



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 348 768**

51 Int. Cl.:
G02C 7/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **01959151 .0**

96 Fecha de presentación : **24.07.2001**

97 Número de publicación de la solicitud: **1315995**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **04.06.2003**

54 Título: **Lentes de contacto con micro-canales.**

30 Prioridad: **28.07.2000 US 221575**
20.07.2001 US 910355

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
14.12.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
14.12.2010

73 Titular/es: **COOPERVISION INTERNATIONAL
HOLDING COMPANY, L.P.**
Suite 2, Edghill House, Wildey Business Park
St. Michael, BB

72 Inventor/es: **Marmo, Christopher, J.**

74 Agente: **Isern Jara, Jorge**

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).

Lentes de contacto con micro-canales

DESCRIPCIÓN

5 **Remisión a la solicitud relacionada**

Esta invención reivindica el beneficio de la solicitud provisional de patente americana US 60/221,575, presentada el 28 de julio de 2000 y titulada "Lentes de contacto con micro-canales".

10 **Antecedentes de la invención**

La presente invención globalmente se refiere a lentes de contacto y más específicamente se refiere a lentes de contacto provistas de micro-canales que promueven el intercambio eficaz de fluido lacrimal.

15 Hace mucho tiempo que se ha reconocido que un uso prolongado de las lentes de contacto puede conducir a complicaciones en la córnea. Las respuestas corneales adversas a un uso prolongado de la lente de contacto se cree que están principalmente causadas por la acumulación de
20 suciedad atrapada en la interfaz entre la lente y el ojo.

La córnea es un tejido vivo con un metabolismo activo. Los productos de desecho, por ejemplo el ácido láctico, el dióxido de carbono y el agua, generados por un metabolismo de este tipo deben ser expulsados de la córnea. El uso de la
25 lente de contacto resulta en suciedad, por ejemplo, derivada de los productos de desecho de este tipo, de las células epiteliales muertas y otros materiales los cuales normalmente son extraídos del ojo, quedando atrapados en la interfaz entre la lente y el ojo. La suciedad de este tipo, si se deja

- 2 -

que se acumule en el ojo, puede dañar el ojo, por ejemplo, causando irritación o bien otros daños al ojo o a la salud ocular general del portador de la lente. A fin de mantenerse sana, la córnea debe recibir un suministro adecuado de
5 oxígeno puesto que la córnea no recibe oxígeno del suministro de la sangre como lo hacen otros tejidos vivos. Si no llega oxígeno suficiente a la córnea, ocurre la inflamación corneal.

A fin de dirigirse al problema de la privación de
10 oxígeno debida a un uso prolongado de las lentes de contacto, se desarrollaron las lentes hidrofílicas con altas propiedades de transmisión de oxígeno. Las lentes hidrofílicas, algunas veces también referidas como lentes de hidrogel, son lentes blandas, flexibles que contienen agua.
15 Estudios clínicos de lentes hidrofílicas por supuesto han mostrado un grado relativamente inferior de inflamación corneal en personas que usan las lentes de este tipo, incluso cuando se usan durante un tiempo prolongado.

Desgraciadamente, sin embargo, la utilización de lentes
20 hidrofílicas convencionales no ha eliminado todas las respuestas adversas de la córnea al uso de la lente de contacto, en particular al uso prolongado de la lente de contacto. Por ejemplo, las lentes hidrofílicas convencionales no se dirigen al problema de la acumulación de suciedad en la
25 interfaz entre la lente y el ojo. Esto sugiere que además de la permeabilidad al oxígeno, existen otras consideraciones a las que hay que dirigirse en el desarrollo de una lente de contacto segura, blanda para un uso prolongado.

- 3 -

Una consideración importante es un intercambio de la película lacrimal eficaz entre la superficie expuesta del ojo y la superficie del ojo cubierta por la lente. Los fluidos lacrimales proveen una hidratación del delicado tejido del ojo y la limpieza continua de la suciedad del ojo. El intercambio de película lacrimal entre el ojo y la superficie posterior, esto es la encarada hacia el ojo, de una lente de contacto, se cree que es un factor crítico para mantener la salud del ojo. El intercambio de película lacrimal permite la extracción de las células epiteliales muertas, la materia en partículas y otra suciedad que de otro modo quedaría atrapada entre la lente y el ojo. Se han hecho hipótesis sobre si un intercambio incrementado de la película lacrimal no sólo mejora la salud corneal sino que limita también las complicaciones tales como una infección del ojo y una queratitis microbial.

El giro de la lente en el ojo ha sido reconocido durante mucho tiempo como un medio de mantener la salud y el confort del ojo. Por ejemplo, la patente americana US N° 2,989,894 de Gordon describe una lente de contacto provista de cinco conductos inclinados en espiral uniformemente separados formados en una superficie interior de la lente. Cada conducto está descrito y representado extendiéndose hacia el centro de la lente pero sin extenderse tan lejos como la zona corneal. Se establece que el giro lento y constante de la lente evita el exceso de asentamiento de la lente en la córnea. La inclinación espiral de los conductos se dice que causa que la lente gire en el sentido de las

- 4 -

agujas del reloj o en el sentido contrario al de las agujas del reloj dependiendo de la dirección de la inclinación.

Más recientemente, la patente americana US N° 5,166,710 de Höfer y otros revela una lente de contacto provista de una zona corneal que, cuando se coloca en el ojo, está separada de la superficie corneal. Se hace provisión para causar que la lente gire en el momento de la acción del parpadeo del párpado del portador. Según Höfer y otros, la película lacrimal es transportada a lo largo de la superficie del ojo como resultado de un "efecto turbo" producido por las zonas aplanadas de la lente, lo cual causa que la lente gire en el ojo en respuesta a la acción del parpadeo. La patente describe también que el transporte de las lágrimas puede estar provisto mediante depresiones en la cara posterior del cuerpo de la lente. Höfer y otros muestran y describen que las depresiones pueden ser partes deprimidas del cuerpo de la lente, en el interior de la superficie posterior de la misma, las depresiones teniendo una forma a modo de ranura o de diente de sierra. Höfer y otros describen que también es posible proveer "canales curvados delgados en forma de onda".

La patente americana US N° 5,849,811 de Nicolson y otros revela un material de lente que fue desarrollado para proveer un equilibrio de permeabilidad al oxígeno con permeabilidad iónica o al agua, la permeabilidad siendo suficiente para proveer lentes de contacto de "movimiento a cargo del ojo", esto es el movimiento de la lente en la superficie del ojo.

- 5 -

Cada una de las patentes identificadas antes en este documento se incorpora por lo tanto en su integridad en este documento como referencia.

El documento DE 2546692 una lente de contacto de caucho
5 de silicona provista de un borde achaflanado que está
acanalado mediante la inclusión de ranuras o entalladuras en
forma de ranura, las cuales se dice que mejoran el flujo de
fluido entre la lente de contacto y el ojo del paciente.

El documento GB 634178 describe una lente de contacto
10 oftálmica grande provista de diversas ondulaciones pequeñas
que se extienden hacia dentro desde la punta de un reborde
esclerótico desde una pluralidad de canales radiales
minúsculos que se extienden tanto sobre la superficie entera
como sobre una parte de la superficie entre la punta del
15 reborde esclerótico y un área tangencial de la lente. La
lente es una lente dura y está diseñada para cubrir la parte
delantera completa del globo ocular, provista de un diámetro
de 25 mm.

El documento FR 2248527 describe una lente de contacto
20 provista de una pluralidad de elementos de plástico rígido,
conectados y articuladas por medio de zonas de un material
flexible. La lente, se dice, que ofrece las ventajas de una
lente de contacto dura, sin las desventajas que aparecen a
partir de la rigidez de una lente dura.

25 A pesar de los avances realizados en el desarrollo de
lentes de contacto de uso prolongado confortables, seguras,
todavía existe la necesidad de una lente de contacto
mejorada, por ejemplo, una lente que promueva el intercambio

- 6 -

fluido lacrimal a través del área de la superficie del ojo, particularmente en el área de la córnea. Además, todavía queda la necesidad de lentes de contacto que provean un intercambio mejorado de fluido lacrimal.

5 RESUMEN DE LA INVENCION

Se ha encontrado que el intercambio de fluido o película lacrimal desde el exterior de la periferia de la lente con el fluido o película lacrimal dispuesto por detrás de la lente, esto es entre la lente y el ojo o en la interfaz
10 de la lente y el ojo, provee una extracción mejorada de la suciedad de la interfaz de la lente y el ojo. Una extracción de la suciedad de este tipo puede resultar en una salud ocular mejorada o en períodos largos de uso prolongado de la lente de contacto con reducidas respuestas corneales
15 adversas. La extracción mejorada de la suciedad según la presente invención es particularmente útil en combinación con lentes de contacto que tenga alta permeabilidad al oxígeno. Una lente de contacto con un intercambio eficaz de fluido o película lacrimal, como se define en este documento, tiene,
20 generalmente hablando, un efecto positivo sustancial en la salud ocular. Preferiblemente, las lentes de contacto actuales, las cuales están estructuradas y adaptadas para proveer un intercambio eficaz del fluido o la película lacrimal, tienen un efecto positivo más significativo en la
25 salud corneal que una lente de contacto similar que no provea un intercambio de fluido o película lacrimal eficaz.

Las lentes de contacto, por ejemplo, las lentes de contacto de uso prolongado, según la presente invención,

- 7 -

proveen la extracción de suciedad desde debajo de la lente de contacto a través de un intercambio eficaz de fluido o película lacrimal; proveen una distribución incrementada de oxígeno a la córnea y preferiblemente no dependen del giro de la lente para promover la eficacia del intercambio de fluido o película lacrimal. Las lentes actuales promueven la salud corneal sin afectar significativamente de forma adversa al confort o a la visión del portador. Las lentes de contacto actuales promueven la salud corneal y el confort del portador y pueden ser fabricadas económicamente utilizando técnicas de fabricación de lentes de contacto convencionales y muy conocidas tales como, por ejemplo, las técnicas de moldeado por vaciado, técnicas de mecanizado y similares.

La invención provee una lente de contacto provista de las características establecidas en la reivindicación 1. Características preferidas la invención se establecen en las reivindicaciones subordinadas.

En un aspecto amplio de la presente invención, las lentes de contacto comprenden un cuerpo de la lente provisto de una cara posterior (así como una cara anterior globalmente opuesta), una zona óptica, una parte periférica, un borde periférico y una pluralidad de micro-canales como se describe en este documento. En una forma de realización útil, los micro-canales están definidos en la cara posterior del cuerpo de la lente, esto es la superficie de la lente que está encarada a la superficie del ojo cuando la lente está siendo llevada sobre el ojo. Las lentes actuales están particularmente adaptadas como lentes de contacto de uso

- 8 -

prolongado, esto es lentes las cuales pueden ser llevadas durante un tiempo en una gama desde aproximadamente 7 días hasta aproximadamente 30 días o más sin ser extraídas del ojo. Las lentes según la presente invención preferiblemente
5 pueden ser llevadas con seguridad y confortablemente sin ser extraídas del ojo durante un período más largo de tiempo con relación a una lente sustancialmente idéntica sin los micro-canales.

Ventajosamente, a pesar del número preferiblemente
10 relativamente grande de micro-canales en la lente de contacto de la presente invención, la estructura y la disposición de los micro-canales sustancialmente no tienen un efecto adverso en la función de la zona óptica, esto es en la capacidad de corrección de la visión o la propiedad de la zona óptica. Por
15 lo tanto, el portador de la presente lente de contacto, con los micro-canales como se describe en este documento, tiene sustancialmente la misma o mejor calidad de visión con relación al mismo portador que lleve una lente de contacto similar o sustancialmente idéntica sin los micro-canales.

20 Cuando se compara con los canales y los conductos en lentes de contacto anteriores o previas, los micro-canales en las lentes de contacto según la presente invención preferiblemente son de tamaño relativamente pequeño. Por ejemplo, cada micro-canal según la presente invención puede
25 tener un ancho inferior a aproximadamente 10 grados, de menos de aproximadamente 5 grados y más preferiblemente en una gama de aproximadamente 0,5 grados hasta aproximadamente 2 grados

(por ejemplo, en una matriz sustancialmente circular de 360 grados).

Cada micro-canal puede estar definido por un radio angular continuo, sustancialmente no variable, que se
5 extiende teóricamente desde aproximadamente la periferia de la zona óptica de la lente hasta aproximadamente la periferia exterior de la lente. Preferiblemente, cada micro-canal tiene un ancho máximo en una gama de entre aproximadamente 50 hasta aproximadamente 500 micras.

10 Cada micro-canal puede tener una profundidad máxima en la gama de aproximadamente el 0,1% hasta aproximadamente el 90%, más preferiblemente aproximadamente desde el 10% hasta aproximadamente el 80% del grosor de la lente. Muchas lentes de contacto según la presente invención tienen cuerpos de la
15 lente con grosores en la gama de aproximadamente 60 micras hasta aproximadamente 90 micras o aproximadamente 100 micras o aproximadamente 120 micras.

En una forma de realización ventajosa, los micro-canales preferiblemente forman conicidad en profundidad o en
20 ancho, con una profundidad o ancho máximo en o aproximadamente de la periferia de la lente. En otras palabras, los micro-canales preferiblemente incrementan en profundidad o en ancho en una dirección radialmente hacia fuera con relación al centro de la lente. Los micro-canales
25 preferiblemente son de forma sustancialmente recta, en lugar de curvada o a modo de onda.

Una lente de contacto según la invención preferiblemente tiene por lo menos aproximadamente 5 micro-

- 10 -

canales y más preferiblemente, aproximadamente de 10 o aproximadamente de 12 hasta aproximadamente 100 o hasta aproximadamente 200 micro-canales. El número de micro-canales a menudo depende del ancho de los micro-canales individuales, 5 la separación entre los micro-canales y factores similares.

La estructura de la lente de la presente invención y, en particular, la estructura y el número de los micro-canales, promueve o facilita una película sustancialmente homogénea o uniforme de fluido lacrimal entre la lente y el 10 ojo, esto es en la interfaz de la lente y el ojo y una película lacrimal que fluye sustancialmente libre en la interfaz de la lente y el ojo. Una película de fluido lacrimal sustancialmente homogénea o uniforme de este tipo o una película lacrimal que fluye sustancialmente libre en la 15 interfaz de la lente y el ojo ventajosamente facilita el intercambio de fluido lacrimal entre la interfaz de la lente y el ojo y las superficies expuestas del ojo.

Como se utiliza en este documento, "película lacrimal que fluye libre" se refiere al grado de flujo o movimiento de 20 una película lacrimal la cual está colocada en un ojo de mamífero normal, preferiblemente un ojo humano normal, no asociado con una lente de contacto. Una "película lacrimal que fluye sustancialmente libre" se refiere a un grado de flujo o de movimiento de una película lacrimal el cual es por 25 lo menos aproximadamente el 50% o por lo menos aproximadamente el 70% o por lo menos aproximadamente el 80% del grado de flujo o movimiento de una película lacrimal que fluye libre.

- 11 -

Debido al número relativamente grande o la distribución uniforme de los micro-canales individuales, el intercambio de fluido preferiblemente ocurre sustancialmente de forma uniforme sobre la superficie posterior de la lente. En efecto, el diseño de la lente de contacto según la invención preferiblemente provee una película que fluye sustancialmente libre de fluido lacrimal entre la lente de contacto y el ojo. Cuando la lente es llevada durante un período prolongado de tiempo, la película se mezcla continuamente con el fluido lacrimal de otras partes del ojo fuera de la periferia de la lente. La mezcla de la película lacrimal desde la interfaz de la lente y el ojo, la cual a menudo contiene una cantidad sustancial de suciedad, con película lacrimal "limpia" reduce la concentración de suciedad y de ese modo permite que la lente sea llevada durante un período de tiempo más largo antes de extraerla del ojo o tiene un efecto ventajoso en la salud ocular del portador de la lente.

Sin desear limitar la invención a ninguna teoría de funcionamiento particular, se cree que los presentes micro-canales facilitan el intercambio incrementado de película lacrimal permitiendo el movimiento del fluido lacrimal desde la parte interior de la interfaz de la lente y el ojo hacia la periferia de la lente y por detrás. En el momento del parpadeo, el párpado se cree que ejerce fuerzas cortantes o de compresión sobre la lente causando el desplazamiento y el mezclado del fluido lacrimal a través de los micro-canales.

En una forma de realización especialmente ventajosa de la invención, la pluralidad de micro-canales irradian desde

- 12 -

el borde exterior de la zona óptica de la lente a través de la parte periférica de la lente. En esta forma de realización, los micro-canales preferiblemente están dimensionados para que sean lo más ancho o lo más profundo y
5 estén lo más distantemente separados en el borde periférico de la lente. Los micro-canales corren hacia dentro hacia el centro de la lente y están lo más próximamente separados en o alrededor del borde de la zona óptica.

En una forma de realización, la zona óptica
10 preferiblemente está libre de micro-canales para no proveer sustancialmente interferencia con la función de la zona óptica o la función de corrección de la visión de la lente. La zona óptica puede estar dispuesta algo más adelante, con relación a la parte periférica de la lente, particularmente
15 en áreas definidas entre los micro-canales. En otras palabras, la zona óptica de la lente puede estar estructurada para estar más distantemente separada del ojo con relación a la parte periférica cuando la lente se lleva en el ojo. Esta zona óptica que se extiende hacia adelante, combinada con los
20 presentes micro-canales, por ejemplo, en la parte periférica de la lente, provee muy eficazmente un intercambio útil de fluido lacrimal.

Según otra característica de la invención, algunos de la pluralidad de micro-canales se pueden extender por lo
25 menos parcialmente dentro de la zona óptica, en tanto en cuanto la disposición de los micro-canales no causa una interferencia sustancial con la corrección de la visión o la función de la zona óptica. Por ejemplo, la disposición de los

- 13 -

micro-canales puede incluir alternativamente micro-canales largos y cortos con los micro-canales largos estando definidos como aquellos que se extienden en el interior de la zona óptica de la lente y los micro-canales cortos siendo
5 aquellos que se extienden desde la periferia de la zona óptica. La pluralidad de micro-canales puede estar dispuesta de tal modo que varios de los micro-canales se extiendan desde el centro de la lente hasta el borde periférico del borde del cuerpo de la lente.

10 La lente de contacto según la invención puede incluir un primer conjunto de micro-canales en el interior de la zona óptica y un segundo conjunto de micro-canales en el interior de la parte periférica. El primer conjunto de micro-canales puede tener relativamente menos micro-canales que el segundo
15 conjunto de micro-canales. El primer conjunto y el segundo conjunto pueden estar en comunicación fluida entre sí, por ejemplo, por medio de un micro-canal anular entre los conjuntos de micro-canales primero y segundo.

Los micro-canales de la presente lente de contacto
20 pueden estar provistos utilizando cualquier técnica o proceso adecuado o combinaciones de los mismos. Por ejemplo, existen por lo menos dos oportunidades en las que se pueden impartir micro-canales en el proceso de fabricación de la lente de contacto. Éstas son como sigue a continuación:

25 - atacando químicamente el inserto moldeado utilizando técnicas de ataque químico tales como productos químicos, láser, mecanizado electro erosivo, radiación de rayos ultravioleta, micro mecanizado y similares;

- 14 -

- creando un relieve en un molde de termoplástico utilizando técnicas tales como la impresión por micro contacto y similares.

Todas y cada una de las características descritas en este documento y todas y cada una de las combinaciones de dos o más de tales características se incluyen dentro del ámbito de la presente invención a condición de que las características incluidas en una combinación de este tipo no sean mutuamente contradictorias.

Estos y otros aspectos de la presente invención se establecen en la siguiente descripción detallada, ejemplos y reivindicaciones, particularmente cuando se consideran conjuntamente con los dibujos adjuntos en los cuales piezas iguales llevan números de referencia iguales.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es una vista en planta de la cara posterior de una lente de contacto según la presente invención.

La figura 2 es una vista en sección transversal tomada globalmente a lo largo de la línea 2-2 de la figura 1.

La figura 3 es una vista en perspectiva parcial en la lente de contacto de la figura 1 mostrando dos de los microcanales en detalle.

La figura 4 es una vista en planta de la cara posterior de una forma de realización adicional de una lente de contacto según la presente invención.

La figura 5 es una vista en planta de la cara posterior de otra forma de realización de una lente de contacto según la presente invención.

- 15 -

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Volviendo ahora a las figuras 1, 2 y 3, se representa una lente de contacto 10 según la presente invención. La lente de contacto 10 incluye un cuerpo de la lente 14 con una cara posterior 16 y una cara anterior opuesta 17. La cara posterior 16 incluye una zona óptica 18 configurada para la corrección de la visión y una parte periférica 22 que rodea globalmente la zona óptica 18 y un borde periférico 24. La cara posterior 16, como se utiliza en este documento se refiere a la superficie de la lente la cual está encarada hacia el ojo durante el uso. La cara posterior 16, la cual es típicamente cóncava, algunas veces es referida como la curva base de la lente.

Las presentes lentes están particularmente adaptadas como lentes de uso prolongado, por ejemplo, lentes las cuales se pueden llevar desde aproximadamente 1 día hasta aproximadamente 14 días o más sin extraerlas, o lentes desechables.

De forma importante, la lente 10 adicionalmente comprende una pluralidad de micro-canales que se extienden radialmente 30 definidos en la cara posterior 16 del cuerpo de la lente 14. Ventajosamente, los micro-canales 30 están dimensionados y adaptados para promover el intercambio efectivo de fluido lacrimal en el ojo, así como proveer una distribución sustancialmente homogénea o uniforme de la película lacrimal en la interfaz de la lente y el ojo.

Como se utilizan en este documento, el término "micro-canal" se utiliza para describir una ranura fina que

- 16 -

preferiblemente es de una profundidad o de un ancho inferior a las 100 micras. Los micro-canales 30 no se extienden a través del grosor entero del cuerpo de la lente 14. Por ejemplo, los micro-canales 30 se pueden extender a través de

5 aproximadamente el 5% o aproximadamente el 10% hasta aproximadamente el 30% o aproximadamente el 50% o aproximadamente el 80% del grosor del cuerpo de la lente. Los micro-canales 30 a menudo tienen una profundidad en la gama entre aproximadamente 0,1 micras y aproximadamente 50 micras.

10 Los micro-canales 30 están definidos sustancialmente a lo largo de radios del cuerpo de la lente 14. Cada micro-canal que se extiende radialmente 30 tiene sustancialmente la forma de cuña porque tiene una conicidad decreciente en términos de profundidad y ancho desde el borde periférico, o periferia

15 exterior 24 de la lente, hacia el centro de la zona óptica 18.

Visto desde una perspectiva diferente, cada micro-canal 30 preferiblemente tiene un ancho máximo, por ejemplo en aproximadamente la periferia 24 de la lente. Preferiblemente,

20 el ancho máximo de cada micro-canal está en la gama de aproximadamente 50 micras o aproximadamente 100 micras hasta aproximadamente 400 micras o aproximadamente 500 micras.

La pluralidad de micro-canales comprende micro-canales separados mediante entre aproximadamente 5 grados, o

25 aproximadamente 10 grados o aproximadamente 30 grados. La pluralidad de micro-canales comprende entre aproximadamente 5 o aproximadamente 10 hasta aproximadamente 200 o más micro-canales en la lente. Más preferiblemente, los micro-canales

- 17 -

comprenden entre aproximadamente 10 y aproximadamente 100 micro-canales. Los micro-canales 30 en la lente 10 pueden ser eficientemente numerosos de tal modo que la pluralidad de micro-canales ocupe una parte significativa del área de la cara posterior 16. Por ejemplo, según la presente invención, la pluralidad de micro-canales 30 puede ocupar por lo menos aproximadamente el 10% o aproximadamente el 20% hasta aproximadamente el 30% o aproximadamente el 50% o más de la parte de la cara posterior 16 sobre la cual están ubicados los micro-canales. En efecto, los micro-canales 30 se puede decir que crean o forman una cara posterior estriada 16.

La lente de contacto 10 está estructurada para promover el intercambio de fluido lacrimal entre una superficie expuesta del ojo y una superficie del ojo cubierta por la lente 10. Los micro-canales 30 son eficaces en promover o facilitar un intercambio de fluido lacrimal de este tipo y preferiblemente crean una película lacrimal que fluye sustancialmente libre en la interfaz de la lente y el ojo.

La pluralidad de micro-canales 30 preferiblemente comprende aproximadamente 10 hasta aproximadamente 200 micro-canales y, en una forma de realización muy útil, comprende aproximadamente 72 micro-canales.

En la forma de realización representada en la figura 1, cada uno de los micro-canales 30 está separado sustancialmente de forma equidistante, uno de otro, por aproximadamente 5 grados.

La pluralidad de micro-canales 30 puede incluir micro-canales que tienen una profundidad que depende del grosor de

- 18 -

la propia lente 10. Por ejemplo, cada micro-canal puede tener una profundidad de entre aproximadamente 0,1% hasta aproximadamente el 90% del grueso del cuerpo de la lente particular. Más preferiblemente, cada micro-canal tiene una
5 profundidad de entre aproximadamente el 10% y aproximadamente el 80% del grosor del cuerpo de la lente. Para grosores típicos de la lente de contacto, los micro-canales según la invención tienen una profundidad de entre aproximadamente 0,1 micras y aproximadamente 50 micras.

10 En la forma de realización representada en la figura 1, los micro-canales 30 se extiende sólo en el interior de la parte periférica 16 de la lente 10 y hay ausencia de micro-canales en la zona óptica 18.

A fin de proveer un intercambio eficaz de fluido
15 lacrimal en la zona óptica 18 en ausencia de micro-canales, la lente de contacto 10 puede estar estructurada de tal modo que la zona óptica 18 de la lente esté dispuesta algo hacia adelante con relación a la parte periférica de la rodea 22, específicamente con relación a la parte o superficie de la
20 parte periférica 22 colocada entre los micro-canales 30.

Esta característica se comprenderá mejor con referencia a la figura 2. Como se representa, el micro-canal 30 forma conicidad y se convierte de forma creciente en más bajo (menos profundidad) desde el borde periférico 24 hacia la
25 zona óptica 18. La zona óptica 18 está dispuesta hacia adelante una distancia sustancialmente igual a la profundidad de la parte menos profunda del micro-canal 30. Más específicamente, la zona óptica puede estar dispuesta más

- 19 -

hacia adelante aproximadamente 20 micras o aproximadamente 10 micras o aproximadamente 5 micras o menos, con relación a la parte periférica 22.

Esta "salida" anterior de la zona óptica 18, junto con
5 los micro-canales 30 facilita el intercambio lacrimal eficaz, por ejemplo, como se ha descrito en cualquier otra parte en este documento. Además, la ausencia de micro-canales en la zona óptica 18 reduce, o incluso elimina sustancialmente, cualquier efecto perjudicial que los micro-canales 30 puedan
10 tener sobre la calidad de la visión o la función de la zona óptica provista por la lente de contacto 10.

Para el confort del portador, el cuerpo de la lente 14 puede estar conformado en la zona entre la parte periférica 22 y la zona óptica 18 de tal modo que todas las esquinas 58
15 creadas por una elevación diferencial entre la parte periférica 22 y la zona óptica 18, estén redondeadas y suavizadas.

La figura 3 muestra los micro-canales 30 que forman conicidad, provistos de áreas de la sección transversal, profundidades y anchos relativamente grandes en o alrededor
20 de la periferia de la lente 24 y áreas de la sección transversal, profundidades y anchos relativamente menores en la dirección hacia el centro de la lente. Eventualmente, los micro-canales 30 se unen en el interior del espacio
25 directamente posterior de la zona óptica 18 (figura 2). En esta forma de realización, la película lacrimal en el espacio directamente posterior de la zona óptica 18 tiene un grosor sustancialmente uniforme para promover la formación de la

- 20 -

imagen óptica eficaz por la lente 10. Los micro-canales 30 están en comunicación fluida con el espacio directamente posterior de la zona óptica 18 y son eficaces para proveer el intercambio de fluido lacrimal deseado en la interfaz de la lente y el ojo sustancialmente sin interferir en la función de la zona óptica o en la calidad de la visión de la lente 10.

La figura 4 muestra una lente de contacto adicional 210 según la presente invención. Excepto por lo que se describe expresamente, la lente de contacto 210 está estructurada y funciona de forma similar a la lente de contacto 10. Los componentes de la lente 210 los cuales corresponden a los componentes de la lente 10 están identificados por el mismo número de referencia incrementado en 200.

Una de las principales diferencias entre la lente de contacto 210 y la lente de contacto 10 se refiere a la colocación o a la orientación de la zona óptica 218. Específicamente, la zona óptica 218 y la parte periférica 222 están sustancialmente en la misma curva. Dicho de otro modo, la zona óptica 218 no está salida hacia adelante con relación a la zona periférica 222 (como está la zona óptica 18 salida hacia adelante con relación a la parte periférica 22).

Además, un número de micro-canales 230 se extienden por lo menos parcialmente en el interior de la zona óptica 218.

Como se representa en la figura 4, la pluralidad de micro-canales 230 incluye micro-canales largos 230' los cuales se extienden en el interior de la zona óptica 218 y alternativamente micro-canales relativamente cortos 230' los

- 21 -

cuales no se extienden en el interior de la zona óptica 218. Esta disposición promueve la transferencia de fluido lacrimal entre el espacio posterior de la zona óptica 218 y el espacio posterior de la zona periférica 222 de la lente 210 sin que
5 afecte sustancialmente de forma perjudicial a la función de la zona óptica o al funcionamiento de la lente 210. Se debe indicar que los micro-canales relativamente largos 230' forman conicidad sustancialmente como ha sido descrito antes con respecto a los micro-canales 30 de modo que la parte de
10 estos micro-canales relativamente largos colocados en la zona óptica 218 son relativamente estrechos y relativamente poco profundos. Una configuración estrecha y poco profunda de este tipo de los micro-canales de este tipo en la zona óptica 218 provee una transferencia eficaz de fluido lacrimal sin que
15 afecte sustancialmente de forma perjudicial al funcionamiento de la zona óptica de la lente 210.

La figura 5 muestra otra lente de contacto 310 según la presente invención. A excepción de lo que se describe expresamente, la lente de contacto 310 está estructurada y
20 funciona similar a la lente de contacto 10. Los componentes de la lente de contacto 310 los cuales corresponden a los componentes de la lente 10 están identificados por el mismo número de referencia incrementado en 300.

Una diferencia principal entre la lente 310 y la lente
25 10 se refiere a los conjuntos múltiples de micro-canales 330 presentes en el cuerpo de la lente 314. Por lo tanto, la cara posterior 316 de la lente 310 incluye una primera parte anular 66 y una segunda parte anular 68 que circunscribe la

- 22 -

primera parte anular con el borde periférico 324 de la lente 310 circunscribiendo la segunda parte anular. Un primer conjunto 72 de micro-canales que se extienden radialmente 330 está definido en el interior de la primera parte anular 66 y
5 un segundo conjunto 74 de micro-canales que se extienden radialmente 330 está definida en el interior de la segunda parte anular 68. El primer conjunto 72 de micro-canales 330 puede ser relativamente inferior en número que el segundo conjunto 74 de micro-canales 330. Alternativamente, o
10 adicionalmente, el primer conjunto 72 de micro-canales 330 puede ser relativamente más poco profundo o relativamente más estrecho que el segundo conjunto 74 de micro-canales 330.

La lente 310 adicionalmente comprende por lo menos un micro-canal sustancialmente anular 80 definido entre el
15 primer conjunto 72 de micro-canales 330 y el segundo conjunto 74 de micro-canales 330. Este micro-canal anular 80 provee comunicación fluida entre los conjuntos primero y segundo 72 y 74 de micro-canales 330, respectivamente. De ese modo, la extracción de suciedad o de productos metabólicos de desecho
20 y el intercambio de fluido lacrimal se puede conseguir fácilmente en la interfaz de la lente y el ojo. Además, puesto que no se extienden micro-canales en el interior de la zona óptica 18 y relativamente pocos micro-canales se extienden dentro de la parte interior de la parte periférica,
25 el funcionamiento de la zona óptica de la lente 310 no está sustancialmente afectado debido a la presencia de los micro-canales.

- 23 -

La lente 310 puede estar configurada con o sin la zona óptica 318 que está salida hacia adelante con relación a la parte periférica 322. En el caso en el que no esté provista la salida hacia adelante de este tipo, los micro-canales
5 alternativos 330 del primer conjunto 72 se pueden realizar más largos para que se extiendan en el interior de la zona óptica 318. En cualquier caso, la lente 310 está configurada para proveer un intercambio eficaz de fluido lacrimal sustancialmente sin interferir con la función de la zona
10 óptica de la lente 310.

La presente invención provee que el fluido lacrimal en la interfaz de la lente y el ojo sea transferido continuamente o mezclado con el fluido lacrimal desde detrás del borde periférico de la lente de contacto. Además, debido
15 al número relativamente grande de micro-canales poco separados, la disposición de los micro-canales según la presente invención provee una distribución sustancialmente homogénea o uniforme de fluido lacrimal en la interfaz de la lente y el ojo. Esta distribución sustancialmente uniforme de
20 fluido lacrimal preferiblemente forma una película lacrimal sustancialmente continua que fluye libre a través de la superficie del ojo, esto es, pasando continuamente a través de los micro-canales presentes para proveer un intercambio o transferencia eficaz de fluido lacrimal. Se evitan
25 sustancialmente las áreas secas en la interfaz de la lente y el ojo. Además, cualquier suciedad o productos metabólicos de desecho que puedan quedar atrapados debajo de la lente cuando inicialmente se coloca la lente sobre el ojo o los cuales se

- 24 -

forman durante el uso de la lente se extraen o transfieren eficazmente, junto con la transferencia de fluido lacrimal, alejándolo de la interfaz de la lente y el ojo. Ventajosamente, un material de este tipo no queda atrapado en
5 el interior de los micro-canales debido a la poca profundidad de los mismos.

Mientras esta invención ha sido descrita con respecto a diversos ejemplos y formas de realización específicas, se debe comprender que la invención no está limitada a los
10 mismos y que se puede llevar a la práctica de forma diversa dentro del ámbito de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Una lente de contacto (10; 210; 300) para usarla en el ojo, la lente comprendiendo:

- un cuerpo de la lente (14; 214) provisto de una cara posterior (16; 316), una cara anterior (17) separada por una distancia de la cara posterior (16; 316) y configurada para acomodar el movimiento del párpado sobre la cara anterior (17) del cuerpo de la lente (14; 214) cuando la lente de contacto (10; 210; 310) se coloca en el ojo, un grosor definido como la distancia entre la cara posterior (16; 316) y la cara anterior (17), una zona óptica central (18; 218), una parte periférica curvada (22; 222; 322) que rodea la zona óptica (18; 218) y un borde periférico (24; 324);
- una pluralidad de micro-canales que se extienden radialmente (30; 230; 330) definidos en la cara posterior (16; 316) del cuerpo de la lente (14; 214) en el que los micro-canales (30; 230; 330) están dimensionados y adaptados para promover el intercambio eficaz de fluido lacrimal entre la superficie expuesta del ojo y la superficie del ojo cubierta por el cuerpo de la lente (14; 214),
caracterizado porque
 - el cuerpo de la lente (14; 214) es un cuerpo de lente de hidrogel moldeado por vaciado (14; 214);
 - la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) tienen una profundidad máxima en la gama de aproximadamente 0,1% hasta aproximadamente el 90% del grosor del cuerpo de la lente y se extienden desde el borde periférico (24; 324) del

- 26 -

cuerpo de la lente (14; 214) a través de por lo menos una parte sustancial de la parte periférica curvada (22; 222; 322); y

- por lo menos una parte de la pluralidad de micro-
5 canales (30; 230; 330) irradian desde un borde exterior de la zona óptica (18; 218) del cuerpo de la lente a través de la parte periférica curvada (22; 222; 322), se extienden hasta el borde periférico (24; 324) y están en comunicación fluida con un espacio directamente posterior a la zona óptica (18;
10 218).

2. La lente de la reivindicación 1 en la que la cara posterior (316) incluye una primera parte anular (66), una segunda parte anular (68) que circunscribe la primera parte anular (66) y el borde periférico circunscribe la segunda
15 parte anular (68); y la pluralidad de micro-canales (330) incluye un primer conjunto (72) de micro-canales (330) definidos en el interior de la primera parte anular (66) de la cara posterior (316); y un segundo conjunto (74) de micro-canales (330) definidos en el interior de la segunda parte
20 anular (68) de la cara posterior (316), en la que el primer conjunto (72) de micro-canales (330) incluye relativamente menos micro-canales (330) que el segundo conjunto (74) de micro-canales (330) y el primer conjunto (72) y el segundo conjunto (74) están en comunicación fluida entre sí.

25 3. La lente de la reivindicación 1 en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) se extienden sustancialmente a lo largo de radios de la parte periférica (22; 222; 322).

4. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 330) se extiende a través de la parte periférica (22; 322) con ausencia de micro-canales (30; 330) en el interior de la zona
5 óptica (18).

5. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) tienen una conicidad decreciente en términos de por lo menos uno del ancho y de la profundidad de la pluralidad de
10 micro-canales (30; 230; 330) hacia el centro de la zona óptica (18; 218).

6. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) están separados sustancialmente de forma equidistante.

15 7. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) comprende aproximadamente desde 5 hasta aproximadamente 200 micro-canales.

8. La lente de cualquiera de las reivindicaciones
20 anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) comprende micro-canales (30; 230; 330) separados entre aproximadamente 5 grados y aproximadamente 30 grados.

9. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230;
25 330) comprende micro-canales (30; 230; 330) provistos de un ancho de menos de aproximadamente 5 grados.

10. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230;

- 28 -

330) comprende micro-canales (30; 230; 330) provistos de un ancho en una gama de aproximadamente 0,5 grados hasta aproximadamente 2 grados.

11. La lente de cualquiera de las reivindicaciones
5 anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) comprende micro-canales (30; 230; 330) provistos de un ancho máximo en la gama de aproximadamente 50 micras hasta aproximadamente 500 micras.

12. La lente de cualquiera de las reivindicaciones
10 anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) tienen una profundidad máxima en la gama de aproximadamente el 10% hasta aproximadamente el 80% del grosor del cuerpo de la lente (14; 214).

13. La lente de cualquiera de las reivindicaciones 1 a
15 3 y 5 a 12 en la que la pluralidad de micro-canales (230) incluye primeros micro-canales (230') los cuales están definidos únicamente en la parte periférica y segundos micro-canales (230'') los cuales están definidos por lo menos parcialmente en la zona óptica.

20 14. La lente de cualquiera de las reivindicaciones 2 y 4 a 13 en la que la pluralidad de micro-canales (330) adicionalmente incluye un micro-canal sustancialmente anular (80) definido entre el primer conjunto (72) y el segundo conjunto (74).

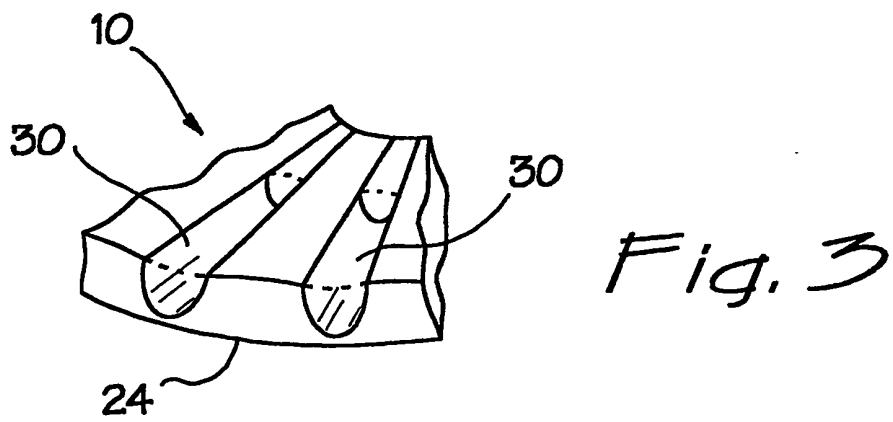
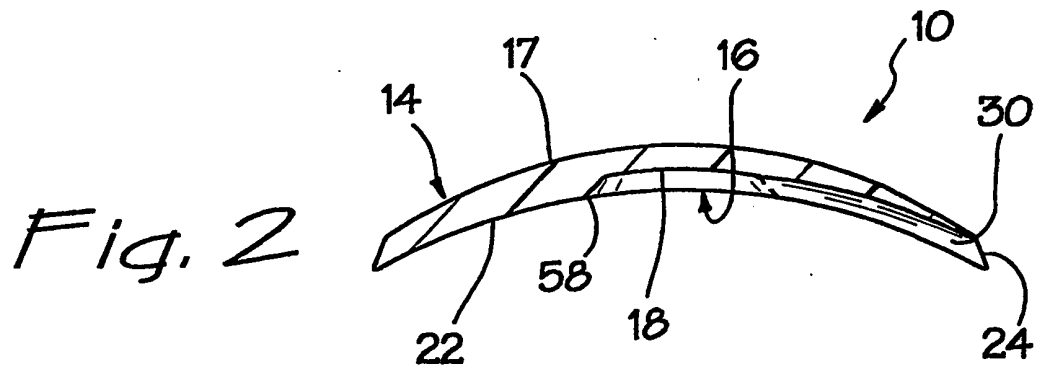
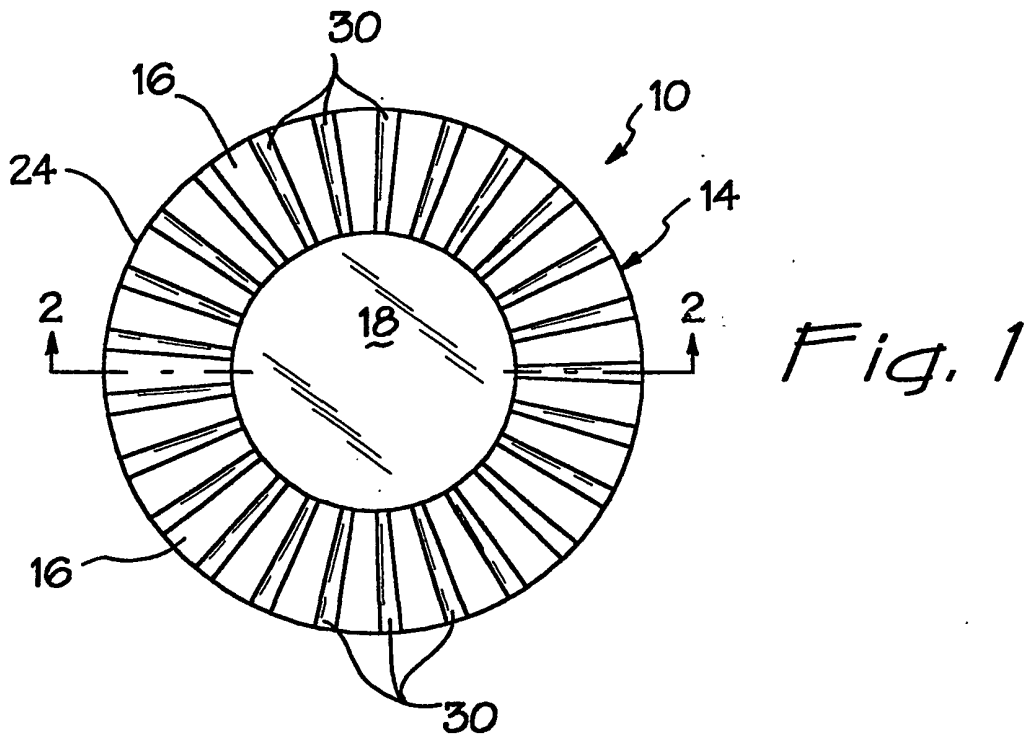
25 15. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) comprende micro-canales (30; 230; 330) que se extienden radialmente.

- 29 -

16. La lente de cualquiera de las reivindicaciones 2 y 4 a 15, cuando están subordinadas a la reivindicación 2, en la que el primer conjunto de micro-canales (72) se extiende hacia fuera desde un borde de la zona óptica (18) hacia el
5 borde periférico (324).

17. La lente de la reivindicación 1 en la que por lo menos una segunda parte de la pluralidad de micro-canales (30; 230; 330) termina en la parte periférica (22; 222; 322) del cuerpo de la lente (14; 214) o se extiende más allá del
10 borde de la zona óptica (18; 218) y en el interior de la zona óptica (18; 218) del cuerpo de la lente (14; 214).

18. La lente de cualquiera de las reivindicaciones anteriores en la que el cuerpo de la lente (14; 214) es un cuerpo de lente de hidrogel de silicona.



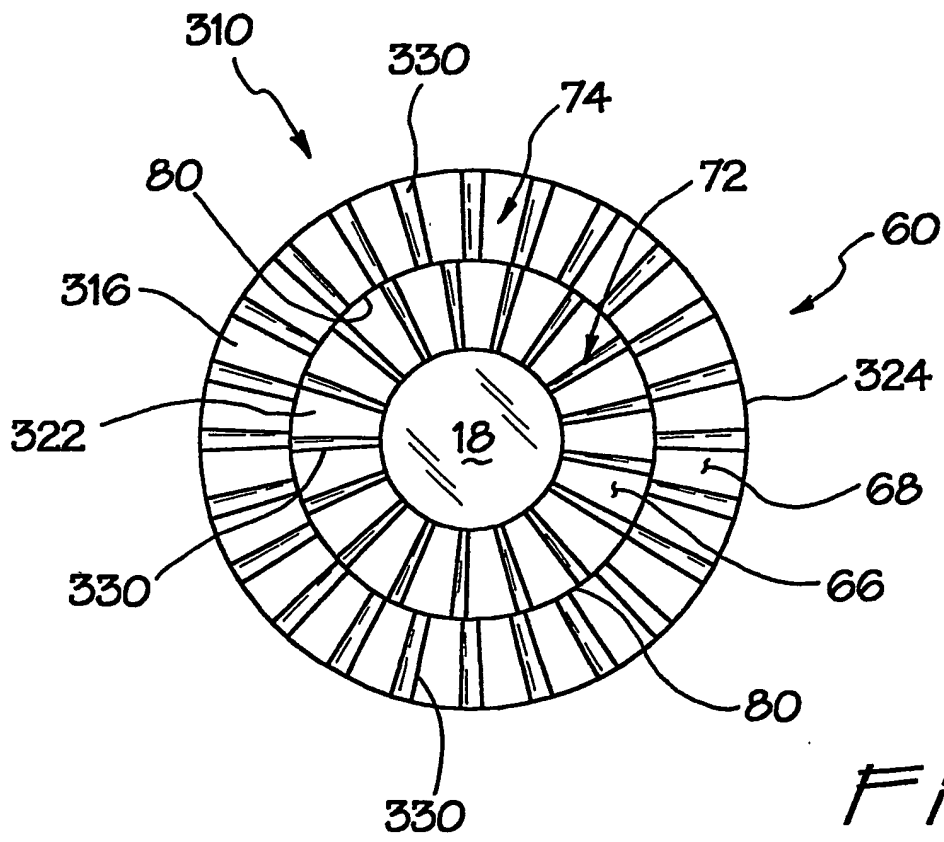
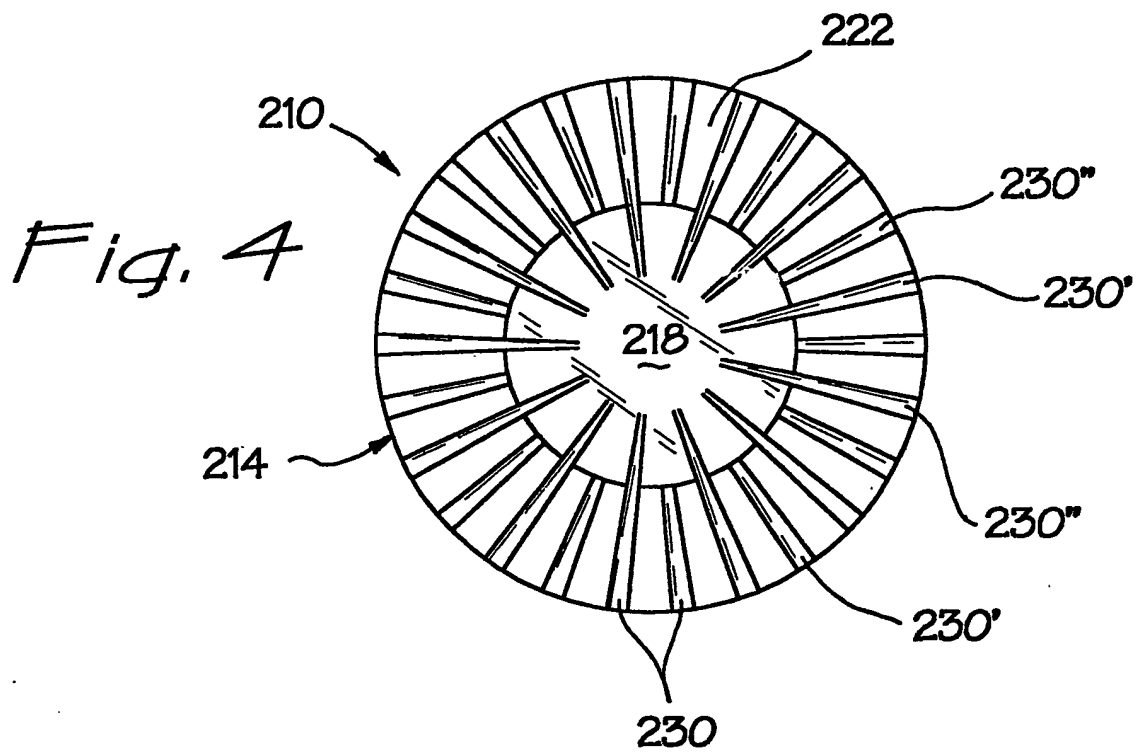


Fig. 5