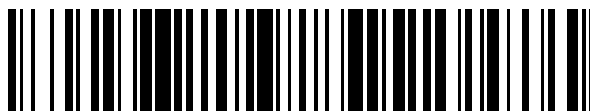


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 686 090**

51 Int. Cl.:

G06F 19/00 (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.04.2009 PCT/US2009/041584**

87 Fecha y número de publicación internacional: **29.10.2009 WO09132221**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.04.2009 E 09735500 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.06.2018 EP 2297661**

54 Título: **Procedimiento de modelación de propiedades biomecánicas de un ojo**

30 Prioridad:

23.04.2008 US 47179 P

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

16.10.2018

73 Titular/es:

**THE CLEVELAND CLINIC FOUNDATION (100.0%)
9500 Euclid Avenue
Cleveland, OH 44195, US**

72 Inventor/es:

**ROY, ABHIJIT, SINHA y
DUPPS, WILLIAM, J., JR.**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 686 090 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

Procedimiento de modelación de propiedades biomecánicas de un ojo

Solicitudes relacionadas

5 Esta solicitud reivindica prioridad de la Solicitud Provisional de los Estados Unidos n.º 61/047.179, presentada el 23 de abril de 2008, cuyo contenido se incorpora en el presente documento como referencia.

Campo de la invención

La presente invención se refiere a sistemas y procedimientos para evaluar el estado y las propiedades de un ojo de mamífero, y, en particular, se refiere a sistemas y procedimientos para el modelado in vivo de propiedades biomecánicas del ojo.

10 Antecedentes de la invención

La córnea se basa en gran medida en sus propiedades materiales en sus funciones como barrera mecánica para las lesiones y como andamio para la superficie de refracción primaria del ojo. Estas propiedades biomecánicas influyen en la seguridad y la predictibilidad óptica de la cirugía y juegan un papel importante en la patogénesis y en enfermedades como el queratocono y la ectasia posrefractiva de la cirugía. En consecuencia, la alteración de estas propiedades por enfermedad o cirugía puede tener implicaciones visuales profundas. Las enfermedades ectásicas como el queratocono, la degeneración marginal pelúcida y el queratoglobo se caracterizan por el adelgazamiento progresivo y la distorsión de la córnea, y como clase representan una indicación principal para el trasplante de córnea. La identificación de la ectasia temprana es un énfasis importante de las evaluaciones de cirugía refractiva preoperatoria, donde es imperativo evitar los posibles efectos desestabilizadores de la corrección de la visión con láser en las córneas que están predisuestas a la inestabilidad o al fallo biomecánico.

Sumario de la invención

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema para predecir los resultados de una intervención terapéutica para el ojo de un paciente. Un sistema de formación de imágenes está configurado para proporcionar datos de imágenes que representan al menos una porción del ojo del paciente. Un dispositivo de entrada está configurado para permitir que un usuario diseñe una intervención terapéutica propuesta para el ojo del paciente. Un componente de modelado de elementos finitos está configurado para generar un modelo de elementos finitos que representa la condición del ojo del paciente después de la intervención terapéutica propuesta de acuerdo con los datos de imagen, la intervención terapéutica propuesta y al menos una propiedad biomecánica del tejido que comprende el ojo. El modelo generado se construye para no tener restricciones *a priori* en el movimiento del limbo corneal. Una pantalla está configurada para mostrar al usuario el modelo generado.

De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se proporciona un medio legible por ordenador, que almacena instrucciones ejecutables para facilitar el diseño de una intervención terapéutica para el ojo de un paciente. Las instrucciones ejecutables incluyen un elemento de generación de geometría que está configurado para formar una representación tridimensional del ojo del paciente a partir de los datos de imagen recibidos. Una interfaz de usuario está configurada para recibir una pluralidad de parámetros terapéuticos que definen una intervención terapéutica propuesta para el ojo del paciente desde un dispositivo de entrada asociado. Un motor de reconciliación está configurado para establecer un modelo de elementos finitos del ojo del paciente de acuerdo con la geometría determinada del ojo y al menos un parámetro biomecánico del modelo para cada una de las córneas, la esclerótica, el limbo corneal, y la al menos otra estructura, alterar al menos uno de un parámetro biomecánico y la geometría determinada del ojo de acuerdo con los parámetros terapéuticos, y resolver el modelo establecido para determinar una geometría predicha del ojo después de la intervención terapéutica. Un componente de caracterización óptica está configurado para calcular al menos un parámetro óptico a partir de la geometría predicha.

De acuerdo con otro aspecto más de la presente invención, se proporciona un procedimiento para predecir los resultados de una intervención terapéutica para el ojo de un paciente. Al menos una porción del ojo del paciente es escaneada por un sistema de formación de imágenes para proporcionar datos de imágenes que representan el ojo. Se genera una representación tridimensional del ojo del paciente a partir de los datos de la imagen. Se establece un modelo de elementos finitos del ojo del paciente de acuerdo con la geometría determinada del ojo y al menos un parámetro biomecánico del modelo para cada una de las córneas, la esclerótica, el limbo corneal y la al menos otra estructura. El modelo establecido no tiene restricciones *a priori* en el movimiento del limbo corneal. Al menos uno de un parámetro biomecánico y la geometría determinada del ojo se modifica según la entrada de un usuario. Una geometría predicha del ojo después de la intervención terapéutica se determina de acuerdo con el modelo alterado. La geometría predicha se muestra al usuario.

Breve descripción de los dibujos

55 Las características anteriores y otras de la presente invención serán evidentes para los expertos en la técnica a los que se refiere la presente invención tras leer la siguiente descripción con referencia a los dibujos adjuntos, en los

que:

La Fig. 1 ilustra un sistema para generar un estado predicho del ojo de un paciente en vista de un procedimiento terapéutico propuesto basado en un modelo biomecánico del ojo;

La Fig. 2 ilustra un ejemplo de un sistema configurado para proporcionar parámetros biomecánicos específicos del paciente para el ojo de un paciente de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

Las Figs. 3 y 4 comprenden una serie de gráficos que ilustran el impacto de las propiedades del material de la córnea en la desviación posquirúrgica de la córnea en un modelo de ojo completo de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

La Fig. 5 ilustra un diagrama de bloques funcionales de un modelador predictivo de análisis de elementos finitos que predice los resultados de una intervención terapéutica en el ojo de un paciente de acuerdo con un análisis de elementos finitos del ojo;

La Fig. 6 ilustra un sistema de exploración de pacientes para determinar si un paciente es un candidato apropiado para un procedimiento terapéutico de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

La Fig. 7 ilustra una metodología para predecir el resultado de un resultado quirúrgico de acuerdo con un aspecto de la presente invención; y

La Fig. 8 ilustra un sistema informático que puede emplearse para implementar sistemas y procedimientos descritos en este documento, tales como las instrucciones ejecutables por ordenador que se ejecutan en el sistema informático.

Descripción detallada de la invención

La Fig. 1 ilustra un sistema 10 para generar un estado predicho del ojo de un paciente a la vista de un procedimiento terapéutico propuesto basado en un modelo biomecánico del ojo. De acuerdo con un aspecto de la presente invención, el sistema 10 utiliza una representación completa del ojo para determinar las fuerzas y tensiones aplicadas al tejido corneal. En consecuencia, la forma pronosticada, específicamente la forma de la córnea, está influenciada por las propiedades de las partes del ojo que no sean la córnea, la esclerótica y el límite córnea-esclerótica (es decir, el limbo corneal). El sistema 10 comprende un componente de formación de imágenes 12 que está configurado para proporcionar una representación del ojo de un paciente. El componente de formación de imágenes 12 puede utilizar imágenes de resonancia magnética (MRI), tomografía de coherencia óptica (OCT), imágenes de Scheimpflug, o cualquier otra modalidad de formación de imágenes apropiada. Las imágenes determinadas pueden complementarse con valores adicionales, como una topografía corneal medida y una longitud axial determinada del ojo. Con este fin, el dispositivo de formación de imágenes de elastografía 32 puede incluir, por ejemplo, un dispositivo de formación de imágenes por ultrasonidos o un interferómetro de coherencia parcial, para determinar la longitud axial, así como un generador de imágenes apropiado para determinar la topografía corneal. Se apreciará que, mientras que el sistema 10 se centra en los efectos de la intervención quirúrgica y terapéutica sobre la córnea y los efectos visuales resultantes, la representación del ojo del paciente puede incluir además cada una de las escleróticas, el cristalino, las zónulas, la coroides, la retina, el iris y el cuerpo ciliar del ojo.

Las imágenes proporcionadas por el componente de formación de imágenes 12 pueden digitalizarse y procesarse para obtener una geometría global del ojo. Por ejemplo, las imágenes se pueden filtrar y se pueden utilizar uno o más algoritmos de detección de bordes para determinar los límites de las diversas capas de tejido. Una vez que se establecen los límites de los diversos componentes del tejido, los datos de imagen procesados pueden proporcionarse a un componente de modelado de elementos finitos 18 (FEM) que establece un modelo de elementos finitos del tejido ocular de acuerdo con la geometría del ojo determinada y uno o más parámetros biomecánicos, que pueden incluir parámetros tales como la relación de Poisson y el módulo de Young, así como medidas no lineales de elasticidad, como la histéresis, la fluencia, la relajación del esfuerzo y una función dependiente de la deformación para el módulo de Young para cada uno de los tipos de tejidos. De acuerdo con un aspecto de la presente invención, el modelado FEM calculado del tejido ocular no incluye restricciones a *priori* en el limbo corneal, de manera que el límite entre la córnea y la esclerótica se mueva libremente en respuesta a las tensiones de otras ubicaciones dentro del modelo de todo el ojo. Modelando el limbo como una estructura de refuerzo flexible que mantiene la curvatura corneal en respuesta a los cambios de presión intraocular bajo condiciones fisiológicas, se pueden incorporar al modelo los efectos de las estructuras extracorneales en la forma de la córnea.

En la implementación ilustrada, se pueden determinar uno o más parámetros biomecánicos específicos del paciente en un sistema de medición de parámetros 20. Por ejemplo, el sistema de medición de parámetros 20 puede incluir un sistema de formación de imágenes que detecta una deflexión de una o más regiones de tejido bajo un esfuerzo aplicado. Alternativamente, se puede determinar una medición más precisa para los parámetros biomecánicos, incluida la varianza espacial en los parámetros a través de los tipos de tejidos, usando un dispositivo, como el descrito en la Solicitud de patente publicada de los Estados Unidos n.º 2008/0086048, que puede utilizarse para determinar propiedades biomecánicas de la córnea, que incluyen medidas de elasticidad no lineales, en cada una de una pluralidad de ubicaciones. En esta implementación, los datos del sistema de formación de imágenes 12 y los datos de elastografía se pueden usar en el componente FEM 18 para generar el modelo de elementos finitos de la córnea, incluyendo desplazamientos y tensiones en el tejido corneal de otras partes. Alternativamente, el sistema de medición de parámetros 20 puede proporcionar los parámetros biomecánicos como funciones espacialmente variables de uno o más parámetros a través de una porción del ojo (por ejemplo, la córnea y la esclerótica), con el

componente de modelado de elementos finitos 18 que utiliza las funciones para modelar las propiedades biomecánicas del tejido. Por ejemplo, el gradiente de medidas no lineales de viscoelasticidad, tales como la histéresis, la relajación del esfuerzo o la fluencia puede determinarse en una o más direcciones, y puede derivarse una función que describe el cambio en la viscoelasticidad no lineal (por ejemplo, a través de un análisis de regresión) de los datos recopilados.

La Fig. 2 ilustra un ejemplo de un sistema 30 configurado para proporcionar parámetros biomecánicos específicos del paciente para el ojo de un paciente de acuerdo con un aspecto de la presente invención. Un dispositivo de formación de imágenes de elastografía 32 está configurado para aplicar una perturbación a al menos una porción del tejido ocular y medir un desplazamiento del tejido ocular en respuesta a la perturbación en cada una de una pluralidad de ubicaciones. Una "perturbación" puede incluir cualquiera de una fuerza, presión, energía o desplazamiento conocidos aplicados al tejido ocular que provocan un desplazamiento del tejido ocular. El dispositivo de formación de imágenes de elastografía 32 puede comprender un aparato para aplicar la perturbación al tejido ocular, por ejemplo, de forma neumática, acústica o mediante una fuerza mecánica (por ejemplo, aplanamiento). Puede formarse una imagen del tejido del ojo antes y después de aplicar la fuerza, o en una pluralidad de fuerzas diferentes, para proporcionar una pluralidad de imágenes del ojo. El dispositivo de formación de imágenes puede utilizar imágenes de resonancia magnética (MRI), tomografía de coherencia óptica (OCT), imágenes de Scheimpflug o cualquier otra modalidad de formación de imagen apropiada. Las imágenes determinadas pueden complementarse con valores adicionales, como una topografía corneal medida y una longitud axial determinada del ojo. Con este fin, el dispositivo de formación de imágenes de elastografía 32 puede incluir, por ejemplo, un dispositivo de formación de imágenes por ultrasonidos o un interferómetro de coherencia parcial, para determinar la longitud axial, así como un generador de imágenes apropiado para determinar la topografía corneal.

Los datos del dispositivo de formación de imágenes de elastografía 32 pueden proporcionarse a un procesador de datos 40. El procesador de datos 40 está configurado para determinar la al menos una propiedad biomecánica del ojo que es específica para el paciente de acuerdo con el desplazamiento medido y la fuerza medida. El procesador de datos 40 incluye un componente de determinación de parámetros 42 que determina parámetros biomecánicos para el tejido ocular de acuerdo con los datos de imagen proporcionados. En una implementación, se puede aplicar un desplazamiento conocido a la córnea en una primera dirección, y el desplazamiento de la córnea en una segunda y tercera direcciones, cada una perpendicular a la primera dirección y entre sí, se puede medir en una pluralidad de ubicaciones. Para cada ubicación, se puede determinar una relación del desplazamiento medido a lo largo de la segunda dirección al desplazamiento conocido a lo largo de la primera dirección y una relación del desplazamiento medido a lo largo de la tercera dirección al desplazamiento conocido a lo largo de la primera dirección y proporcionar como parámetros biomecánicos para la ubicación.

En otra implementación, el desplazamiento de la córnea en respuesta a una fuerza conocida puede utilizarse para medir los parámetros de esfuerzo y deformación de la córnea. Para un desplazamiento medido dado, d , de la córnea, se puede determinar una fuerza, F , de modo que F sea una función de d . Un parámetro, g , representa la diferencia entre la fuerza conocida, F , y una fuerza esperada del desplazamiento, $f(d)$, tal que $g = F - f(d)$.

La córnea se modela como un material anisotrópico, no lineal, viscoelástico e hiperelástico con capas de fibrillas de colágeno orientadas ortogonalmente en el centro y circunferencialmente cerca del limbo. Mientras que la córnea tiene varias capas de tejido, el estroma es el más grueso y el principal componente que soporta la carga de la córnea. Por lo tanto, la córnea se puede reducir en el modelo de elementos finitos a un tejido continuo usando una ecuación general de la forma: $\sigma = E\varepsilon + \eta\varepsilon$, donde σ , ε y η son el tensor de esfuerzo, el tensor de deformación y la derivada del tiempo del tensor de deformación, respectivamente E y η son los componentes elásticos y viscosos de las propiedades viscoelásticas del tejido. E puede construirse como una función no lineal de ε calculada a lo largo de la dirección de las fibras, $[A1, A2]$, en el plano de la córnea deformada. En el presente documento $A1$ y $A2$ son los cosenos de dirección de las dos familias predominantes de fibras de colágeno en la córnea, de modo que $A1 \cdot A2 = 0$ (que representa la ortogonalidad). Además, la córnea se modela como un tejido hidratado y tiene una presión de fluido negativa que actúa sobre las fibrillas de colágeno. Esta presión de fluido negativa se puede incluir en el tensor de esfuerzo mediante la siguiente ecuación: $\sigma = \sigma - pI$, donde p es la presión del fluido e I es la matriz de identidad. En general, p es del orden de 50-60 mm de Hg en la córnea.

Los conjuntos de ecuaciones g y σ se resolverán en un procedimiento de optimización inversa 44 en el que, para las fuerzas y deformaciones medidas en la herramienta de elastografía, se calcularán los esfuerzos. Se apreciará que el procedimiento de optimización inversa 44 se puede entrenar en una base de datos 46 de datos históricos del paciente y utilizar una base de datos 48 de parámetros almacenados definidos por un usuario. El procedimiento de optimización inversa determina luego las propiedades elásticas y viscosas no lineales, $[E, \eta]$ del tejido de forma iterativa hasta que tanto g como σ estén limitados a la tolerancia deseada definida por el usuario. Una vez que se obtienen $[E, \eta]$ para la córnea preoperatoria, estos parámetros biomecánicos se pueden proporcionar a un componente de modelado de elementos finitos de acuerdo con un aspecto de la presente invención para generar un escenario postoperatorio de la córnea. Las propiedades viscoelásticas postoperatorias se pueden determinar perturbando las propiedades elásticas y viscosas para simular un procedimiento terapéutico. Los valores perturbados de $[E, \eta]$ se pueden proporcionar al modelo FEM para simular la forma postoperatoria y los parámetros ópticos (potencia, frentes de onda de Zernike).

Volviendo a la Fig. 1, una vez que se ha establecido una geometría para el ojo y parámetros biomecánicos para el tejido, un usuario puede alterar parámetros individuales para los elementos finitos que comprenden el modelo en un dispositivo de entrada 22, para simular una intervención terapéutica. Por ejemplo, un usuario puede alterar uno o ambos del espesor o propiedades biomecánicas del modelo para una región dada de tejido para simular un procedimiento terapéutico, tal como cirugía refractiva o rigidez de colágeno del tejido corneal. El modelo alterado se puede conciliar para calcular una forma general del ojo, con énfasis en la córnea y la esclerótica. A partir de la forma determinada, se pueden determinar uno o más parámetros ópticos, como los valores de potencia óptica y los polinomios de Zernike que caracterizan la forma de la córnea, y proporcionarse al usuario, junto con la forma calculada del ojo en una pantalla 24.

En una implementación, el modelo AEF se puede reducir a un modelo de córnea y esclerótica, con las fuerzas ejercidas por las otras capas de tejido representadas como una fuerza externa sobre el tejido de la córnea. Por consiguiente, aunque este modelo reducido no incorpora directamente tejido extracorneal en el modelo, los efectos conocidos que se han caracterizado a partir del modelo de ojo completo se pueden incorporar al modelo para mantener la influencia de estructuras distintas de la córnea y la esclerótica en la forma de la córnea. Se apreciará que la fuerza que representa los efectos de las estructuras extracorneales puede determinarse según las características específicas del ojo de un paciente, incluidas las propiedades geométricas conocidas derivadas de los datos de imagen, así como cualquier propiedad biomecánica del tejido extracorneal determinada en el sistema de medición de parámetros 20.

Además, de acuerdo con un aspecto de la presente invención, el modelo determinado puede corregirse para la presión intraocular (PIO) de modo que los cambios aplicados para simular un procedimiento terapéutico se apliquen a un "modelo inverso" que se ajusta para reflejar la condición del ojo del paciente sin presión intraocular. Una vez que se han aplicado los cambios, el modelo reconciliado se puede ajustar para incluir un valor apropiado para la presión intraocular del paciente. Se apreciará que la influencia de la presión intraocular sobre la forma de la córnea puede ser significativa, y se ha determinado, mediante el uso de un modelo de ojo completo de acuerdo con un aspecto de la presente invención, que depende en gran medida de las propiedades materiales de la córnea. Por consiguiente, los resultados de una intervención terapéutica, particularmente la cirugía refractiva, pueden variar significativamente según la rigidez del tejido corneal y la presión intraocular del ojo.

Las Figs. 3 y 4 ilustran el impacto de las propiedades del material de la córnea sobre la desviación posquirúrgica de la córnea en un modelo de ojo completo de acuerdo con un aspecto de la presente invención. La Fig. 3 ilustra el cambio modelado en la deformación y el desplazamiento causado por la presión intraocular en una primera córnea, que tiene un bajo valor de rigidez, antes y después de un procedimiento de LASIK de 6 dioptrías. En los gráficos ilustrados 52, 54, 56 y 58, la presión intraocular utilizada en el modelo es igual a 15 mm de Hg. Un primer gráfico 52 ilustra el desplazamiento de la córnea antes del procedimiento, y un segundo gráfico 54 ilustra el desplazamiento posquirúrgico. Como se apreciará en los gráficos 52 y 54, los desplazamientos son mayores en la córnea paracentral. Debido a la ablación central diferencial, el procedimiento LASIK resulta en un cambio central en la ubicación del desplazamiento máximo hacia el eje. Un tercer gráfico 56 muestra la distribución del esfuerzo a través de la córnea prequirúrgica, y un cuarto gráfico 58 muestra la distribución del esfuerzo en la córnea después de la cirugía. De interés específico es la distribución efectiva del esfuerzo (esfuerzo de von Mises) en los dos modelos cerca de la superficie anterior. Se puede observar una discontinuidad del esfuerzo distinta en el cuarto gráfico 58, que representa la córnea posquirúrgica, debido a la presencia de la interfaz.

La Fig. 4 ilustra el cambio modelado en la deformación y el desplazamiento causado por la presión intraocular en una segunda córnea, que tiene un alto valor de rigidez, antes y después del procedimiento LASIK de 6 dioptrías. Como en los modelos anteriores, la presión intraocular utilizada en el modelo para cada gráfico 62, 64, 66 y 68 es igual a 15 mm de Hg. Un primer gráfico 62 ilustra el desplazamiento de la córnea de alta rigidez antes del procedimiento, y un segundo gráfico 64 ilustra el desplazamiento posquirúrgico. En estos gráficos 62 y 64, se puede observar que el desplazamiento máximo ocurre cerca del limbo tanto antes como después de la cirugía, ya que la córnea es más rígida que el segmento posterior del globo en estos modelos. Un tercer gráfico 66 muestra la distribución del esfuerzo a través de la córnea prequirúrgica, y un cuarto gráfico 68 muestra la distribución del esfuerzo en la córnea después de la cirugía. Como se puede ver en ambas Figs. 3 y 4, se desarrollan esfuerzos concentrados en todos los modelos de la córnea central después del LASIK 6-D. Las distribuciones de esfuerzo 66 y 68 en la córnea más rígida 252 son similares a las de la Fig. 3, aunque las magnitudes son más altas.

La Fig. 5 ilustra un diagrama de bloques funcional de un modelador predictivo 50 de análisis de elementos finitos (AEF) almacenado como instrucciones ejecutables por ordenador en un medio legible por ordenador, que es ejecutable para predecir los resultados de una intervención terapéutica en el ojo del paciente de acuerdo con un análisis de elementos finitos (AEF) del ojo. Cada bloque funcional ilustrado en el diagrama representa una serie de instrucciones ejecutables almacenadas en el medio legible por ordenador configurado para realizar la función descrita. Sin embargo, se apreciará que los diversos bloques funcionales pueden configurarse para utilizar instrucciones funcionales de un sistema operativo asociado u otras fuentes de librerías comunes en la ejecución de sus funciones asociadas. El modelador predictivo 50 de AEF ilustrado recibe datos que representan el ojo de un paciente dado y construye un modelo basado en estos datos. Un usuario puede seleccionar una intervención terapéutica personalizada para el ojo, representada como una serie de parámetros terapéuticos. A partir del modelo construido y los parámetros terapéuticos, se puede determinar una forma predicha del ojo, dada la intervención

terapéutica. La forma prevista y al menos un parámetro óptico calculado a partir de la forma se pueden proporcionar al usuario en una pantalla asociada para ilustrar el resultado quirúrgico previsto para el usuario.

El modelador predictivo 70 de AEF recibe datos de imagen que representan el ojo del paciente en un elemento de generación de geometría 72. Se apreciará que los datos de imagen pueden proporcionarse directamente desde un sistema de formación de imágenes, tal como un sistema de tomografía computarizada (CT) o una resonancia magnética (MRI), o se proporciona al modelador predictivo 70 como datos almacenados en un medio legible por ordenador. El elemento de generación de geometría 72 forma una representación tridimensional del ojo del paciente a partir de los datos de imagen. Por ejemplo, una imagen bidimensional se puede girar para formar una representación tridimensional del ojo. Los espesores de las diversas capas de tejido se pueden proporcionar como parámetros de una base de datos asociada (no mostrada). Cuando la modalidad de imagen permite una imagen tridimensional del ojo, la geometría se puede determinar directamente a partir de la imagen.

Una vez establecidos los límites de los diversos componentes de tejido, los datos de imagen procesados pueden proporcionarse a un motor de reconciliación 74 que establece un modelo de elementos finitos del tejido ocular de acuerdo con la geometría determinada del ojo y uno o más parámetros biomecánicos para cada uno de los tipos de tejidos. Por ejemplo, los parámetros biomecánicos para la córnea pueden incluir parámetros tales como la relación de Poisson y el módulo de Young, así como medidas de elasticidad no lineales, tales como la histéresis, la fluencia, la relajación del esfuerzo y una función dependiente de la deformación para el módulo de Young, para cada del tejido corneal en general y para heridas en solapa en la córnea. Estos valores pueden tomarse a partir de valores medios conocidos para los tipos de tejidos apropiados o determinados directamente del paciente para uno o más tipos de tejidos mediante la medición de las propiedades del tejido bajo esfuerzo. Se apreciará, sin embargo, de acuerdo con un aspecto de la presente invención, que cuando se puede determinar la varianza espacial de las propiedades biomecánicas del tejido a partir del promedio, se pueden usar valores individualizados para los diversos valores de elementos finitos dentro de un tipo de tejido dado.

Una vez que se han establecido la geometría y las propiedades biomecánicas para los diversos elementos finitos que comprenden el modelo, un usuario puede alterar los elementos seleccionados en una interfaz de usuario 76 para representar una intervención terapéutica. Por ejemplo, un usuario puede alterar uno o ambos del espesor o propiedades biomecánicas del modelo para una región dada de tejido para simular un procedimiento terapéutico, tal como solapas LASIK o regiones de córnea expuestas a un agente de reticulación de colágeno. De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se puede proporcionar un conjunto de patrones terapéuticos convencionales como parte de una base de datos de patrones (no mostrada) para su aplicación al modelo, proporcionando al usuario una serie de tratamientos convencionales así como puntos de partida apropiados para que el usuario diseñe un tratamiento personalizado para el ojo modelado.

El modelo, que incluye los parámetros terapéuticos, puede resolverse en el motor de reconciliación 74 para proporcionar una geometría predicha del ojo dada la intervención terapéutica. Una vez que se ha determinado la geometría predicha, puede visualizarse para el usuario en la interfaz de usuario 76. Además, se pueden proporcionar uno o más parámetros asociados con la forma de la córnea en la geometría determinada a un componente de caracterización óptica 78. El componente de caracterización óptica 78 calcula una o más propiedades del ojo, por ejemplo, como uno o más valores de potencia óptica y como una serie de polinomios de Zernike. Por ejemplo, la potencia apical, F_a , viene dada por:

$$F_a = \frac{n_c - 1}{R_a} \quad \text{Ec. 1}$$

donde R_a es el radio de curvatura apical.

Para analizar la potencia tangencial, la superficie anterior se puede aproximar a una ecuación cónica sobre el eje z (el eje de elevación) y el radio, r, como por ejemplo:

$$r = \sqrt{2R_a + z^2 - (ez)^2} \quad \text{Ec. 2}$$

donde e es la excentricidad y R_a es el radio de curvatura apical.

Por lo tanto, el radio de curvatura local se puede calcular de la siguiente manera:

$$R = \sqrt{R_a^2 + (ez)^2} \quad \text{Ec. 3}$$

La potencia tangencial, F , se puede determinar a partir de este valor como:

$$F = \frac{n_c - 1}{R}$$

Ec. 4

donde n_c es el índice de refracción de la córnea.

A partir de estos valores, se puede determinar una predicción del error de refracción y las aberraciones ópticas para el ojo de un paciente determinado después de una intervención terapéutica determinada, lo que permite personalizar la intervención para el paciente.

La Fig. 6 ilustra un sistema de exploración de pacientes 80 para determinar si un paciente es un candidato apropiado para un procedimiento terapéutico de acuerdo con un aspecto de la presente invención. Por ejemplo, el sistema de exploración de pacientes 80 puede diseñarse para predecir los resultados del paciente como una pluralidad de clases de resultados para una o más intervenciones terapéuticas, que incluyen cirugía refractiva, reticulación de colágeno o inserción de anillo intracorneal. Se apreciará que varios elementos del sistema de exploración de pacientes 80 ilustrado pueden implementarse como programas de ordenador, ejecutables en uno o más ordenadores de uso general. En consecuencia, cualquier estructura descrita en este documento puede implementarse alternativamente como circuitos de hardware dedicados para la función descrita o como código de un programa almacenado como parte de una memoria evaluable por ordenador, tal como un disco duro de un ordenador, por ejemplo, medios de almacenamiento magnéticos, medios de almacenamiento sólido, medios de CD y DVD, etc.). Las funciones llevadas a cabo por el sistema ilustrado, pero que no son útiles para comprender la invención reivindicada, se omiten de este diagrama. Por ejemplo, un sistema implementado como programa de ordenador requeriría cierta cantidad de memoria de trabajo y rutinas para acceder a esta memoria. Dichas cuestiones son comprendidas por los expertos en la técnica, y se omiten en aras de la brevedad.

Se apreciará además que los componentes del sistema de exploración de pacientes pueden configurarse para interactuar con otros módulos de programas de software. Por ejemplo, un clasificador de reconocimiento de patrones 82 puede ejecutarse dentro de un entorno de un sistema operativo de ordenador, utilizando librerías de datos disponibles desde el sistema operativo. De forma similar, un elemento implementado por un ordenador determinado puede recibir datos de uno o más módulos de programas diferentes y proporcionar datos a otros módulos de programas que utilizan la salida del sistema. Además, partes del sistema de exploración de pacientes 80 pueden residir en un sistema informático remoto, mediante el cual varios componentes del sistema y recursos externos pueden conectarse a través de una red informática como WAN, LAN, medios de comunicación óptica, red telefónica pública conmutada, los datos globales de paquetes red de comunicación ahora conocida comúnmente como Internet, cualquier red inalámbrica o cualquier equipo de transferencia de datos ofrecido por un proveedor de servicios.

El sistema de exploración de pacientes 80 comprende una interfaz de usuario 84 que también puede permitir al usuario introducir uno o más parámetros de interés, tales como la edad, el sexo, el historial médico y otra información médicamente relevante relacionada con el paciente. Además, de acuerdo con un aspecto de la presente invención, el sistema de exploración de pacientes 80 puede comprender un dispositivo de formación de imágenes de elastografía 86 configurado para proporcionar datos de deformación y esfuerzo relacionados con el ojo del paciente. Por ejemplo, el dispositivo de formación de imágenes de elastografía 86 puede incluir un aparato para aplicar una perturbación conocida (por ejemplo, fuerza, presión, energía o desplazamiento) al tejido ocular, por ejemplo, a través del aplanamiento o la variación localizada de la presión del aire. Se puede proporcionar un sensor de fuerza acompañante para medir la fuerza aplicada por el dispositivo de formación de imágenes de elastografía. Puede formarse una imagen del tejido del ojo, con cualquier modalidad de imagen apropiada (por ejemplo, MRI u OCT), antes y después de aplicar la fuerza, o en una pluralidad de fuerzas diferentes, para proporcionar una pluralidad de imágenes del ojo. A partir de estas imágenes, se pueden determinar los datos de deformación y esfuerzo apropiados para el ojo. Además, el dispositivo de formación de imágenes de elastografía 86 se puede utilizar para determinar un perfil geométrico del ojo. Con el fin de determinar una geometría del ojo, el dispositivo de formación de imágenes 86 puede utilizar imágenes de resonancia magnética (MRI), tomografía de coherencia óptica (OCT), imágenes de Scheimpflug, o cualquier otra modalidad de formación de imágenes apropiada. Las imágenes determinadas pueden complementarse con valores adicionales, como una topografía corneal medida y una longitud axial determinada del ojo. Con este fin, el dispositivo de formación de imágenes de elastografía 32 puede incluir, por ejemplo, un dispositivo de formación de imágenes por ultrasonidos o una disposición de interferómetro de coherencia parcial, para determinar la longitud axial, así como un generador de imágenes apropiado para determinar la topografía corneal. Se apreciará que, mientras que el sistema de exploración de pacientes 80 se centra en los efectos de la intervención quirúrgica y terapéutica sobre la córnea y los efectos visuales resultantes, la representación del ojo del paciente puede incluir además cada una de las escleróticas, el cristalino, las zónulas, la coroides, la retina, el iris y el cuerpo ciliar del ojo.

Cada una de la interfaz de usuario 84 y el dispositivo de formación de imágenes de elastografía 86 pueden proporcionar datos apropiados a un extractor de características 90 que extrae datos de características de los datos proporcionados. El extractor de características 90 extrae valores de cada imagen según un conjunto de

características seleccionadas. Las características seleccionadas pueden ser cualquier valor derivado del patrón que varíe suficientemente entre las diversas clases de salida para servir como base para discriminar entre ellas. Los datos numéricos extraídos de las características se pueden concebir con fines computacionales como un vector de características, con cada elemento del vector que representa un valor derivado de una característica dentro del patrón. Las características específicas se pueden seleccionar por cualquier procedimiento razonable, pero habitualmente, las características apropiadas se seleccionarán por experimentación y éxito previo. Por ejemplo, el extractor de características 90 puede configurarse para extraer uno o más parámetros de los datos proporcionados por el sistema de formación de imágenes de elastografía 86. En la implementación ilustrada, los datos de imagen proporcionados por el componente de formación de imágenes de elastografía 86 pueden digitalizarse y procesarse para obtener una geometría general del ojo. Por ejemplo, las imágenes se pueden filtrar y se pueden utilizar uno o más algoritmos de detección de bordes para determinar los límites de las diversas capas de tejido. A partir de la geometría determinada, el extractor de características 90 puede proporcionar mediciones, como los espesores de varias capas de tejido dentro del ojo, así como valores calculados, como polinomios de Zernike para la córnea y valores de potencia óptica (por ejemplo, valores apicales y tangenciales). Además, de acuerdo con un aspecto de la presente invención, y como se describe anteriormente en la Fig. 2, se pueden utilizar los valores de esfuerzo y deformación proporcionados por el componente de formación de imágenes de elastografía 86 para calcular una o más medidas no lineales de elasticidad para la córnea en una o más ubicaciones. Las medidas pueden incluir la histéresis, la fluencia, la relajación del esfuerzo y una función dependiente de la deformación para el módulo de Young para cualquiera de una pluralidad de ubicaciones de interés dentro del ojo, particularmente la córnea y la esclerótica.

Cada uno de los valores determinados se puede incluir como parte del vector de características extraídas, así como de cualquiera de una serie de valores derivados de esta información. Por ejemplo, en una implementación, se puede aplicar un desplazamiento conocido a la córnea en una primera dirección, y el desplazamiento de la córnea en la segunda y tercera direcciones, cada una perpendicular a la primera dirección y entre sí, puede medirse con una pluralidad de ubicaciones. Para cada ubicación, se puede determinar una relación del desplazamiento medido a lo largo de la segunda dirección al desplazamiento conocido a lo largo de la primera dirección y una relación del desplazamiento medido a lo largo de la tercera dirección al desplazamiento conocido a lo largo de la primera dirección y proporcionarse como parámetros biomecánicos para la ubicación.

Otros ejemplos de características corneales extraídas de la formación de imágenes, la elastografía y el modelado pueden ser una variación espacial de la elasticidad corneal, medida, por ejemplo, como una medida paramétrica o no paramétrica de la variación (por ejemplo, desviación típica) entre una pluralidad de ubicaciones medidas o como un mapeo del gradiente de la córnea en una o más dimensiones. De forma similar, cuando el paciente ya ha sido sometido a una intervención quirúrgica o no quirúrgica, puede determinarse una diferencia en la elasticidad entre las secciones sometidas a reticulación de colágeno o deformaciones anormales cerca de la región de solapa después del procedimiento refractivo. Las diferencias en las propiedades biomecánicas, incluidas las medidas de viscoelasticidad no lineal, del tejido corneal normal también se pueden determinar para las regiones del lecho del estroma residual después de un procedimiento de cirugía refractiva. Además, la heterogeneidad nativa dentro de la córnea es de interés durante la exploración de los pacientes, que puede medirse, por ejemplo, como una medida de variación de uno o más parámetros de elasticidad o como un conjunto de gradientes determinados a partir de los valores medidos. Por ejemplo, se puede utilizar como característica un gradiente máximo o un promedio de un conjunto de gradientes más altos.

Las características adicionales pueden incluir características que representan diversas regiones de la córnea y la esclerótica. Por ejemplo, características que representan medidas de elasticidad y gradientes de diversas regiones de la córnea, por ejemplo, la porción anterior o posterior de la córnea, así como los valores derivados (por ejemplo, relaciones y diferencias) destinados a comparar las propiedades de las dos regiones. Se pueden determinar medidas similares para una porción central de la córnea y una porción periférica, y cualquier otra ubicación de interés para un procedimiento terapéutico dado. Dichas características regionales son de particular interés en la detección de la aparición de queratocono, un factor de riesgo conocido para la cirugía refractiva, ya que pueden detectarse anomalías regionales y locales en torno a los picos de tensión/deformación. En consecuencia, cualquiera de estos parámetros derivados a partir de los datos de elasticidad no lineal se puede utilizar como parte del vector de características, dependiendo de la intervención terapéutica de interés para el sistema de exploración de pacientes 80.

El vector de características extraídas se proporciona luego al clasificador de reconocimiento de patrones 82. En el clasificador, el vector de características, que representa los datos del paciente, se compara, mediante un algoritmo de optimización apropiado, con los datos de entrenamiento que representan cada una de una pluralidad de clases de resultados. Cualquiera de una variedad de técnicas de optimización puede utilizarse en el clasificador de reconocimiento de patrones para hacer esta determinación, incluyendo máquinas de vectores de soporte, mapas autoorganizados, sistemas de lógica difusa, procedimientos de fusión de datos, sistemas expertos, reglas, sistemas basados en casos o programas algorítmicos, o cualquiera de una variedad de clasificadores de redes neuronales. Cada clase de resultado representa un rango predicho de resultados para el paciente dada la aplicación del procedimiento terapéutico. Esto puede variar desde un binario "bueno" y "malo" a una pluralidad de graduaciones de mejora esperada. Idealmente, los datos de entrenamiento representan vectores de características y resultados asociados para pacientes previos, aunque inicialmente en el entrenamiento y la prueba del modelo clasificador

podrían utilizarse los datos de un modelo de ojo completo. A partir del vector de características proporcionado, se selecciona una clase de resultado y se puede calcular la confianza en el resultado seleccionado. Los resultados que caen por debajo de un valor de confianza umbral pueden rechazarse.

5 En vista de las características estructurales y funcionales anteriores descritas anteriormente, una metodología de acuerdo con diversos aspectos de la presente invención se apreciará mejor con referencia a la Fig. 7. Si bien, a efectos de simplificar la explicación, la metodología de la Fig. 7 se muestra y se describe como si se ejecutara en serie, pero debe entenderse y apreciarse que la presente invención no está limitada por el orden ilustrado, ya que algunos aspectos, de acuerdo con la presente invención, podrían ocurrir en diferentes órdenes y/o concurrentemente con otros aspectos de lo que se muestra y describe en este documento. Además, no todas las características
10 ilustradas para implementar una metodología de acuerdo con un aspecto de la presente invención pueden ser necesarias.

La Fig. 7 ilustra una metodología 100 para predecir el resultado quirúrgico de acuerdo con un aspecto de la presente invención. La metodología comienza en la etapa 102, donde un sistema de formación de imágenes toma imágenes de un ojo de un paciente. Por ejemplo, el sistema de formación de imágenes puede incluir un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética (IRM), un sistema de tomografía computarizada (TC) o cualquier otro sistema de formación de imágenes apropiado para determinar la geometría del ojo. La imagen generada por el sistema de formación de imágenes puede ser bidimensional o tridimensional. En la etapa 104, la imagen generada se usa para construir una representación de la geometría del ojo del paciente. Por ejemplo, una imagen bidimensional puede rotarse axialmente para proporcionar una representación del ojo del paciente. Se pueden usar los valores de espesor convencionales para varias capas de tejido para simular un modelo tridimensional.
15 20

En la etapa 106, la representación tridimensional se divide en una pluralidad de elementos finitos, cada uno representado por una función asociada. Los parámetros biomecánicos del tejido ocular se asignan a las funciones asociadas de la pluralidad de elementos finitos para proporcionar un modelo de elemento finito del ojo. Las funciones asociadas reflejan el comportamiento de una porción determinada del tejido bajo esfuerzo y deformación de otras partes del ojo y la presión intraocular. Los parámetros biomecánicos que representan el tejido ocular se pueden determinar mediante medición directa o se pueden utilizar resultados representativos conocidos para cada tejido.
25

En la etapa 108, el modelo de elementos finitos se ajusta para tener en cuenta la presión intraocular. De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se pueden determinar las distorsiones de la geometría del ojo causadas por la presión intraocular, y se puede añadir un desplazamiento del tejido corneal al modelo para simular un ojo que no se distorsiona por la presión intraocular. En una implementación, se puede medir la presión intraocular real y una elasticidad de la córnea, y se puede aplicar un ajuste apropiado, por ejemplo, a partir de una tabla de deflexiones corneales conocidas para valores dados de presión intraocular.
30

En la etapa 110, un usuario proporciona una alteración al modelo que simula los efectos de un procedimiento terapéutico. Por ejemplo, se puede seleccionar un patrón apropiado de cambios en la geometría y propiedades biomecánicas del modelo en una interfaz gráfica de usuario para simular uno de una variedad de procedimientos quirúrgicos refractivos, una aplicación de un tratamiento de reticulación de colágeno o cualquier otra intervención terapéutica apropiada. En una implementación, los patrones pueden ser personalizables, lo que permite al usuario personalizar un procedimiento terapéutico para producir resultados óptimos.
35

En la etapa 112, el modelo de elementos finitos se reconcilia para incorporar los cambios proporcionados por el usuario para proporcionar una forma predicha del ojo. En 114, la forma predicha se ajusta para reflejar la presencia de una cantidad apropiada de presión intraocular. Por ejemplo, se puede aplicar una desviación a la córnea de acuerdo con una rigidez corneal medida y la presión intraocular del paciente. A partir de la forma prevista, puede calcularse al menos un parámetro óptico en la etapa 116. Por ejemplo, la forma de córnea predicha se puede caracterizar como una serie de polinomios de Zernike, y se pueden calcular uno o más valores de potencia óptica a partir de la forma predicha. En la etapa 118, la forma predicha y los parámetros ópticos calculados se muestran a un usuario.
40 45

La Fig. 8 ilustra un sistema informático 200 que se puede emplear para implementar sistemas y procedimientos descritos en este documento, tales como las instrucciones ejecutables por ordenador que se ejecutan en el sistema informático. El sistema informático 200 puede implementarse en uno o más sistemas informáticos en red de propósito general, sistemas informáticos integrados, enrutadores, conmutadores, dispositivos servidor, dispositivos cliente, varios dispositivos/nodos intermedios y/o sistemas informáticos autónomos. Adicionalmente, el sistema informático 200 puede implementarse como parte de la herramienta de ingeniería asistida por ordenador (CAE) que ejecuta instrucciones ejecutables por ordenador para realizar un procedimiento como se describe en el presente documento.
50 55

El sistema informático 200 incluye un procesador 202 y una memoria de sistema 204. También se pueden utilizar microprocesadores duales y otras arquitecturas de multiprocesador como el procesador 202. El procesador 202 y la memoria de sistema 204 se pueden acoplar mediante cualquiera de varios tipos de estructuras de bus, incluyendo un bus de memoria o controlador de memoria, un bus de periféricos y un bus local usando cualquiera de una

variedad de arquitecturas de bus. La memoria del sistema 204 incluye la memoria de solo lectura (ROM) 208 y la memoria de acceso aleatorio (RAM) 210. Un sistema básico de entrada/salida (BIOS) puede residir en la ROM 208, que generalmente contiene las rutinas básicas que ayudan a transferir información entre elementos dentro del sistema informático 200, tal como el reinicio o el encendido.

5 El sistema informático 200 puede incluir uno o más tipos de almacenamiento de datos a largo plazo 214, que incluyen una unidad de disco duro, una unidad de disco magnética (por ejemplo, para leer o escribir en un disco extraíble) y una unidad de disco óptico, (por ejemplo, para leer un disco CD-ROM o DVD o para leer o escribir en otros medios ópticos). El almacenamiento de datos a largo plazo se puede conectar al procesador 202 mediante una interfaz de unidades 216. Los componentes de almacenamiento a largo plazo 214 proporcionan almacenamiento no
10 volátil de datos, estructuras de datos e instrucciones ejecutables por ordenador para el sistema informático 200. También se pueden almacenar varios módulos de programas en una o más de las unidades así como en la RAM 210, que incluyen un sistema operativo, uno o más programas de aplicación, otros módulos de programa y datos de programa.

15 Un usuario puede ingresar comandos e información en el sistema informático 200 a través de uno o más dispositivos de entrada 220, tales como un teclado o un dispositivo señalador (por ejemplo, un ratón). Estos y otros dispositivos de entrada a menudo están conectados al procesador 202 a través de una interfaz de dispositivo 222. Por ejemplo, los dispositivos de entrada pueden conectarse al bus del sistema mediante uno o varios puertos paralelos, un puerto serie o un bus en serie universal (USB). Uno o más dispositivos de salida 224, como un dispositivo de visualización o impresora, también se pueden conectar al procesador 202 a través de la interfaz del dispositivo 222.

20 El sistema informático 200 puede funcionar en un entorno de red utilizando conexiones lógicas (por ejemplo, una red de área local (LAN) o una red de área extensa (WAN)) a uno o más ordenadores remotos 230. Un ordenador remoto dado 230 puede ser una estación de trabajo, un sistema informático, un enrutador, un dispositivo homólogo u otro nodo de red común, e incluye habitualmente muchos o todos los elementos descritos con relación al sistema informático 200. El sistema informático 200 puede comunicarse con los ordenadores remotos 230 a través de una
25 interfaz de red 232, tal como una tarjeta de interfaz de red por cable o inalámbrica o módem. En un entorno de red, los programas de aplicación y los datos de programa representados con relación al sistema informático 200, o partes de los mismos, pueden almacenarse en la memoria asociada con los ordenadores remotos 230.

30 Se entenderá que la descripción anterior de la presente invención es susceptible de varias modificaciones, cambios y adaptaciones, y las mismas están destinadas a estar comprendidas dentro del significado y rango de equivalentes de las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones descritas actualmente se consideran en todos los aspectos como ilustrativas y no restrictivas. El alcance de la invención se indica mediante las reivindicaciones adjuntas, en lugar de la descripción anterior, y todos los cambios que se encuentran dentro del significado y rango de equivalencia de los mismos están destinados a quedar abarcados en el mismo.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para predecir los resultados de una intervención terapéutica para el ojo de un paciente, que comprende:
 - 5 un sistema de formación de imágenes configurado para proporcionar datos de imagen que representan al menos una porción del ojo del paciente;
 - un dispositivo de entrada configurado para permitir a un usuario diseñar una intervención terapéutica propuesta para el ojo del paciente, comprendiendo la intervención terapéutica propuesta una alteración propuesta de al menos una propiedad biomecánica para una porción del tejido que comprende el ojo del paciente para estimular un cambio en las propiedades del material de la porción del tejido;
 - 10 un componente de modelado de elementos finitos configurado para generar un modelo de elementos finitos que representa la condición del ojo del paciente después de la intervención terapéutica propuesta de acuerdo con los datos de imagen, comprendiendo la al menos una propiedad biomecánica del tejido el ojo y el cambio en al menos una propiedad biomecánica de la porción del tejido representada por la intervención terapéutica propuesta, el modelo generado que no tiene restricciones *a priori* sobre el movimiento de un limbo corneal del ojo, estando el componente de modelado de elementos finitos configurado para aplicar el cambio a la al menos una propiedad biomecánica de la porción del tejido representada por la intervención terapéutica propuesta a un modelo inverso que se ajusta para reflejar la condición del ojo del paciente sin presión intraocular y ajustar el modelo de elemento finito generado para incluir un valor apropiado para el paciente para la presión intraocular; y una pantalla configurada para mostrar el modelo generado al usuario.
- 20 2. El sistema de la reivindicación 1, q el componente de modelado de elementos finitos estando configurado para generar un modelo de elementos finitos según al menos una propiedad biomecánica de cada uno de tejido corneal, tejido esclerótico y al menos otra estructura del ojo.
3. El sistema de la reivindicación 1, la intervención terapéutica propuesta comprendiendo una alteración propuesta de los datos de imagen para simular un cambio en la geometría determinada del ojo.
- 25 4. El sistema de la reivindicación 1, comprendiendo además un dispositivo de medición de parámetros configurado para determinar la al menos una propiedad biomecánica del tejido que comprende el ojo del paciente que es específico para el paciente.
5. El sistema de la reivindicación 4, comprendiendo el dispositivo de medición de parámetros:
 - 30 un dispositivo de formación de imágenes de elastografía configurado para aplicar una perturbación conocida a al menos una porción del tejido ocular y medir un desplazamiento del tejido ocular en respuesta a la fuerza en cada una de una pluralidad de ubicaciones; y
 - un procesador de datos configurado para determinar al menos una propiedad biomecánica del ojo que es específica para el paciente de acuerdo con el desplazamiento medido y la perturbación conocida.
- 35 6. El sistema de la reivindicación 5, el dispositivo de formación de imágenes de elastografía estando configurado para aplicar una de una perturbación acústica y una perturbación neumática al tejido ocular.
7. El sistema de la reivindicación 1, la al menos una propiedad biomecánica incluyendo una histéresis viscoelástica medida del tejido ocular.
8. El sistema de la reivindicación 1, la al menos una propiedad biomecánica incluyendo una propiedad de relajación del esfuerzo para el tejido ocular.
- 40 9. El sistema de la reivindicación 1, el componente de modelado de elementos finitos comprendiendo un componente de caracterización óptica configurado para calcular al menos un parámetro óptico a partir de una geometría predicha derivada del modelo de elementos finitos.

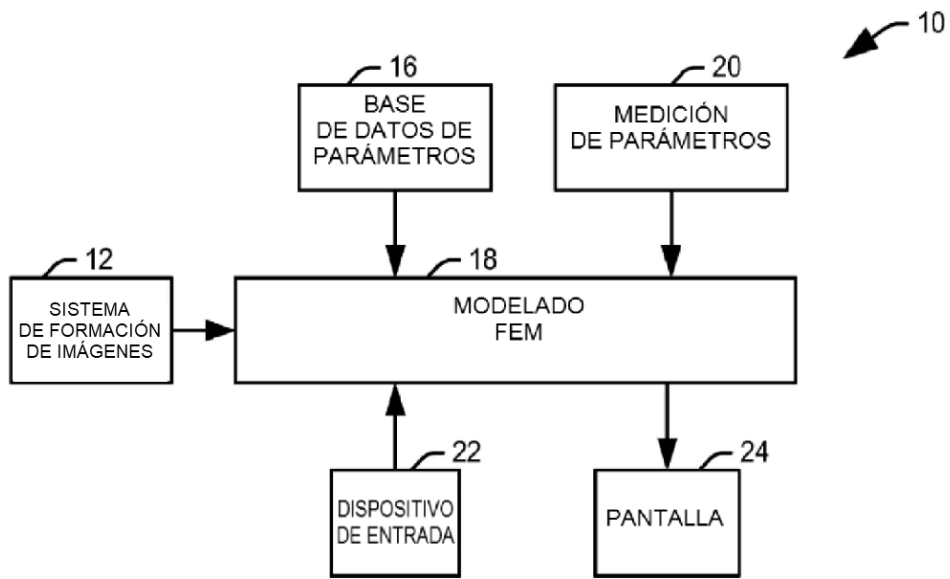


FIG. 1

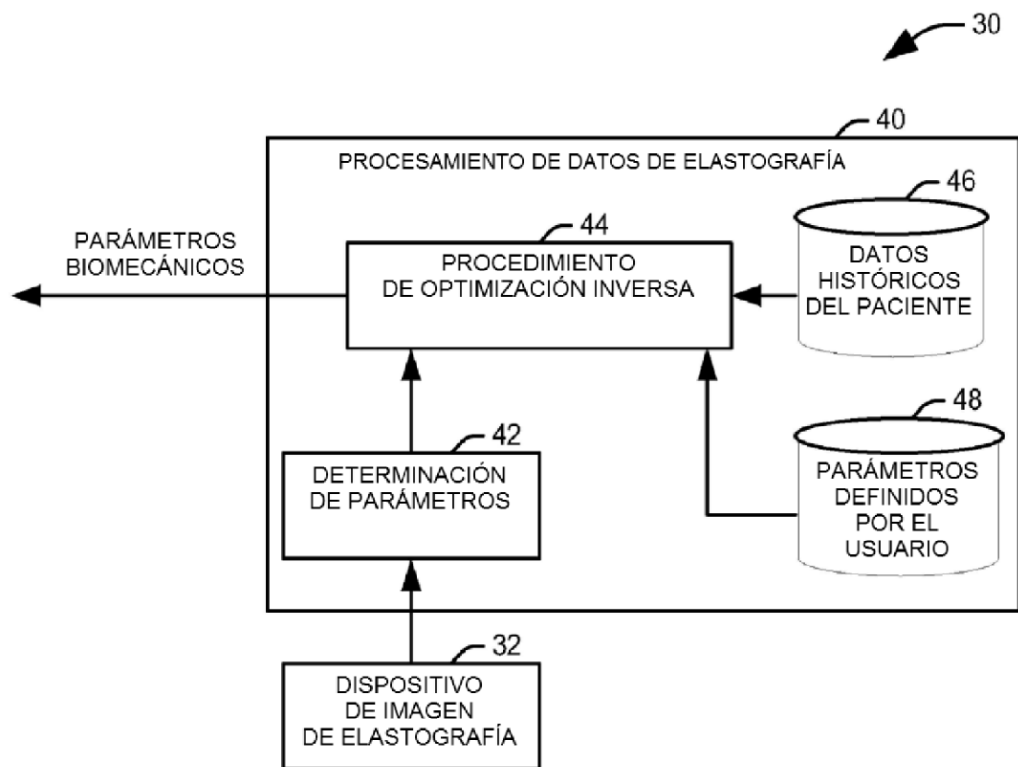


FIG. 2

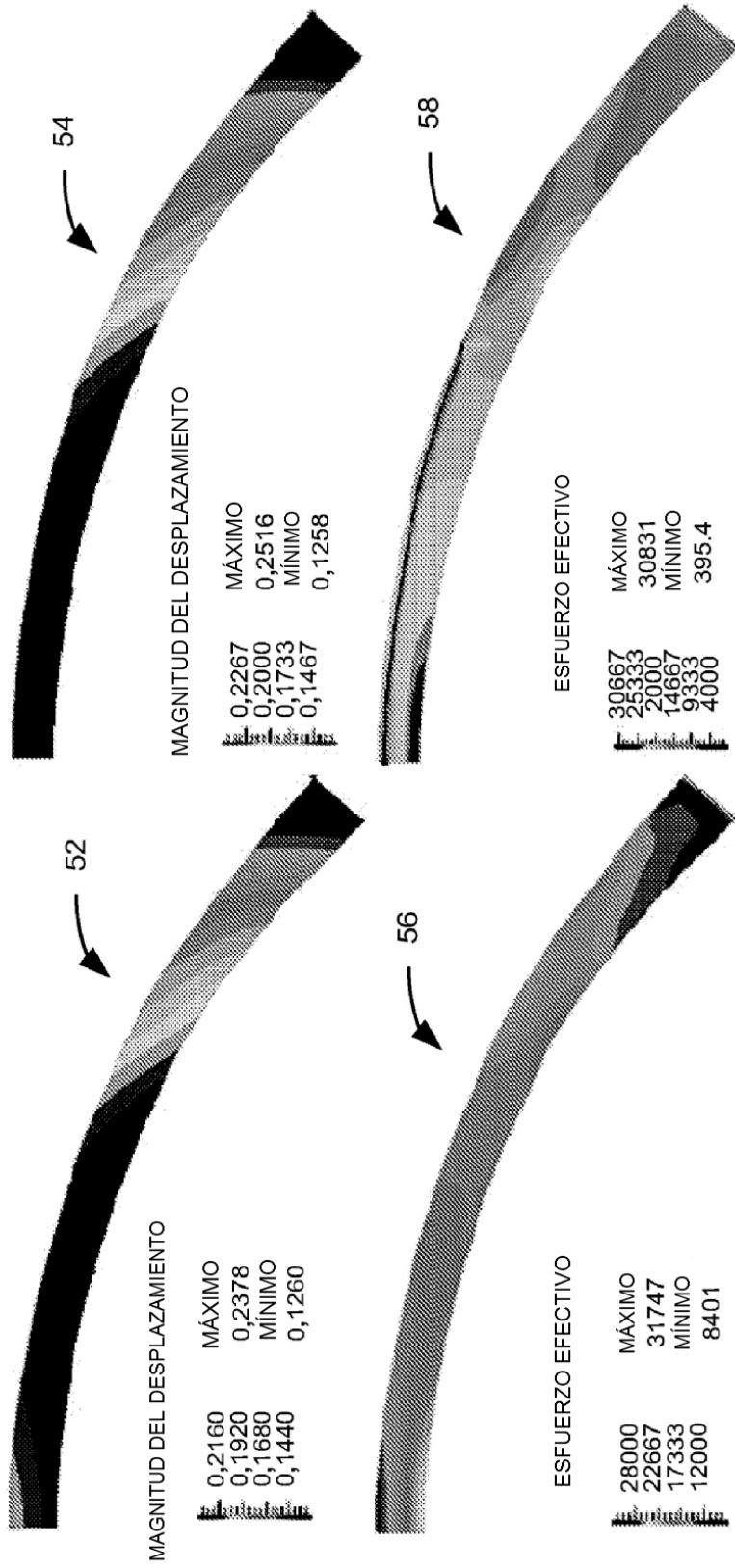


FIG. 3

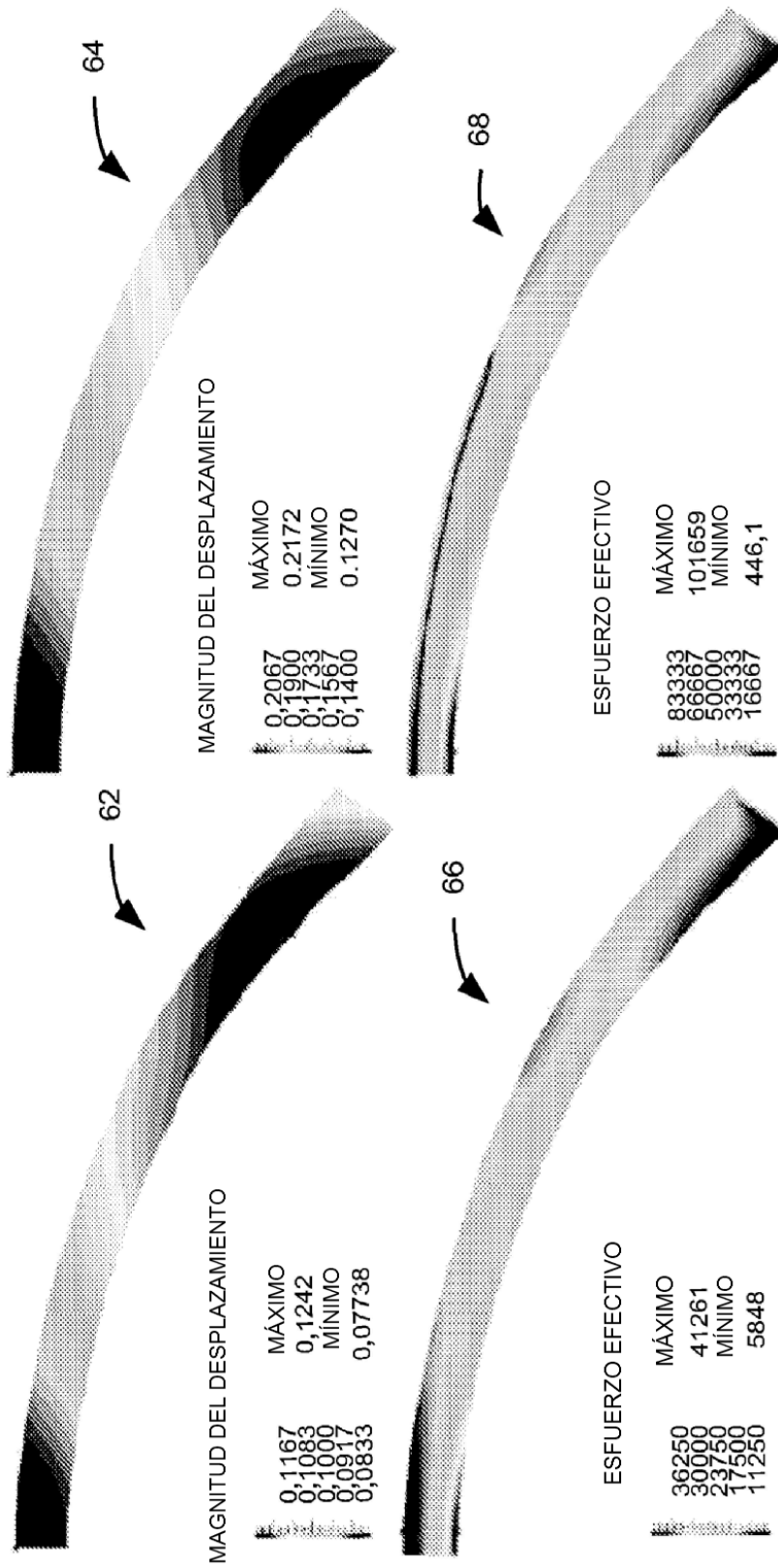


FIG. 4

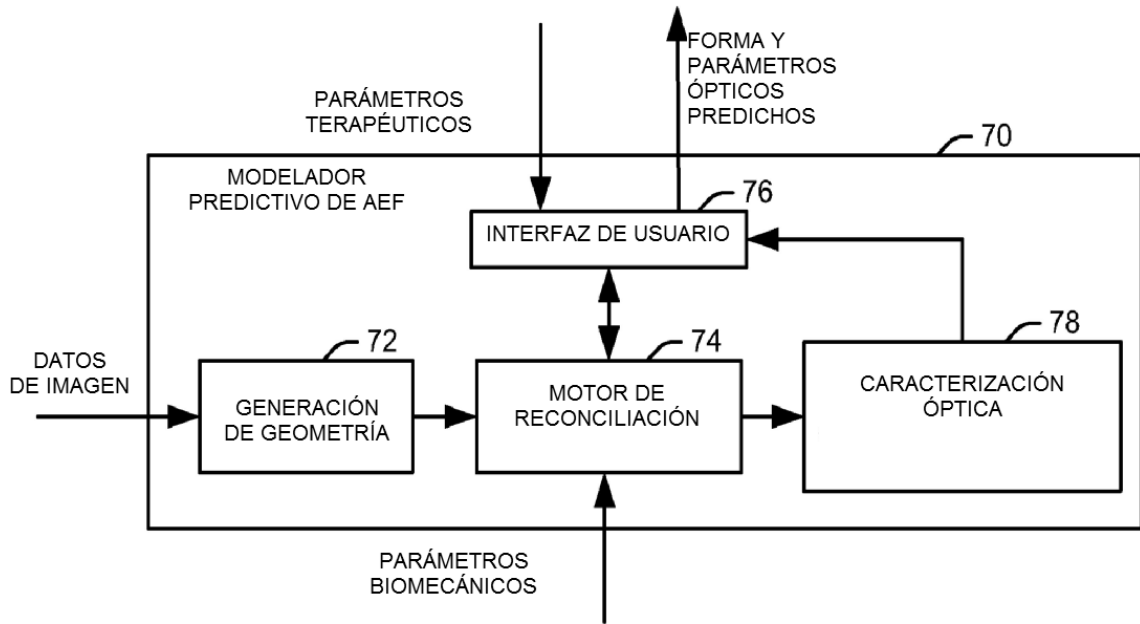


FIG. 5

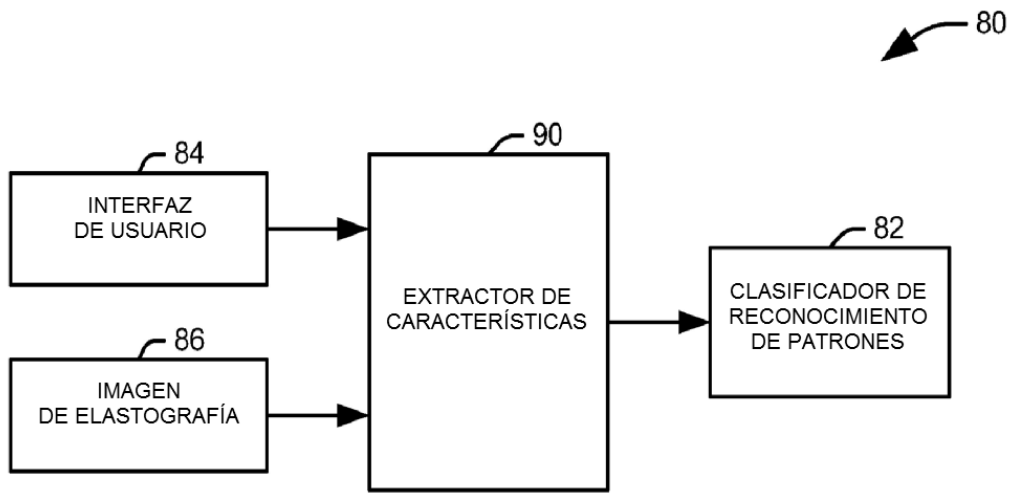


FIG. 6

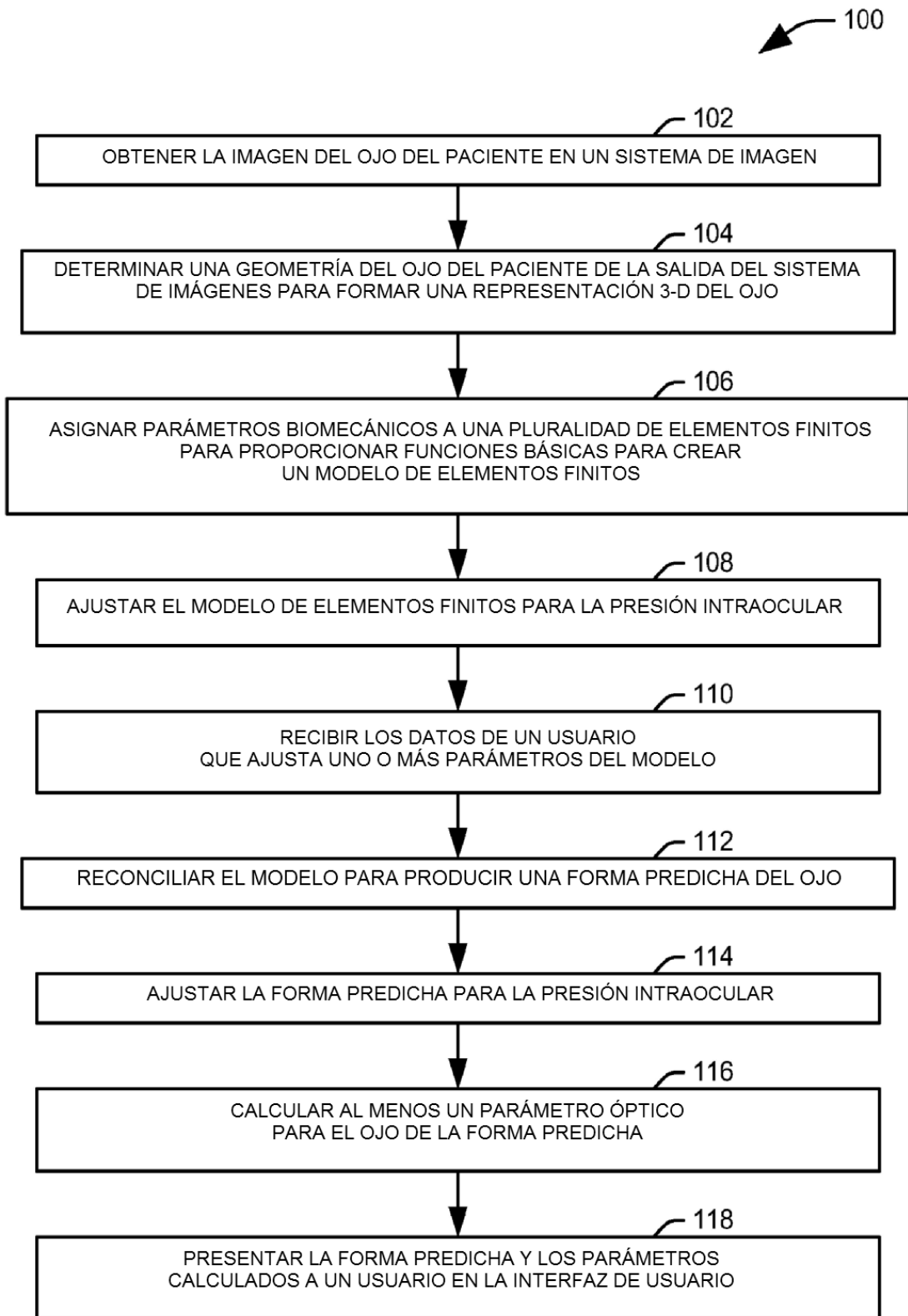


FIG. 7

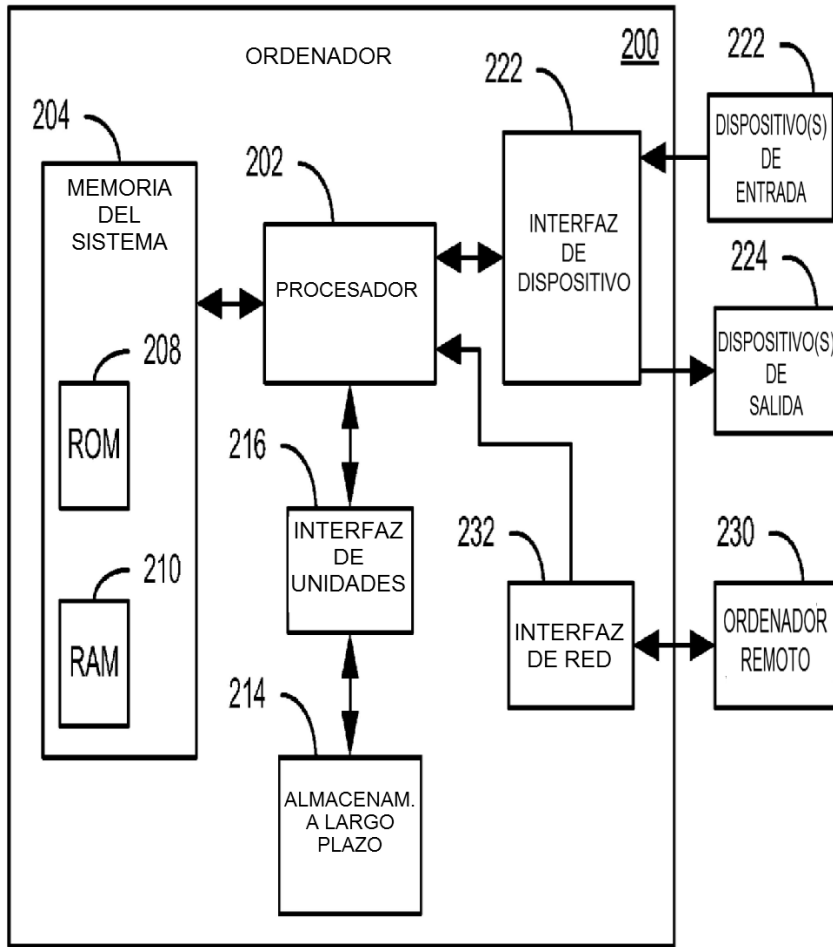


FIG. 8