lang bei 45 °C durchgeführt. Nach der Polymerisation wurde das Polymer in Form eines Stabes aus dem Rohr genommen und in einem Trockner über Nacht bei 110 °C getrocknet. Das resultierende Polymer wurde in der festgelegten Dicke geschnitten und für die Bestimmung der Sauerstoffdurchlässigkeitskonstanten verwendet. Die Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante des resultierenden Polymers war kleiner als diejenige der in den Beispielen 1 bis 10 beschriebenen Kontaktlinsen.

[0058] Wie in Tabelle 1 gezeigt ist, hatten die Kontaktlinsen in Vergleichsbeispiel 1 eine schlechte Flexibilität (z.B. kehrten sie nach Zusammenfallen in der Mitte nicht mehr in die ursprüngliche Form zurück) und konnten nicht als weiche Kontaktlinsen verwendet werden. Die Kontaktlinsen der Vergleichsbeispiele 2 und 3 hatten niedrige Sauerstoffdurchlässigkeitskonstanten.

[0059] Im Vergleich dazu hatte jede der Kontaktlinsen der Beispiele 1 bis 10 eine ausgezeichnete Flexibilität und auch eine hohe Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante. Dies kann als die Wirkung angesehen werden, die sich aus der Verwendung des Siloxan-Makromers der vorliegenden Erfindung ergibt, bei dem die polymerisierende Gruppe mittels einer Urethanbindung an die Polydimethylsiloxan-Seitenkette gebunden ist.

[Vorteile der Erfindung]

[0060] Das Material für Kontaktlinsen der vorliegenden Erfindung hat eine ausgezeichnete Flexibilität und eine hohe Sauerstoffdurchlässigkeit. Dementsprechend ist das durch die vorliegende Erfindung hergestellte Material für Kontaktlinsen, insbesondere für wasserhaltige weiche Kontaktlinsen, geeignet.

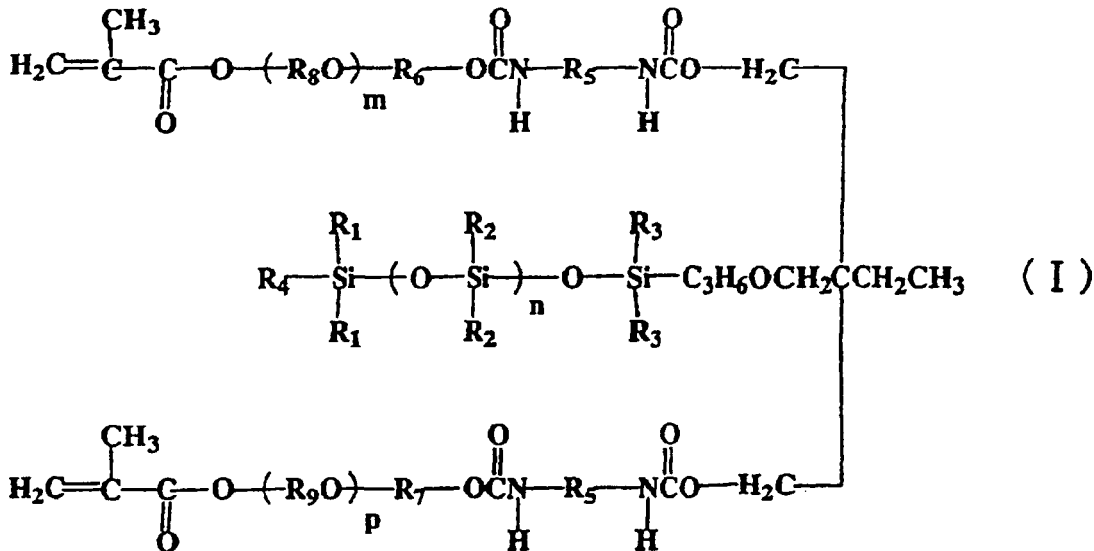
Patentansprüche

1. Material für Kontaktlinsen, das ein Copolymer umfasst, das im Wesentlichen Folgendes umfasst: ein Siloxan-Makromer als Komponente (A), das ein Zahlenmittel des Molekulargewichts von etwa 1000 bis 10 000 hat und durch die allgemeine Formel (I) dargestellt wird:

6. Material für Kontaktlinsen gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei es sich bei dem wasserlöslichen Monoolefin-Monomer von Komponente (C) um eine oder mehrere Arten von Monomeren handelt, die aus 2-Hydroxyethylmethacrylat, N,N-Dimethylacrylamid, N-Vinyl-2-pyrrolidon und Methacrylsäure ausgewählt sind.

7. Weiche Kontaktlinse, die erhalten wird, indem man das Material für Kontaktlinsen gemäß einem der Ansprüche 1 bis 6 in die Form einer Kontaktlinse bringt und Wasser in dieselbe einbringt.

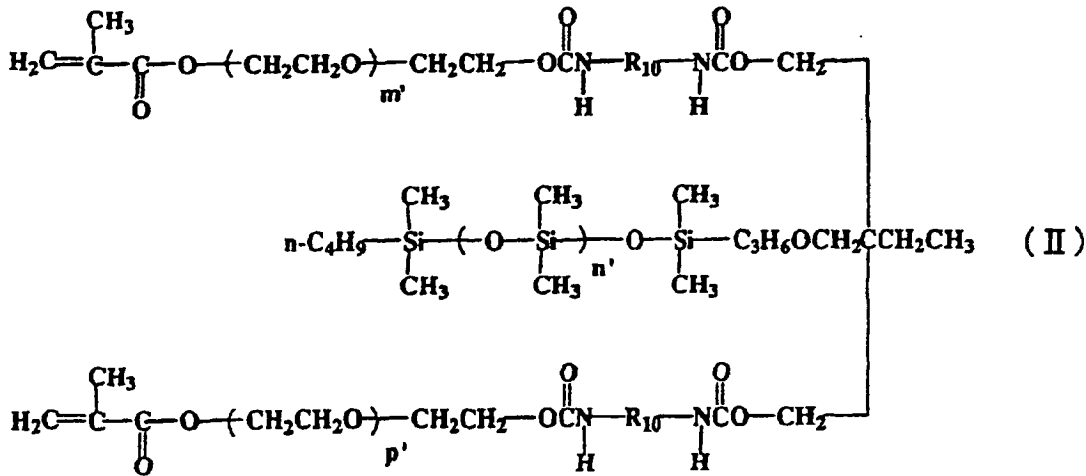
8. Weiche Kontaktlinse, die erhalten wird, indem man ein Monomergemisch, das Folgendes umfasst, in ein Formwerkzeug in Form einer Kontaktlinse einspritzt:
ein Siloxan-Makromer als Komponente (A), das ein Zahlenmittel des Molekulargewichts von etwa 1000 bis 10 000 hat und durch die allgemeine Formel (I) dargestellt wird:



wobei R_1 , R_2 und R_3 unabhängig aus C_1 - C_4 -Alkylgruppen ausgewählt sind, R_4 aus C_1 - C_6 -Alkylgruppen ausgewählt ist, R_5 ein Rest ist, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, R_6 , R_7 , R_8 und R_9 unabhängig aus C_1 - C_3 -Alkylengruppen ausgewählt sind, n eine ganze Zahl von 4 bis 80 ist und m und p unabhängig eine ganze Zahl von 3 bis 40 sind;
ein wasserunlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (B); und
ein wasserlösliches Monoolefin-Monomer als Komponente (C);
Copolymerisieren des Monomergemischs; und
Einbringen von Wasser in das resultierende Copolymer.

9. Weiche Kontaktlinse gemäß Anspruch 8, wobei in der allgemeinen Formel (I) R_1 , R_2 und R_3 Methylgruppen sind, R_4 eine n-Butylgruppe ist, n eine ganze Zahl von 4 bis 60 ist und m und p unabhängig eine ganze Zahl von 3 bis 30 sind.

10. Weiche Kontaktlinse gemäß Anspruch 8 oder 9, wobei das Siloxan-Makromer von Komponente (A) durch die folgende allgemeine Formel (II) dargestellt wird:



wobei R_{10} ein Rest ist, der durch Entfernen der NCO-Gruppen aus einem aliphatischen, alicyclischen oder aromatischen Diisocyanat erhalten wird, n' eine ganze Zahl von 4 bis 40 ist und m' und p' unabhängig eine ganze Zahl von 3 bis 20 sind.

11. Weiche Kontaktlinse gemäß einem der Ansprüche 8 bis 10, wobei der Gehalt des Siloxan-Makromers von Komponente (A) im Monomergemisch 10 bis 60 Gew.-% beträgt, der Gehalt des wasserunlöslichen Monoolefin-Monomers von Komponente (B) 10 bis 50 Gew.-% beträgt und der Gehalt des wasserlöslichen Monoolefin-Monomers von Komponente (C) 10 bis 45 Gew.-% beträgt.

12. Weiche Kontaktlinse gemäß einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei es sich bei dem wasserunlöslichen Monoolefin-Monomer von Komponente (B) um eine oder mehrere Arten von Monomeren handelt, die aus der Gruppe ausgewählt sind, die aus Tris(trimethylsiloxy)- γ -methacryloxypropylsilan, 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat, Hexafluorisopropylmethacrylat und Perfluorocetyloxypropylenmethacrylat besteht.

13. Weiche Kontaktlinse gemäß einem der Ansprüche 8 bis 12, wobei es sich bei dem wasserlöslichen Monoolefin-Monomer von Komponente (C) um eine oder mehrere Arten von Monomeren handelt, die aus 2-Hydroxyethylmethacrylat, N,N-Dimethylacrylamid, N-Vinyl-2-pyrrolidon und Methacrylsäure ausgewählt sind.

14. Weiche Kontaktlinse gemäß einem der Ansprüche 7 bis 13, wobei der Wassergehalt 15 bis 35% beträgt und die Sauerstoffdurchlässigkeitskonstante nicht kleiner als $70 \times 10^{-11} \text{ (cm}^2/\text{s)} \cdot (\text{ml O}_2/\text{ml} \times \text{mm Hg})$ ist.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen