



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 346 430**

51 Int. Cl.:  
**A61F 9/007** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **03782448 .9**

96 Fecha de presentación : **18.12.2003**

97 Número de publicación de la solicitud: **1578319**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **28.09.2005**

54 Título: **Dispositivo que permite drenar el líquido acuoso ocular.**

30 Prioridad: **19.12.2002 US 434946 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**15.10.2010**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**15.10.2010**

73 Titular/es: **MEDTRONIC XOMED, Inc.**  
**6743 Southpoint Drive North**  
**Jacksonville, Florida 32216, US**

72 Inventor/es: **Lisk, James, Reid, Jr.;**  
**Memmen, James E.;**  
**Hampton, Scott;**  
**Nordquist, Robert, E.;**  
**Robledo, Phillip, Vincent y**  
**Tai, Kok-Ming**

74 Agente: **Ungría López, Javier**

ES 2 346 430 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

Dispositivo que permite drenar el líquido acuoso ocular.

### Campo técnico

La presente invención se refiere en general a implantes oftálmicos y técnicas quirúrgicas para reducir la presión intraocular de un ojo y, más particularmente, para drenar el líquido acuoso ocular de la cámara anterior del ojo en el tratamiento de glaucoma.

### Antecedentes de la invención

El glaucoma es un trastorno del ojo que aqueja a muchas personas y, si no se trata, puede dar como resultado un deterioro de la visión, y ceguera. El trastorno se caracteriza por la neuropatía óptica progresiva, a menudo asociada con presión intraocular alta (IOP) en el ojo. La IOP alta es causada por la escasa salida del líquido ocular, el humor acuoso, de la cámara anterior detrás de la córnea. Para la mayoría de las personas con glaucoma, la IOP alta es causada por la salida insuficiente del humor acuoso de las cámaras anterior y posterior del ojo debido al deterioro u obstrucción de la vía de salida.

La mayoría de los tratamientos para el glaucoma se centran en tratar de reducir la IOP. Los tratamientos convencionales para reducir la IOP incluyen medicamentos, cirugía de trabeculoplastia con láser, cirugía de filtración de glaucoma y cirugías de implantación de shunts para glaucoma. Muchos de los medicamentos, incluyendo antimitabolitos, poseen efectos colaterales no deseables. En algunas cirugías de glaucoma, se implanta un implante o shunt oftálmico en el ojo para facilitar el drenaje del humor acuoso de la cámara anterior. Los ejemplos de dichos implantes oftálmicos y un debate anterior de glaucoma se desvela en la Patente Estadounidense Núm. 5.520.631, Patente Estadounidense Núm. 5.704.907, y Patente Estadounidense Núm. 6.102.045; todas otorgadas a Nordquist *et al.* El documento WO 02/080811 también desvela un implante oftálmico dispuesto para permitir el drenaje del líquido ocular.

Estos implantes oftálmicos, en algunos casos, han proporcionado una mejoría en el drenaje de humor acuoso de la cámara anterior, con lo que se reduce de ese modo la IOP en los ojos de pacientes con glaucoma y se reduce el riesgo de pérdida de visión. Sin embargo, se ha observado que a veces los implantes no son tan estables en el ojo como sería lo ideal, por lo que podrían migrar de su posición implantada, y dar como resultado la pérdida de eficacia y otras complicaciones. Además, los implantes típicamente están fabricados de un material poroso para permitir el drenaje a través de los mismos. Pero la cantidad de drenaje está limitado por las características de transporte de líquido del material poroso del implante en los dispositivos citados.

Por consiguiente, sigue permaneciendo una necesidad en la técnica de hallar un modo de reducir la IOP implantando un implante oftálmico que facilite un mayor drenaje del líquido del humor acuoso de la cámara anterior del ojo. Además, existe una necesidad de un implante oftálmico y técnicas para implantarlo que den como resultado que el implante sea más estable en el ojo. Además, existe una necesidad de que dicho implante sea efectivo en el tiempo y rentable para fabricar e implantar. La presente invención está fundamentalmente dirigida al suministro de dichos procedimientos y artículos.

## Sumario de la invención

Brevemente descrito, la presente invención proporciona un implante oftálmico para implantar en el ojo de personas o animales con glaucoma para reducir la presión intraocular (IOP). El implante posee un cuerpo, uno o más pies y un cuello entre el cuerpo y los pies. El cuerpo puede colocarse debajo de un colgajo y en un receso quirúrgicamente creado en la esclerótica, los pies pueden colocarse en la cámara anterior, y el cuello puede colocarse en una abertura quirúrgicamente creada en la esclerótica entre el receso escleral y la cámara anterior. De este modo, el implante puede implantarse en el ojo para permitir que el líquido ocular, el humor acuoso, drene afuera de la cámara anterior.

De ese modo, la invención se refiere a un implante oftálmico según lo definido en la reivindicación 1.

En una primera realización ejemplar, el cuerpo del implante posee porciones externas que pueden encajarse dentro de las socavaciones creadas en las esquinas inferiores y que se extienden hacia afuera de la socavación escleral. Con las porciones externas del cuerpo encajadas dentro de las socavaciones, el implante se sujeta más firmemente en el ojo. También, el cuerpo se fabrica con orificios de sutura para recibir suturas a fin de afirmar el implante a la esclerótica. Esto además aumenta la estabilidad del implante, y elimina la necesidad de crear orificios de sutura durante la implantación quirúrgica.

Los pies preferiblemente poseen una curvatura que es aproximadamente igual a la curvatura de la cámara anterior en la esclerótica, que es de casi 11 milímetros de diámetro para seres humanos adultos. De esta manera, los pies curvados se ajustan con precisión dentro de la cámara anterior para proporcionar un incremento en la estabilidad del implante. También, los pies se extienden más allá del ancho del cuerpo de manera que si las suturas fallan, los pies aún no tienen la posibilidad de migrar desde la cámara anterior. Esto además aumenta la estabilidad del implante en el ojo.

El cuello preferiblemente posee una longitud que es mayor que los implantes conocidos de manera que durante la implantación, el receso escleral puede cortarse una distancia segura desde la cámara anterior. Esto reduce la necesidad de efectuar cortes quirúrgicos precisos y reduce la posibilidad de que un corte pueda penetrar en la cámara anterior, lo que arruinaría ese sitio para la implantación. También, la longitud del cuello puede ser menor que la longitud de la abertura escleral. De esta manera, el cuello está bajo tensión, lo que tiende a aumentar la estabilidad del implante en el ojo.

En otras realizaciones, el implante posee uno o más pasajes de drenaje para que el líquido ocular fluya afuera de la cámara anterior y hacia la esclerótica para la dispersión por parte de los vasos linfáticos. Los pasajes de drenaje se forman en las superficies externas del implante, en el interior del implante o en ambos. De esta manera, los pasajes de drenaje facilitan el incremento en el flujo del líquido ocular desde la cámara anterior al aumentar de ese modo la velocidad de flujo de salida del humor acuoso y reducir la presión intraocular.

En una segunda realización ejemplar, el implante posee uno o más pasajes de drenaje longitudinales a lo largo de la longitud del implante. En una tercer realización ejemplar, el implante posee uno o más pasajes

de drenaje laterales a través del ancho del implante. En una cuarta realización ejemplar, el implante posee uno o más pasajes de drenaje superficiales proporcionados por canales en ambas superficies externas del implante. En una quinta realización ejemplar, el implante está fabricado con al menos dos capas y posee uno o más pasajes de drenaje interiores proporcionados por canales superficiales en las superficies internas enfrentadas de las capas del implante. Y en una sexta realización ejemplar, el implante está fabricado con al menos tres capas y posee uno o más pasajes de drenaje interiores proporcionados por huecos en una capa interna del implante.

Además, El presente documento describe técnicas quirúrgicas para implantar dichos implantes oftálmicos en los ojos de personas o animales con glaucoma para reducir la IOP. Un procedimiento ejemplar incluye las etapas de crear un receso en la esclerótica, crear una abertura en la esclerótica entre el receso escleral y la cámara anterior, crear una o más socavaciones en la esclerótica que se extienden hacia afuera del receso escleral, proporcionar un implante oftálmico que posee un cuerpo y uno o más pies, insertar los pies del implante oftálmico a través de la abertura escleral y en la cámara anterior, e insertar el cuerpo del implante oftálmico en el receso escleral con las porciones externas del cuerpo del implante extendiéndose en las socavaciones escleróticas. Preferiblemente, las socavaciones esclerales se hacen en las esquinas inferiores del receso escleral. De esta manera, las porciones externas del cuerpo del implante se afirman en las socavaciones esclerales para estabilizar el implante oftálmico en el ojo mientras el líquido ocular drena fuera de la cámara anterior.

Además, la abertura escleral preferiblemente está hecha con una longitud que es mayor que la longitud del cuello del cuerpo del implante. Por ello, el cuello está bajo tensión cuando se implanta en el ojo para estabilizar el implante en el ojo.

Por consiguiente, la presente invención proporciona un implante oftálmico mejorado para tratar pacientes con glaucoma y reducir la IOP en sus ojos. El implante oftálmico posee uno o más pasajes de drenaje que promueven un incremento en el drenaje del líquido del humor acuoso desde la cámara anterior del ojo. Además, la invención proporciona un implante con un cuerpo, pies y cuello singularmente configurados para aumentar la estabilidad del implante en el ojo.

#### Breve descripción de las figuras de los dibujos

La Fig. 1 es una vista superior de un implante oftálmico conforme a una primera realización ejemplar de la presente invención, que muestra el implante que posee un cuerpo, pies y un cuello entre el cuerpo y los pies.

La Fig. 2 es una vista lateral del implante de la Fig. 1.

La Fig. 3 es una vista en sección transversal de una porción de un ojo preparado quirúrgicamente para implantar el implante oftálmico de la Fig. 1 conforme a un procedimiento ejemplar de implantación, que muestra un colgajo y un receso creados en la esclerótica del ojo.

La Fig. 4 es una vista en perspectiva de la porción del ojo de la Fig. 3, que muestra socavaciones que se están haciendo en las esquinas inferiores del receso escleral.

La Fig. 5 es una vista superior de la porción del ojo de la Fig. 3, después de que se han realizado las

socavaciones en la esclerótica.

La Fig. 6 es una vista superior de la porción del ojo de la Fig. 3, después de que el implante ha sido implantado quirúrgicamente en el ojo.

La Fig. 7 es una vista superior de la porción del ojo de la Fig. 3, que muestra la abertura escleral hecha con una longitud que es mayor que la longitud del cuello del implante, conforme a otro procedimiento ejemplar de implantación.

La Fig. 8 es una vista superior de un implante oftálmico conforme a una segunda realización ejemplar de la presente invención, que muestra el implante que posee pasajes de drenaje longitudinales.

La Fig. 9 es una vista superior de un implante oftálmico conforme a una tercera realización ejemplar de la presente invención, que muestra el implante que también posee pasajes de drenaje laterales.

La Fig. 10 es una vista lateral de un implante oftálmico conforme a una cuarta realización ejemplar de la presente invención, que muestra el implante que posee pasajes de drenaje formados por canales en ambas superficies externas del implante.

La Fig. 11 es una vista lateral de un implante oftálmico conforme a una quinta realización ejemplar de la presente invención, que muestra el implante fabricado con dos capas y que posee pasajes de drenaje formados por canales en las superficies internas enfrentadas del implante.

La Fig. 12 es una vista lateral de un implante oftálmico conforme a una sexta realización ejemplar de la presente invención, que muestra el implante fabricado con tres capas y que posee pasajes de drenaje formados por huecos en la capa interna del implante.

#### Descripción detallada de las realizaciones ejemplares

La presente invención puede entenderse más fácilmente haciendo referencia a la siguiente descripción detallada de la invención con relación a las figuras de los dibujos anexados, que forman parte de la presente descripción. Se debe entender que la presente invención no se limita a los dispositivos, procedimientos, condiciones o parámetros específicos descritos y/o mostrados en la presente memoria, y que la terminología utilizada en la presente memoria es a los fines de describir las realizaciones particulares a modo de ejemplo solamente y no tiene como objeto ser restrictiva de la invención reivindicada. También, según lo utilizado en la especificación incluyendo las reivindicaciones anexadas, las formas singulares “un”, “una”, “la” y “el” incluyen el plural, y la referencia a un valor numérico particular incluye al menos ese valor particular, a menos que el contexto claramente establezca lo contrario. Los intervalos pueden expresarse en la presente memoria como desde “aproximadamente” o “alrededor de” un valor particular y/o a “aproximadamente” o “alrededor de” otro valor particular. Cuando se expresa dicho intervalo, otra realización incluye desde un valor particular y/o a otro valor particular. Similarmente, cuando los valores se expresan como aproximaciones, mediante el uso de “aproximadamente,” “alrededor de”, o similares, se entenderá que el valor particular forma otra realización.

La presente invención proporciona implantes oftálmicos para implantar en el ojo de personas o animales que sufren de glaucoma para reducir la presión intraocular (IOP). Cuando se utilizan estos implantes, se incrementa el flujo de salida del líquido ocular, el

humor acuoso, desde la cámara anterior de los ojos del paciente y estabiliza mejor al mismo tiempo el implante en el ojo. Esto elimina, o al menos reduce considerablemente, la probabilidad de sufrir de glaucoma que conduce a la ceguera.

Haciendo referencia ahora a las figuras de los dibujos, donde los numerales de referencia similares representan partes similares a lo largo de las diversas vistas, las Figs. 1 y 2 muestran un implante oftálmico conforme a una primer realización ejemplar de la presente invención, generalmente denominada el implante 10. El implante 10 posee un cuerpo 12, uno o más pies 14, y un cuello 16 entre el cuerpo y los pies. El cuerpo 12 puede colocarse debajo de un colgajo y en un receso quirúrgicamente creado en la esclerótica, los pies 14 pueden colocarse en la cámara anterior, y el cuello 16 puede colocarse en una abertura quirúrgicamente creada en la esclerótica entre el receso escleral y la cámara anterior.

Preferiblemente, el cuerpo del implante 12 es generalmente rectangular. Alternativamente, el cuerpo 12 puede ser triangular, poligonal, o puede tener otra forma. En una realización típicamente comercial, el cuerpo 12 es de aproximadamente 4,0 mm de largo y aproximadamente 3,5 mm de ancho.

El cuerpo del implante 12 posee porciones externas 18 que pueden encajarse dentro de las socavaciones creadas en las esquinas inferiores y que se extienden hacia afuera del receso escleral. Con las porciones externas 18 del cuerpo 12 encajadas dentro de las socavaciones, el implante 10 se sujeta más firmemente en el ojo. En una realización típicamente comercial, el cuerpo 12 posee porciones externas 18 de aproximadamente 0,1 a 0,05 mm en tres lados. Alternativamente, el cuerpo puede tener las porciones externas 18 en sólo uno o dos lados. Las porciones externas 18 típicamente tienen el mismo espesor que el resto del cuerpo 12.

Además, el cuerpo del implante 12 está fabricado con orificios de sutura 20 para recibir suturas para afirmar el implante a la esclerótica. Los implantes convencionales típicamente no poseen orificios de sutura, por lo que el cirujano debe agujerear el cuerpo del implante durante la cirugía de implantación para suturar el implante en el ojo. Los orificios de sutura 20 en el cuerpo 12 simplifican la operación y eliminan la necesidad de que los cirujanos generen los orificios de sutura durante la implantación quirúrgica.

Los pies del implante 14 poseen una curvatura 22 que es aproximadamente la misma que la curvatura de la cámara anterior en la esclerótica del paciente. En una realización típicamente comercial, la curvatura 22 posee un radio de aproximadamente 5,5 mm. Esta unión de la esclerótica y la cámara anterior (formada por el espacio bajo la córnea) es conocida como limbo corneal, o el ángulo de la cámara anterior, o simplemente, el ángulo. Debido a que los pies 22 se curvan de esa manera, se ajustan con un ajuste ceñido contra el limbo corneal. Si bien el canto de asiento 24 de los pies 14 está curvado de esa manera, el canto opuesto necesita no estar curvado.

Además, los pies 14 poseen porciones externas 26 que se extienden más allá del ancho del cuerpo 12. En una realización típicamente comercial, los pies 14 se extienden aproximadamente 1,5 mm desde el cuello y las porciones externas 26 se extienden aproximadamente 1,0 mm más allá del cuerpo 12. Debido a las porciones externas 26, los pies 14 son los suficiente-

mente largos por lo que no abren paso para su salida de la cámara anterior a través de la abertura escleral. Por lo que si las suturas fallaran, las porciones externas 26 de los pies 14 mantienen el implante 10 firmemente sobre el ojo.

El cuello del implante 16 tiene un ancho reducido, con respecto al cuerpo 12 y pies 16. Adicionalmente, el cuello del implante 16 tiene una mayor longitud que los implantes previamente citados. Con los implantes previamente citados que poseen cuellos muy cortos proporcionados por una ranura o muesca, el cirujano debe cortar el receso escleral cerca (dentro de una pequeña fracción de un milímetro) del limbo corneal. Si el corte es demasiado profundo, penetrará en la cámara anterior y la abertura puede permitir que los pies 14 pasen a través de la misma aún cuando se despliegan. Debido a que los pies 14 podrían migrar fuera de la cámara anterior y en la esclerótica, este sitio después no puede utilizarse para el implante convencional. Y debido a la posición del músculo recto, hay sólo cuatro sitios escleróticos donde el implante puede implantarse fácilmente. Pero el cuello 16 del presente implante 10 es lo suficientemente largo para que el cuerpo 12 esté separado de la cámara anterior de manera que el receso escleral no necesita crearse inmediatamente adyacente a la cámara anterior. En una realización típicamente comercial, el cuello 16 es de aproximadamente 0,8 mm de largo, aproximadamente un quinto de la longitud del cuerpo 12.

Además, la longitud del cuello 16 es menor que la longitud de la abertura escleral creada entre el receso escleral y la cámara anterior. Por ejemplo, tal como se acaba de mencionar el cuello 16 puede ser de aproximadamente 0,8 mm de largo y la abertura escleral puede hacerse de aproximadamente 1,0 mm de largo, que es el espesor aproximado de transición del limbo corneal entre la esclerótica y la córnea. Por lo que cuando el implante 10 se coloca en el ojo, el cuello 16 está bajo tensión. Y la parte de la esclerótica entre el receso escleral y la cámara anterior está bajo compresión. Al colocar el cuello 16 bajo tensión, el implante es menos capaz de desplazarse y migrar en el ojo.

Preferiblemente, el implante 10 está fabricado con celulosa regenerada, aunque pueden seleccionarse otros materiales con la resistencia, blandura, flaccidez y biocompatibilidad ocular deseadas. Preferiblemente, el material es flexible para conformar la forma del ojo y de esta manera los pies pueden plegarse para el implante. El implante 10 puede fabricarse mediante técnicas de troquelado u otras técnicas de fabricación. En una realización típicamente comercial, el implante 10 tiene generalmente un espesor uniforme de aproximadamente 80 a 250 micrones.

Haciendo referencia ahora a las Figs. 3-6, la presente invención también proporciona técnicas quirúrgicas para implantar el implante oftálmico 10 en el ojo de una persona o animal con glaucoma para reducir la IOP. Se entenderá que estos procedimientos ejemplares pueden utilizarse con otros implantes siempre que tengan las porciones externas 18 del cuerpo y/o el cuello 16 del implante 10 según lo descrito más arriba.

La Fig. 3 muestra una porción de un ojo que ha sido preparada quirúrgicamente para implantar el implante oftálmico 10. El ojo 50 tiene una esclerótica 52, una córnea 54, un ángulo 56 en la unión de la esclerótica y la córnea, un iris 58, una cámara anterior 60 entre la córnea y el iris, una cámara posterior

62 detrás del iris, y una conjuntiva 64 que cubre la esclerótica. La preparación quirúrgica incluye las etapas de crear un colgajo 66 y de ese modo un receso 68 bajo el colgajo en la esclerótica 52, y crear una abertura 70 en la esclerótica entre el receso escleral 66 y la cámara anterior 60. El receso escleral 68 se hace con un tamaño y forma tales para recibir el cuerpo del implante 12 (pero no las porciones externas 18 del cuerpo), y la abertura escleral 70 se hace con un tamaño y forma tales para pasar a través de la misma el cuello del implante 16 y los pies 14 del implante cuando se pliegan.

Según lo mostrado en las Figs. 4 y 5, la preparación quirúrgica además incluye la etapa de crear socavaciones 72 en la esclerótica 52 que se extienden hacia afuera del receso escleral 68. Las socavaciones 72 se realizan con un tamaño y forma tales para recibir las porciones externas 18 del cuerpo del implante 12. Por ejemplo, las socavaciones 72 pueden hacerse aproximadamente 0,1 a 0,5 mm hacia fuera del receso escleral 68 para recibir las porciones externas 18 de aproximadamente el mismo tamaño. Las socavaciones 72 pueden hacerse en tres lados del receso escleral 68, o en menos o más lados si se desea. Preferiblemente, las socavaciones 72 se hacen en las esquinas inferiores 74 del receso escleral 68. El receso escleral 68, abertura escleral 70, y las socavaciones 72 del receso escleral preferiblemente se hacen cortando con un escalpelo 76, pero podrían alternativamente realizarse mediante un láser o mediante otra técnica quirúrgica.

La Fig. 6 muestra el implante 10 insertado en el ojo 50. Las etapas de inserción incluyen plegar los pies 14 del implante e insertar los pies plegados y el cuello 16 a través de la abertura escleral 70 de manera que los pies se insertan en la cámara anterior 60 y el cuello se coloca en la abertura escleral 70. La elasticidad del implante material hace que los pies 14 se desplieguen de manera que no migren afuera de la cámara anterior. Las etapas de inserción además incluyen insertar el cuerpo del implante 12 en el receso escleral 68 bajo el colgajo escleral 66 e insertar las porciones externas del cuerpo 18 en las socavaciones 72. Con el cuerpo del implante 12 encajado dentro del receso escleral 68 y las porciones externas 18 del cuerpo encajadas en las socavaciones esclerales 72, el implante 10 se restringe en su movimiento alrededor del ojo 50.

Después de que el implante 10 se inserta en la posición deseada en el ojo 50, las suturas pueden coserse en la esclerótica 52 a través de los orificios de sutura 20 en el implante 10 para además estabilizarlo en el lugar. Y el colgajo escleral 66 se sutura en forma ceñida para promover la curación adecuada y ayudar a estabilizar el implante 10.

En otro procedimiento ejemplar de implantación mostrado en la Fig. 7, la abertura escleral 70 está hecha con una longitud que es mayor que la longitud del cuello del implante 16. Para hacer esto, el colgajo escleral 66 y el receso 68 no se hacen tan cerca de la córnea 54. Por ejemplo, cuando se utiliza un implante 10 con un cuello 0,8 mm de largo 16, la abertura escleral 70 puede hacerse de aproximadamente 1,0 mm de largo, que es aproximadamente el espesor del limbo corneal, de manera que el colgajo escleral 66 y el receso 68 se hagan de hasta aproximadamente 1,0 mm desde la córnea 54. Esto pone al cuello 16 bajo tensión cuando se implanta en el ojo 50, y comprime

la porción de la esclerótica 52 entre el receso escleral 68 y la cámara anterior 60. Con el cuello del implante 16 bajo tensión, éste se sujeta mejor y se estabiliza en el ojo. Se entenderá que este procedimiento puede realizarse en conjunción con el procedimiento de socavación descrito más arriba o en forma separada.

Volviendo ahora a las Figs. 8-12, en otras realizaciones ejemplares de la presente invención el implante posee uno o más pasajes de drenaje para que el líquido ocular fluya afuera de la cámara anterior 60 y en la esclerótica 52. Después del implante, el colgajo escleral 66 tiende a cicatrizar de nuevo en su posición original. Después de la cicatrización, el líquido ocular necesita fluir afuera de la esclerótica a través de las incisiones del colgajo escleral debido a que los vasos linfáticos en la esclerótica 52 absorben y dispersan el líquido ocular. A fin de aumentar la cantidad de líquido ocular drenado afuera de la cámara anterior 60, el implante se equipa con pasajes de drenaje para facilitar el drenaje del líquido ocular a la esclerótica 52 para la dispersión por parte de los vasos linfáticos. Los pasajes de drenaje se forman en las superficies externas del implante, en el interior del implante, o en ambos. Los pasajes de drenaje pueden formarse mediante técnicas de troquelado, ablación con láser o mediante otra técnica de fabricación.

La Fig. 8 muestra una segunda realización ejemplar de la invención con el implante 200 que posee pasajes de drenaje proporcionados por pasajes de drenaje longitudinales 280. Los pasajes de drenaje longitudinales 280 proporcionan una vía para que el líquido ocular fluya, en vez de sólo migrar a través del material de celulosa del implante 200. Se puede proporcionar cualquier número de pasajes de drenaje longitudinales 280, dependiendo de la cantidad de drenaje deseado y las limitaciones impuestas por el tamaño del implante 200.

La Fig. 9 muestra una tercera realización ejemplar de la invención con el implante 300 que posee pasajes de drenaje proporcionados por los pasajes de drenaje longitudinales 380 así como los pasajes de drenaje laterales 382. Los pasajes de drenaje laterales 382 administran el líquido ocular a través del implante 300 a sus lados para dispersar el líquido en un área mayor en la esclerótica 52 para una mejor absorción por parte de los vasos linfáticos. Si se desea, las porciones principales de los pasajes de drenaje longitudinales 380 y/o los pasajes de drenaje laterales 382 pueden ser más gruesos o más profundos que las porciones ramificadas, para no crear un cuello de botella en el sistema de administración del flujo del líquido. Puede proporcionarse cualquier número de pasajes de drenaje laterales 382, dependiendo de la cantidad de drenaje deseado y las limitaciones impuestas por el tamaño del implante 200. Por supuesto, el implante 300 puede equiparse con pasajes de drenaje laterales 382 pero sin los pasajes de drenaje longitudinales 380, si se desea.

La Fig. 10 muestra una cuarta realización ejemplar de la invención donde el implante 400 posee los pasajes de drenaje formados por canales 484 en ambas superficies externas 486 del implante. Los canales 484 pueden configurarse en alineación uno con otro (uno sobre otro), o pueden espaciarse en un patrón regular o irregular.

La Fig. 11 muestra una quinta realización ejemplar de la invención con el implante 500 fabricado con dos capas 588 y 589, y que posee los pasajes de drena-

je formados por canales 590 y 591 en las superficies internas enfrentadas 592 y 593 de las capas del implante. Las capas 588 y 589 pueden laminarse juntas o plegarse una sobre otra, y pueden proporcionarse más que dos capas, si se desea. Los canales 590 y 591 pueden configurarse para alinearse uno con otro (uno sobre otro), o pueden puede espaciarse en un patrón regular o irregular.

La Fig. 12 muestra una sexta realización ejemplar de la invención con el implante 600 fabricado con tres capas, con dos capas externas 694 y una capa interna 695. Los pasajes de drenaje están formados por uno o más huecos 696 en la capa interna 695 del implante 600. Las capas 694 y 695 pueden laminarse juntas o plegarse uno sobre otra, y pueden proporcionarse más que una capa interna, si se desea. Y las capas 694 y 695 también pueden tener canales superficiales en alineación con los huecos 696), o pueden puede espaciarse en un patrón regular o irregular.

En otra realización, el implante posee dimensiones que son más grandes que o más pequeñas que aquellas de las realizaciones comerciales típicas para un adulto de tamaño promedio según lo descrito más arriba. Por ejemplo, los implantes más pequeños podrían utilizarse para niños y/o mascotas, y los más

grandes para adultos y/o animales grandes.

Por consiguiente, la presente invención proporciona un implante oftálmico mejorado para reducir la IOP en el ojos de pacientes con glaucoma. En algunas realizaciones, el implante oftálmico posee uno o más pasajes de drenaje formados en las superficies externas y/o el interior de los implantes para drenar más líquido ocular afuera de la cámara anterior del ojo. En otras realizaciones, el implante posee un cuerpo, pies, y/o cuello singularmente configurados para aumentar la estabilidad del implante en el ojo. *A demás, la presente solicitud describe procedimientos de implantación quirúrgica que proporcionan socavaciones y aberturas esclerales de dimensiones adecuadas para estabilizar mejor los implantes firmemente en el lugar. Y los implantes preferiblemente son de una construcción simple utilizando materiales conocidos de manera tal que son reutilizables y eficaces en el tiempo para fabricar e implantar.*

Si bien la invención ha sido desvelada en formas ejemplares, aquellos expertos en la técnica reconocerán que pueden realizarse muchas modificaciones, adiciones y eliminaciones en la misma sin apartarse del ámbito de la invención según lo expuesto en las siguientes reivindicaciones.

5  
10  
15  
20  
25  
30  
35  
40  
45  
50  
55  
60  
65

## REIVINDICACIONES

1. Un implante oftálmico para reducir la presión intraocular de un ojo que posee una esclerótica y una cámara anterior, comprendiendo el implante:

(a) un cuerpo plano (12) que se puede colocar en un receso en la esclerótica;

(b) uno o más pies (14) que se pueden colocar en la cámara anterior, definiendo uno o más pies una curvatura convexa que es aproximadamente la misma que una curvatura de la cámara anterior en la esclerótica, en un canto de asiento (24) de la misma, siendo el canto de asiento co-planar con el cuerpo; y

(c) un cuello (16) que se extiende entre el cuerpo y los pies y que se puede colocar en una abertura en la esclerótica entre el receso escleral y la cámara anterior, en el que el implante permite que el líquido ocular drene hacia afuera de la cámara anterior.

2. El implante de la Reivindicación 1, en el que el cuerpo posee una o más porciones externas (18) que se pueden colocar en una o más socavaciones que se extienden hacia afuera de un receso en la esclerótica.

3. El implante de la Reivindicación 1, en el que el cuerpo posee uno o más orificios de sutura (20) definidos en el mismo para recibir suturas.

4. El implante de la Reivindicación 1, en el que los pies poseen porciones externas (26) que se extienden más allá de un ancho del cuerpo para estabilizar el implante oftálmico en el ojo.

5. El implante de la Reivindicación 1, en el que el implante posee uno o más pasajes de drenaje (280) definidos en el mismo para que el líquido ocular fluya.

6. El implante de la Reivindicación 5, en el que los pasajes de drenaje incluyen pasajes de drenaje laterales para que el líquido ocular fluya a través del implante para dispersar el líquido ocular en la esclerótica.

7. El implante de la Reivindicación 5, en el que los pasajes de drenaje incluyen pasajes de drenaje longitudinales para que el líquido ocular fluya hacia afuera de la cámara anterior y a lo largo del implante, y pasajes de drenaje laterales para que el líquido ocular fluya a través del implante para dispersar el líquido ocular en la esclerótica.

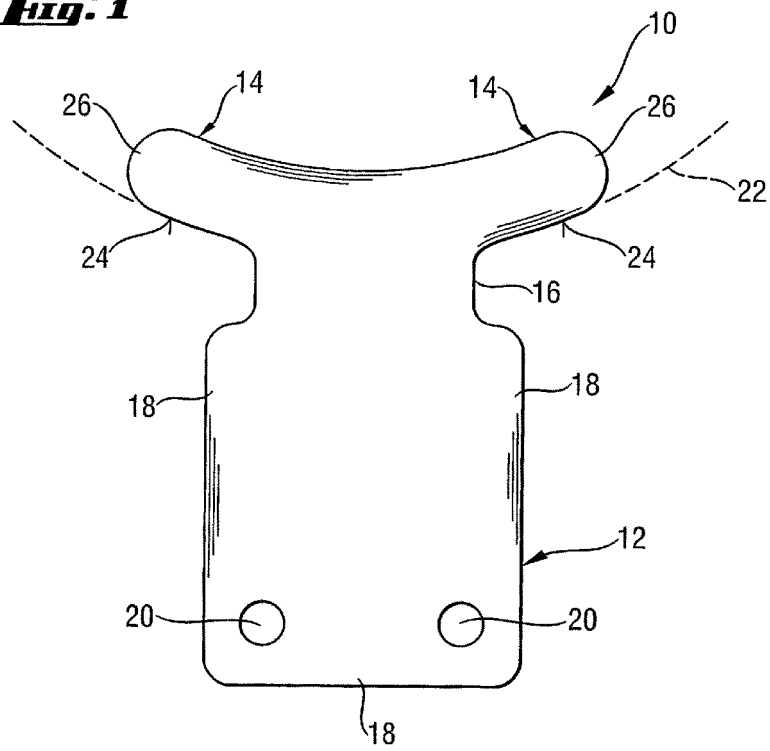
8. El implante de la Reivindicación 5, en el que los pasajes de drenaje comprenden canales definidos en una o más superficies del implante.

9. El implante de la Reivindicación 5, en el que los pasajes de drenaje comprenden pasajes interiores definidos en el implante.

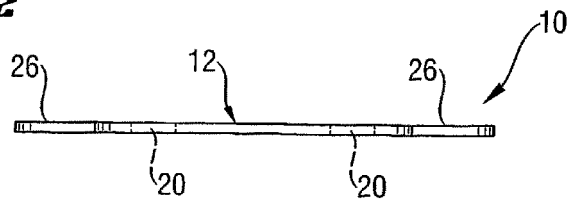
10. El implante de la Reivindicación 9, en el que el implante comprende dos o más capas y los pasajes interiores comprenden canales definidos en una o más superficies de las capas del implante.

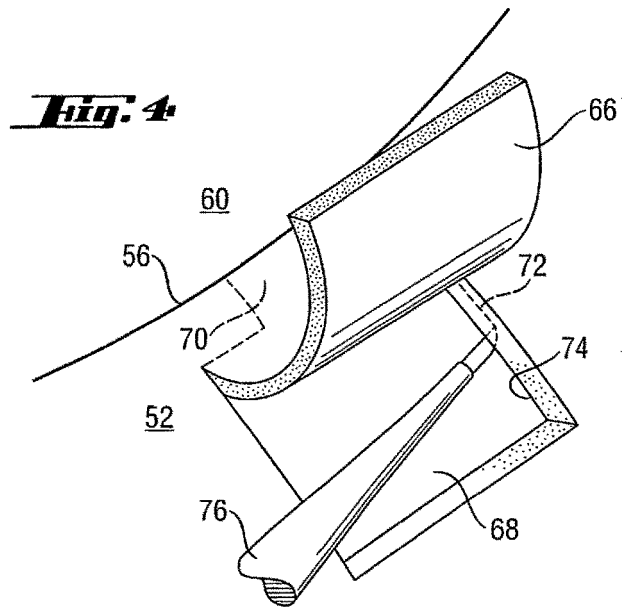
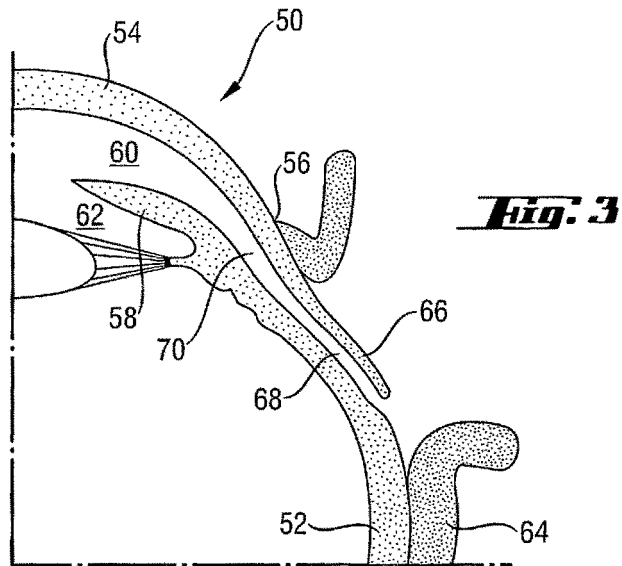
11. El implante de la Reivindicación 9, en el que el implante comprende tres o más capas y los pasajes interiores comprenden huecos definidos en una o más capas internas del implante.

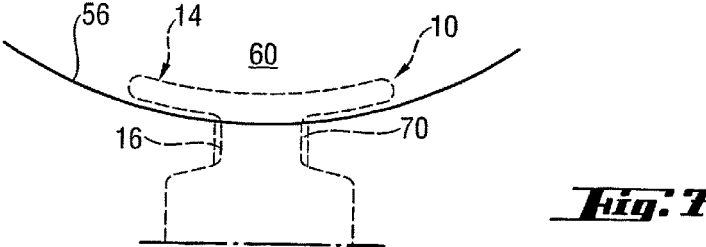
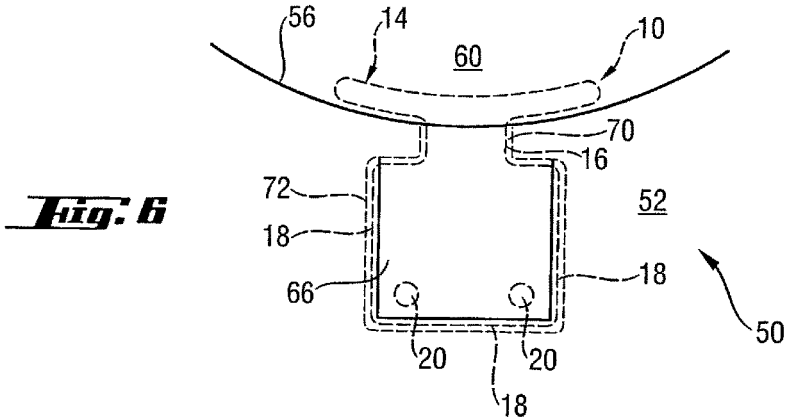
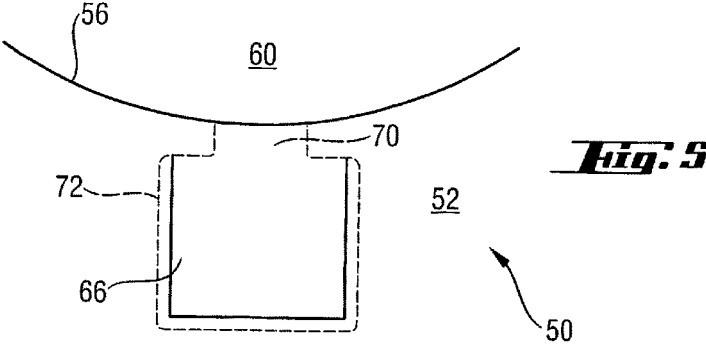
**Fig. 1**

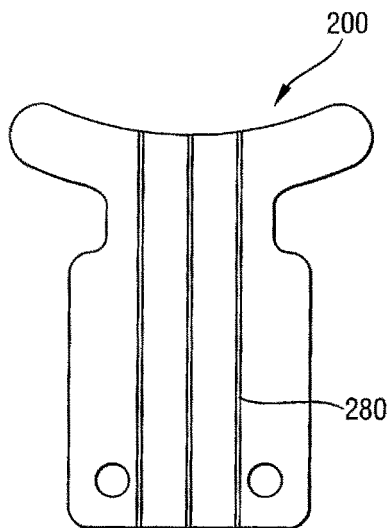


**Fig. 2**

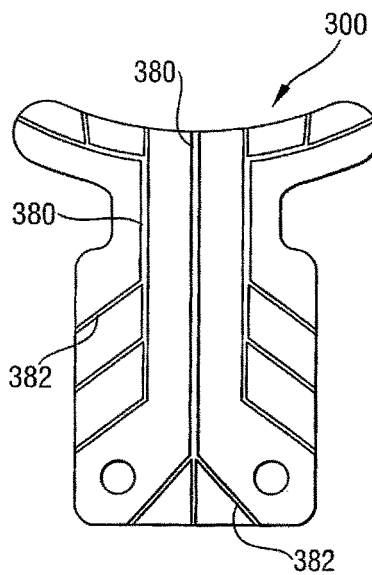




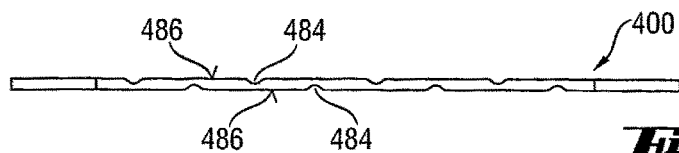




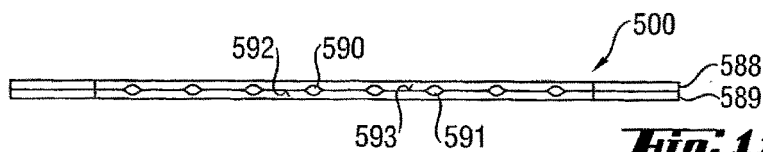
**Fig. 8**



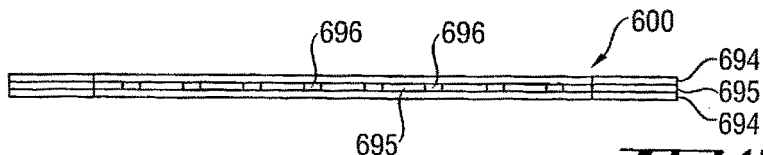
**Fig. 9**



**Fig. 10**



**Fig. 11**



**Fig. 12**