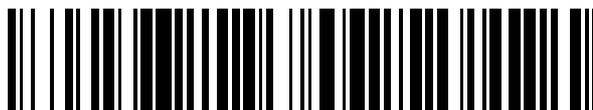


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 804**

51 Int. Cl.:  
**A61F 2/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07023687 .2**

96 Fecha de presentación: **06.12.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **2067453**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **10.06.2009**

54 Título: **QUERATOPRÓTESIS.**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**22.12.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**22.12.2011**

73 Titular/es:  
**MIRO GmbH  
LANDSBERGERSTRASSE 396  
MÜNCHEN 81241, DE**

72 Inventor/es:  
**Müller-Lierheim, Wolfgang G.K.**

74 Agente: **Aznárez Urbieto, Pablo**

**ES 2 370 804 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

Queratoprótesis.

La invención se refiere a una queratoprótesis que tiene una parte óptica central conectada a una parte háptica periférica, ambas partes hechas de un material hidrofóbico.

5 La opacificación de la córnea del ojo humano resulta en una pérdida de visión y finalmente en ceguera a menos que se corrija con un trasplante de córnea. Las condiciones que pueden requerir un trasplante de córnea incluyen el Queratocono (deformación local de la curvatura de la córnea) si no se puede corregir con lentes de contacto especiales, defecto corneal hereditario (por ejemplo distrofia endotelial de Fuchs), cicatrización extensiva y/o vascularización después de infecciones (por ejemplo Herpes y tracoma) o lesión penetrante, y opacificación de la córnea después de cirugía ocular, incluyendo la cirugía refractiva (LASIK). La tecnología quirúrgica más frecuente para restaurar la visión es la sustitución de la córnea por la córnea de un donante humano en una queratoplastia penetrante. En este procedimiento, del que fue pionero Zirm en 1906, se elimina la parte circular de la córnea dañada y se sustituye por la parte correspondiente de la córnea de un cadáver suturándose en la córnea huésped. En los países desarrollados, el trasplante de córnea empleando la córnea de un donante proporcionada por una red de bancos de córneas, es una de las operaciones más comunes y exitosas de la cirugía del trasplante. Se realizan más de 40.000 queratoplastias al año en Europa y Estados Unidos, con un incremento continuo en los últimos años.

En general, los receptores de trasplantes de córnea requieren una terapia local a largo plazo con antibióticos, antiinflamatorios y medicamentos anti-rechazo. Dependiendo de ciertas circunstancias, el coeficiente de éxito (es decir, trasplante transparente seis meses después de la cirugía) varía entre más del 90 a menos del 50 por ciento. Los bajos coeficientes de éxito se asocian a ojo seco, queratitis por Herpes, vascularización corneal, uveítis recurrente, quemaduras ácidas y estructuras traumáticas anatómicas del ojo anterior. El pronóstico de la queratoplastia depende también de la calidad de la córnea del donante, incluido el almacenamiento y transporte. Faltan córneas de donantes, lo que resulta en largas listas de espera de pacientes en los países desarrollados. Debido a la falta de infraestructuras, no existen bancos de córneas en los países en vías de desarrollo, lo que da como resultado millones de personas ciegas a tratar en estos países.

La idea de sustituir la córnea humana por un material aloplástico se remonta más de 200 años atrás. En 1789, el oftalmólogo francés Pellier de Quengsy propuso el implante de una placa de vidrio rodeada de un anillo de plata en la córnea humana. En 1853, Nussbaum, durante su tesis doctoral en Munich, llevó a cabo experimentos en ojos de conejo con un tiempo de supervivencia reportado del implante de siete meses. Seis años más tarde, el cirujano suizo Heusser implantó una placa de vidrio en la córnea de una persona de 19 años de edad que perdió el implante tan sólo a los tres meses. Entre 1877 y 1887, von Hippel implantó siete implantes corneales en ojos humanos con un tiempo de supervivencia máximo de 12 meses. Debido a esta experiencia, el desarrollo se centró en la combinación de una óptica transparente con una háptica circundante, y en 1900 Salzer reportó una supervivencia de 2,5 años de una óptica de cuarzo con háptica de cuerno. El desarrollo de las queratoplastias aloplásticas se interrumpió cuando Zirm reportó el éxito de una queratoplastia con implantes homólogos en 1906.

No fue antes de 1940 cuando Wünsche reinició los experimentos con materiales aloplásticos: polimetilmetacrilato (PMMA). Las publicaciones de Ridley y Roper-Hall sobre la biocompatibilidad intraocular del PMMA fomentaron la utilización de este material en la queratoplastia. Se lograron los mejores resultados para los implantes penetrantes con una óptica hecha de PMMA y varios diseños de háptica circular pretendieron fijar la óptica sobre o dentro de la córnea (K. Hille, Keratoprothesen - Historischer Überblick, Materialien und Stand der gegenwärtigen Forschung, Ophthalmologie 99, 513-522, 2002). La Figura 1 (a) muestra una queratoprótesis epi-endo-corneal ("tuerca y tornillo"), (b) endo-estromal y (c) epi-corneal. Con frecuencia, la prótesis epi-corneal está recubierta de un trasplante de mucosa oral.

En general, los resultados obtenidos a largo plazo con estas queratoprótesis de PMMA fueron decepcionantes. Las complicaciones incluían la fusión de los tejidos después de la háptica, pérdidas que resultaron en infecciones, inflamación aséptica y epitelialización de la superficie de la óptica, que resultó en opacificación y rechazo. Además, aparecía un alto efecto de inflamación vítrea y glaucoma.

A principios de los años sesenta, Strampelli desarrolló una queratoprótesis empleando material biológico para la háptica. Para su 'osteo-odonto-queratoprótesis' (OOKP), Strampelli quitó un diente con una sola raíz junto con el hueso alveolar circundante de la boca a un paciente y lo utilizó para preparar la háptica. Recortó un agujero preciso dentro de esta háptica y fijó una óptica cilíndrica longitudinal hecha de PMMA dentro de este agujero con pegamento (Figura 2). Resultó que el coeficiente de rechazo del implante de Strampelli era especialmente bajo, y por ello, impulsó a que los oftalmocirujanos, ya desde hace 40 años, consideraran este último argumento para pacientes en los que era imposible una queratoplastia con la córnea de un donante (K. Hille, Keratoprothesen - Klinische Aspekte, Ophthalmologie 99, 523-531, 2002). Sin embargo, este implante tiene cierto número de inconvenientes. Requiere tres operaciones quirúrgicas. Sigue siendo necesario que el paciente posea un diente vital con una sola raíz disponible para quitarlo junto con el hueso alveolar circundante. El implante necesita experimentar una fase de acondicionamiento de tres meses, colocándolo en una bolsa subcutánea en el párpado inferior. La óptica cilíndrica penetra profundamente en la cámara anterior del ojo. El iris y el cristalino deben retirarse para impedir el crecimiento de membranas retroprostéticas y el

desarrollo de glaucoma secundario. Debido al tamaño y a la rigidez del implante, es imposible la exploración convencional del glaucoma, lo que conlleva un riesgo de pérdida de visión por glaucoma. Además el campo de visión es estrecho debido a la larga óptica cilíndrica estrecha. Por otra parte, este implante ha resultado ser tolerado durante muchos años incluso por pacientes de ojo seco y pronóstico poco favorable para el trasplante corneal.

5 Para pacientes sin diente con una sola raíz, Pintucci modificó el diseño de la queratoprótesis de Strampelli en 1979, sustituyendo la raíz dental con hueso alveolar por un tejido blando, flexible, de tereftalato de polietileno (Dacrón) hecho de tejido. Al igual que el implante de Strampelli, el fieltro Dacrón de la queratoprótesis de Pintucci requiere un  
10 preacondicionamiento para permitir el crecimiento hacia el interior del tejido en el fieltro Dacrón. La queratoprótesis con la háptica preacondicionada de Dacrón se implanta entonces cubriendo la háptica en la parte superior de la córnea con tejido de mucosa oral y suturándola a la córnea. Se utiliza preferentemente tejido de mucosa oral debido a su resistencia mecánica, fuerte vascularización y rápido recambio celular.

15 Se han realizado esfuerzos recientes para desarrollar el enfoque de la queratoprótesis mejorada en lo referente a la utilización de materiales hápticos flexibles, biocompatibles, porosos, por ejemplo a partir de politetrafluoretileno (PTFE), tereftalato de polietileno (Dacrón) o poli-2-hidroetil-metacrilato (pHEMA). Sin embargo, la integración a largo plazo de estos materiales hápticos en los tejidos corporales no ha sido hasta ahora satisfactoria. Asimismo, los intentos para sustituir la óptica rígida por silicona flexible o poli-2-hidroetil-metacrilato (pHEMA) no han tenido mucho éxito.

20 Aparte de las queratoprótesis actualmente disponibles, el diseño de Strampelli tiene mejor éxito clínico a largo plazo, seguido del diseño de Pintucci. Ambos diseños de queratoprótesis requieren un cilindro óptico longitudinal de pequeño diámetro para impedir el crecimiento de membranas retroprostéticas. Esto significa que se deben retirar tanto el iris como el cristalino y que el paciente tendrá un pequeño campo visual.

25 La US 2007/168025 A1 describe, de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1, una queratoprótesis con una parte óptica central conectada a la parte háptica periférica, ambas hechas de polímeros hidrofóbicos, mientras que la naturaleza química de la superficie orientada hacia la cámara anterior del ojo es tal que no soporta la adherencia a fibrina y la formación de membranas. La parte háptica texturizada está configurada para promover la adherencia celular y, finalmente, el crecimiento vascular hacia el interior. La parte óptica está configurada como una lente que se adapta a la forma de la córnea del ojo. La superficie de la parte óptica orientada hacia el párpado está formada por el polímero hidrofóbico.

La EP-A-0 956 834 describe una queratoprótesis con una parte óptica en forma de lente que se adapta a la forma de la córnea, mientras que las superficies de la parte óptica están recubiertas de polivinilpirrolidona.

30 El objeto de la invención consiste en proporcionar una queratoprótesis que permita un campo visual mejorado y que pueda implantarse fácilmente.

El objeto se resuelve mediante una queratoprótesis que posee las características de la reivindicación 1.

35 El hecho de proporcionar la naturaleza química de la superficie posterior de la parte óptica de forma que se impida la formación de membranas retroprostéticas permite reducir notablemente la longitud del cilindro óptico, ampliando así el campo visual, y permitiendo que el iris y el cristalino del paciente queden en su lugar.

40 La tensión intraocular ejercida sobre la parte óptica sin soporte de la queratoprótesis debe ser soportada por la parte háptica fijada a la córnea restante. La fuerza ejercida por la tensión intraocular es proporcional a la sección transversal de la óptica, lo que significa que es proporcional al cuadrado del diámetro óptico. Por tanto, el diámetro óptico será tan pequeño como sea razonablemente posible, mientras que el diámetro exterior de la queratoprótesis debe ser grande con el fin de distribuir las tensiones por toda una gran área háptica.

45 Una háptica rígida tiene el inconveniente de no seguir el movimiento de los tejidos corneales, causando por tanto estrés mecánico local. Una háptica flexible seguirá el movimiento del tejido corneal circundante e impedirá el estrés local. De acuerdo con la invención, la rigidez del material háptico es similar a la del tejido corneal, es decir imita el material. Si el material háptico es demasiado blando, la háptica ejercerá fuertes fuerzas radiales  $F_r$  no uniformemente distribuidas sobre el tejido corneal y causará un estrés por cizalladura.

50 El material tanto óptico como háptico es hidrofóbico, esto es absorbe menos del 5 por ciento de agua para evitar la interacción con medicaciones oculares y cambios dimensionales debidos a cambios de hidratación. Preferentemente, ambos materiales ópticos y hápticos están hechos con el mismo polímero flexible ópticamente transparente. Alternativamente, el polímero háptico flexible puede ser polimerizado como una red interpenetrante con el polímero óptico, que puede ser entonces rígido.

La parte frontal de la óptica que no está en contacto con el tejido corneal estará recubierta preferentemente de una capa hidrofílica que adsorbe el agua, lo que permite el suave deslizamiento del párpado del ojo, y soporta la aplicación de lágrimas artificiales cuando se instala en el ojo.

55 La háptica permitirá el anclaje y crecimiento interno del tejido circundante, incluida la vascularización. Para poder llevarlo a cabo, la topografía de la superficie se puede texturizar con estrías, ranuras, cantos, agujeros cilíndricos,

5 poros, estructura mallada, espigas o similares. Para maximizar la fijación celular y minimizar la respuesta inflamatoria, las superficies de la queratoprótesis en contacto con el tejido preferentemente tienen un revestimiento bioquímico adherente a las células, tal como una fibro-conexión (fibronecting), y/o utilizan la energía libre superficial asociada a la topografía para favorecer la adherencia celular. Preferentemente los poros o agujeros penetran en la háptica para permitir la vascularización.

Con la creación de queratoprótesis con dichas características biomiméticas, los inconvenientes más serios de los diseños conocidos pueden superarse, sin exigir un procedimiento quirúrgico en varias etapas con precondicionamiento de la parte háptica.

### Realizaciones de la Invención

#### 10 *Recubrimiento de PMMA con Heparina*

15 La superficie de plaquetas de polimetil-metacrilato (PMMA) de calidad clínica se saponificó mediante incubación en hidróxido de sodio 3M a 70°C durante 24 horas. De esta forma se creó una superficie cargada negativamente. Tras lavar las plaquetas de PMMA activado con una solución tampón de carbonato de sodio a pH 9, se recubrió la superficie con polietilenimina (PEI) mediante unión iónica. Se comprobó el éxito del recubrimiento con PEI mediante tinción con una solución de rojo de eosina. La heparina de sodio se activó con una solución de nitrito de sodio. Las plaquetas de PMMA recubiertas con PEI se incubaron con la solución con heparina activada. Posteriormente, la unión de la heparina activada a la superficie de PMMA recubierta con PEI se inició mediante incubación en una solución de borohidruro de sodio. Se comprobó el éxito de la unión de la heparina mediante tinción con una solución de azul de toluidina.

20 Las pruebas de adherencia celular *in vitro* mostraron que las superficies de PMMA heparinizadas inhibían fuertemente la adherencia de los fibroblastos humanos en comparación con las superficies de PMMA no tratadas, confirmando el potencial para impedir la formación de membranas retroprostéticas en la parte óptica de las queratoprótesis mediante este recubrimiento con heparina.

#### *Queratoprótesis en una sola pieza*

25 Se obtuvieron botones poliméricos cilíndricos de poli-fenoxietil-acrilato (POEA) de 20 mm de diámetro y 5 mm de altura mediante polimerización térmica de acrilato de fenoxietilo en moldes cerrados con N,N-azo-bis-isobutironitrilo (AIBN) como iniciador y dimetacrilato de etilenglicol (EGDMA) como agente reticulante.

30 Se obtuvieron botones comerciales de un copolímero de metacrilato de laurilo (LMA), metacrilato de metilo (MMA) y metacrilato de 2-etoxietilo (EOEMA) de Benz Research & Development Corporation, Sarasota, FL, USA (material BENZ CLEAR HYDROPHOBIC HF-1).

Ambos polímeros son polímeros acrílicos hidrofóbicos con una temperatura de transición vítrea de aproximadamente 10°C. A la temperatura de la córnea (35°C) ambos materiales son flexibles, con una rigidez similar a la del tejido corneal.

35 Se fabricó una queratoprótesis prototipo en una pieza para implante epi-corneal y endo-corneal mediante criomolienda y crio-torneado a partir de ambos materiales con agujeros más grandes y más estables para suturar y agujeros más pequeños para el crecimiento interno del tejido (la Figura 5 muestra un ejemplo).

#### *Recubrimiento de POEA*

La superficie de POEA se activó (ionizó) mediante tratamiento con un plasma de argón.

40 Para transformar de forma permanente la superficie exterior de la queratoprótesis (en contacto con la película lagrimal) en fuertemente hidrofílica, se pulverizó una solución de metacrilato de 2,3-dihidroxipropilo (DHPMA) e iniciador UV sobre la superficie activada de POEA y se polimerizó mediante luz UV. La superficie de POEA recubierta de DHPMA era estable frente a la luz, a la hidrólisis y al envejecimiento. Permitía una perfecta difusión del agua.

45 Para crear superficies bioactivas, la superficie activada de POEA se recubrió mediante una técnica capa por capa tres veces depositando alternativamente quitosano de caparazón de cangrejo (Chi) y sal sódica de heparina (Hep). El recubrimiento Chi-Hep-Chi-Hep-Chi-Hep resultó en un recubrimiento estable de heparina del POEA.

En otro experimento, se enlazó una capa adicional de factor de crecimiento de fibroblastos (FGF) a la capa exterior de heparina, lo que resultó en POEA recubierto de FGF.

#### *Recubrimiento de HF-1*

La superficie polimérica HF-1 se activó (ionizó) mediante tratamiento con plasma de nitrógeno.

50 Para transformar de forma permanente la superficie exterior de la queratoprótesis (en contacto con la película lagrimal) en fuertemente hidrofílica, se pulverizó una solución de metacrilato de 2,3-dihidroxipropilo (DHPMA) e iniciador

UV sobre la superficie activada de HF-1 y se polimerizó mediante luz UV. La superficie de HF-1 recubierta de DHPMA era estable frente a la luz, la hidrólisis y el envejecimiento. Permitía una perfecta difusión del agua.

5 Para crear superficies bioactivas, la superficie activada de HF-1 se recubrió mediante una técnica capa por capa dos veces depositando alternativamente quitosano de caparazón de cangrejo (Chi) y sal sódica de heparina (Hep). El recubrimiento Chi-Hep-Chi-Hep resultó en un recubrimiento estable de heparina del polímero HF-1.

En otro experimento, se enlazó una capa adicional de Polímero de Proteína Producida de tipo Fibronectina (FEPP), péptido conocido por favorecer la adherencia celular, se unió a la capa exterior de heparina, lo que resultó en un polímero HF-1 recubierto de FEPP.

*Respuesta biológica a los polímeros recubiertos*

10 Se sometieron a prueba polímeros recubiertos y no recubiertos para detectar la adherencia y proliferación de células corneales adherentes *in vitro*.

El POEA y el HF-1 recubiertos de DHPMA así como el HF-1 no recubierto no favorecieron la adherencia o la proliferación celular.

El POEA y el HF-1 recubiertos de Heparina resultaron en una adherencia y proliferación celular escasas.

15 El POEA no tratado, el POEA recubierto de FGF y el polímero HF-1 recubierto de FEPP resultaron en una adherencia y proliferación celular excelentes.

20 Una serie de queratoprótesis prototipo de diseño geométrico similar al de la Figura 5 se fabricaron a partir de material HF-1. La superficie exterior de la óptica se recubrió con DHPMA, los laterales de la óptica y la háptica se recubrieron con FEPP y la superficie interior de la óptica se dejó sin tratar. Estas queratoprótesis se implantaron en ocho ojos de conejo. La córnea de conejo fue trepanada para aceptar la óptica de la queratoprótesis, se colocó la queratoprótesis con la háptica sobre la córnea (epi-córnea) y se suturó a la córnea. A continuación, la queratoprótesis se cubrió con la membrana nictitante del conejo. Después de un tiempo de observación de ocho semanas, la óptica interna y externa estaban completamente transparentes, sin ninguna adherencia de fibrina o formación de membrana retroprostética, y los ojos no mostraron respuestas inflamatorias.

25 Las figuras sirven para explicar la invención. Las figuras muestran:

Fig. 1 a-e: ejemplos conocidos de queratoprótesis;

Fig. 2: queratoprótesis conocida;

Fig. 3a, 3b: cilindros ópticos de queratoprótesis;

Fig. 4: vista lateral de una realización de una queratoprótesis de la invención;

30 Fig. 5a: vista en corte de la realización de la Fig. 4 a lo largo de la línea de corte A-A en la Fig. 5b; y

Fig. 5b: vista en planta de la realización de las Fig. 4 y 5a.

35 Aparte de las queratoprótesis actualmente disponibles, el diseño de Strampelli tiene mayor éxito clínico a largo plazo, seguido del diseño de Pintucci. Ambos diseños de queratoprótesis requieren, sin embargo, un largo cilindro óptico (longitud  $h_0$ ) con un diámetro pequeño (d) para impedir el crecimiento de las membranas retroprostéticas (Fig. 3a). Esto significa que se deben quitar tanto el iris como el cristalino y que el paciente tendrá un campo visual pequeño. El hecho de proporcionar la naturaleza química de la superficie posterior del cilindro óptico 1 de modo tal que se impida la formación de una membrana retroprostética permite reducir notablemente la longitud  $h_0$  del cilindro óptico 1, ampliando así el campo visual (Figura 3b) y permitiendo que el iris y el cristalino del paciente permanezcan en su lugar. Las Fig. 4 y 5 muestran una queratoprótesis en una pieza para implante epi-corneal y endo-corneal con agujeros más grandes y más estables para suturar y agujeros más pequeños para el crecimiento interno del tejido.

40 La háptica flexible 2 seguirá el movimiento del tejido corneal circundante e impedirá el estrés local. La rigidez del material háptico 15 es similar a la del tejido corneal, es decir imita el material. Si el material háptico es demasiado blando, la háptica ejercerá fuertes fuerzas radiales  $F_r$  no uniformemente distribuidas sobre el tejido corneal y provocará un estrés de cizalladura.

45 Preferentemente, tanto el cilindro óptico 1 como la háptica 2 están hechos con el mismo polímero flexible ópticamente transparente. Alternativamente, el polímero háptico flexible puede ser polimerizado como una red interpenetrante con el polímero óptico, que puede ser entonces rígido.

50 La parte frontal del cilindro óptico que no está en contacto con el tejido corneal puede estar recubierta preferentemente con una capa hidrofílica que adsorbe el agua, lo que permite el deslizamiento suave del párpado del ojo y soporta la aplicación de lágrimas artificiales cuando se instala en el ojo.

5 Preferentemente, la háptica permite el anclaje y el crecimiento interno del tejido circundante, incluyendo la vascularización. Para ello, la topografía de la superficie háptica se puede texturizar con estrías, ranuras, cantos, agujeros cilíndricos, poros, estructura mallada, espigas o similares, y la háptica forma un bastidor para soportar el crecimiento interno. Para maximizar la fijación celular y minimizar la respuesta inflamatoria, las superficies de la queratoprótesis en contacto con el tejido tienen un recubrimiento bioquímico adherente a las células, tal como fibroconexión (fibronecting), y/o utilizan la energía libre superficial asociada a la topografía para favorecer la adherencia celular. Los poros o agujeros 4 penetran en la háptica para permitir la vascularización.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Queratoprótesis que tiene una parte óptica central (1) estrechamente conectada a la parte háptica periférica (2), ambas partes hechas de polímeros hidrofóbicos, donde la naturaleza química de la superficie orientada hacia la cámara anterior del ojo es tal que no soporta la adherencia a fibrina y la formación de membranas y la naturaleza química de la parte háptica (2) texturizada está configurada para promover la adherencia celular y finalmente el crecimiento vascular hacia el interior, caracterizada porque
- la parte óptica (1) tiene forma cilíndrica y superficies lisas,
  - la superficie de la parte óptica orientada hacia el párpado del ojo se ha transformado en hidrofílica, y
  - el material háptico tiene una rigidez similar a la del tejido corneal del ojo.
- 10 2. Queratoprótesis según la reivindicación 1, caracterizada porque el material háptico flexible está polimerizado como una red interpenetrante con el material óptico, y es un material rígido.
3. Queratoprótesis según la reivindicación 1 ó 2, caracterizada porque se trata de una queratoprótesis de una sola pieza.
- 15 4. Queratoprótesis según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque la superficie retroprostética de la parte óptica (1) está recubierta de heparina.
5. Queratoprótesis según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada porque el material para la queratoprótesis es un polímero acrílico con una temperatura de transición vítrea de aproximadamente 10°C y porque tiene, a la temperatura corneal, de aproximadamente 35°C, una rigidez similar a la del tejido corneal.
- 20 6. Queratoprótesis según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada porque el material para la queratoprótesis es POEA o un copolímero de LMA, MMA y EOEMA.
7. Queratoprótesis según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizada porque la parte háptica (2) está recubierta de FGF o FEPP.

Fig. 1

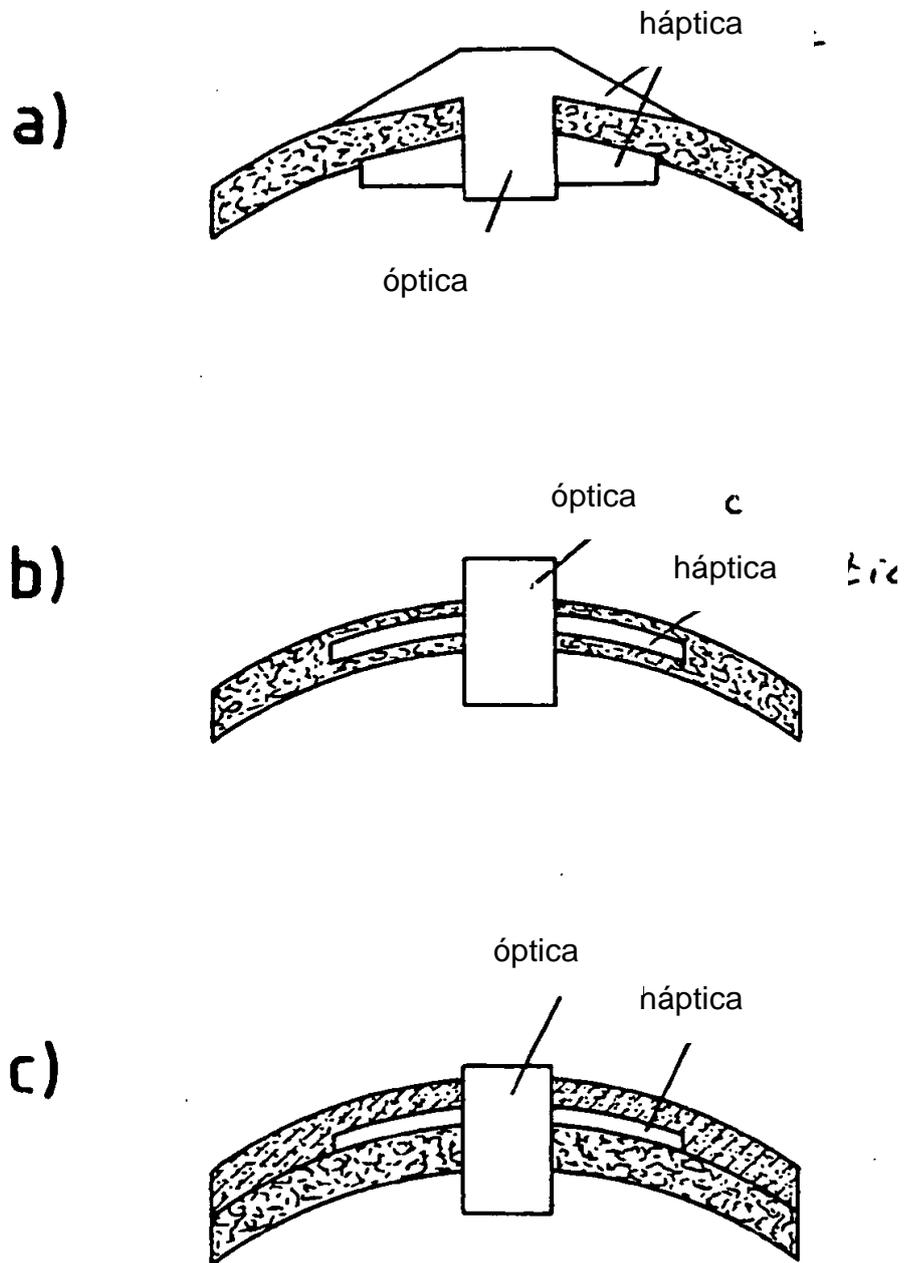


Fig. 2

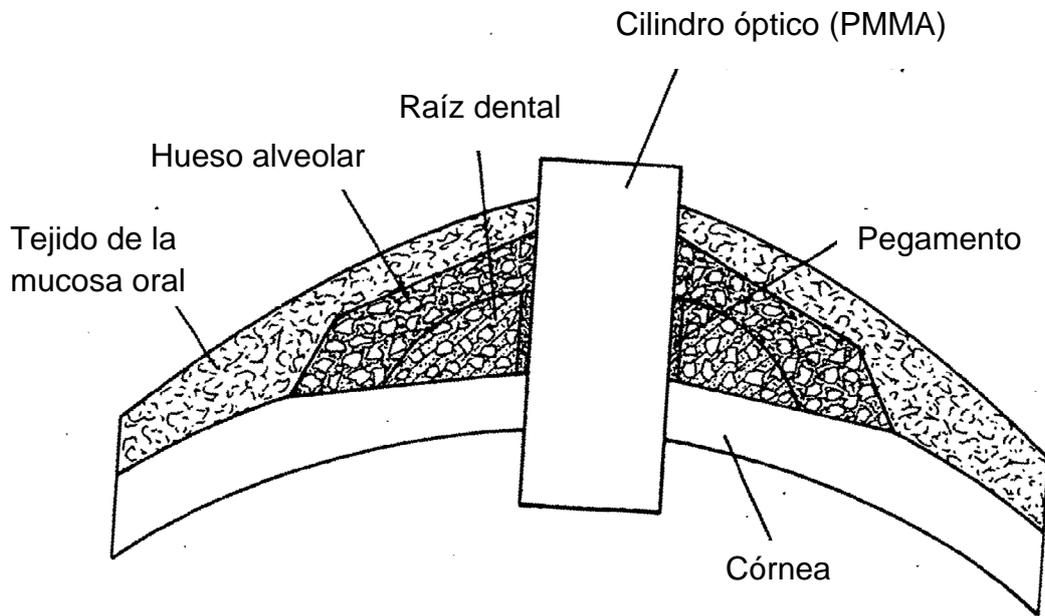
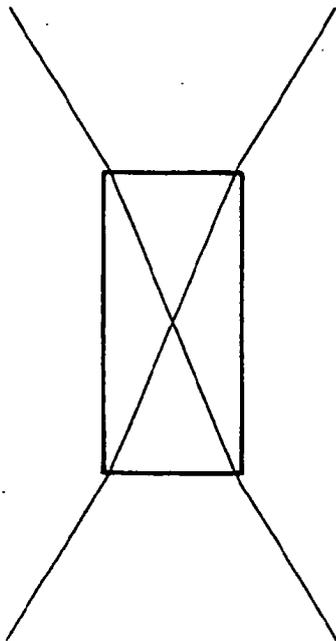


Fig. 3

a)



b)

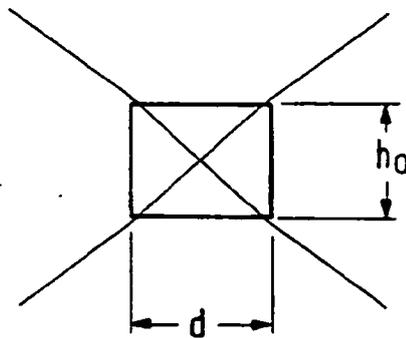


Fig. 4

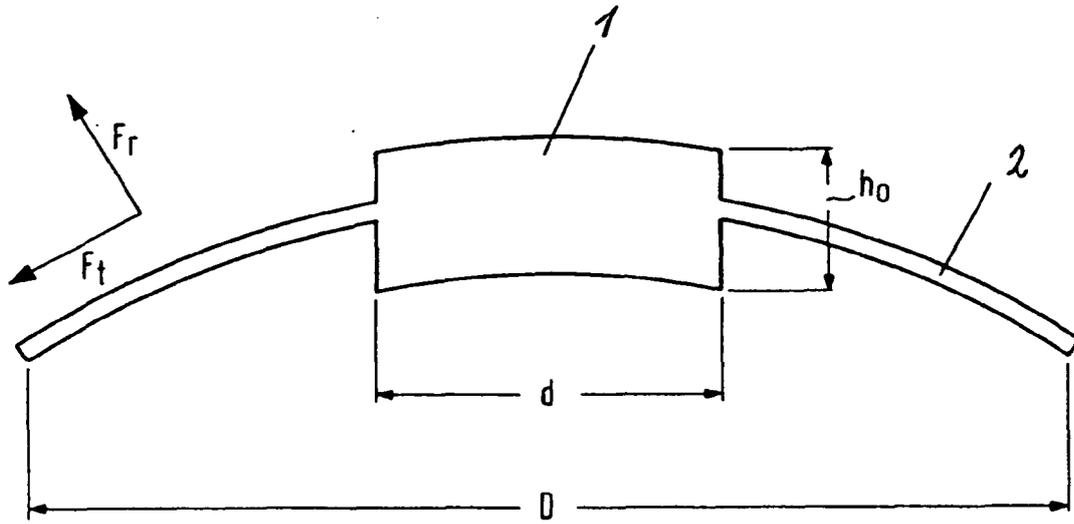


Fig. 5

A-A

