

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 614 248**

51 Int. Cl.:

A61F 2/14 (2006.01)

G01N 21/95 (2006.01)

G02B 21/00 (2006.01)

G01N 21/51 (2006.01)

A61B 3/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.09.2013 PCT/IB2013/058263**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.03.2014 WO14033697**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.09.2013 E 13783397 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.11.2016 EP 2892464**

54 Título: **Aparato y método para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor**

30 Prioridad:

03.09.2012 IT MI20121468

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

30.05.2017

73 Titular/es:

**PHRONEMA S.R.L. (100.0%)
Via Junipero Serra 19
Bari , IT**

72 Inventor/es:

**LIPARI, EUGENIO y
ALESSIO, GIOVANNI**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 614 248 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

Aparato y método para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor

5

Campo técnico

La presente invención se refiere a un aparato y un método para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor.

10

Antecedentes de la invención

En cirugía oftálmica, los trasplantes de córnea se realizan usando dos técnicas diferentes.

15 Los trasplantes perforantes (o de grosor total) implican la extracción de todo el grosor de tejido corneal del paciente y la sustitución completa por una córnea de donante. Con un dispositivo apropiado se quita una porción circular de la córnea central del paciente receptor con perforación completa. El tejido quitado es sustituido integralmente por una lenticula de geometría equivalente, obtenida de la córnea de donante. La operación concluye suturando (usando varias técnicas posibles) a lo largo del perímetro del tejido injertado. Después del trasplante perforante, el paciente
20 usa solamente la porción de córnea procedente del donante para visión.

Por otra parte, en el caso de trasplantes lamelares, solamente se quita un cierto grosor de tejido corneal de la capa epitelial y de la capa endotelial del paciente receptor, usando una de las varias técnicas quirúrgicas disponibles. Los trasplantes lamelares se clasifican, según el grosor residual del tejido receptor, en DALK (queratoplastia lamelar anterior profunda) si la extracción es profunda y el grosor de tejido residual del receptor es modesto, y ALK (queratoplastia lamelar anterior) si la extracción es más superficial y el tejido residual es más grueso.
25

La extracción de material permite la creación de un asiento, normalmente llamado lecho estromal o más simplemente lecho receptor, en el tejido estromal del paciente. El lecho estromal receptor se conforma para recibir una lenticula o lente estromal procedente de un donante.
30

Independientemente de la técnica quirúrgica adoptada para crear el lecho receptor, el injerto de la lente estromal de donante crea una interfaz entre el tejido receptor y el tejido donante. La interfaz afecta a las propiedades del sistema óptico resultante.
35

En un número significativo de casos, un trasplante corneal lamelar, incluso cuando se realiza correctamente, no da al paciente los resultados refractivos esperados en términos de mejora de la calidad de visión. En particular, la evaluación del trasplante realizado con los instrumentos usuales para examen oftálmico objetivo no corresponde a menudo con la percepción subjetiva del paciente, que no experimenta las mejoras previstas. Los exámenes postoperatorios muestran que, a veces, la calidad de visión no es satisfactoria ni siquiera cuando tanto el lecho receptor como la lente de donante son perfectamente transparentes según los métodos tradicionales de examen oftalmológico. También se ha llegado a conocer que el resultado visual es más predecible cuanto mayor es la cantidad de tejido quitado de la córnea del receptor.
40

45 En el caso de trasplantes lamelares, las propiedades del sistema óptico final las determina por lo tanto no solamente la calidad del tejido residual receptor y el tejido de donante, sino también la forma en que la lente de donante se acopla con el lecho receptor.

El documento US 6 594.021 B describe un examen de una córnea de donante en el que se proyecta luz polarizada sobre la córnea (columna 4, líneas 27-30). Durante el examen, la córnea se contiene en un recipiente que puede girarse con un motor (columna 3, líneas 60-63, columna 5, líneas 40-45) con el fin de detectar defectos de la córnea, tales como aberraciones (columna 4, líneas 30-34).
50

Descripción de la invención

55 Un objeto de la presente invención es proporcionar un aparato y un método para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor, que permite superar las limitaciones descritas y, en particular, permite una mejora de los procedimientos de trasplante corneal lamelar y de la calidad de visión resultante del trasplante corneal lamelar.
60

Según la presente invención se facilitan un aparato y un método para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor, como los definidos en las reivindicaciones 1 y 13, respectivamente.
65

Breve descripción de los dibujos

Para una mejor comprensión de la invención, ahora se describirán algunas de sus realizaciones, puramente a modo de ejemplo no limitador y con referencia a los dibujos acompañantes, en los que:

5 La figura 1 representa un diagrama de bloques simplificado de un aparato para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor según una realización de la presente invención.

10 Y la figura 2 representa un diagrama de bloques simplificado de un aparato para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor según una realización diferente de la presente invención.

Mejor modo de llevar a la práctica la invención

15 Con referencia a la figura 1, un aparato para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor se indica en conjunto con el número 1.

El aparato 1 incluye un dispositivo de soporte 2, un dispositivo de iluminación 3, una unidad óptica 5, un detector de intensidad de luz 6 y una unidad de control 8.

20 El dispositivo de soporte 2, la unidad óptica 5 y el dispositivo detector de intensidad de luz 6 están montados en un bastidor 10 que asegura la alineación correcta a lo largo de un eje óptico A.

25 El dispositivo de soporte 2 está provisto de un asiento de observación 11 para recibir una lente estromal de donante 12 a implantar en un lecho estromal receptor (no representado). En particular, el asiento de observación 11 está configurado de modo que la lente estromal de donante 12 se soporte en una posición sustancialmente perpendicular al eje óptico A.

30 En una realización, el dispositivo de soporte 2 incluye una cámara delantera artificial 14, que permite mantener la lente corneal de donante 12 en condiciones de presión análogas a las condiciones de presión después del implante. Para esta finalidad, el dispositivo de soporte 2 está provisto de un circuito de infusión 13 que alimenta una solución salina a una presión controlada a la cámara delantera artificial 14.

35 El dispositivo de iluminación 3 incluye una fuente de luz 15, acoplada con la cámara delantera artificial 14 por una guía de fibra óptica 17. De esta forma, el interior de la cámara delantera artificial 14 es iluminado por un primer haz de luz F1, con intensidad y longitud de onda conocidas, que es dirigido sobre una cara trasera de la lente corneal de donante 12 alojada en el asiento de observación 11. Por lo tanto, el asiento de observación 11 está dispuesto entre la fuente de luz 15 y el dispositivo detector de intensidad de luz 6.

40 Un segundo haz de luz F2 es transmitido a través de la lente corneal de donante 12 a lo largo del eje óptico A. En una realización, no ilustrada, el dispositivo de iluminación dirige el primer haz de luz sobre una superficie anterior de la córnea y el dispositivo de soporte es reflector. El primer haz de luz cruza la lente corneal de donante y es reflejado por el dispositivo de soporte. El segundo haz de luz es transmitido de nuevo a través de la lente corneal de donante a lo largo del eje óptico, pero en la dirección opuesta con respecto al primer haz de luz.

45 La unidad óptica 5 incluye una unidad de enfoque 18 y un filtro polarizante 20.

50 La unidad de enfoque 18, ilustrada solamente esquemáticamente en la figura 1, incluye un grupo de lentes (no representadas en detalle) y permite enfocar el segundo haz de luz F2 sobre una superficie de detección del dispositivo detector de intensidad de luz 6.

55 El filtro polarizante 20 está dispuesto a lo largo del segundo haz de luz F2 y, en la realización aquí descrita, es perpendicular al eje óptico A. Además, el filtro polarizante 20 puede ser ajustado alrededor de su propio eje óptico que, en este caso, coincide con el eje óptico A. Por lo tanto, una dirección de polarización del segundo haz de luz F2 que sale del filtro polarizante puede seleccionarse ajustando la orientación del filtro polarizante 20 propiamente dicho con respecto al segundo haz de luz entrante F2. Se deberá indicar que, en una realización diferente, no ilustrada, el filtro polarizante se puede disponer a lo largo del primer haz de luz (es decir, antes de la interacción con la lente corneal de donante).

60 Un accionador 21, controlado por la unidad de control 8, permite el ajuste de una posición angular relativa del filtro polarizante 20 con respecto al dispositivo de soporte 2 y por lo tanto con respecto a la lente corneal de donante 12 en el asiento de observación 11. En una realización alternativa, la posición angular del filtro polarizante 20 con respecto al dispositivo de soporte 2 puede ser ajustada manualmente por el operador. En otra realización, se incorporan elementos de ajuste en el dispositivo de soporte y permiten el ajuste de la posición angular relativa del dispositivo de soporte propiamente dicho, en particular del asiento de observación que aloja la lente corneal de donante, y el filtro polarizante.

65

5 El dispositivo detector de intensidad de luz 6 está acoplado con la unidad óptica 5 con el fin de interceptar el segundo haz de luz F2, que se enfoca sobre una superficie de detección. En una realización, el dispositivo detector de intensidad de luz 6 incluye un sensor de imagen CCD y proporciona a la unidad de control 8 señales de imagen IMG, representativas de la lente corneal de donante 12 en el asiento de observación 11, en forma de matrices de valores de luminosidad. En una realización diferente, el dispositivo detector de intensidad de luz puede incluir un fotodetector o un grupo de fotodetectores, tal como fototransistores o fotodiodos.

10 La unidad de control 8 está configurada para adquirir una pluralidad de valores de intensidad de luz correspondientes a respectivas orientaciones de la lente estromal de donante 12 en relación al filtro polarizante 12 y para determinar una orientación de implante de la lente corneal de donante 12 en función de los valores de intensidad de luz adquiridos.

En particular, la unidad de control 8 incluye un módulo de ajuste 22 y un módulo de procesado 23.

15 El módulo de ajuste 22 está configurado para accionar el accionador 21 con el fin de disponer el filtro polarizante 20 y el dispositivo de soporte 2 (y por lo tanto la lente corneal de donante 12) en sucesión en una pluralidad de posiciones angulares relativas distintas.

20 El módulo de procesado 23 adquiere un valor de intensidad de luz respectivo para cada posición angular relativa del filtro polarizante 20 con respecto al dispositivo de soporte 2, procesa las señales de imagen IMG recibidas del dispositivo detector de intensidad de luz 6 en cada posición angular relativa y determina, por cada señal de imagen IMG, un valor de intensidad de luz respectivo, que se almacena conjuntamente con la posición angular relativa correspondiente. En una realización, para determinar el valor de intensidad de luz, el módulo de procesado 23 aísla en cada señal de imagen IMG una porción correspondiente al asiento de observación 11, donde se coloca la lente corneal de donante 12, y calcula su intensidad media. El valor de intensidad de luz así determinado es almacenado por el módulo de procesado 23 y asociado con la posición angular relativa del filtro polarizante 20 con respecto al dispositivo de soporte 2 y la lente corneal de donante 12 dispuesta en el asiento de observación 11. Por último, el módulo de procesado 23 está configurado para seleccionar un valor máximo de los valores de intensidad de luz adquiridos y la posición angular relativa correspondiente al valor máximo.

30 El valor máximo y su posición angular relativa definen la orientación de implante de la lente corneal de donante 12.

La invención se basa en la observación de la estructura de una córnea humana.

35 El estroma ocupa aproximadamente 90% del grosor de la córnea humana y se compone principalmente de colágeno, que forma fibrilas que tienen un diámetro de aproximadamente 25-30 nm. Las fibrilas están organizadas en bandas más anchas o fibras llamadas lamelas corneales. En cada lamela, las fibrilas de colágeno están sumergidas en una matriz rica en proteoglicanos, glicoproteínas, sales minerales y queratocitos y están dispuestas paralelas una a otra.

40 Las lamelas corneales de las capas más profundas del estroma no están organizadas de manera isotrópica, sino que tienen una orientación preferente a lo largo de los meridianos corneales supero-inferior o nasal-temporal (por lo tanto en una de dos direcciones sustancialmente perpendiculares).

45 Por otra parte en la porción anterior de la córnea, las lamelas tienen una distribución tal que produzcan efectos sustancialmente isotrópicos en términos ópticos. Además, en el estroma anterior hay numerosas interconexiones antero-posteriores entre las lamelas, y un cierto porcentaje de lamelas que llegan al limbo terminan en la membrana de Bowman. Aquí, las fibrilas de colágeno están dispuestas según una configuración sustancialmente tangencial.

50 En el caso de trasplantes lamelares de córnea, la lente corneal tomada del donante contendrá ciertamente una gran parte de tejido profundo, organizado de manera anisotrópica, pero normalmente injertado con orientación aleatoria en el lecho receptor. Por lo tanto, la interacción óptica entre el tejido donante y el lecho receptor no es predecible.

55 Las lamelas pertenecientes a la capa corneal profunda, tanto del donante como del receptor, producen efectos de difracción. En una córnea intacta la organización de las lamelas de las capas estromales profundas es coherente y los efectos de las lamelas perpendiculares se compensan entre sí. Ópticamente, algunas lamelas producen fenómenos difractivos cuando pasa luz a su través, mientras que otras se comportan de forma análoga a un filtro polarizante capaz de anular los elementos de perturbación, garantizando la transparencia del sistema.

60 En el caso de trasplante lamelar, la lente trasplantada, puede producir fenómenos de interferencia cuando interactúa ópticamente con el lecho receptor. Aunque el lecho receptor y la lente corneal de donante pueden considerarse ópticamente sin defectos, el acoplamiento con una orientación no óptima puede reducir la capacidad del sistema óptico resultante de transmitir la luz incidente.

65 El aparato según la invención permite la identificación de la orientación de la lente corneal de donante (en particular, con respecto al filtro polarizante) que garantiza condiciones de máxima transparencia. En particular, la orientación

5 seleccionada corresponde al valor máximo de intensidad de luz detectada durante la variación de la posición angular relativa del dispositivo de soporte y la lente corneal de donante dispuesta en el asiento de observación con respecto al filtro polarizante. Por lo tanto, el implante puede realizarse de manera que respete la orientación de las lamelas corneales del lecho receptor, que se conoce por la literatura (es decir, a lo largo de los meridianos supero-inferior y nasal-temporal). Por lo tanto, el resultado de la operación es más predecible y la percepción visual del paciente corresponde a las expectativas.

10 El aparato descrito permite determinar la orientación de implante de manera objetiva, sin acoplamiento con la córnea receptora.

15 En una realización diferente de la invención, ilustrada en la figura 2, un aparato 100 para determinar la orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor incluye un dispositivo de iluminación 103, una unidad óptica 105, un dispositivo detector de intensidad de luz 106 y una unidad de control 108.

20 El dispositivo de iluminación 103, la unidad óptica 105 y el dispositivo detector de intensidad de luz 106 están montados en un bastidor 110. En particular, el bastidor 110 soporta el dispositivo de iluminación 103 de modo que sea posible iluminar una lente corneal de donante 112 depositada (de manera extraíble y sin sutura) en un lecho receptor 111, que define un asiento de observación. De forma análoga, la unidad óptica 105 y el dispositivo detector de intensidad de luz 106 están fijados al bastidor 110 de modo que sea posible poner la lente corneal de donante 112 en el lecho receptor 111.

25 El dispositivo de iluminación 103 incluye una fuente de luz 115, que emite un primer haz de luz $F1'$ con intensidad y longitud de onda conocidas, y un espejo semirreflectante 116, dispuesto de manera que envíe el primer haz de luz $F1'$ hacia el lecho receptor 111 del paciente, donde la lente corneal de donante 112 está depositada.

30 La unidad óptica 105 está configurada para enfocar un segundo haz de luz $F2'$, procedente de la lente corneal de donante 112 dispuesta en el lecho receptor 111, sobre una superficie de detección del dispositivo detector de intensidad de luz 106.

35 El dispositivo detector de intensidad de luz 106 incluye un sensor de imagen 121, por ejemplo un sensor CCD, que proporciona señales de imagen IMG' representativas de la lente corneal de donante 112, en forma de matrices de valores de luz. En particular, las señales de imagen IMG' están formadas de un segundo haz de luz $F2'$, que se determina por la reflexión del primer haz de luz $F1'$ en las estructuras del ojo del paciente (específicamente el iris y la retina) y llega al dispositivo detector de intensidad de luz 106 a través del espejo semirreflectante 116. El segundo haz de luz $F2'$ es transmitido después a través de la córnea y su intensidad se determina por la interacción tanto con el lecho receptor 111 como con la lente corneal de donante 112 dispuesta en el lecho receptor 111. En particular, la intensidad del segundo haz de luz $F2'$ está influenciada por la posición angular de la lente corneal de donante 112 con respecto al lecho receptor 111.

40 La unidad de control 108 está acoplada con el sensor de imagen 121 para recibir las señales IMG' e incluye un módulo de procesamiento de imagen 123 que está configurado para adquirir, en respuesta a una orden del usuario, una pluralidad de imágenes de la lente corneal de donante 112 en el lecho receptor 111, representadas por respectivas señales de imagen IMG' , y para determinar la orientación de implante de la lente corneal de donante 112 a partir de la comparación entre las imágenes adquiridas. En la realización descrita, la posición angular de la lente corneal de donante 112 con respecto al lecho receptor 111 es modificada manualmente por el operador (por ejemplo un cirujano) entre la adquisición de dos imágenes sucesivas.

45 En una realización, el módulo de procesamiento de imagen 123 identifica, en la señal de imagen IMG' correspondiente a cada imagen adquirida, una porción respectiva de imagen relativa al iris del receptor y determina un valor de intensidad de luz respectivo (por ejemplo un valor medio). Además, el módulo de procesamiento de imagen 123 determina la orientación de implante en base a los valores de intensidad de luz de las porciones de imagen adquiridas (por ejemplo, seleccionando la orientación a la que corresponde la imagen con el valor de intensidad máximo).

50 En este caso, el aparato 100 explota directamente el tejido del lecho receptor 111 y reduce el uso de componentes adicionales (por ejemplo un filtro polarizante).

55 El aparato descrito con referencia a la figura 2 permite la evaluación subjetiva de la orientación de implante, dado que la lente de donante está acoplada con el lecho receptor durante las mediciones.

60 En una realización alternativa, sin embargo, el aparato 100 también puede incluir un filtro polarizante ajustable, como ya se ha descrito con referencia a la figura 1. En este caso, el uso del filtro polarizante permite la determinación de la orientación de implante sin modificar repetidas veces la posición angular de la lente corneal de donante en el lecho receptor.

65 Se pueden hacer modificaciones y variaciones en el aparato y el método descritos sin apartarse del alcance de la

presente invención, definido en las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor, incluyendo:
- 5 un dispositivo de iluminación (3; 103), configurado para enviar un primer haz de luz (F1; F1') a una lente corneal de donante (12; 112) a implantar en un lecho estromal receptor de un paciente, cuando la lente corneal de donante (12; 112) está dispuesta en un asiento de observación (11; 111);
- 10 un dispositivo detector de intensidad de luz (6; 106), dispuesto de manera que reciba un segundo haz de luz (F2; F2'), transmitido a través de la lente corneal de donante (12; 112) colocada en el asiento de observación (11; 111) e iluminada por el primer haz de luz (F2; F2');
- 15 una unidad de control (8; 108) acoplada al dispositivo detector de intensidad de luz (6; 106) y configurada para adquirir una pluralidad de valores de intensidad de luz, correspondientes a respectivas orientaciones de la lente corneal de donante (12; 112); **caracterizándose** el aparato porque la unidad de control está configurada para determinar una orientación de implante de la lente corneal de donante (12; 112) en función de los valores de intensidad de luz adquiridos.
- 20 2. Aparato según la reivindicación 1, incluyendo un filtro polarizante (20) a lo largo de uno del primer haz de luz (F1) y el segundo haz de luz (F2).
3. Aparato según la reivindicación 2, incluyendo un dispositivo de soporte (2), que define el asiento de observación (11; 111).
- 25 4. Aparato según la reivindicación 3, donde el dispositivo de soporte (2) incluye una cámara delantera artificial (14).
5. Aparato según la reivindicación 3 o 4, donde el dispositivo de iluminación (3; 103) incluye una fuente de luz (15; 115) acoplada al dispositivo de soporte (2) de modo que el asiento de observación (11; 111) esté dispuesto entre la
- 30 fuente de luz (15; 115) y el dispositivo detector de intensidad de luz (6; 106).
6. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, incluyendo elementos de ajuste (21) para ajustar una posición angular relativa del filtro polarizante (20) con respecto al dispositivo de soporte (2).
- 35 7. Aparato según la reivindicación 6, donde los elementos de ajuste (21) son controlados por la unidad de control (8; 108).
8. Aparato según la reivindicación 7, donde la unidad de control (8; 108) incluye un módulo de ajuste (22), configurado para accionar los elementos de ajuste con el fin de colocar el filtro polarizante (20) y el dispositivo de
- 40 soporte (2) en sucesión en una pluralidad de distintas posiciones angulares relativas.
9. Aparato según la reivindicación 8, donde la unidad de control (8; 108) incluye un módulo de procesado (23) configurado para adquirir un valor de intensidad de luz respectivo para cada posición angular relativa, para almacenar los valores de intensidad de luz adquiridos y las posiciones angulares relativas correspondientes y para
- 45 seleccionar un valor máximo de los valores de intensidad de luz adquiridos y la posición relativa angular correspondiente.
10. Aparato según la reivindicación 1 o 2, donde el dispositivo detector de intensidad de luz (106) incluye un sensor de imagen (121) y la unidad de control (108) incluye un módulo de procesado de imagen (123) acoplado al sensor
- 50 de imagen (121).
11. Aparato según la reivindicación 10, donde el módulo de procesado de imagen (123) está configurado para adquirir una pluralidad de imágenes de la lente corneal de donante (12; 112) y para determinar la orientación de implante a partir de la comparación de las imágenes adquiridas.
- 55 12. Aparato según la reivindicación 11, donde el módulo de procesado de imagen (123) está configurado para identificar, en cada imagen adquirida, una porción de imagen respectiva con relación a un iris, para determinar un valor de intensidad de luz respectivo para cada porción de imagen y para determinar la orientación de implante en base a los valores de intensidad de luz de las porciones de imagen.
- 60 13. Método para determinar una orientación de implante de una lente corneal de donante en un lecho estromal receptor, incluyendo:
- 65 iluminar una lente corneal de donante (12; 112), a implantar en un lecho estromal receptor de un paciente, con un primer haz de luz (F1; F1');

detectar una intensidad de un segundo haz de luz (F2; F2'), transmitido a través de la lente corneal de donante (12; 112) iluminada por el primer haz de luz (F1; F1');

5 adquirir una pluralidad de valores de intensidad de luz del segundo haz de luz (F2; F2'), correspondientes a respectivas orientaciones de la lente corneal de donante (12; 112);

caracterizándose el método por

10 determinar la orientación de implante de la lente corneal de donante (12; 112) en función de los valores de intensidad de luz adquiridos.

15 14. Método según la reivindicación 13, incluyendo usar una fuente de luz (15; 115), un dispositivo detector de intensidad de luz (6; 106) y un elemento óptico polarizante (20; 111) dispuesto entre la fuente de luz (15; 115) y el dispositivo detector de intensidad de luz (6; 106).

15 15. Método según la reivindicación 14, incluyendo colocar el filtro polarizante (20) y el dispositivo de soporte (2) en sucesión en una pluralidad de posiciones angulares relativas distintas y adquirir un valor de intensidad de luz respectivo para cada posición angular relativa.

20 16. Método según la reivindicación 15, donde determinar la orientación de implante de la lente corneal de donante (12; 112) en función de los valores de intensidad de luz adquiridos incluye seleccionar un valor máximo de los valores de intensidad de luz adquiridos y la posición angular relativa correspondiente.

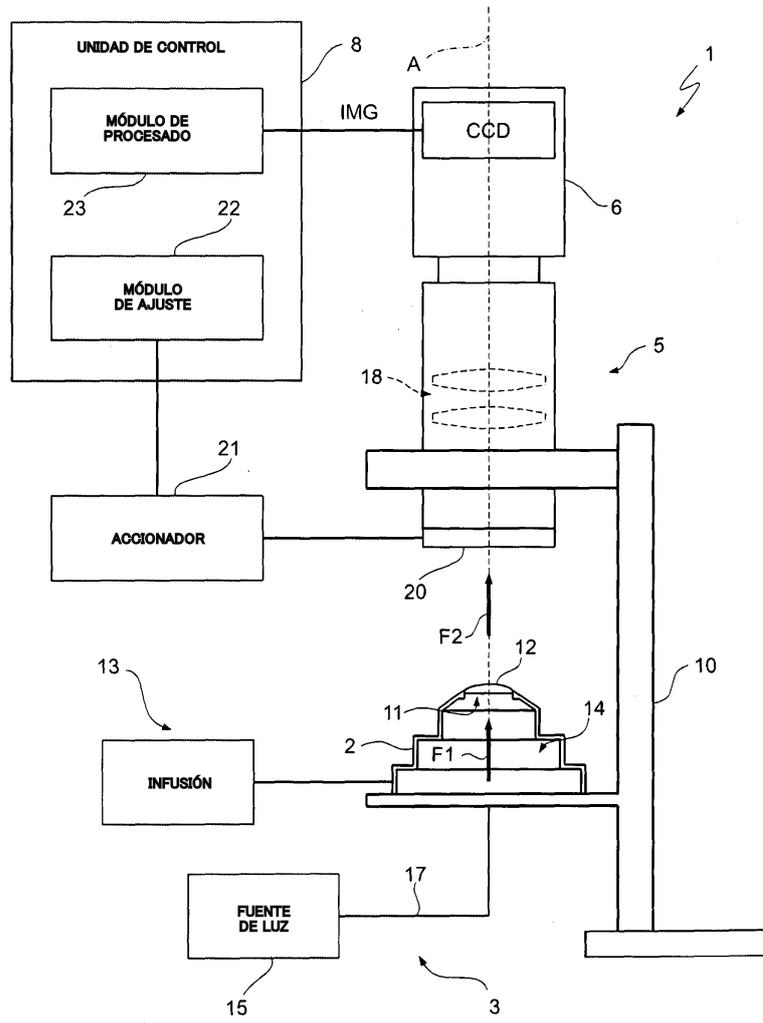


Fig.1

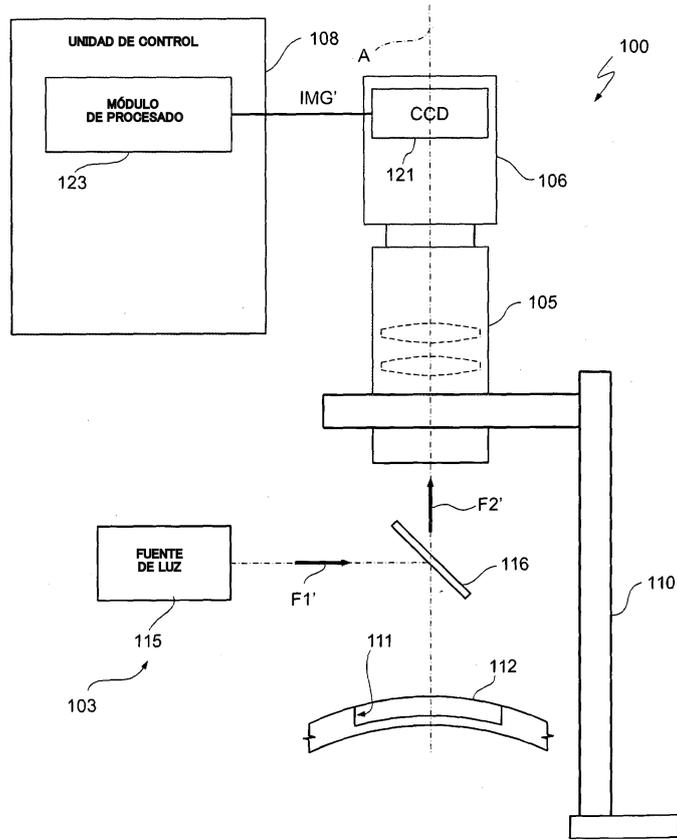


Fig.2