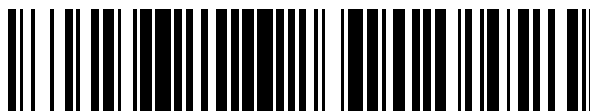


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 391 761**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/16** (2006.01)

**A61L 27/00** (2006.01)

12

### TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07794802 .4**

96 Fecha de presentación: **11.05.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **2026717**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.02.2009**

54 Título: **Lente intraocular antirreflejante o de reflejo reducido y método para fabricarla**

30 Prioridad:  
**01.06.2006 US 810303 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**29.11.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**29.11.2012**

73 Titular/es:  
**ADVANCED VISION SCIENCE, INC. (100.0%)  
5743 THORNWOOD DRIVE  
GOLETA, CA 93117, US**

72 Inventor/es:  
**MENTAK, KHALID y  
ALDRED, MARGARET**

74 Agente/Representante:  
**PLAZA FERNÁNDEZ-VILLA, Luis**

**ES 2 391 761 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

### 5 CAMPO

La invención se refiere a los campos de química de polímeros, ciencia de materiales y oftalmología. Más concretamente se refiere a una lente intraocular y un  
10 método para prepararla que muestra reflejos reducidos o nulos cuando se implanta en el ojo de un paciente.

### ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15 La siguiente información se aporta únicamente como antecedentes para comodidad del lector y no pretende ser ni se debe interpretar como estado de la técnica de la presente invención.

La lente intraocular, que se puede implantar  
20 quirúrgicamente en el ojo del paciente, ha experimentado una historia notable de innovaciones, cada una basada en limitaciones observadas en sus predecesoras. Por ejemplo, la primera lente rígida de polimetilmetacrilato (PMMA) implantada en la cámara posterior entre el iris y el  
25 cristalino por Harold Ridley en 1950 dio lugar a algunas complicaciones relativamente serias tales como descentrado, o descolocación de la lente debidos a su tamaño y peso y ocurrencia frecuente de uveítis. En 1953, pocos años después de la introducción de la lente de  
30 Ridley, salieron al mercado lentes implantables en la cámara anterior, el espacio entre la córnea y el iris. Éstas se colocaron en la cámara anterior mediante un lazo cerrado que, como su propio nombre indica, consta de una pieza a modo de cordel de material polimérico no óptico  
35 unido a ambos extremos de la lente propiamente dicha,

formando así un lazo. Los lazos cerrados iniciales, al igual que la propia lente, eran rígidos. Desgraciadamente, debido a su inestabilidad en la cápsula interior, estas lentes eran tan propensas a complicaciones como la lente de Ridley, siendo la queratopatía bullosa, el edema macular quístico y el glaucoma las complicaciones más comunes observadas. Para corregir el problema de inestabilidad se desarrollaron lentes de cámara anterior que dependían de la porción pupilar del iris para la fijación anatómica. Algunos diseños de lentes requerían sutura al iris, otros se pinzaban. Sin embargo se constató que esto llevaba a luxación de la lente cuando la pupila se dilataba de forma inesperada. Alrededor de 1970 se reestructuró de nuevo la lente anterior, usando esta vez un montaje flexible de bucle cerrado. El daño corneal sin embargo seguía siendo un problema y no eran infrecuentes los trasplantes de córnea debidos a daño a la córnea relacionado con trasplante. La siguiente innovación en lente intraocular fue la lente flexible de cámara anterior de bucle abierto. Como sugiere el nombre, "bucle abierto" se refiere a un apéndice periférico no óptico que se une a la lente propiamente dicha en un solo punto, pudiendo el otro extremo del bucle moverse libremente y adaptarse a la superficie del ojo. Esto resolvió en la mayor parte de los casos los problemas asociados con lentes intraoculares pero siguieron dándose otras complicaciones tales como edema macular quístico. Alrededor de 1975 se introdujo la lente de cámara posterior. Como se ha mencionado anteriormente, la cámara posterior es el espacio entre el iris y frente a la lente natural del ojo. Mientras que la porción óptica de esta lente, como la de sus predecesoras, estaba hecha de PMMA, su porción de contacto, es decir, la porción no óptica de la lente en la periferia usada para mantener la lente en

su sitio, como ejemplifican las configuraciones de bucle abierto y cerrado, solían estar hechas de materiales tales como poliamida o polipropileno. Aunque estas lentes ofrecían numerosas ventajas tales como menos problemas corneales, menos desprendimiento de retina y menos síndrome uveítis-glaucoma-hipema (UGH), todavía requerían incisiones relativamente amplias, próximas a los 6 mm de longitud, para la implantación. Con motivo de la aparición de la tecnología de facoemulsificación para la retirada de cristalinos nublados por cataratas a través de incisiones muy pequeñas en el ojo, se desarrollaron lentes intraoculares plegables. Estas lentes se pueden plegar para que quepan por la misma incisión usada para retirar la lente natural, es decir, tan pequeña como 2,5 - 3,0 mm, y luego desplegar al tamaño operativo una vez dentro del ojo. Uno de los tipos predominantes de lentes intraoculares plegables actualmente en uso es la llamada lente acrílica hidrófoba como por ejemplo la lente Alcon Acrisof®. Estas lentes, aunque son relativamente nuevas en oftalmología, parecen estar evitando muchas de las complicaciones de sus predecesoras, si no todas. Sin embargo, ha surgido un problema con las lentes acrílicas hidrófobas. Las lentes, una vez implantadas en el ojo de un paciente, tienden con el tiempo a formar en su estructura pequeñas regiones reflectantes de la luz llamadas "reflejos". Aunque la causa real de los reflejos sigue sin saberse, una teoría es que aunque estas lentes son nominalmente hidrófobas, con el tiempo algo de agua consigue entrar en vacuolas de la matriz polimérica que forma la lente, cambiando así el índice de refracción de la lente en esos puntos, cambio que parece como puntos reflejantes o "reflejos". Aunque aún se debate sobre los efectos de los reflejos a nivel clínico, sigue existiendo la preocupación de que en los peores casos podría darse pérdida de agudeza visual que podría requerir la escisión

de la lente. Incluso en menor grado, los reflejos pueden provocar deslumbramiento y otras molestias a pacientes con lentes intraoculares hidrófobas implantadas.

5 WO 2005/047349 publica copolímeros de monómeros de alcoxialquilmecrilato y/o alcoxialquilacrilato combinados con uno o más monómeros hidrófobos adicionales. Los copolímeros se pueden usar en la fabricación de lentes intraoculares, incluyendo las porciones óptica y de contacto de las lentes. WO  
10 2005/047349 también publica métodos para fabricar lentes intraoculares con los copolímeros.

US 6.326.448 publica un material blando de lente intraocular que consiste esencialmente en un polímero obtenido polimerizando componentes polimerizables que  
15 contienen un monómero hidrófilo y que tiene una absorción de agua de entre el 1,5 y el 4,5% en peso.

Se necesita una lente intraocular plegable acrílica que no sea susceptible en absoluto de crear reflejos o tenga una tendencia sustancialmente reducida a formar reflejos.  
20 Con este propósito, la lente intraocular según la invención incluye las características de la reivindicación 1. En las sub reivindicaciones se caracterizan realizaciones preferidas de la invención.

Así pues, la invención actual se refiere a una lente  
25 intraocular que incluye un polímero o mezcla polimérica óptica con un contenido de agua en equilibrio de en torno al 1% en peso a en torno al 12% en peso y suficiente solución salina isotónica como para llevar el polímero o mezcla polimérica una vez formada en lente al contenido  
30 de agua en equilibrio a temperatura corporal o superior, es decir, a unos 37 °C o superior.

En un aspecto de esta invención, la lente intraocular es una lente intraocular plegable.

En un aspecto de esta invención el contenido de agua en  
35 equilibrio del polímero o mezcla polimérica es de

aproximadamente 2% en peso a aproximadamente 8% en peso.

En un aspecto de esta invención el contenido de agua en equilibrio del polímero o mezcla polimérica es de aproximadamente 3% en peso a aproximadamente 6% en peso.

5 En un aspecto de esta invención el polímero es un copolímero de poli(etilenglicol) feniléter acrilato, estireno, 2-hidroxietilmetacrilato y etilenglicol dimetacrilato.

En un aspecto de esta invención el polímero incluye  
10 alrededor del 40% en peso de poli(etilenglicol) feniléter acrilato, alrededor del 26% en peso de estireno, alrededor del 30% en peso de 2-hidroxietilmetacrilato y alrededor del 4% en peso de etilenglicol dimetacrilato.

En un aspecto de esta invención la solución salina  
15 isotónica se selecciona del grupo que consta de solución salina equilibrada, solución salina de banco de sangre y solución salina con tampón fosfato.

Un aspecto de esta invención es un método para reducir o  
eliminar reflejos en una lente intraocular que incluye  
20 aportar una lente intraocular que incluye un polímero o mezcla polimérica que tiene un contenido de agua en equilibrio de entre aproximadamente el 1% en peso a aproximadamente el 12% en peso a unos 37 °C, poner la lente intraocular en contacto con solución salina  
25 isotónica a una temperatura de aproximadamente 20 °C a aproximadamente 90 °C durante de aproximadamente 1 hora a aproximadamente 36 horas, esterilizar la lente intraocular mientras se mantiene en su contenido de agua en equilibrio e implantar la lente intraocular en el ojo  
30 de un paciente que la necesita o almacenar la lente intraocular en solución salina isotónica estéril hasta que se necesite.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el  
que la temperatura está entre aproximadamente 30 °C y  
35 aproximadamente 80 °C y el tiempo es de aproximadamente 4

horas a aproximadamente 30 horas.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que la temperatura está entre aproximadamente 40 °C y aproximadamente 70 °C y el tiempo es de aproximadamente  
5 15 horas a aproximadamente 24 horas.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que la lente intraocular es una lente intraocular plegable.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que la lente intraocular está en contacto con la solución salina isotónica durante la fabricación después de la extracción de disolvente y antes de la esterilización.  
10

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que la lente intraocular está en contacto con la solución salina isotónica después de la esterilización, ya sea durante la fabricación o después de la fabricación usando solución salina isotónica estéril.  
15

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que, cuando la lente se pone en contacto con solución salina isotónica después de la fabricación, se ha secado antes del contacto con solución salina isotónica.  
20

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que la lente intraocular ha sido comercialmente embalada antes de ponerla en contacto con la solución salina isotónica.  
25

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que el contenido de agua en equilibrio del polímero o mezcla de polímeros es de aproximadamente 2% en peso a aproximadamente 8% en peso.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que el contenido de agua en equilibrio del polímero o mezcla de polímeros es de aproximadamente 3% en peso a aproximadamente 6% en peso.  
30

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que el polímero es un copolímero que incluye  
35

poli(etilenglicol) feniléter acrilato, estireno, 2-hidroxi-etilmetacrilato y etilenglicol dimetacrilato.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que el polímero incluye alrededor del 40% en peso de poli(etilenglicol) feniléter acrilato, alrededor del 26%  
5 en peso de estireno, alrededor del 30% en peso de 2-hidroxi-etilmetacrilato y alrededor del 4% en peso de etilenglicol dimetacrilato.

Un aspecto de esta invención es el método anterior en el que la solución salina isotónica se selecciona del grupo  
10 que consta de solución salina equilibrada, solución salina de banco de sangre y solución salina con tampón fosfato.

#### 15 DESCRIPCIÓN DETALLADA

En su uso en este documento, una "lente intraocular" se refiere a un dispositivo polimérico fáquico o afáquico (que en la literatura se denomina también pseudofáquico)  
20 para corregir la visión que se puede implantar en el ojo de un paciente. Las lentes fáquicas se usan para corregir errores refractivos tales como miopía, hipermetropía y astigmatismo (visión borrosa debida a mal enfoque de la luz en la retina debido a una cornea con un perfil irregular o, en algunos casos, un cristalino con un perfil irregular). El cristalino permanece intacto cuando  
25 se implanta una lente fáquica, mientras que el cristalino se quita antes de implantar una lente pseudofáquica. Una lente afáquica o pseudofáquica se inserta en el ojo después de quitar el cristalino a causa de una enfermedad, en la mayoría de los casos una catarata; es decir, el cristalino pierde transparencia. Ambos tipos de lentes se pueden implantar en la cámara anterior delante del iris o en la cámara posterior detrás del iris y  
30 delante del cristalino o en la región en la que estaba el  
35



cristalino antes de quitarlo. Aunque las lentes intraoculares pueden ser "duras", es decir relativamente rígidas, o "blandas", es decir, relativamente flexibles pero no plegables, para el propósito de esta invención la lente preferida actualmente es una lente de polímero acrílico plegable. Una lente plegable es aquella que es suficientemente flexible para ser doblada a una configuración menor para permitir su implantación en el ojo a través de una incisión mucho menor que la necesaria para lentes duras o blandas. Es decir, mientras que las lentes duras y blandas pueden requerir una incisión de 6 mm o mayor, una lente plegable suele requerir solo 3 mm de incisión o incluso menos.

Según se usa en el presente documento, el uso de los términos "aproximadamente", "esencialmente", "sustancialmente", "alrededor de", "ligeramente" o cualquier otro término de aproximación significa, salvo indicación contraria expresa,  $\pm 5\%$  del valor indicado.

Según se usa en el presente documento, "poner en contacto" una lente con solución salina isotónica se refiere preferentemente a sumergir la lente en la solución aunque es posible conseguir el mismo resultado simplemente haciendo flotar la lente sobre la solución salina isotónica. Según se usa en el presente documento, un "paciente" se refiere a cualquier especie dotada de vista que sufra algún desorden relacionado con la agudeza visual. En particular, un paciente es un mamífero, y más particularmente un ser humano. Según se usa en el presente documento, un paciente tiene "necesidad de" una lente intraocular cuando el cristalino del paciente o bien dejar pasar la luz solo parcialmente o nada en absoluto como resultado de la opacificación de la lente, o bien deja pasar la luz pero no la enfoca apropiadamente en la retina. Esto puede ocurrir como resultado de condiciones naturales, es decir, envejecimiento, o puede

ocurrir como síntoma de otra enfermedad tal como diabetes, sin limitarse a ella.

Según se usa en el presente documento, un "polímero" se refiere a un homopolímero preparado por polimerización de un único monómero o a un copolímero preparado por polimerización de dos o más diferentes monómeros. Los copolímeros pueden ser aleatorios, alternados, en bloque ordenado, en bloque aleatorio o ramificados. Para poder usarse en el método de este invento, sin embargo, el polímero o copolímero debe tener un contenido de agua en equilibrio a la temperatura aproximada del cuerpo, es decir, alrededor de 37 °C, de entre el 1% en peso y el 12% en peso, preferiblemente entre aproximadamente el 2% en peso y aproximadamente el 8% en peso y actualmente más preferiblemente entre aproximadamente el 3% en peso y aproximadamente el 6% en peso. Los expertos en la materia de lentes intraoculares se refieren a tales polímeros como "polímeros hidrófobos", incluso aunque son capaces de absorber y retener cantidades significativas de agua.

Según se usa en el presente documento, "polímero óptico" se refiere a un polímero apto para implantación en el ojo de un paciente y que es capaz de tratar condiciones oftálmicas de la lente del ojo tales como miopía, hipermetropía, astigmatismo y cataratas, sin limitarse a ellas. En general tal polímero será biocompatible, es decir, no causará ninguna afección inflamatoria, inmunogénica ni tóxica al ser implantada formará una membrana clara, transparente, incolora (salvo si está coloreada intencionalmente para alguna aplicación particular) como una película y tendrá un índice de refracción superior a aproximadamente 1,4, preferiblemente superior a aproximadamente 1,5 y actualmente más preferiblemente superior a aproximadamente 1,55.

Un ejemplo de polímero actualmente preferido para uso en

lente intraocular y con el método de este invento es un copolímero de poli(etilenglicol)feniléter acrilato, estireno, 2-hidroxietilmetacrilato y etilenglicoldimetacrilato (como agente de reticulación).

5 En una realización de este invento, los monómeros están presentes en el polímero terminado aproximadamente al 40%, 26%, 30% y 4%, respectivamente. Este polímero tiene un contenido de agua en equilibrio a aproximadamente 37 °C (temperatura corporal) de aproximadamente el 4%.

10 Según se usa en el presente documento, "contenido de agua en equilibrio" se refiere a la cantidad de solución salina isotónica que un polímero, copolímero o mezcla de polímeros y/o polímeros puede absorber a una temperatura dada, expresada como tanto por ciento en peso calculado  
15 con el uso de la fórmula  $EWC (\%) = 100 \times (M_h - M_d) / M_d$ , donde  $M_d$  es el peso del polímero seco y  $M_h$  es el peso del polímero hidratado. Para los propósitos de esta invención, el contenido de agua en equilibrio es la cantidad de agua que un polímero puede contener a  
20 aproximadamente la temperatura corporal, es decir, aproximadamente 37 °C. Para alcanzar el deseado contenido de agua en equilibrio para un polímero de este invento, el polímero se pone en contacto con solución salina isotónica a entre aproximadamente 20 °C y aproximadamente  
25 90 °C durante entre aproximadamente 1 y aproximadamente 36 horas, preferiblemente a entre aproximadamente 30 °C y aproximadamente 80 °C durante entre aproximadamente 4 y aproximadamente 30 horas y actualmente más preferiblemente a entre aproximadamente 40 °C y  
30 aproximadamente 70 °C durante entre aproximadamente 5 y aproximadamente 24 horas.

Según se usa en el presente documento, "solución salina isotónica" se refiere a una sal, normalmente cloruro sódico, disuelta en agua, siendo la cantidad de sal  
35 sustancialmente la misma que la presente en los fluidos

corporales. Para uso en el ojo, esto es aproximadamente un 0,8 - 0,9% p/v (peso por unidad de volumen) de cloruro sódico en agua. En el sistema métrico, p/v es lo mismo que v/v ya que una unidad de volumen de agua, es decir un centímetro cúbico, pesa un gramo. La solución salina isotónica se puede tamponar para tener el pH intraocular mediante la adición de ácido bórico y borato sódico o fosfato sódico y fosfato potásico (solución salina con tampón fosfato, PBS). Las soluciones salinas isotónicas actualmente preferidas para el uso en la lente intraocular y el método de este invento son soluciones salinas con tampón fosfato tales como, sin limitarse a ella, solución tampón fosfato de Dulbecco; soluciones equilibradas de sal tales como, de nuevo sin limitarse a ellas, solución equilibrada de sal de Hank y solución equilibrada de sal de Earle; y solución salina de banco de sangre, una solución de cloruro sódico de aproximadamente al 0,85 al 0,9% tamponada al pH sanguíneo (7,0 - 7,2). Otros numerosos preparados salinos fisiológicos (es decir, isotónicos) que contienen diversas sustancias adicionales se conocen en el estado de la técnica; cualquiera de ellas que se sabe o se muestra que pueden servir para el ojo se puede usar como solución isotónica de este invento y todas esas soluciones salinas fisiológicas están en el ámbito de aplicación de este invento.

Una lente intraocular de este invento se puede producir como paso en el proceso de fabricación usado para crear la lente. Por ejemplo, sin que sirva de limitación, un proceso de fabricación puede incluir los pasos de síntesis de polímero, moldeado de la hoja polimérica, corte del botón, corte en torno óptico, fresado óptico, accesorio háptico, pulido, extracción de disolvente, esterilización y empaquetado. El paso de hidratación de la lente hasta el contenido de agua en equilibrio se

realiza actualmente de forma preferible, aunque no necesaria, entre la extracción de disolvente y la esterilización. La hidratación hasta el contenido de agua en equilibrio se consigue colocando la lente en solución salina isotónica y calentando a entre aproximadamente 20 °C y 90 °C durante entre aproximadamente 1 y aproximadamente 36 horas, preferentemente a entre aproximadamente 30 °C y 80 °C durante entre aproximadamente 4 horas y aproximadamente 30 horas y actualmente más preferiblemente entre aproximadamente 40 °C y aproximadamente 70 °C durante entre aproximadamente 5 y aproximadamente 24 horas.

Es posible, y es una realización de este invento, hidratar las lente después de esterilización justo entes de empaquetado usando una solución salina isotónica estéril y las condiciones mencionadas.

También es posible, y es igualmente una realización de este invento, hidratar una lente intraocular de este invento justo antes de su uso. Esto es, la lente intraocular, algunas de cuyas versiones comerciales actuales se empaquetan en estado seco, se retira de su envoltorio estéril en condiciones estériles, se pone en solución salina isotónica y se somete a las condiciones anteriores antes de ser insertada en el ojo de un paciente. Si la lente se empaqueta húmeda, es decir, está ya en una solución isotónica estéril, el envoltorio entero se puede calentar a la temperatura requerida durante el periodo de tiempo indicado para alcanzar el contenido de agua en equilibrio antes de la implantación en el ojo de un paciente.

Según se usa en el presente documento, una lente intraocular "comercialmente empaquetada" se refiere a una lente que ha sido secada y colocada en un envoltorio estéril para su almacenamiento hasta ser necesaria. El envoltorio estéril seco puede ser conocido en la técnica

actual o puede conocerse en el futuro.

5

10

15

20

25

30

35

**REIVINDICACIONES**

1. Una lente intraocular que incluye:
- 5 un polímero o mezcla polimérica óptica con un contenido de agua en equilibrio de entre aproximadamente 1% en peso y aproximadamente 12% en peso; y
- 10 solución salina isotónica para llevar el polímero o mezcla polimérica una vez formada como lente a su contenido de agua en equilibrio a una temperatura de aproximadamente 37 °C o superior,
- 15 en la que la cantidad de solución salina isotónica para llevar el polímero o mezcla polimérica una vez formada como lente a su contenido de agua en equilibrio (EWC) viene dada por la fórmula:

$$\text{EWC (\%)} = 100 \times (M_h - M_d) / M_d$$

- 20 donde  $M_d$  es el peso del polímero seco y  $M_h$  es el peso del polímero hidratado.
2. La lente intraocular de la reivindicación 1, en la que la lente es una lente intraocular plegable.
3. La lente intraocular de la reivindicación 1, en la que
- 25 el contenido de agua en equilibrio del polímero o mezcla polimérica es de entre aproximadamente el 2% en peso y aproximadamente el 8% en peso, preferiblemente entre aproximadamente 3% en peso y aproximadamente 6% en peso.
- 30 4. la lente intraocular de la reivindicación 1, en la que el polímero o mezcla polimérica óptica es un copolímero de poli(etilenglicol) fenil éter acrilato, estireno, 2-hidroxietil metacrilato y etilenglicoldimetacrilato.
- 35 5. La lente intraocular de la reivindicación 4, en la que

- el copolímero incluye aproximadamente 40% en peso de poli(etilenglicol) feniléter acrilato, aproximadamente 26% en peso de estireno, aproximadamente 30% en peso de 2-hidroximetilmetacrilato y aproximadamente 4% en peso de etilenglicol dimetilacrilato.
- 5
6. La lente intraocular de la reivindicación 1, en la que la solución salina isotónica se selecciona entre el grupo formado por solución equilibrada de sal, solución salina de banco de sangre y solución salina con tampón fosfato.
- 10
7. Un método para reducir o eliminar reflejos en una lente intraocular que incluye: aportar una lente intraocular que incluye un polímero o mezcla polimérica que tenga un contenido de agua en equilibrio de entre aproximadamente 1% en peso a aproximadamente 12% en peso a aproximadamente 37 °C; poner la lente intraocular en contacto con solución salina isotónica a una temperatura de entre aproximadamente 20 °C y aproximadamente 90 °C durante entre aproximadamente 1 y aproximadamente 36 horas, donde la solución salina isotónica preferiblemente se selecciona del grupo que incluye solución equilibrada de sal, solución salina de banco de sangre y solución salina de tampón fosfato; esterilizar la lente intraocular mientras se mantiene en su contenido de agua en equilibrio; y almacenar la lente intraocular en solución salina isotónica estéril hasta que se necesite para implantarla en el ojo de un paciente que la necesite.
- 15
- 20
- 25
- 30
- 35
8. El método de la reivindicación 7, en el que la temperatura de la solución salina isotónica es de entre aproximadamente 30 °C y aproximadamente 80 °C y el tiempo de contacto es de entre aproximadamente 4 horas y aproximadamente 30 horas, preferiblemente entre aproximadamente 40 °C y aproximadamente 70 °C y



- el tiempo de contacto es de entre aproximadamente 5 horas y aproximadamente 24 horas.
9. el método de la reivindicación 7, en el que la lente intraocular se pone en contacto con la solución salina isotónica durante la fabricación después de la extracción del disolvente y antes de la esterilización.
10. El método de la reivindicación 7, en el que la lente intraocular se pone en contacto con solución salina isotónica después de la esterilización, bien durante la fabricación o bien después de la fabricación usando solución salina isotónica estéril.
11. El método de la reivindicación 10, en el que cuando la lente se pone en contacto con la solución salina isotónica después de la fabricación, ha sido secada antes de ponerla en contacto con la solución salina isotónica.
12. El método de la reivindicación 8, en el que la lente intraocular ha sido empaquetada comercialmente antes de ponerla en contacto con la solución salina isotónica.
13. El método de la reivindicación 8, en el que el contenido de agua en equilibrio del polímero o mezcla de polímeros es de entre aproximadamente 2% en peso y aproximadamente 8% en peso a aproximadamente 37 °C, preferiblemente de entre aproximadamente 3% en peso y aproximadamente 6% en peso a aproximadamente 37 °C.
14. El método de la reivindicación 8, en el que el polímero o mezcla polimérica incluye un copolímero que incluye poli(etilenglicol) feniléter acrilato, estireno, 2-hidroxietilmetacrilato y etilenglicol dimetacrilato.
15. El método de la reivindicación 14, en el que el copolímero incluye alrededor del 40% en peso de poli(etilenglicol) feniléter acrilato, alrededor del

26% en peso de estireno, alrededor del 30% en peso de 2-hidroxietilmetacrilato y alrededor del 4% en peso de etilenglicol dimetilacrilato.

5

10

15

20

25

30