

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 887 355**

51 Int. Cl.:

A61B 3/113 (2006.01)

A61B 3/117 (2006.01)

A61B 3/15 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

G06T 7/00 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.08.2012** **PCT/EP2012/066211**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.03.2013** **WO13037606**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.08.2012** **E 12751491 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.08.2021** **EP 2755548**

54 Título: **Determinación de la orientación azimutal del ojo de un paciente**

30 Prioridad:

16.09.2011 DE 102011082901

16.09.2011 US 201161535769 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.12.2021

73 Titular/es:

CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)

Göschwitzer Strasse 51-52

07745 Jena, DE

72 Inventor/es:

SCHUHRKE, THOMAS;

MECKES, GÜNTER;

SCHUBERT, LENA;

WERNER, ROLF y

KOCHWAGNER, CHRISTINE

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 887 355 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

Determinación de la orientación azimutal del ojo de un paciente

La invención se refiere a un aparato de cirugía ocular que tiene ópticas de formación de imágenes para generar una imagen de observación del ojo de un paciente y que tiene un dispositivo para determinar la orientación azimutal del ojo de un paciente con respecto a una referencia que se fija con respecto al ojo del paciente, teniendo dicho dispositivo un dispositivo de presentación visual para mostrar una sección de una imagen de observación del ojo del paciente, que es capturada por las ópticas de formación de imágenes y contiene al menos un segmento de la esclerótica, estando compuesta dicha sección por píxeles, y una sección de una imagen de referencia del ojo del paciente, que está compuesta por píxeles y contiene este segmento de la esclerótica, por lo que dicho dispositivo dispone de una unidad informática que tiene un programa informático para calcular el centro del limbo y/o del iris de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, y de la imagen de referencia, mostrando el dispositivo de presentación visual los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, con coordenadas polares en un sistema de coordenadas polares, cuyo centro coincide con el centro calculado de la estructura circular del limbo y/o del iris del ojo del paciente, y que muestra los píxeles de la imagen de referencia del ojo del paciente con coordenadas polares en un sistema de coordenadas polares, cuyo centro corresponde al centro calculado de la estructura circular del limbo del ojo del paciente en el que se basa la imagen de referencia.

Además, la invención se refiere a un método y a un programa informático que se puede utilizar para determinar la orientación azimutal del ojo de un paciente con respecto a una referencia que se fija con respecto al ojo del paciente, por ejemplo, en una operación de cataratas.

Durante la operación de cataratas, el propio cristalino natural del ojo de un paciente, en el que se ha desarrollado una catarata, se sustituye por una lente artificial, una denominada lente intraocular. Se prepara una abertura en la bolsa capsular dentro del borde interior del iris por medio de una incisión a través de la esclerótica o de la córnea. Luego, el cristalino natural se rompe con un instrumento ultrasónico a través de esta abertura y luego se retira. Una vez que se ha retirado el cristalino natural, se introduce la lente intraocular a través de la abertura de la bolsa capsular del ojo del paciente.

Las lentes intraoculares con geometría esférica, asférica, multifocal y también tórica se utilizan, en particular, en cirugía ocular. En el caso de las lentes intraoculares tóricas, es necesario, para compensar los defectos visuales del paciente, que el eje del toro de la lente intraocular esté orientado de manera definida en el ojo del paciente durante la operación de cataratas.

Durante la operación de cataratas, el cirujano se enfrenta al problema de que el ojo del paciente puede moverse durante una operación incluso con anestesia local. Por lo tanto, la imagen del área del objeto que se presenta a un cirujano durante una operación de cataratas no es estacionaria.

Por lo tanto, para indicar la orientación azimutal del ojo del paciente a un cirujano en una operación, el ojo del paciente suele estar provisto de una marca, que indica una dirección, antes de la operación.

El documento DE 10 2009 030 504 A1 describe un sistema de microscopía de cirugía ocular del tipo mencionado al principio, en el que se puede detectar automáticamente la orientación azimutal del ojo de un paciente provisto de una marca. Este sistema de microscopía de cirugía ocular tiene ópticas de formación de imágenes para generar la imagen de un plano de objeto. Contiene un sensor de imagen electrónico que recibe la imagen del plano de objeto. El sistema de microscopía de cirugía ocular tiene una unidad informática que está conectada al sensor de imagen. La unidad informática se puede utilizar para calcular la posición del centro del limbo o del iris del ojo de un paciente. Para ello, la unidad informática contiene un programa informático que determina la orientación azimutal del ojo de un paciente provisto de una marca por medio de correlación con una imagen de referencia.

El documento DE 10 2009 052 128 A1 describe un sistema de microscopía de cirugía ocular que contiene un dispositivo de medición que se puede utilizar para determinar un eje del astigmatismo del ojo de un paciente en una operación oftalmológica. En este sistema de microscopía de cirugía ocular, se puede presentar un eje determinado del astigmatismo de manera superpuesta a la imagen de observación del ojo del paciente.

El documento US 5.865.832 describe un sistema de microscopía de cirugía ocular que contiene ópticas de formación de imágenes que se corrigen automáticamente cuando se mueve el ojo de un paciente. Para ello, las ópticas de formación de imágenes están conectadas a un dispositivo para detectar la posición del ojo del paciente. Este dispositivo contiene un sensor de imagen que se utiliza para capturar continuamente el ojo del paciente para corregir ópticas de formación de imágenes sobre la base de un cambio en la imagen capturada con el sensor de imagen.

El documento US 6.866.661 B2 describe un dispositivo para calcular el cambio de orientación del ojo de un paciente en un sistema de cirugía ocular para queratomileusis in situ por láser. En este dispositivo, el ojo del paciente se captura continuamente con un sensor de imagen. Las imágenes capturadas continuamente se someten a evaluación de imágenes en las mismas. Durante esta evaluación de la imagen, se determinan luego las estructuras características del ojo del paciente, por ejemplo, los vasos sanguíneos de la esclerótica, para calcular el cambio en la orientación del ojo del paciente a partir de las ubicaciones de estas estructuras en las imágenes capturadas continuamente.

El documento DE 10 2005 025 221 A1 describe un sistema de seguimiento ocular y un método para determinar una posición de un ojo o una parte de un ojo en una imagen de una secuencia de imágenes realizando una comparación entre dicha imagen y una imagen de referencia. Este método incluye alinear un conjunto de imágenes y calcular una imagen de referencia mejorada basada en una combinación del conjunto de imágenes alineadas. La posición en dicha imagen de la secuencia de imágenes se determina comparando la imagen de la secuencia de imágenes con la imagen de referencia mejorada para producir una estimación del movimiento entre la imagen de referencia y la imagen de la secuencia de imágenes.

También se describen sistemas de cirugía ocular similares en los documentos US 2007/0055222 A1, JP 2003-79657 A y US 2003/0223037 A1.

El objeto de la invención es proporcionar un aparato de cirugía ocular y un método para determinar la orientación azimutal del ojo de un paciente, que se puede utilizar para determinar de forma fiable la orientación azimutal del ojo de un paciente sin que el ojo del paciente sea necesariamente marcado.

Este objeto se consigue por medio de un aparato de cirugía ocular según la reivindicación 1 y un método para determinar la orientación azimutal del ojo de un paciente como se ha reivindicado en la reivindicación 9 y un programa informático como se ha reivindicado en la reivindicación 11. El dispositivo de presentación visual de este aparato de cirugía ocular está configurado para mostrar simultáneamente los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, como una primera tira de imágenes, y los píxeles de la imagen de referencia del ojo del paciente en una segunda tira de imágenes, por medio de la cual dichas primera y segunda tiras de imágenes se muestran paralelas entre sí de manera contigua. El dispositivo para determinar la orientación azimutal del ojo de un paciente con respecto a una referencia tiene una interfaz de entrada que hace posible que un observador mueva la sección mostrada de la imagen de observación capturada del ojo del paciente con relación a la sección mostrada de la imagen de referencia, y contiene un sistema de medición que se puede utilizar para determinar una orientación azimutal de la imagen de observación con relación a la imagen de referencia, cuya orientación se cambia durante el movimiento relativo.

La invención utiliza el hecho de que la orientación azimutal del ojo de un paciente, es decir, el ángulo azimutal o ángulo de rotación del ojo del paciente, se puede determinar en un sistema de coordenadas polares, que se fija con respecto al ojo del paciente y cuyo origen está en el centro del limbo y en el que el ojo del paciente puede girar alrededor de un eje perpendicular a través del origen del sistema de coordenadas polares, utilizando estructuras en la esclerótica alrededor del borde del limbo del ojo del paciente o del iris comparando la información de la imagen. La esclerótica se extiende en la región del ojo que linda con el borde exterior del iris, es decir, en esa región que linda con el limbo.

Una idea de la invención es, en particular, para un cirujano, para quien los píxeles de la imagen del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes del aparato de cirugía ocular, se muestran con los píxeles de una imagen de referencia del ojo del paciente en las coordenadas polares de un sistema de coordenadas polares, cuyo centro coincide con un centro calculado del limbo y/o del iris del ojo del paciente, que sea capaz de identificar de manera particularmente eficaz, en el ojo del paciente, aquellas estructuras que son adecuadas para determinar la orientación azimutal del ojo del paciente con respecto a una referencia que está fija con respecto al ojo del paciente y tiene la forma de una imagen de referencia.

Los inventores se han dado cuenta en particular, de que la práctica de determinar el ángulo azimutal o el ángulo de rotación del ojo de un paciente en una operación de cataratas utilizando dos imágenes que no se pueden mover, se muestran una al lado de la otra y/o alternativamente en términos de tiempo y no están sujetas a cualquier transformación de coordenadas adecuada es muy imprecisa y poco fiable. Los inventores también se han dado cuenta de que la práctica de determinar el ángulo azimutal o el ángulo de rotación del ojo de un paciente superponiendo una imagen de observación del ojo del paciente sobre una imagen de referencia tampoco permite determinar de forma fiable un eje de astigmatismo.

Para calcular el centro del limbo y/o del iris de la imagen del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, y de la imagen de referencia, el dispositivo contiene una unidad informática que tiene un programa informático. Este programa informático puede calcular el centro del limbo y/o del iris de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, y de la imagen de referencia. En este caso, el dispositivo de presentación visual muestra preferiblemente los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, con coordenadas polares en un sistema de coordenadas polares, cuyo centro coincide con el centro calculado de la estructura circular del limbo y/o del iris del ojo del paciente. Los píxeles de la imagen de referencia del ojo del paciente se muestran asimismo preferiblemente también con coordenadas polares en un sistema de coordenadas polares, cuyo centro corresponde al centro calculado de la estructura circular del limbo y/o del iris del ojo del paciente en el que se basa la imagen de referencia.

En virtud del hecho de que el dispositivo de presentación visual muestra los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, y muestra los píxeles de la imagen de referencia del ojo del paciente en una tira de imágenes, un observador puede comparar estructuras mutuamente correspondientes de la imagen de observación y de la imagen de referencia de una manera particularmente eficaz. Para ello, es ventajoso que la tira de imágenes que contiene los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, y la tira de imágenes que contiene los píxeles de la imagen de referencia del ojo del

paciente sean contiguas.

Es favorable si la tira de imágenes que contiene los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, es paralela a la tira de imágenes que contiene los píxeles de la imagen de referencia del ojo del paciente.

- 5 Una idea de la invención es también que la orientación azimutal de la imagen de observación del ojo del paciente con relación a la imagen de referencia se puede determinar de una manera particularmente exacta en virtud del hecho de que los píxeles en la tira de imágenes que contienen los píxeles de la imagen de observación del ojo del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes, se puede cambiar en la dirección longitudinal de la tira de imágenes sobre la base de una señal de cambio especificada en una interfaz de entrada, y/o en virtud del hecho de que los píxeles
10 en la tira de imágenes que contiene los píxeles de la imagen de referencia del ojo del paciente se puede cambiar sobre la base de una señal de cambio especificada en la interfaz de entrada.

- La interfaz de entrada puede tener la forma de una interfaz de usuario sensible al tacto del dispositivo de presentación visual. Es ventajoso si el dispositivo para determinar la orientación azimutal del ojo del paciente tiene una unidad de presentación en la que se indica el cambio en la orientación azimutal de la imagen y de la imagen de referencia, como
15 determinada utilizando el sistema de medición.

- En virtud del hecho de que el dispositivo tiene una unidad informática que tiene un programa informático para calcular una dirección del astigmatismo del ojo del paciente, basado en la imagen de observación, a partir del cambio en la orientación azimutal de la imagen de observación con relación a la imagen de referencia, como se determina utilizando el sistema de medición, y una dirección del astigmatismo del ojo del paciente, cuya dirección se almacena en una memoria de datos de
20 la unidad informática y se basa en una referencia, por ejemplo, la imagen de referencia, es posible mostrar la dirección del astigmatismo en la imagen de observación a un observador. En este caso, es ventajoso si la unidad informática genera un artículo de información de presentación, que se superpone a la imagen del ojo del paciente, para mostrar la dirección del astigmatismo del ojo del paciente, cuya dirección se basa en la imagen de observación. Esta información de presentación puede ser un eje de astigmatismo, por ejemplo. Además, es ventajoso si las ópticas de formación de imágenes están
25 dispuestas en un microscopio quirúrgico que tiene un visor binocular y tiene un dispositivo para reflejar los datos, cuyo dispositivo tiene un dispositivo de presentación que está conectado a la unidad informática y está destinado a mostrar la información del dispositivo de presentación en el plano del objeto de una manera superpuesta en el área de operación.

- Una idea de la invención es determinar la orientación azimutal del ojo de un paciente con respecto a una referencia que se fija con respecto al ojo del paciente comparando al menos una sección de una imagen de observación del ojo del paciente, que comprende un segmento del limbo y/o del iris, con una sección de una imagen de referencia del ojo del paciente que contiene este segmento. La orientación azimutal del ojo del paciente con relación a la orientación azimutal del ojo del
30 paciente, en la que se basa la imagen de referencia, se puede inferir a partir del desplazamiento azimutal ($\Delta\varphi$) de las estructuras características, mutuamente correspondientes, de la imagen de observación del ojo del paciente y de la imagen de referencia en la región del limbo. Para comparar la imagen de observación del ojo del paciente con la imagen de referencia, la sección de la imagen de observación y la sección de la imagen de referencia del ojo del paciente se muestran a un observador de tal manera que se pueden mover una con relación a la otra. Es decir, el observador puede mover estas imágenes entre sí en una pantalla iniciando una función de control de imagen. En este caso, se determina el cambio en una orientación azimutal de la imagen de observación con relación a la imagen de referencia.
35

- Es ventajoso que se calcule el centro del limbo y/o del iris para la imagen de observación y para la imagen de referencia. En particular, es ventajoso si la sección de la imagen del ojo del paciente y la sección de la imagen de referencia se muestran cada una en coordenadas polares en un sistema de coordenadas polares, cuyo centro corresponde al centro calculado del limbo y/o del iris en la imagen de observación y en la imagen de referencia.
40

- En este caso, una idea de la invención es que la sección de la imagen de observación esté desplazada con relación a la sección de la imagen de referencia a lo largo de un eje correspondiente al ángulo azimutal (φ) en los sistemas de coordenadas polares hasta que las estructuras mutuamente correspondientes de la imagen de observación del ojo del
45 paciente y la imagen de referencia estén una al lado de la otra.

- La invención también comprende un programa informático para determinar la orientación azimutal de una imagen de observación del ojo de un paciente con respecto a una referencia que se fija con respecto al ojo del paciente, cuyo programa informático calcula el centro del limbo y/o del iris para una imagen de observación y una imagen de referencia del ojo de un paciente y determina el cambio en la orientación azimutal ($\Delta\varphi$) de la imagen de observación con relación a la imagen de referencia a partir de un movimiento de una sección de la imagen de observación, cuya sección contiene al menos un segmento del limbo y/o del iris, con relación a la imagen de referencia del ojo del paciente, cuyo movimiento se puede introducir a través de una interfaz de entrada.
50

- La invención se explica con más detalle a continuación utilizando las realizaciones ejemplares que se ilustran esquemáticamente en los dibujos, en los que:
55

La fig. 1 muestra un aparato de cirugía ocular que tiene una unidad informática, una cámara de vídeo y una pantalla táctil;

La fig. 2 muestra la imagen de observación del ojo de un paciente capturada con la cámara de video;

La fig. 3 muestra una imagen de referencia del ojo del paciente, cuya imagen se almacena en una memoria de la unidad informática;

La fig. 4 muestra una presentación en la pantalla táctil para determinar la orientación azimutal del ojo del paciente;

5 La fig. 5 muestra otra presentación en la pantalla táctil;

La fig. 6 muestra una imagen de observación del ojo del paciente en el aparato de cirugía ocular; y

La fig. 7 muestra una lente intraocular tórica con marcas de posición.

El aparato 1 de cirugía ocular de la fig. 1 comprende un microscopio quirúrgico 3 que tiene una unidad informática 5. El microscopio quirúrgico 3 tiene un cuerpo base 29 para el microscopio quirúrgico. Se aloja en el brazo 9 de un soporte (que no se ilustra más) con un dispositivo 7 de ajuste XY. Un dispositivo de ajuste XY adecuado se describe, por ejemplo, en el documento DE 198 56 696 A1. El microscopio quirúrgico 3 hace posible que un observador vea el ojo 16 de un paciente con aumento variable con una trayectoria 11 del haz de observación binocular a través de un visor binocular 12, un sistema 26 de aumento y una lente principal 14 del microscopio en un plano 15 del objeto. El microscopio quirúrgico 3 tiene un dispositivo para reflejar los datos, cuyo dispositivo tiene un dispositivo de presentación 18 y un divisor 20 de haz. Una cámara 23 de vídeo que contiene un módulo CCD como sensor 22 de imagen también está integrada en el microscopio quirúrgico 3. La imagen del objeto se suministra al sensor 22 de imagen a través de un divisor 24 de haz en la trayectoria 11 del haz de observación y a través de una lente 27 de formación de imágenes. En este caso, la lente principal 14 del microscopio y el sistema 26 de aumento, así como la lente 27 de formación de imágenes, actúan como ópticas de formación de imágenes para el sensor 22 de imagen. La cámara 23 de vídeo es una cámara en color PAL, por ejemplo. Proporciona información de imagen RGB con un canal (R) de color rojo, un canal (G) de color verde y un canal (B) de color azul. La cámara 23 de vídeo se puede utilizar para capturar continuamente imágenes de observación del ojo 16 del paciente en tiempo real.

El aparato 1 de cirugía ocular contiene un dispositivo 34 de presentación visual que tiene una unidad informática 5. La unidad informática 5 se puede utilizar para controlar el microscopio quirúrgico 3. La unidad informática 5 adquiere datos de imagen grabados utilizando el sensor 22 de imagen de la cámara 23 de vídeo para procesar dichos datos adicionalmente utilizando un programa informático. La unidad informática 5 tiene una interfaz 28 de entrada en forma de teclado. La unidad informática 5 comprende una pantalla 30 que se utiliza como interfaz de salida. Una memoria 32 de datos está asignada a la unidad informática 5. La memoria 32 de datos contiene una imagen capturada de forma preoperatoria del ojo 16 del paciente. El eje de astigmatismo registrado de forma preoperatoria utilizando un dispositivo de diagnóstico conocido (que no se ilustra más) se almacena para la imagen capturada de forma preoperatoria del ojo 16 del paciente en la memoria 32 de datos.

La unidad informática 5 está conectada a una pantalla táctil 36 del dispositivo 34 de presentación visual. Por lo tanto, los datos de imagen procesados por la unidad informática 5 se pueden mostrar tanto en la pantalla externa 36 como en el dispositivo para reflejar los datos que tiene el dispositivo 18 de presentación en el microscopio quirúrgico 3.

35 La fig. 2 muestra la imagen 40 de observación del ojo 16 del paciente, como capturada en el plano 15 del objeto por las ópticas 14, 26, 27 de formación de imágenes del microscopio quirúrgico 3 en el aparato 1 de cirugía ocular con la cámara 23 de vídeo. La imagen 40 de observación del ojo 16 del paciente tiene una primera estructura circular 42 formada por el borde interior del iris 43. Una segunda estructura circular 44 está formada en el ojo 16 del paciente por el limbo, es decir, la transición entre la esclerótica y la córnea en el ojo del paciente. El iris 43 y el limbo 44 tienen un centro común 46 que está situado en la región de la lente 48 del ojo 16 del paciente.

Para determinar la posición del centro 46 de la estructura circular del limbo del ojo 16 del paciente, la unidad informática 5 correlaciona la imagen 40 de observación capturada utilizando el sensor 22 de imagen en el plano 15 del objeto con objetos de comparación anulares de diferentes tamaños. Esto se describe en detalle en la página 3, línea 12 a la página 4, línea 14 y página 5, línea 9 a página 9, línea 15 de la solicitud de patente internacional con la referencia de presentación PCT/EP2008/068104 y también en la solicitud de patente internacional con la referencia de presentación PCT/EP2008/068103.

La correlación se efectúa calculando una función de correlación, preferiblemente variando la ubicación, con el resultado de que la función de correlación es una función de las variables de ubicación. En este caso, los valores de los píxeles de la imagen de observación se calculan con los valores de los píxeles del objeto de comparación mientras el objeto de comparación se mueve sobre la imagen. El valor de la función de correlación es una medida de la correspondencia entre la imagen de observación y el objeto de comparación. Con una correspondencia máxima entre la imagen de observación y el objeto de comparación, es decir, si el rasgo característico del objeto de comparación y el rasgo característico buscado en la imagen están superpuestos, el valor de la función de correlación es máximo.

55 La fig. 3 muestra la imagen 80 de referencia del ojo 16 del paciente, que está almacenada en la memoria 32 de datos de la unidad informática 5, en el microscopio quirúrgico 3. Al igual que el microscopio quirúrgico 3, la imagen 80 de referencia

es una referencia fija con respecto a la imagen 40 de observación.

La imagen 80 de referencia del ojo 16 del paciente muestra igualmente la estructura circular 82 del limbo con el centro 84. El borde del iris 86, es decir la pupila, tiene una estructura circular 88. Sin embargo, el iris 86 del ojo 16 del paciente se ensancha en menor medida en la imagen 80 de referencia que en la imagen 40 de observación. El aumento de la imagen 80 de referencia y el aumento de la imagen 40 de observación capturada en el sistema 1 de microscopía de cirugía ocular de la fig. 1 son generalmente diferentes.

El ojo 16 del paciente tiene el eje 89 de astigmatismo representado en la imagen 80 de referencia. El eje 89 se determina de forma preoperatoria para el ojo 16 del paciente en el dispositivo de diagnóstico mencionado anteriormente. La orientación del eje 89 de la imagen 80 de referencia en un sistema de coordenadas fijo con respecto al microscopio quirúrgico 3 se determinó en el dispositivo de diagnóstico correspondiente y también se almacena en la memoria 32 de datos del aparato 1 de cirugía ocular. La posición del centro 84 de la estructura circular 82 del limbo se determina en la unidad informática 5 para la imagen 80 de referencia, como para la imagen 40 de observación capturada utilizando la cámara 23 de vídeo.

La unidad informática 5 contiene un programa informático para calcular las transformaciones de coordenadas. El programa informático transforma un segmento 92 de imagen anular con la anchura b1, que comprende una sección de la estructura circular 44 del limbo en la imagen 40, y un segmento 94 de imagen anular de una parte (delimitada por la línea discontinua 95) de la esclerótica del ojo 16 del paciente con la anchura b2 alrededor de una sección de la estructura circular 82 del limbo en la imagen 80 de referencia en una representación de coordenadas polares sobre la base de una entrada en la interfaz 28 de entrada y la muestra en la pantalla 34. El sistema 96, 98 de coordenadas polares en el que se basa esta representación de coordenadas polares se muestra en la fig. 2 y la fig. 3. El origen de los sistemas 96, 98 de coordenadas polares es respectivamente el centro 46, 84 del limbo 44 y 94 en la imagen 40 de observación del ojo del paciente y en la imagen 80 de referencia, calculada por medio de correlación con objetos de comparación.

La fig. 4 muestra una presentación 100 en la pantalla 36. Los píxeles 102 de la imagen del ojo 16 del paciente, capturada por la ópticas 14, 26, 27 de formación de imágenes del sistema 1 de microscopía de cirugía ocular, están dispuestos en la tira 104 de imágenes. Los píxeles 102 corresponden al segmento 92 de imagen anular de la imagen 40 de observación del ojo 16 del paciente, como se muestra en la fig. 2. Los píxeles 106 de la imagen 80 de referencia están situados en la tira 108 de imágenes. Los píxeles 106 se encuentran en el segmento 94 de imagen de la imagen 80 de referencia del ojo 16 del paciente, como se muestra en la fig. 3. Los píxeles 102, 106 en las tiras 104, 108 de imágenes tienen un ángulo azimutal ϕ_{96} , ϕ_{98} que aumenta en la dirección de la flecha 110. La tira 104 de imágenes tiene estructuras 112, 114 a las que corresponde una estructura 116, 118 en la tira 108 de imágenes, respectivamente.

La pantalla táctil 34 tiene una interfaz de usuario interactiva con una ventana 120 de entrada. La ventana 120 de entrada se puede utilizar para mover los píxeles 102 en la tira 104 de imágenes hacia la izquierda o hacia la derecha de acuerdo con la flecha 122 de dos puntas. Este movimiento de los píxeles 102 en la tira 104 de imágenes corresponde en este caso a la rotación de la imagen 40 del ojo 16 del paciente, como capturada por las ópticas de formación de imágenes del sistema 1 de microscopía de cirugía ocular con la cámara 23 de vídeo, con relación a la imagen 80 de referencia alrededor del origen 46 del sistema 96 de coordenadas.

Por tanto, es posible que un observador disponga las estructuras 112, 114 y 116, 118 mutuamente correspondientes en las tiras 104, 108 de imágenes una al lado de la otra. Para la presentación 100, el observador debe mover los píxeles 102 en la tira 104 de imágenes hacia la izquierda en el ángulo $\Delta\phi' \approx -20^\circ$ en la dirección de la flecha 122 de dos puntas activando la función de control en la ventana 120 de entrada. En este caso, los píxeles 102 en la tira 104 de imágenes no se mueven en el eje perpendicular a la flecha 122 de dos puntas. Los píxeles 102 en la dirección perpendicular a la flecha 122 de dos puntas no se mueven incluso cuando se mueve el ojo 16 del paciente.

La fig. 5 muestra una presentación 130 en la pantalla táctil 34. La unidad informática 5 contiene una rutina de medición con el fin de medir el desplazamiento azimutal de los píxeles 102 en la tira 104 de imágenes con relación a la tira 108 de imágenes. Esta rutina de medición actúa como un sistema de medición. Genera una ventana 132 de presentación en la pantalla táctil 34. El desplazamiento de los píxeles 102 se muestra al observador como un valor $\Delta\phi$ de ángulo azimutal en la ventana 132 de presentación.

La fig. 6 muestra una imagen 140 de observación del ojo 16 del paciente en el visor binocular 12 del sistema 1 de microscopía de cirugía ocular en la fig. 1. En este caso, un eje 142 a través de la pupila 148, que se refleja al utilizar el dispositivo para reflejar los datos en el microscopio quirúrgico 3, se superpone a la imagen 140 de observación del ojo 16 del paciente. El eje 142 atraviesa el centro 144 del limbo 146 del ojo 16 del paciente. El eje 142 corresponde a la dirección del astigmatismo en el ojo 16 del paciente. El eje 142 se calcula en la unidad informática 5, sobre la base de una entrada en la interfaz 28 de entrada, desde el eje 89 de astigmatismo en la imagen 80 de referencia de la fig. 3, que se almacena en la memoria 32, y el desplazamiento de la imagen 40 de observación (mostrada en la figura 2) del ojo del paciente, como medida utilizando el sistema de medición, con respecto a la imagen 80 de referencia.

La fig. 7 muestra una lente intraocular tórica 60. La lente intraocular 60 tiene un cuerpo 62 de la lente con una geometría tórica y comprende secciones 64, 66 de sujeción que soportan el cuerpo 62 de la lente. Hay marcas 70, 72 en las secciones

64, 66 de sujeción. Estas marcas 70, 72 sobresalen en el cuerpo 62 de la lente. Las marcas 70, 72 permiten que un cirujano oriente tales lentes durante la operación de cataratas hacia un eje objetivo 142 que se genera en el dispositivo 18 de presentación en el sistema 1 de microscopía de cirugía ocular de la fig. 1 con el dispositivo para reflejar datos y se indica en la fig. 6.

5 En resumen, se puede afirmar en particular lo siguiente: la invención se refiere a un aparato 1 de cirugía ocular que tiene ópticas 14, 26, 27 de formación de imágenes para generar una imagen 40 de observación del ojo 16 de un paciente. El aparato 1 de cirugía ocular tiene un dispositivo 36 para determinar la orientación azimutal del ojo 16 de un paciente con respecto a una referencia 3, 80 que está fija con respecto al ojo 16 del paciente. El dispositivo 36 contiene un dispositivo 34 de presentación visual para mostrar simultáneamente una sección 92 de una imagen 40 de observación del ojo 16 del
10 paciente, que es capturada por las ópticas 14, 26, 27 de formación de imágenes y contiene al menos un segmento del limbo 44 o del iris 43, estando dicha sección compuesta por píxeles 102, y una imagen 80 de referencia del ojo 16 del paciente, que está compuesta por píxeles 106 y contiene este segmento del limbo 98 o del iris 86. El dispositivo 36 tiene una interfaz 28 de entrada que hace posible que un observador mueva la sección mostrada 92 de la imagen 40 de observación capturada del ojo 16 de este paciente con relación a la sección mostrada 94 de la imagen 80 de referencia.
15 El dispositivo 36 comprende un sistema de medición que se puede utilizar para determinar la orientación azimutal de la imagen 40 de observación y de la imagen 80 de referencia, cuya orientación se cambia durante el movimiento relativo. El dispositivo 36 tiene una unidad informática 5 que tiene un programa informático para calcular el centro 46 del limbo 44 y/o del iris 43 de la imagen 40 de observación del ojo 16 del paciente, como capturada por las ópticas 14, 26, 27 de formación de imágenes, y de la imagen 80 de referencia. El dispositivo 34 de presentación visual muestra los píxeles 102 de la imagen
20 40 de observación del ojo 16 del paciente, como capturada por las ópticas 14, 26, 27 de formación de imágenes, con coordenadas polares en un sistema 96 de coordenadas polares, cuyo centro 46 coincide con el centro calculado de la estructura circular 44 del limbo y/o del iris 43 del ojo 16 del paciente. Muestra los píxeles 106 de la imagen 80 de referencia del ojo 16 del paciente con coordenadas polares en un sistema 98 de coordenadas polares, cuyo centro 84 corresponde al centro calculado de la estructura circular 94 del limbo del ojo 16 del paciente en el que se basa la imagen 80 de referencia.

25

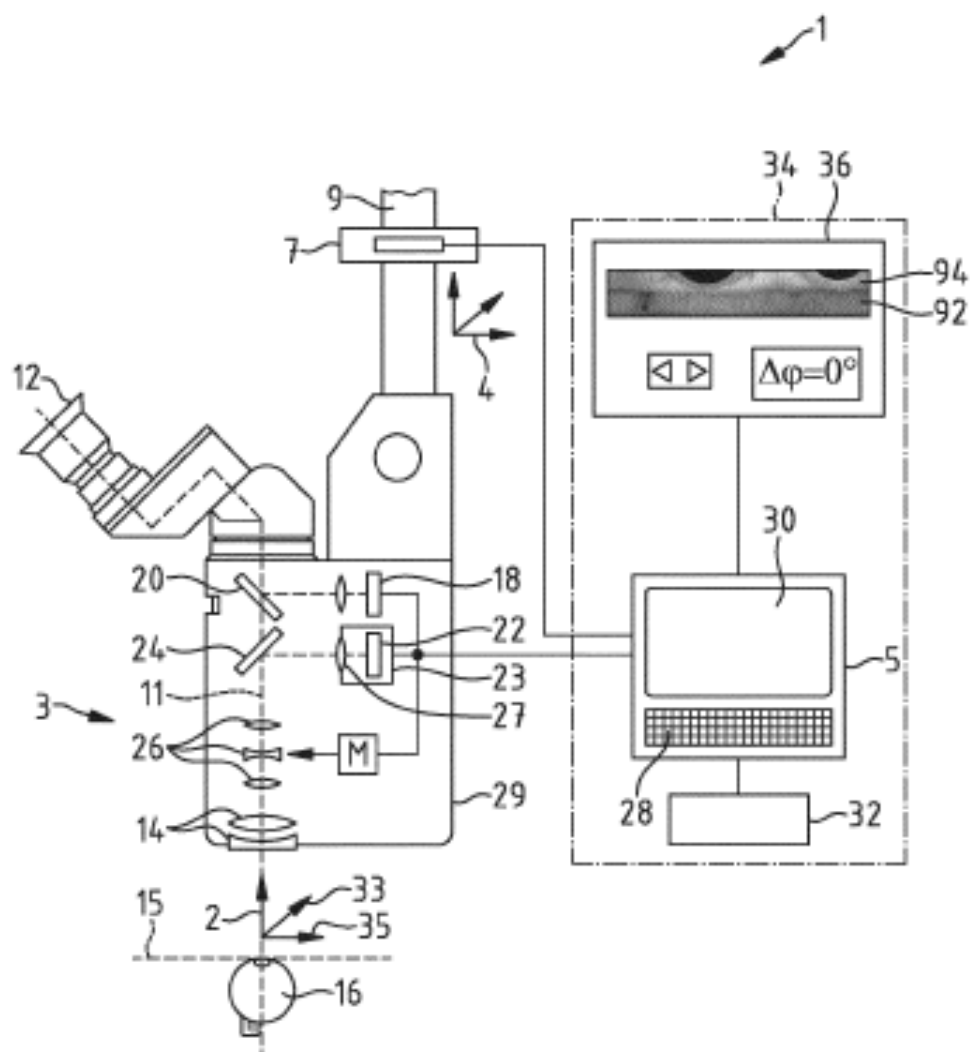
REIVINDICACIONES

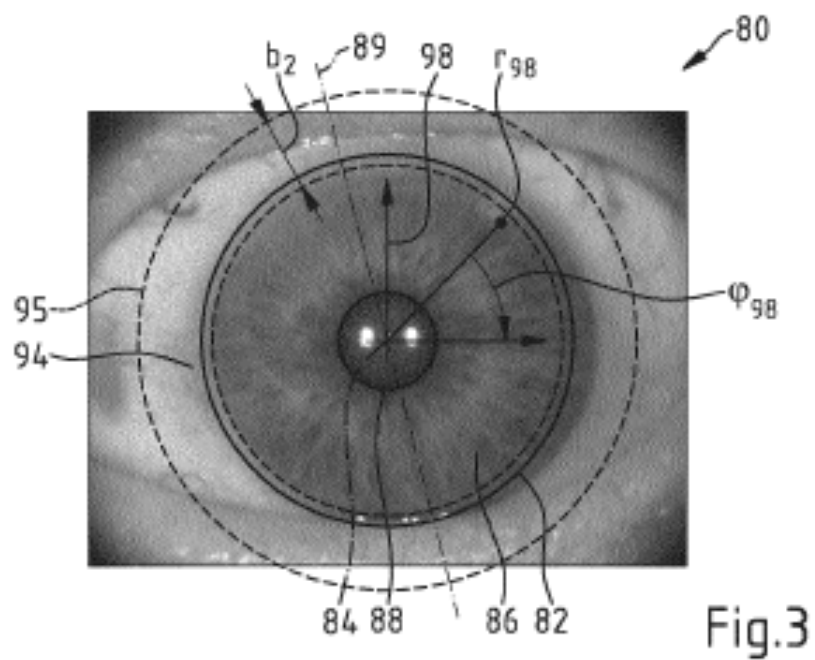
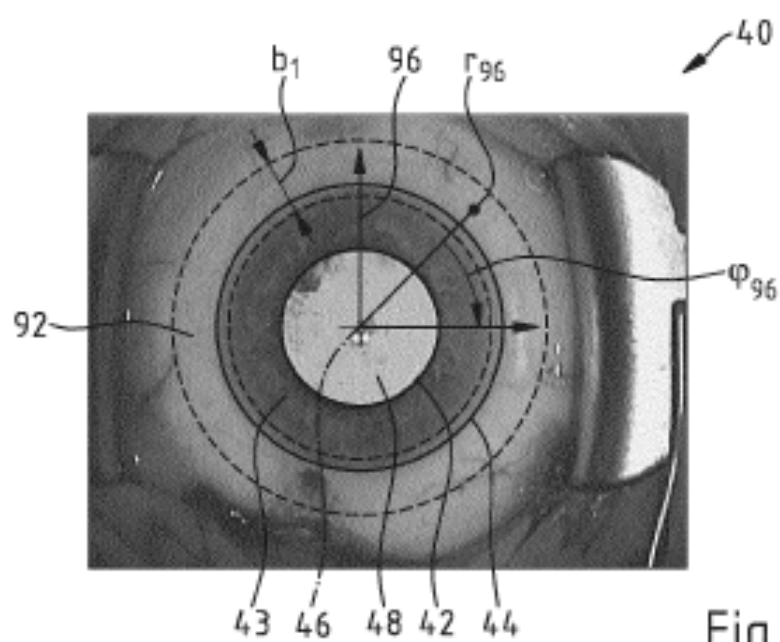
1. Un aparato (1) de cirugía ocular que tiene ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes para generar la imagen (40) del ojo (16) de un paciente y que tiene un dispositivo (36) para determinar la orientación azimutal del ojo (16) de un paciente con respecto a una referencia (3, 80) que se fija con respecto al ojo (16) del paciente, teniendo dicho dispositivo (36) un dispositivo (34) de presentación visual para mostrar una sección (92) de una imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente, que es capturada por las ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes y contiene al menos un segmento de la esclerótica, estando dicha sección compuesta por píxeles (102), y una sección (94) de una imagen (80) de referencia del ojo (16) del paciente, que está compuesta por píxeles (106) y contiene este segmento de la esclerótica, por lo que dicho dispositivo (36) tiene una unidad informática (5) que tiene un programa informático para calcular la centro (46) del limbo (44) y/o del iris (43) de la imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente, como capturada por las ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes, y de la imagen (80) de referencia, mostrando el dispositivo (34) de presentación visual los píxeles (102) de la imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente, como capturada por las ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes, con coordenadas polares en un sistema (96) de coordenadas polares, cuyo centro (46) coincide con el centro calculado de la estructura circular (44) del limbo y/o del iris (43) del ojo (16) del paciente, y mostrando los píxeles (106) de la imagen (80) de referencia del ojo (16) del paciente con coordenadas polares en un sistema (98) de coordenadas polares, cuyo centro (84) corresponde al centro calculado de la estructura circular (94) del limbo del ojo (16) del paciente en el que se basa la imagen (80) de referencia,
estando configurado dicho dispositivo de presentación visual para mostrar simultáneamente los píxeles (102) de la imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente, como capturada por las ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes, como una primera tira (104) de imágenes, y los píxeles (106) de la imagen (80) de referencia del ojo (16) del paciente en una segunda tira (108) de imágenes, teniendo dicho dispositivo una interfaz (28) de entrada que hace posible que un observador mueva la sección mostrada (92) de la imagen (40) de observación capturada del ojo (16) del paciente con relación a la sección mostrada (94) de la imagen (80) de referencia, y conteniendo un sistema de medición que se puede utilizar para determinar una orientación azimutal de la imagen (40) de observación con respecto a la imagen (80) de referencia, cuya orientación cambia durante el movimiento relativo,
caracterizado por que dichas primera y segunda tiras (104, 108) de imágenes se muestran paralelas entre sí de manera contigua.
2. El aparato de cirugía ocular según la reivindicación 1, caracterizado por que los píxeles (102) en la tira (104) de imágenes que contiene los píxeles (102) de la imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente, como capturada por las ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes, se pueden desplazar en la dirección longitudinal (122) de la tira (104) de imágenes sobre la base de una señal de desplazamiento especificada en una interfaz (120) de entrada, y/o en la que los píxeles (106) en la tira (108) de imágenes que contiene los píxeles (106) de la imagen (80) de referencia del ojo (16) del paciente se pueden desplazar sobre la base de una señal de desplazamiento especificada en la interfaz (120) de entrada.
3. El aparato de cirugía ocular según la reivindicación 2, caracterizado por que la interfaz (120) de entrada es una interfaz táctil de usuario del dispositivo (34) de presentación visual.
4. El aparato de cirugía ocular según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que el dispositivo (36) para determinar la orientación azimutal del ojo (16) del paciente tiene una unidad (18, 132) de presentación en la que se puede presentar el cambio en la orientación azimutal de la imagen (40) y de la imagen (80) de referencia, como determinada utilizando el sistema de medición.
5. El aparato de cirugía ocular según la reivindicación 4, caracterizado por que el dispositivo (36) tiene una unidad informática (5) que tiene un programa informático para calcular una dirección del astigmatismo del ojo (16) del paciente, basándose en la imagen (40) de observación, a partir del cambio en la orientación azimutal de la imagen (40) de observación en relación a la imagen (80) de referencia, como determinada utilizando el sistema de medición, y una dirección (89) del astigmatismo del ojo (16) del paciente, cuya dirección se almacena en una memoria de datos de la unidad informática (32) y se basa en una referencia, por ejemplo, la imagen (80) de referencia.
6. El aparato de cirugía ocular según la reivindicación 5, caracterizado por que la unidad informática (5) genera un artículo de información (142) de presentación, que se superpone a la imagen (140) de observación del ojo (16) del paciente, con el fin de mostrar la dirección del astigmatismo del ojo (16) del paciente, cuya dirección se basa en la imagen (140) de observación.
7. El aparato de cirugía ocular según la reivindicación 6, caracterizado por que la información de presentación es un eje (142) de astigmatismo.
8. El aparato de cirugía ocular según la reivindicación 6 o 7, caracterizado por que las ópticas (14, 26, 27) de formación de imágenes están dispuestas en un microscopio quirúrgico (3) que tiene un visor binocular (12) y tiene un dispositivo para reflejar los datos, cuyo dispositivo contiene un dispositivo (18) de presentación que está conectado a la unidad informática (5) y está destinado a mostrar la información (142) del dispositivo de presentación en el visor binocular (12) de una manera superpuesta en un área de operación en un plano (15) de objeto.

9. Un método para determinar la orientación azimutal del ojo (16) de un paciente con respecto a una referencia (80) que se fija con respecto al ojo (16) del paciente, utilizando un aparato de cirugía ocular como en una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que al menos una sección (92) de una imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente, que comprende un segmento del limbo (44) y/o del iris (43), se compara con una sección (94) de una imagen (40) de referencia del ojo (16) del paciente que contiene este segmento, y la orientación azimutal del ojo (16) del paciente con relación a la orientación azimutal del ojo (16) del paciente, en la que se basa la imagen (80) de referencia se infiere del desplazamiento azimutal ($\Delta\phi$) de las estructuras características (112, 114), mutuamente correspondientes, de la imagen (40) de observación del ojo del paciente y de la imagen (80) de referencia en la región del limbo (98), y en el que dicha al menos una sección (92) de la imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente y la sección (94) de la imagen (80) de referencia del ojo (16) del paciente se muestran a un observador de tal manera que pueden moverse entre sí, y el cambio en una orientación azimutal ($\Delta\phi$) de la imagen (40) de observación con respecto a la imagen (80) de referencia se determina si la sección (92) de la imagen (40) de observación se mueve con relación a la sección (94) de la imagen de referencia, por lo que se calcula el centro (46) del limbo (44) y/o del iris (43) de la imagen (40) de observación y de la imagen (80) de referencia, y la sección (92) de la imagen (40) del ojo (16) del paciente y la sección (94) de la imagen (80) de referencia se muestran cada una en coordenadas polares en un sistema (96, 98) de coordenadas polares, cuyo centro corresponde al centro calculado del limbo (44) y/o del iris (43) en la imagen (40) de observación y en la imagen (80) de referencia.

10. El método según la reivindicación 9, caracterizado por que la sección (92) de la imagen (40) de observación se desplaza con relación a la sección (94) de la imagen (80) de referencia a lo largo de un eje correspondiente al ángulo de azimutal (ϕ) en los sistemas (96, 98) de coordenadas polares hasta que las estructuras mutuamente correspondientes de la imagen (40) de observación del ojo (16) del paciente y de la imagen (80) de referencia estén una al lado de la otra.

11. Un producto de programa informático que comprende un código de programa almacenado en un medio legible por ordenador para realizar el método de la reivindicación 9 o 10 en un ordenador caracterizado por calcular el centro (46) del limbo (44) y/o del iris (43) para una imagen (40) de observación y una imagen (80) de referencia que comprende al menos una sección (92) que incluye un segmento de la esclerótica y que contiene al menos un segmento del limbo (44) y/o del iris (43) del ojo (16) de un paciente, que muestra dicha sección (92) de dicha imagen (40) de observación y dicha imagen (80) de referencia en coordenadas polares en un sistema (96, 98) de coordenadas polares, cuyo centro corresponde al centro calculado del limbo (44) y/o del iris (43) en dicha imagen (40) de observación y en dicha imagen (80) de referencia, y que determina el cambio en la orientación azimutal ($\Delta\phi$) de dicha imagen (40) de observación relativa a dicha imagen (80) de referencia a partir de un movimiento de dicha al menos una sección (92) de dicha imagen (40) de observación, con relación a la imagen (80) de referencia de dicho ojo (16) del paciente, cuyo movimiento se puede introducir a través de una interfaz (28) de entrada.





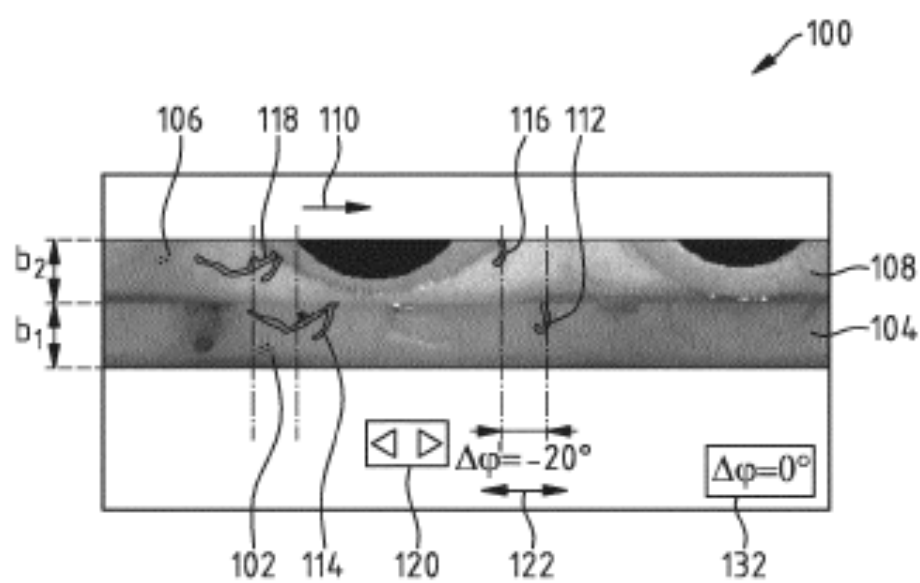


Fig. 4

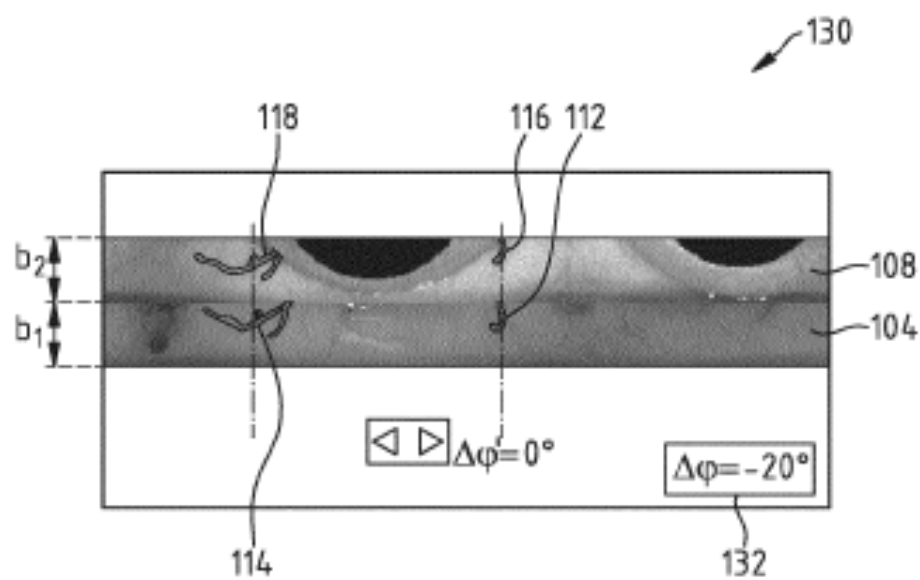


Fig. 5

