

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 971 622**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61F 2/16 (2006.01)

A61B 3/16 (2006.01)

A61N 1/40 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.08.2018** **PCT/US2018/045430**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.02.2019** **WO19028474**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.08.2018** **E 18840215 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.12.2023** **EP 3661411**

54 Título: **Conjunto de transferencia de energía inalámbrica multibobina para terapia inalámbrica contra el glaucoma**

30 Prioridad:

04.08.2017 US 201762541218 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
06.06.2024

73 Titular/es:

PURDUE RESEARCH FOUNDATION (100.0%)
101 Foundry Drive, Suite 2500
West Lafayette, IN 47906, US

72 Inventor/es:

IRAZOQUI, PEDRO P.;
SIMON, GABRIEL;
ALBORS, GABRIEL;
WILLIAMS, JACK;
YUAN, QUAN;
WANG, ZHI y
SLAUBAUGH, CURTIS

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 971 622 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

Conjunto de transferencia de energía inalámbrica multibobina para terapia inalámbrica contra el glaucoma

Antecedentes

Campo técnico

La presente descripción hace referencia en general a la estimulación inalámbrica de tejido biológico (por ejemplo, nervios, tejido muscular, etc.) y, en una implementación de ejemplo, a la terapia para el glaucoma basada en la administración inalámbrica de energía al ojo de un sujeto mamífero (por ejemplo, humano, roedor, etc.) para reducir una presión intraocular (PIO) elevada que implica la utilización de un conjunto de transferencia de energía inalámbrica multibobina. El conjunto de transferencia de energía inalámbrica multibobina se puede utilizar solo o en combinación con una bobina de estimulación que se puede implantar en el ojo de un sujeto mamífero o dentro de una lente de contacto que lleve un sujeto mamífero.

Información general

El glaucoma es actualmente la principal causa de ceguera y sigue provocándola en alrededor del 10 % de incluso aquellos pacientes que reciben el tratamiento más actualizado. La causa principal del glaucoma es un exceso de presión intraocular (PIO) que presiona y daña el nervio óptico. En un ojo de mamífero que funcione con normalidad, se bombea líquido (es decir, humor acuoso) al segmento anterior del ojo para, entre otras cosas, mantener una PIO saludable y proporcionar nutrientes a las estructuras del segmento anterior. A continuación, el líquido se drena principalmente a través de los tejidos de drenaje en la unión de la córnea y el iris en la región del ojo conocida como el limbo. En el glaucoma, una PIO elevada es el resultado de un exceso de humor acuoso que se puede deber a una combinación de a) el cuerpo ciliar produce demasiado líquido (aumento del flujo de entrada) y/o b) demasiada resistencia al drenaje del humor acuoso fuera del ojo (flujo de salida limitado) dependiendo del tipo de glaucoma.

El glaucoma puede adoptar muchas formas. El glaucoma de ángulo abierto es aquel en el que el humor acuoso no drena tan rápidamente debido a una resistencia anormal en la malla trabecular y la vía del canal de Schlemm. El aumento de la PIO en el glaucoma de ángulo abierto suele ser un proceso lento y generalmente no presenta síntomas. Cuando la visión empieza a disminuir, ya se han producido daños graves en el nervio óptico. El ángulo cerrado (denominado, en ocasiones, "glaucoma de ángulo cerrado") se produce cuando el humor acuoso no drena del ojo debido a una obstrucción o resistencia en la red trabecular del iris. Esto provoca un pico repentino de la presión intraocular y se considera una urgencia. El glaucoma congénito es un defecto de nacimiento causado por un desarrollo anormal del ojo. El glaucoma secundario está causado por factores externos como por ejemplo fármacos, enfermedades o traumatismos. El glaucoma de ángulo abierto es la forma más común de glaucoma y tiene un claro componente genético. Si se consideran todas las formas, se prevé que las poblaciones de pacientes con glaucoma o PIO elevada (preglaucoma) crezcan de forma constante debido, entre otras razones, al aumento demográfico de la población que envejece.

Los tratamientos médicos y quirúrgicos existentes intentan reducir la PIO a niveles no perjudiciales actuando sobre el drenaje o la producción de humor acuoso, pero con un éxito limitado. Los dos enfoques principales incluyen la utilización de colirios para regular el flujo de líquido y cirugías para abrir los canales de drenaje en el ojo. Los métodos farmacológicos (colirios) para reducir la PIO en pacientes con glaucoma e hipertensión ocular sólo proporcionan un alivio agudo de los síntomas de la enfermedad crónica. Los enfoques quirúrgicos se han centrado en gran medida en implantar una endoprótesis o una estructura similar para absorber o facilitar el drenaje del humor acuoso. Los enfoques quirúrgicos con láser consiguen un efecto similar al de las endoprótesis creando o aumentando las aberturas en la región de drenaje del ojo. Las blefarocirugías crean una abertura fuera de la cámara anterior para facilitar el drenaje. Dichos enfoques quirúrgicos han tenido un éxito clínico limitado por diversas razones, que incluyen el mayor riesgo de infección debido a la vía bacteriana que existe en virtud del elemento de drenaje físico (por ejemplo, la ampolla) que se extiende fuera del ojo durante su utilización.

El mismo riesgo de infección está presente en los esfuerzos de la técnica anterior que implican la utilización de la estimulación eléctrica del ojo para reducir la PIO, que normalmente incluyen electrodos cableados con conductores que se extienden fuera desde el ojo durante su utilización.

El documento US 2011/0238133 A1 describe un dispositivo de electrodos implantado en el ojo de un sujeto, y una bobina de carga dispuesta en las gafas del sujeto, de acuerdo con algunas aplicaciones de la presente invención. Para algunas aplicaciones, uno o más electrodos del dispositivo de electrodos se colocan en o adyacentes al ojo del sujeto, y se excitan para aplicar una señal que induce la producción de NO adyacente a los electrodos, con el fin de tratar una enfermedad ocular. En algunas aplicaciones, los electrodos se alimentan mediante una bobina de carga que se dispone fuera del ojo del sujeto, por ejemplo, acoplada a las gafas del sujeto.

El documento US 2006/0224215 A1 describe unas gafas oculares para el tratamiento de enfermedades oculares, con una bobina ocular con núcleo de aire que permite al paciente ver a través de la misma a lo largo del eje magnético durante las sesiones de terapia.

El documento WO 2017/223387 A1 es técnica anterior según el art. 54(3) EPC y describe un conjunto de bobinas para su utilización con una montura óptica que puede incluir al menos dos pares de bobinas eléctricas, en donde un primer par de bobinas eléctricas se utiliza para suministrar energía inalambrica en el ojo del paciente basándose en una señal de estimulación que tiene una primera fase, y en donde un segundo par de bobinas eléctricas se utiliza para suministrar energía inalambrica en el ojo del paciente basándose en una señal de estimulación que tiene una segunda fase que es opuesta a la primera fase de la señal de estimulación empleada con el primer par de bobinas eléctricas.

Resumen

Existe la necesidad de desarrollar un método para reducir crónicamente la PIO de pacientes con glaucoma o hipertensión ocular a un nivel seguro sin causar efectos secundarios inaceptables.

Los detalles de una o más formas de realización de la materia de estudio descrita en la presente memoria se exponen en los dibujos adjuntos y en la descripción que figura a continuación. Otras características, aspectos y ventajas de la invención resultarán evidentes a partir de la descripción, los dibujos y las reivindicaciones. La siguiente descripción se proporciona con el propósito de comprender la invención, pero el alcance de la protección está definido por las reivindicaciones. Las formas de realización mostradas en las figuras 1, 4, 5, 8-9, 15, 16 no forman parte de la invención.

En general, un sistema para reducir de forma inalambrica la presión intraocular elevada en un ojo de un sujeto mamífero incluye una bobina construida a partir de un conductor alargado formado en varios bobinados. Dicha bobina se adapta para colocarse cerca de un ojo de un sujeto mamífero. El sistema también incluye un generador de señales en comunicación eléctrica con dicha bobina. Dicho generador de señales se configura para generar una señal para producir un campo electromagnético transmitido de forma inalambrica desde dicha bobina a dicho ojo de dicho sujeto mamífero en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir una presión intraocular elevada dentro de dicho ojo de dicho sujeto mamífero. Un sistema para reducir de forma inalambrica la presión intraocular elevada en un ojo de un sujeto mamífero de acuerdo con la invención se proporciona mediante la reivindicación 1.

En general, un dispositivo para reducir la presión intraocular elevada en un ojo de un sujeto mamífero incluye un conjunto de electrodos de estimulación adaptado para colocarse al menos sobre, dentro o cerca de dicho ojo de dicho sujeto mamífero. Dicho conjunto de electrodos de estimulación pasiva se adapta para enviar una señal de estimulación a al menos una estructura intraocular en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir dicha presión intraocular elevada dentro de un ojo de mamífero mediante (i) la disminución del flujo de entrada de humor acuoso en un segmento anterior de dicho ojo, y (ii) el aumento del flujo de salida de humor acuoso de dicho segmento anterior de dicho ojo.

En general, un método de reducción inalambrica de la presión intraocular elevada en un ojo de un sujeto mamífero incluye la transmisión inalambrica de un campo electromagnético desde una bobina a un ojo de un sujeto mamífero, el campo electromagnético suministrado en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir una presión intraocular elevada dentro de dicho ojo. Dicha bobina se puede construir a partir de un conductor alargado formado en varios bobinados.

En algunos casos, un método para reducir la presión intraocular elevada en un ojo de un sujeto mamífero incluye la transmisión de un campo electromagnético a un conjunto de electrodos de estimulación colocado cerca de un ojo de un sujeto mamífero. El conjunto de electrodos de estimulación se adapta para estimular al menos una estructura intraocular para reducir una presión intraocular elevada dentro de dicho ojo de mamífero mediante (i) la disminución del flujo de entrada de humor acuoso en un segmento anterior de dicho ojo, y (ii) el aumento del flujo de salida de humor acuoso de dicho segmento anterior de dicho ojo.

Descripciones de dibujos

La FIG. 1 muestra un diagrama de un sistema inalambrico de terapia contra el glaucoma, que incluye un sistema de transferencia inalambrica de potencia (WPT), una bobina WPT, una bobina de estímulo, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 2 muestra una metodología del sistema inalambrico de terapia contra el glaucoma de la FIG. 1, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 3 muestra un diagrama de la anatomía del ojo de un sujeto mamífero, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 4 muestra un diagrama de bloques de un sistema inalambrico de terapia de bucle cerrado contra el glaucoma, que incluye diversos componentes y los efectos biológicos resultantes, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 5 muestra un sistema de transferencia inalambrica de potencia (WPT) del sistema inalambrico de terapia contra el glaucoma de la FIG. 1, que incluye la estación base y el generador de señal, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 6 muestra un diagrama de la vía de comunicación del sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma de la FIG. 1, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 7 muestra un gráfico que muestra la salida bifásica controlada por corriente medida a partir del aspecto de las salidas del estimulador del sistema de transferencia inalámbrica de potencia de la FIG. 1, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

Las FIG. 8A-8E muestran un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma que implica la utilización de una bobina de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) asociada con gafas para implementar las técnicas descritas, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

Las FIG. 9A-9E muestran un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma que implica la utilización de una bobina de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) asociada con monturas ópticas para implementar la técnica descrita, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo s.

La FIG. 10 muestra una vista frontal de un conjunto de bobina WPT configurado para su utilización con gafas, donde el conjunto de bobina incluye múltiples pares de bobinas eléctricas, por ejemplo, 4 pares), de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 11 muestra una vista en perspectiva de los múltiples pares de bobinas eléctricas que forman parte del conjunto de bobina WPT según se muestra en la FIG. 10, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

Las FIG. 12A-12B muestran vistas frontales del conjunto de bobina WPT de la FIG. 10 colocado en la mano de un investigador (FIG. 12A) para mostrar la escala, y colocado sobre el ojo de un sujeto mamífero (FIG. 12B) para demostrar la posición del conjunto de bobina WPT durante su utilización, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 13 muestra una vista en perspectiva frontal de las corrientes generadas dentro del ojo de un sujeto mamífero durante el funcionamiento del conjunto de bobina WPT de la FIG. 10, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 14 muestra una gráfica que demuestra la capacidad del conjunto de bobina WPT de la FIG. 10 para reducir la PIO durante su utilización con un sujeto mamífero, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 15 muestra un ejemplo de sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma que implica la utilización de una bobina de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) asociada a una antifaz para dormir para implementar las técnicas descritas, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

La FIG. 16 muestra un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma que implica la utilización de una bobina de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) asociada a una almohada para implementar las técnicas descritas, de acuerdo con una forma de realización de ejemplo.

Las referencias, números y designaciones similares en los diversos dibujos indican elementos similares.

Descripción detallada

Los métodos y dispositivos descritos en la presente descripción permiten la administración inalámbrica de energía a un ojo de un sujeto mamífero con el fin de reducir la presión intraocular elevada (PIO) para aquellos que experimentan glaucoma o hipertensión ocular preglaucoma. Esta reducción de la PIO se basa en el suministro de campos electromagnéticos variables en el tiempo al ojo en una cantidad terapéuticamente eficaz suficiente para (1) disminuir el flujo de entrada de humor acuoso en el segmento anterior del ojo (denominada "disminución del flujo de entrada de líquido") y/o (2) aumentar el flujo de salida de humor acuoso del segmento anterior del ojo (denominado "aumento del flujo de salida de líquido"). Según se utiliza en la presente memoria, el "segmento anterior" del ojo es el tercio anterior del ojo que incluye las estructuras situadas delante del humor vítreo: a saber, la córnea, el iris, el cuerpo ciliar y la lente intraocular. En el segmento anterior del ojo hay dos espacios llenos de líquido: la cámara anterior y la cámara posterior. La cámara anterior del segmento anterior se encuentra entre la superficie posterior de la córnea (es decir, el epitelio corneal) y el iris. La cámara posterior del segmento anterior se extiende entre el iris y el ligamento suspensorio del cristalino. El humor acuoso llena los espacios de la cámara anterior y la cámara posterior para, entre otras cosas, proporcionar nutrientes a las estructuras circundantes. La administración inalámbrica de energía para reducir la PIO puede adoptar múltiples formas, como se describirá a continuación. La FIG. 1 es un diagrama de bloques de un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 100 que suministra un campo electromagnético variable en el tiempo a un ojo 102 de un sujeto mamífero de acuerdo con los principios y técnicas descritos en la presente memoria. Para ello, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 100 incluye un sistema de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) 110 que tiene circuitería de control y excitación adecuados (por ejemplo, generador de señales, amplificador de potencia, unidad de microcontrolador, ordenador) para generar un campo electromagnético variable en el tiempo a partir de una bobina WPT 130 colocada y configurada para suministrar el campo electromagnético variable en el tiempo al ojo 102, ya sea directamente o alternativamente por medio de la bobina de estímulo 140. El sistema WPT 110 y la bobina WPT 130 se pueden enlazar con capacidad de comunicación de cualquier forma

adecuada, incluyendo una conexión cableada (por ejemplo, cable), así como por medio de tecnologías de comunicación inalámbrica.

Como se describirá a continuación, la bobina WPT 130 se puede colocar cerca del ojo 102 de cualquier forma adecuada, incluidas, entre otras, dispositivos para permitir la administración de la terapia inalámbrica contra el glaucoma durante las actividades normales de la vida diaria (por ejemplo, la bobina WPT 130 en gafas), dispositivos para permitir la administración de la terapia inalámbrica contra el glaucoma en un entorno clínico (por ejemplo, la bobina WPT 130 en una montura óptica utilizada por oftalmólogos y/o optometristas), y dispositivos para permitir la administración de la terapia inalámbrica contra el glaucoma mientras el sujeto duerme (por ejemplo, la bobina WPT 130 como parte de un antifaz para dormir, una almohada, etc.). En cada caso, la bobina WPT 130 suministra el campo electromagnético variable en el tiempo al ojo 102 en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir la PIO dentro del ojo 102 disminuyendo el flujo de entrada y/o aumentando el flujo de salida del humor acuoso dentro y fuera, respectivamente, del segmento anterior del ojo 102.

En otra forma de realización, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 100 puede incluir una bobina de estímulo 140 dispuesta sobre o dentro del ojo 102. La bobina de estímulo 140 se configura para recibir el campo electromagnético generado por la bobina WPT 130 y transmitir esa energía directamente al ojo 102. La ubicación física de la bobina de estímulo 140 sobre o dentro del ojo 102 proporciona un mayor nivel de transmisión de energía en el ojo 102, que puede resultar en la reducción de la PIO en un período de tiempo más corto o en mayor medida que la lograda por el sistema WPT 110 y la bobina WPT 130 solos. La bobina de estímulo 140 se puede disponer y configurar de cualquier forma adecuada, incluyendo (entre otros) sobre o dentro de una lente de contacto y/o implantada quirúrgicamente en cualquier área adecuada dentro del ojo 102 (por ejemplo, lente intraocular (LIO), región subconjuntival, etc.).

En todavía otra forma de realización, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 100 puede incluir un sensor de PIO inalámbrico 150 capaz de supervisar la presión intraocular (PIO) dentro del ojo 102. El sensor de PIO inalámbrico 150 se puede implantar dentro del ojo 102 y enlazar con capacidad de comunicación con el sistema WPT 110 para regular o modificar la administración de la terapia en bucle cerrado basándose en los valores de la PIO supervisada. El control de bucle cerrado del sistema WPT 110 (incluida la bobina WPT 130 y, opcionalmente, la bobina de estímulo 140) se puede realizar de cualquier manera adecuada, incluyendo, entre otras, la utilización de software ejecutable en el ordenador y/o una "aplicación" en un teléfono inteligente, tableta, etc., para modificar la administración de la terapia inalámbrica contra el glaucoma en función de la PIO medida en el ojo 102.

En todavía otra forma de realización, se puede emplear una lente de Fresnel 160 (utilizada por separado o como parte del sistema de terapia contra el glaucoma 100) para enfocar los rayos de luz entrantes en la retina del ojo 102 con el propósito de corregir la visión. La lente de Fresnel 160 se puede construir con una serie de trazas metálicas con el fin de establecer una potencia óptica determinada para lograr la corrección de la visión, a saber, enfocando la luz que pasa a través de la lente de Fresnel 160 sobre la retina del ojo 102. Las trazas metálicas de la lente de Fresnel 160 también pueden ser capaces de recibir los campos electromagnéticos variables en el tiempo y suministrar esa energía al ojo con fines de terapia contra el glaucoma, especialmente si la lente de Fresnel 160 está acoplada eléctricamente a una bobina de estímulo 140. La lente Fresnel 160 se puede emplear con el sistema WPT 110 (que incluye la bobina WPT 130) para administrar terapia contra el glaucoma además de corrección de la visión.

La FIG. 2 muestra una metodología 200 del sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma (por ejemplo, el sistema 100 mostrado en la FIG. 1). La etapa 202 implica la transmisión inalámbrica de potencia en forma de campos electromagnéticos variables en el tiempo al tejido ocular dentro de un ojo de un sujeto mamífero (por ejemplo, el ojo 102 mostrado en la FIG. 1). Dependiendo de la manera de transferencia inalámbrica de energía, la transmisión inalámbrica de energía (etapa 202) dará como resultado una disminución del flujo de entrada de humor acuoso en el segmento anterior del ojo (etapa 204) y/o un aumento del flujo de salida de humor acuoso del segmento anterior del ojo (etapa 206). Más concretamente, la transmisión inalámbrica de energía por medio de la bobina WPT (por ejemplo, la bobina WPT 130 de la FIG. 1), con o sin una bobina de estímulo (por ejemplo, la bobina de estímulo 140 de la FIG. 1), puede proporcionar tanto una disminución del humor acuoso en el segmento anterior del ojo (etapa 204) como un aumento del flujo de salida del humor acuoso de la cámara anterior del ojo (por ejemplo, el ojo 102), reduciendo por tanto una PIO elevada dentro del segmento anterior del ojo (208).

La FIG. 3 muestra un diagrama de la anatomía de un ojo 300 de un sujeto mamífero, concretamente en esta figura, un humano. Dentro del ojo 300, el cuerpo ciliar 302 incluye un tejido muscular liso denominado músculo ciliar, que tiene dos orientaciones diferentes de músculo (circular y longitudinal) con funciones separadas. El tejido muscular circular del cuerpo ciliar 302 controla la forma del cristalino 304 del ojo 300, que cambia el enfoque del ojo 300 de modo que la imagen sea nítida en la parte posterior de la retina. El tejido muscular longitudinal del cuerpo ciliar 302 controla la configuración de la malla trabecular. El humor acuoso es secretado por el cuerpo ciliar 302.

El humor acuoso se secreta en la cámara posterior 306 del segmento anterior del ojo 300 entre el iris 308 y el cristalino 304. Se lava sobre el cristalino 304 y, a continuación, se mueve a través de la pupila 310 a la cámara anterior 312 del segmento anterior. Finalmente, gran parte del humor acuoso abandona el ojo 300 a través de dos vías principales, a saber, una vía a través de al menos parte del canal de Schlemm y una vía uveoescleral a través de al menos parte

del cuerpo ciliar y la coroides. La producción, el flujo y el drenaje del humor acuoso son importantes para la nutrición de la parte anterior del ojo 300, la eliminación de metabolitos y la visión normal.

En un paciente con glaucoma, el humor acuoso se acumula en el ojo 300. Esto se puede deber al bloqueo o a la ralentización del drenaje del humor acuoso en la malla trabecular. A medida que el exceso de líquido se acumula en el ojo 300, aumenta la presión intraocular. Al aumentar esta presión, se daña el nervio óptico. Si no se trata, la presión daña tanto el nervio óptico que puede acabar provocando ceguera.

La FIG. 4 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de un sistema inalámbrico de terapia de bucle cerrado contra el glaucoma 400, que incluye diversos componentes y los efectos biológicos resultantes. El sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 400 incluye un sistema controlador 404 (en líneas discontinuas) con diversos componentes y circuitaría para efectuar un algoritmo en bucle cerrado 418 para la supervisión y ajuste de la terapia de glaucoma basada en la información proporcionada por un sensor de presión inalámbrico 420 (descrito a continuación) implantado dentro del ojo 422 del paciente.

Más concretamente, la salida del estimulador 419, por ejemplo, transmitirá un campo electromagnético variable en el tiempo dado al ojo 422 (por medio de la bobina WPT 130 y opcionalmente la bobina de estímulo 140) dependiendo de cualquier número de parámetros de entrada y/o instrucciones sobre las que actúe el microcontrolador 414 (por ejemplo, entrada desde el sensor de PIO inalámbrico 420 a través del extremo anterior analógico 410). Al funcionar en bucle cerrado, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 400 puede influir dinámicamente en las diversas vías fisiológicas 424 para lograr una disminución deseada del flujo de entrada de humor acuoso en el segmento anterior del ojo 422 y/o un aumento del flujo de salida de humor acuoso del mismo.

En una forma de realización, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 400 se puede programar y/o controlar por el paciente y/o un médico por medio de un dispositivo móvil 430 (por ejemplo, iPhone de Apple, Inc., Galaxy de Samsung, Inc., iWatch de Apple, Inc., etc.) con software capaz de controlar de forma inalámbrica la función de ciertos (o todos) los componentes del sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 400. Por ejemplo, se contempla que los componentes del sistema controlador 404 se puedan disponer en o dentro de diversos dispositivos para colocar la bobina WPT 130 cerca del ojo 422 del sujeto 402 (por ejemplo, gafas, monturas ópticas, antifaz para dormir, almohada). En este caso, el dispositivo móvil 430 se podría utilizar para controlar de forma inalámbrica el funcionamiento del sistema controlador 404, como por ejemplo mediante conectividad Bluetooth entre el dispositivo móvil 430 y el sistema controlador 404.

El sistema controlador 404 puede incluir componentes para proporcionar datos y alimentación inalámbricos (412) que permitan al dispositivo de control 406 enviar datos de forma inalámbrica a una estación base (independiente del dispositivo móvil 430) y recibir alimentación y/o carga de forma inalámbrica. Estos datos de salida pueden incluir una variedad de datos diferentes del paciente, como por ejemplo un registro de condiciones detectadas y terapias administradas, alertas en cuanto a condiciones detectadas actualmente (por ejemplo, PIO elevada) y/u otros datos. El sistema controlador 404 puede transmitir estos datos de forma inalámbrica. El sistema controlador 404 se puede alimentar de forma inalámbrica (por ejemplo, por medio de señales de radiofrecuencia) y puede incluir además una fuente de alimentación local (por ejemplo, una batería) que se puede cargar por medio de las señales inalámbricas y que puede alimentar el sistema controlador 404 cuando la señal inalámbrica no está disponible.

El sistema controlador 404 incluye un extremo anterior analógico 410 que recibe señales inalámbricas transmitidas por el sensor de PIO inalámbrico 420. El extremo anterior analógico 410 proporciona las señales recibidas al subsistema de procesamiento de señales del microcontrolador 414. El procesamiento de señales se puede llevar a cabo internamente o en el exterior, y puede implicar el uso de un algoritmo en bucle cerrado 418, que se puede utilizar para identificar condiciones fisiológicas particulares dentro del paciente 402 y puede determinar, basándose en las condiciones particulares detectadas, si modificar o alterar la estimulación bioeléctrica en una o más bobinas WPT situadas cerca del ojo 422 y opcionalmente una o más bobinas de estímulo dispuestas sobre o dentro del ojo 422.

El algoritmo en bucle cerrado 418 puede utilizar cualquiera de una variedad de técnicas apropiadas para aprender la fisiología particular del paciente 402 y la respuesta particular del paciente a la terapia, y puede utilizar esa información para determinar cuándo, cómo y en qué condiciones proporcionar terapia al paciente 402. Por ejemplo, el algoritmo en bucle cerrado 418 se puede calibrar inicialmente para el paciente por un médico u otro técnico capacitado en un entorno clínico, lo que puede implicar proporcionar diversas estimulaciones y registrar la respuesta fisiológica del paciente 402. Tras ser calibrado inicialmente, el algoritmo en bucle cerrado 418 puede continuar aprendiendo y adaptándose con el tiempo mediante el análisis de los datos generados por el sensor de PIO inalámbrico 420, la terapia proporcionada al paciente 402 y la respuesta del paciente a la terapia. El algoritmo en bucle cerrado 418 puede supervisar repetidamente los datos del paciente y aplicar estimulación a la bomba de iones y/o a los músculos oculares (por ejemplo, los músculos oculares que afectan al drenaje ocular) cuando sea apropiado hasta que la condición de PIO elevada del paciente se haya reducido y/o haya caído por debajo de un nivel umbral. El algoritmo en bucle cerrado 418 se puede aplicar de forma automática sin dirección explícita del paciente.

La FIG. 5 muestra un ejemplo de un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma en bucle abierto 500, que incluye diversos componentes. El sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 500 incluye una estación base 502, un ordenador 504 y un generador de impulsos 506. La estación base 502 y el ordenador 504 cooperan para

transmitir de forma inalámbrica señales de control al generador de impulsos 506 para efectuar la programación de control establecida en el software que está siendo ejecutado por el ordenador 504. La estación base 502 se puede conectar de forma inalámbrica al generador de impulsos 506 por medio de cualquier tecnología o sistema de comunicación inalámbrica adecuado (por ejemplo, Raspberry Pi 508) capaz de comunicarse de forma inalámbrica con un microcontrolador 510 del generador de impulsos 506. La estación base 502 también se puede conectar de forma inalámbrica al ordenador 504, utilizando el transceptor 522 y su antena asociada junto con otro transceptor y antena asociada 524 proporcionados con el ordenador 504. Se apreciará que, aunque se muestra con comunicación inalámbrica entre la estación base 502 y el ordenador 504, así como entre la estación base 502 y el generador de impulsos 506, cualquiera o todas estas vías de comunicaciones inalámbricas se pueden sustituir por medio de enlaces de comunicaciones físicas (por ejemplo, cable de ordenador).

El generador de impulsos 506 recibe las comunicaciones de control inalámbricas desde la estación base 502 por medio de un transceptor 526 en comunicación con (o formando parte de) el microcontrolador 510. El microcontrolador 510 coopera con circuitería (por ejemplo, regulación de tensión 512, regulación de tensión variable 514) para accionar un excitador de puente H 516 acoplado a una o más bobinas de excitación (WPT) 518 para transmitir un campo electromagnético variable en el tiempo. Este campo electromagnético se puede administrar al ojo por medio de una o varias bobinas de excitación (WPT) 518 situadas cerca del ojo y, opcionalmente, por medio de una o más bobinas secundarias 520 situadas sobre el ojo o en su interior. A través de los principios de acoplamiento de energía electromagnética inalámbrica (por ejemplo, inductiva, RF de campo lejano, óptica, etc.), las bobinas secundarias 520 se pueden adaptar para recibir el campo electromagnético variable en el tiempo de las bobinas de excitación (WPT) 518 y transmitir esa energía a las estructuras oculares del ojo por medio de uno o más electrodos de estimulación 522 dispuestos sobre o dentro del ojo, según se describe en detalle a continuación. Tanto si se trata de WPT solamente (es decir, bobinas de excitación/WPT 518 solas) como de WPT en combinación con bobinas secundarias (de estímulo) 520, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 500 es capaz de administrar una cantidad terapéuticamente eficaz de energía para lograr la reducción deseada del flujo de entrada y salida del humor acuoso, respectivamente, en el segmento anterior del ojo.

La FIG. 6 muestra un diagrama de representación de un ejemplo de la vía de comunicación entre los componentes de un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 600 del tipo mostrado en la FIG. 5, con estación base 602, ordenador 604 y generador de impulsos 606. La comunicación dentro del sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 600 comienza a la izquierda, con un usuario que interactúa con el ordenador 604, como por ejemplo con la introducción de instrucciones o similares por medio de la interfaz de usuario 608 (por ejemplo, teclado, GUI, etc...). El ordenador 604 se enlaza con capacidad de comunicación con la estación base 602 por medio de un manipulador de datos asíncrono 610 que envía señales de salida a un manipulador de comandos 612 y recibe señales de entrada de un constructor de paquetes de ordenador 614.

La comunicación bidireccional durante la utilización del sistema puede aumentar en gran medida la flexibilidad y el posible uso de aplicación de un dispositivo implantable como por ejemplo el sensor de PIO inalámbrico descrito en la presente memoria, que se acoplaría al módulo de interrupción de datos disponibles del convertidor analógico-digital (ADC) 616. La capacidad de transmitir datos elimina potencialmente la carga del almacenamiento de datos internamente del dispositivo implantable, pero también permite que el dispositivo implantable comunique su estado y configuración actuales en tiempo real, lo que permite una mayor confianza en el rendimiento del implante a lo largo del tiempo. Además, la capacidad de recibir datos permite configurar, calibrar y dar instrucciones al dispositivo implantable antes, durante y después de la implantación, lo que aumenta su adaptabilidad a las distintas circunstancias. Un dispositivo implantable que puede tanto recibir como transmitir datos (como por ejemplo el sensor de PIO inalámbrico) tiene la ventaja añadida de permitir que un usuario o sistema externo envíe instrucciones al dispositivo implantable en función de los datos registrados obtenidos por el dispositivo implantable, creando de forma eficaz un sistema en bucle cerrado.

La comunicación bidireccional se puede llevar a cabo, según se ilustra en la FIG. 6, aplicando un protocolo de apretón de manos coordinado con una estación base externa 602 diseñada a medida que facilita todas las comunicaciones con cualquier usuario externo. Después de que el generador de impulsos 606 adquiere un número específico de muestras, por ejemplo 40 muestras de datos, de su interrupción de datos disponibles del convertidor analógico-digital (ADC) 616, un microcontrolador con el generador de impulsos 606 inicia una transmisión de paquetes de datos a la estación base 602 utilizando una radio interna. Los paquetes de datos se pueden construir, por ejemplo usando técnicas convencionales de paquetización, para incluir datos recodificados, y posteriormente comunicarse por medio de señal de transmisión desde un constructor de paquetes de datos 618. Después de transmitir sucesivamente múltiples paquetes, por ejemplo el paquete de datos número 100, el generador de impulsos 606 inicia un apretón de manos con la estación base 602. El apretón de manos se puede llevar a cabo entre las respectivas unidades de apretón de manos (620, 622). Después de transmitir un paquete de datos especificado, o un paquete de datos considerado de otra manera como el final de la comunicación (por ejemplo, el paquete de datos número 100), el generador de impulsos 606 pone su radio en modo de recepción, y escucha un paquete de datos de la estación base 602 durante un tiempo, normalmente no superior a 10 milisegundos. Esto da a la estación base 602 la oportunidad de enviar un único paquete de datos al generador de impulsos 606. El paquete de datos puede contener una carga útil de 45 bytes de longitud, que se utiliza para configurar los registros de firmware en el microcontrolador del generador de impulsos 606 que almacena los ajustes de adquisición de datos, estimulación y comunicación.

En algunos casos, el esquema de comunicación dirigido por apretón de manos permite al generador de impulsos 606 transmitir datos adquiridos rápidamente, manteniendo al mismo tiempo la capacidad de recibir datos de una fuente externa con un tiempo de activación de radio mínimo. Por ejemplo, dada una frecuencia de muestreo de adquisición de datos total de 5 kHz, la radio del generador de impulsos 606 transmitirá 125 paquetes de datos por segundo e iniciará un apretón de manos una vez cada 800 milisegundos. Dado el tiempo de activación de la radio descrito anteriormente, la comunicación bidireccional se logra con la radio desactivada al menos 86,7 % del tiempo.

Otro reto en un esquema de comunicación inalámbrica es aumentar la robustez de los datos. Para analizar adecuadamente cualquier dato registrado por el generador de impulsos 606, puede ser deseable la capacidad de identificar cuando los datos se han corrompido o perdido. Los datos se pueden corromper o perder durante la transmisión inalámbrica en diversas condiciones, incluyendo: si está obstruido por una obstrucción que puede absorber energía de RF; si un dispositivo cercano que se comunica en la misma frecuencia crea interferencia; y si la distancia entre el generador de impulsos 606 y la estación base 602 excede el rango de transmisión del generador de impulsos 606. Además, los datos se pueden perder en el escenario si el generador de impulsos 606 pierde energía repentinamente durante la adquisición o transmisión de datos.

La FIG. 7 muestra un gráfico de ejemplo 700 que muestra la salida bifásica controlada por corriente medida desde el aspecto de las salidas del estimulador del sistema de transferencia inalámbrica de potencia. En este ejemplo, la salida del estimulador se mide en un banco utilizando una carga de 10 k Ω a través de las salidas del estimulador. El gráfico 700 muestra la señal de salida como una relación entre el tiempo (ms), a lo largo del eje X, frente a la corriente (gA) a lo largo del eje Y. La anchura del pulso, la amplitud de la corriente y el ciclo de trabajo pueden ser parámetros seleccionables en tiempo real a través de telemetría inversa desde la estación base a la bobina WPT u otro dispositivo alimentado de forma inalámbrica adecuado. En este caso, se utiliza una anchura de pulso de 1 ms y un ciclo de trabajo del 50 % para ilustrar la salida de corriente para un rango de ajustes de amplitud.

Las FIG. 8-16 ilustran varias maneras de colocar una bobina WPT (por ejemplo, la bobina 130 mostrada en la FIG 1) cerca del ojo para permitir la administración de la terapia inalámbrica contra el glaucoma de acuerdo con los principios descritos en la presente memoria. Estos incluyen, pero no se limitan necesariamente a, gafas con bobina(s) WPT para administrar glaucoma inalámbrico durante las actividades normales de la vida diaria (por ejemplo, FIG. 8 y 10), bobina(s) WPT en una montura óptica utilizada por oftalmólogos y/u optometristas en un entorno clínico (por ejemplo, FIG. 9), y dispositivos para permitir la administración de la terapia inalámbrica contra el glaucoma mientras el sujeto duerme, como por ejemplo la WPT 130 como parte de un antifaz para dormir (FIG. 15), almohada (FIG. 16), etc. En cada caso, la bobina WPT suministra el campo electromagnético variable en el tiempo al ojo en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir la PIO dentro del ojo disminuyendo el flujo de entrada y/o aumentando el flujo de salida del humor acuoso dentro y fuera, respectivamente, del segmento anterior del ojo.

Tanto si se describen a continuación para uso "sólo con WPT" como con bobinas de estímulo, se apreciará que las formas de realización mostradas y descritas en la presente memoria se pueden proporcionar en combinación con diversas características adicionales. Por ejemplo, se puede proporcionar un sensor de PIO inalámbrico para supervisar la PIO y regular o modificar la administración de la terapia en bucle cerrado. También se puede emplear una lente de Fresnel en las lentes de cristal para enfocar los rayos de luz entrantes en la retina del ojo con el fin de corregir la visión. La lente de Fresnel se puede construir con una serie de trazos metálicos (con el fin de lograr la corrección de la visión) que hacen que la lente de Fresnel sea capaz de recibir los campos electromagnéticos variables en el tiempo. La lente de Fresnel se puede emplear con el sistema WPT (que incluye la bobina WPT) para administrar terapia contra el glaucoma además de corrección de la visión.

La FIG. 8A muestra un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 800 de ejemplo que incluye un sistema de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) 810 para generar campos electromagnéticos variables en el tiempo y transmitirlos a bobinas de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) 830. Cada bobina WPT 830 se dispone en una montura de las gafas 850 y se configura para suministrar los campos electromagnéticos variables en el tiempo al ojo 802 de un sujeto mamífero. Las bobinas 830 se disponen en la montura de las gafas 850 a una distancia fija por encima del ojo 802 y se alinean coaxialmente sobre un eje que pasa a través del centro aproximado de la abertura de visión de las gafas. Esto sirve para aumentar la eficiencia y consistencia de la exposición del campo electromagnético a las estructuras oculares dentro del ojo 802 del sujeto mamífero. Las bobinas WPT 830 incluyen aberturas de visualización que coinciden con las aberturas de visualización de las gafas, de tal forma que el usuario de las gafas puede seguir viendo mientras recibe la terapia inalámbrica contra el glaucoma de acuerdo con las técnicas descritas.

En esta forma de realización, las gafas 850 están equipadas con un generador de impulsos 840 (por ejemplo, del tipo mostrado y descrito con referencia a la FIG. 5) dispuesto dentro de una carcasa 842 formada en una patilla de las gafas 850. El sistema WPT 810 puede incluir circuitería y componentes similares a la estación base 506 del tipo mostrado y descrito con referencia a la FIG. 5. En su lugar, dicha circuitería y componentes de la estación base podrían formar parte de una "app" para un dispositivo móvil (por ejemplo, iPhone de Apple, Inc., Galaxy de Samsung, etc...), incluyendo la capacidad de comunicarse con el generador de impulsos 840 a través de cualquier tecnología de comunicación Bluetooth adecuada (por ejemplo, Raspberry Pi).

Las FIG. 8B-8D muestran una forma de realización alternativa con la diferencia principal de que las gafas 850 no incluyen el generador de impulsos incorporado 840 y las bobinas WPT 830 (FIG. 8D y 8E) se pueden fijar a las gafas

850 de forma desmontable. Esto permite al usuario y/o al profesional sanitario aumentar o disminuir el alcance de los campos electromagnéticos simplemente cambiando la bobina WPT 830 existente por una con un tamaño o número de vueltas más adecuado (más grande y más alta para aumentar el campo magnético, y más pequeña y más baja para disminuir el campo magnético). También disminuye el peso de las gafas 850 (al eliminar el generador de impulsos, las pilas, etc.).

Las FIG. 9A-9E muestran una forma de realización alternativa para colocar las bobinas WPT cerca del ojo de un sujeto mamífero, esta vez implicando la utilización de una montura óptica 930 en lugar de las gafas 850 de la FIG. 8. Aparte de este cambio, en la mayoría de los aspectos el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 900 es similar al sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 800 de la FIG. 8 de tal forma que no es necesario repetir una descripción completa. El sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 900 de la FIG. 9A incluye un sistema de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) 910 (representado en un diagrama de bloques), para generar campos electromagnéticos variables en el tiempo y transmitirlos a una o más bobinas WPT 920. La una o más bobinas WPT 920 se disponen en la montura óptica 930 y se configuran para administrar los campos electromagnéticos variables en el tiempo al ojo 902 a una distancia deseada del ojo 902. En una forma de realización, el sistema WPT 910 y las bobinas WPT 920 son capaces de transmitir campos electromagnéticos variables en el tiempo al ojo 902 a un nivel y de una manera suficientes para producir una disminución de la PIO. Esta disminución de la PIO se basa en un aumento del flujo de salida de líquido y posiblemente también en una disminución del flujo de entrada de líquido.

Un conector de excitación de estímulo 932 se puede acoplar a las bobinas WPT 920 montadas en la montura óptica 930 o transportadas de otro modo por la misma, de tal forma que la bobina WPT 920 se puede conectar por cable al sistema WPT 910. Una conexión directa al excitador de estímulo 934 puede proporcionar un mayor nivel de transmisión de energía en el ojo 902, que puede resultar en la reducción de la PIO en un período de tiempo más corto o en mayor alcance que el logrado por el sistema WPT 910 y la bobina WPT 920 solos. En algunas formas de realización, una bobina de estímulo (no mostrada) se puede disponer y configurar en uno o más componentes de la montura óptica 930 de tal forma que la bobina de estímulo se coloca cerca del ojo 902.

La FIG. 9B muestra una imagen ampliada del sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 900, que muestra las monturas ópticas 930 que llevan una única bobina WPT 920. Esto puede ser útil cuando se proporciona terapia inalámbrica contra el glaucoma a un paciente en un entorno clínico, como por ejemplo la consulta de un oftalmólogo y/u optometrista, para administrar la terapia inalámbrica contra el glaucoma a un solo ojo en lugar de a ambos (por ejemplo, para aislar y evaluar o administrar la terapia de manera selectiva).

En algunas formas de realización, el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 910 no obstruye la visión y es portátil, cómodo y discreto. El funcionamiento del sistema 910 se produce en función de un fenómeno de corrientes eléctricas inducidas en conductores en presencia de campos magnéticos variables en el tiempo. Las bobinas 920 instaladas en las monturas 930 se construyen con alambre de cobre esmaltado. Las bobinas 920 se pueden construir para tener cualquier número de características adecuadas, incluyendo (a modo de ejemplo solamente) un peso en el rango de 15-25 gramos, una resistencia en el rango de 0,5 Q a 1,5 Q y una inductancia en el rango de 150 μ H a 450 μ H. Las bobinas 1120 se conectan a una placa de circuito externa equipada con una o más baterías, un microcontrolador y circuitería para la generación de campos magnéticos pulsados para excitar corrientes eléctricas específicamente adaptadas en la circuitería pasiva de las monturas.

La montura óptica puede comprender monturas ópticas disponibles comercialmente, por ejemplo, la "Montura optométrica totalmente ajustable" ofrecida por Vktech, Inc. Las monturas se pueden equipar con bobinas 920 ajustadas (según se muestra en la imagen fotográfica mostrada en la FIG. 9A) para proporcionar la energía inalámbrica.

La montura óptica 930 puede incluir una gama de especificaciones y dimensiones de montura deseadas. Una o más de las siguientes especificaciones y dimensiones no restrictivas de la montura se pueden aplicar en algunas formas de realización: (1) rango de ajustes de PD (por ejemplo, PD de ambos ojos que oscila entre aproximadamente 48 y 80 mm, PD izquierda o derecha que oscila entre aproximadamente 24 y aproximadamente 40 mm mínimo; (2) un valor graduado de aproximadamente 1 mm; (3) una graduación axial del disco divisor; (4) un disco divisor izquierdo de 120°~0°~135°; (5) disco divisor derecho de 45°~180°~60°; (6) la graduación axial aumenta a lo largo del eje de la montura de la lente en el sentido contrario a las agujas del reloj, y la distancia graduada es de aproximadamente 5°; (7) un diámetro interior de la montura de la lente de aproximadamente 32,5 mm; (8) el número de lentes que se pueden insertar simultáneamente en la montura izquierda o derecha de la lente puede ser de 4 piezas; (9) el grado de rotación de la lente alrededor del eje óptico en la montura de la lente puede ser de 360°; (10) el no paralelismo entre el eje óptico de la lente y el eje geométrico de la montura de la lente puede ser inferior o igual a 2,5°; (11) la no concentricidad entre el centro óptico de la lente y el centro geométrico de la montura de la lente puede ser inferior o igual a 0,5 mm; (12) el desplazamiento de la lente en relación con la posición del centro geométrico de la montura de la lente puede ser inferior o igual a 0,3 mm; (13) un rango de ajuste del apoyo nasal puede incluir una longitud de aproximadamente 0 a aproximadamente 14 mm y un ángulo de aproximadamente 0° a aproximadamente 30°; (14) un rango de ajuste de la longitud de la patilla izquierda o derecha de la montura de la lente puede oscilar desde aproximadamente 98 mm hasta aproximadamente 135 mm; (15) un intervalo máximo entre las patillas izquierda y derecha de la montura de la lente puede ser de aproximadamente 200 mm; (16) el material puede ser un metal ligero o plástico; (16) se puede

utilizar cualquier color o mezcla de colores deseable (p. ej., negro y plateado); y (17) el tamaño puede ser de 15,50*6,00*3,50 cm.

Las FIG. 9C y 9D muestran diferentes vistas de una montura óptica de ejemplo 930 (sin las bobinas 920) que se puede usar con el sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 900. La FIG. 9E muestra una montura óptica 930 de ejemplo junto con dos conjuntos de bobina doble 940 y dos conjuntos de bobina simple 942. En algunas formas de realización, la montura óptica 930 puede utilizar un conjunto de bobina dual 940, o uno o dos conjuntos de bobina simple 942.

La FIG. 10 muestra una vista frontal de un conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 configurado (a modo de ejemplo solamente) para su utilización con las gafas 1152, en donde el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 incluye múltiples pares de bobinas eléctricas (a modo de ejemplo solamente, 4 pares) y forma parte de un sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma del tipo o tipos descritos anteriormente. Aunque se muestra con un único conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 en las gafas 1152, se apreciará que las gafas 1152 en la práctica pueden incluir un segundo conjunto WPT 1150 multibobina de la misma construcción o similar. En esta forma de realización, el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 no obstruye la visión y es llevable, cómodo y discreto dado que está configurado para acoplarse a o formar parte de otro modo de un conjunto tradicional de gafas 1152. El conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 incluye varias bobinas, a modo de ejemplo solamente, ocho bobinas indicadas por los números de referencia 1150a-1150h (cuya construcción se describirá en detalle a continuación). Aunque se muestran con las bobinas 1150a-1150h expuestas o visibles en relación con las gafas 1152, se apreciará que las bobinas 1150a-1150h se pueden alojar dentro o cubrir de otro modo por una variedad de estructuras o materiales con el fin de ofuscar o de otro modo restar énfasis a la apariencia visual de las bobinas 1150a-1150h.

La FIG. 11 ilustra el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 separado y aparte de las gafas 1152 mostradas en la FIG. 10. En esta forma de realización, el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 se construye con un único alambre de cobre cubierto de esmalte 1154 bobinado para crear cada una de los bobinados 1150a-1150h con direcciones de bobinado alternadas entre bobinas adyacentes. Más concretamente, los bobinados que comprenden las bobinas 1150a, 1150c, 1150e, 1150g se construyen en el sentido de las agujas del reloj, mientras que los bobinados que comprenden las bobinas 1150b, 1150d, 1150f, 1150h se construyen en el sentido contrario a las agujas del reloj. Las bobinas 1150a-1150h se pueden construir para tener cualquier número de características adecuadas, incluyendo (a modo de ejemplo solamente) un peso colectivo en el rango de 15-30 gramos, una resistencia colectiva en el rango de 0,5 a 12 ohmios (en un ejemplo, 9,9 ohmios) y una inductancia en el rango de 150 μ H a 800 μ H (en un ejemplo, 773 μ H). El cable de cobre 1154 incluye un primer extremo terminal 1156 y un segundo extremo terminal 1158 que, durante su utilización, se conectan a un sistema de transferencia inalámbrica de potencia de los tipos descritos anteriormente para suministrar campos magnéticos pulsados al ojo de un sujeto mamífero. Como se describirá con más detalle a continuación, al construir el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150, de tal forma que las bobinas 1150a-1150h tienen direcciones de bobinado alternas, los campos magnéticos pulsados se impulsan hacia dentro y hacia fuera del ojo para inducir corrientes de Foucault rotatorias en el punto de impacto sobre la superficie ocular. Las corrientes de Foucault rotatorias resultantes se suman para crear vectores de corriente radiales a través de estructuras de interés dentro del ojo del sujeto mamífero, incluyendo (entre otros) el cuerpo ciliar y/o el Canal de Schlemm. Al actuar sobre estas estructuras de interés, los vectores de corriente radiales sirven para reducir la PIO dentro del ojo disminuyendo el flujo de entrada y/o aumentando el flujo de salida del humor acuoso dentro y fuera, respectivamente, del segmento anterior del ojo.

Las FIG. 12A-12B ilustran el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 con cada una de las bobinas 1150a-1150h enrolladas de forma individual y soldadas entre sí (frente a un único cable continuo 1154 mostrado en la FIG. 11) y dispuestas sobre una base 1160. La base 1160 generalmente es circular y plana en construcción, lo que permite montar las bobinas 1150a-1150h sobre ella (por ejemplo, por medio pegamento u otras metodologías de fijación). Una vez construida, la base 1160 se puede montar en o dentro de cualquier artículo o estructura adecuada para colocar las bobinas 1150a-1150h lo suficientemente cerca del ojo de un mamífero de tal forma que, durante su utilización, los campos magnéticos pulsados de las bobinas 1150a-1150h crearan vectores de corriente radiales (a partir de las corrientes de Foucault giratorias adyacentes) que actúen sobre los tejidos de interés (por ejemplo, el cuerpo ciliar, el canal de Schlemm) a un nivel terapéuticamente eficaz para reducir la PIO dentro del ojo disminuyendo el flujo de entrada y/o aumentando el flujo de salida del humor acuoso dentro y fuera, respectivamente, del segmento anterior del ojo. A modo de ejemplo únicamente, la base 1160 se puede montar en o dentro de gafas (por ejemplo, FIG. 8 y 10) para uso cotidiano, monturas ópticas (por ejemplo, FIG. 9) para uso clínico, antifaces para dormir (por ejemplo, FIG. 15) y almohadas (por ejemplo, FIG. 16) para uso nocturno. La FIG. 13 muestra una vista en perspectiva frontal de las corrientes generadas dentro del ojo de un sujeto mamífero durante el funcionamiento del conjunto de bobina WPT 1150. Debido a la alternancia direcciones de bobinado de las bobinas 1150a-1150h (por ejemplo, las bobinas 1150a, 1150c, 1150e, 1150g en el sentido de las agujas del reloj, y las bobinas 1150b, 1150d, 1150f, 1150h en el sentido contrario a las agujas del reloj), se crea un número correspondiente de corrientes de Foucault dentro del ojo con las mismas direcciones alternas que la bobina 1150a-1150h correspondiente. Más concretamente, la corriente de Foucault 1170a (sentido horario) corresponde a la bobina 1150a, la corriente de Foucault 1170b (sentido antihorario) corresponde a la bobina 1150b, la corriente de Foucault 1170c (sentido horario) corresponde a la bobina 1150c, la corriente de Foucault 1170d (sentido antihorario) corresponde a la bobina 1150d, la corriente de Foucault 1170e (sentido horario) corresponde a la bobina 1150e, la corriente de Foucault 1170f (sentido antihorario) corresponde a la bobina 1150f, la corriente de Foucault 1170g (sentido horario) corresponde a la bobina 1150g y la corriente de Foucault

1170h (sentido antihorario) corresponde a la bobina 1150h. Las corrientes de Foucault rotatorias se inducen en el punto de impacto sobre la superficie ocular y crean una serie de vectores de corriente radialmente hacia afuera 1172 y vectores de corriente radialmente hacia adentro 1174. Los vectores de corriente radiales 1172, 1174 se configuran para atravesar estructuras de interés dentro del ojo del sujeto mamífero, incluyendo (entre otros) el cuerpo ciliar y/o el Canal de Schlemm. Al estimular estas estructuras de interés, los vectores de corriente radiales sirven para reducir la PIO dentro del ojo disminuyendo el flujo de entrada y/o aumentando el flujo de salida del humor acuoso dentro y fuera, respectivamente, del segmento anterior del ojo.

La FIG. 14 es un gráfico que muestra los resultados de las pruebas de la capacidad del conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 para reducir la PIO durante su utilización con sujetos mamíferos. El lado izquierdo del gráfico titulado "Estimulación con bobina en serpentin" representa la utilización del conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 junto con una bobina de estimulación dispuesta dentro de una lente de contacto colocada sobre el ojo del sujeto mamífero. Más concretamente, cada par de barras adyacentes que forman este lado del gráfico incluye una medición de la PIO antes de la prueba (barra izquierda) y una medición de la PIO después de la administración de campos magnéticos pulsados a la bobina de estimulación en la lente de contacto del sujeto mamífero (barra derecha). El lado derecho del gráfico titulado "Sólo estimulación magnética" representa la utilización del conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 por sí mismo (es decir, sin una bobina de estimulación dispuesta dentro de una lente de contacto colocada sobre el ojo del sujeto mamífero). Más concretamente, cada par de barras adyacentes que forman este lado del gráfico incluye una medición de PIO antes de la prueba (barra izquierda) y una medición de la PIO tras la administración de campos magnéticos pulsados a las bobinas 1150a-1150h mientras están colocadas cerca del ojo del sujeto mamífero (barra derecha). Se apreciará fácilmente que los niveles posteriores a la estimulación (barras de la derecha) son inferiores a los niveles anteriores a la estimulación (barras de la izquierda), lo que demuestra que la aplicación inalámbrica de energía al ojo del sujeto mamífero de acuerdo con los principios y técnicas descritos en la presente memoria produce, de hecho, una reducción de la PIO.

La FIG. 15 muestra un ejemplo de sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 1100 que implica la utilización de una bobina de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) asociada con un antifaz para dormir para implementar las técnicas descritas. El sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 1100 es similar en todos los aspectos a las versiones anteriores descritas con referencia a las FIG. 8-12, con la excepción de que el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 se dimensiona para disponerse dentro del antifaz para dormir 1120 (frente a parte de un par de gafas o una montura óptica). Más concretamente, el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 (del tipo mostrado en las FIG. 12A-12B, por ejemplo) se puede contener dentro de una cubierta de antifaz para dormir 1120, que se equipa con una banda elástica 1122 para asegurar el antifaz para dormir sobre los ojos de un usuario. Al colocar el conjunto WPT de múltiples bobinas 1150 dentro de la cubierta de tela 1120, un paciente puede colocar las bobinas individuales 1150a-1150h adyacentes a sus ojos durante la noche o durante períodos de descanso en los que el paciente desea tener los ojos cerrados o la luz bloqueada. Esto, a su vez, permite al paciente seguir recibiendo terapia inalámbrica contra el glaucoma durante periodos como por ejemplo la noche, en los que el uso de gafas no es deseable o cómodo para el paciente. Dependiendo de la cantidad de terapia inalámbrica contra el glaucoma que se deba administrar a lo largo del tiempo para evitar la ceguera o la aparición de glaucoma, permitir que un usuario reciba terapia inalámbrica contra el glaucoma por la noche puede ser una forma sencilla de aumentar la adopción de la terapia inalámbrica contra el glaucoma.

La FIG. 16 muestra un ejemplo de sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 1200 que implica la utilización de una bobina de transferencia inalámbrica de potencia (WPT) asociada con una almohada 1220 para implementar las técnicas descritas. La almohada 1220 puede incluir una cubierta suave 1222, un cojín 1224 dispuesto dentro de la cubierta de almohada 1222. Uno o más conjuntos WPT de múltiples bobinas de los tipos mostrados y descritos en la presente memoria (por ejemplo, FIG. 12A-12B) se pueden disponer dentro o adyacentes al cojín 1224. El sistema inalámbrico de terapia contra el glaucoma 1200 es similar en todos los aspectos a las versiones anteriores descritas con referencia a las FIG. 8-12, con la excepción de que los conjuntos WPT de múltiples bobinas se dimensionan para disponerse dentro de la almohada 1220 (frente a parte de un par de gafas o una montura óptica). Colocando los conjuntos WPT de múltiples bobinas dentro de la almohada 1220, un paciente puede colocar su cabeza sobre la almohada 1220 con el fin de recibir terapia inalámbrica contra el glaucoma durante periodos como por ejemplo durante la noche, cuando el uso de gafas no es deseable o cómodo para el paciente. Dependiendo de la cantidad de terapia inalámbrica contra el glaucoma que se deba administrar a lo largo del tiempo para evitar la ceguera o la aparición de glaucoma, permitir que un usuario reciba terapia inalámbrica contra el glaucoma por la noche puede ser una forma sencilla de aumentar la adopción de la terapia inalámbrica contra el glaucoma.

Cualquiera de las características descritas con respecto a las maneras de colocar los conjuntos WPT de múltiples bobinas cerca del ojo de las FIG. 8-12 se puede combinar entre las que se muestran en los dibujos, por ejemplo, características asociadas con las gafas (FIG. 8 y 10), monturas ópticas (FIG. 9), antifaz para dormir (FIG. 15) y la almohada (FIG. 16).

Las diversas formas de realización expuestas en la presente memoria pueden utilizar diferentes números de referencia a lo largo de los dibujos y la memoria descriptiva cuando hacen referencia a componentes, características y funcionalidades iguales o similares en otras formas de realización o formas de realización anteriores. A pesar de esas diferencias en la numeración, se apreciará que las descripciones de las diversas formas de realización se puedan

incorporar en las descripciones de las mismas formas de realización o similares con el fin de facilitar la comprensión y apreciación de las muchas características, funciones y aspectos inventivos dentro de esta descripción.

Las formas de realización de la materia de estudio y las operaciones funcionales descritas en esta memoria descriptiva se pueden implementar con circuitería electrónica digital o con software, firmware o hardware informático, incluyendo las estructuras descritas en esta memoria descriptiva y sus equivalentes estructurales, o con combinaciones de uno o más de ellos. Las formas de realización de la materia de estudio descrita en esta memoria descriptiva se pueden implementar utilizando uno o más módulos de instrucciones de programa informático codificados en un medio legible por ordenador para su ejecución por, o para controlar el funcionamiento de, un aparato de procesamiento de datos. El medio legible por ordenador puede ser un producto manufacturado, como por ejemplo un disco duro en un sistema informático o un disco óptico vendido a través de canales minoristas o un sistema integrado. El medio legible por ordenador se puede adquirir por separado y codificarse posteriormente con uno o más módulos de instrucciones de programa informático, como por ejemplo, mediante el suministro de uno o más módulos de instrucciones de programa informático a través de una red cableada o inalámbrica. El medio legible por ordenador puede ser un dispositivo de almacenamiento legible por máquina, un sustrato de almacenamiento legible por máquina, un dispositivo de memoria o una combinación de uno o más de ellos.

El término "aparato de procesamiento de datos" abarca todos los aparatos, dispositivos y máquinas para procesar datos, incluyendo a modo de ejemplo un procesador programable, un ordenador o múltiples procesadores u ordenadores. El aparato puede incluir, además del hardware, código que crea un entorno de ejecución para el programa informático en cuestión, por ejemplo, código que constituye el firmware del procesador, una pila de protocolos, un sistema de gestión de bases de datos, un sistema operativo, un entorno de ejecución o una combinación de uno o varios de ellos. Además, el aparato puede emplear diversas infraestructuras de modelos informáticos, como por ejemplo servicios web, informática distribuida e infraestructuras informáticas en malla.

Un programa informático (también conocido como programa, software, aplicación de software, script o código) se puede escribir en cualquier forma de lenguaje de programación, incluyendo lenguajes compilados o interpretados, lenguajes declarativos o procedimentales, y se puede desarrollar en cualquier forma, incluyendo como un programa independiente o como un módulo, componente, subrutina u otra unidad adecuada para su utilización en un entorno informático. Un programa informático no se corresponde necesariamente con un archivo en un sistema de archivos. Un programa se puede almacenar en una parte de un archivo que contenga otros programas o datos (por ejemplo, uno o más scripts almacenados en un documento de lenguaje de marcas), en un único archivo dedicado al programa en cuestión, o en múltiples archivos coordinados (por ejemplo, archivos que almacenen uno o más módulos, subprogramas o partes de código). Un programa informático se puede desarrollar para ser ejecutado en un ordenador o en múltiples ordenadores ubicados en un mismo sitio o distribuidos en múltiples sitios e interconectados por una red de comunicaciones.

Los procesos y flujos lógicos descritos en esta memoria descriptiva se pueden llevar a cabo por uno o más procesadores programables que ejecutan uno o más programas informáticos para llevar a cabo funciones operando sobre datos de entrada y generando salida. Los procesos y flujos lógicos también se pueden llevar a cabo por, y el aparato también se puede desarrollar como, circuitería lógica de propósito especial, por ejemplo, un FPGA (matriz de puertas programable en campo) o un ASIC (circuito integrado de aplicación específica). Los procesadores adecuados para la ejecución de un programa informático incluyen, a modo de ejemplo, tanto microprocesadores de propósito general y especial, como uno o más procesadores de cualquier clase de ordenador digital. Por lo general, un procesador recibirá instrucciones y datos de una memoria de sólo lectura, de una memoria de acceso aleatorio o de ambas. Los elementos esenciales de un ordenador son procesador para ejecutar instrucciones y uno o más dispositivos de memoria para almacenar instrucciones y datos. Por lo general, un ordenador también incluirá, o estará acoplado de forma operativa para recibir datos de o transferir datos a, o ambos, uno o más dispositivos de almacenamiento masivo para almacenar datos, por ejemplo, discos magnéticos, magneto-ópticos u ópticos. Sin embargo, no es necesario que un ordenador disponga de dichos dispositivos. Por otra parte, un ordenador se puede integrar en otro dispositivo, por ejemplo, un teléfono móvil, un asistente digital personal (PDA), un reproductor móvil de audio o vídeo, una consola de juegos, un receptor del sistema de posicionamiento global (GPS) o un dispositivo de almacenamiento portátil (por ejemplo, una unidad flash de bus serie universal (USB)), por nombrar sólo algunos. Los dispositivos adecuados para almacenar instrucciones y datos de programas informáticos incluyen todas las formas de memoria no volátil, medios y dispositivos de memoria, incluyendo, a modo de ejemplo, dispositivos de memoria semiconductores, por ejemplo, EPROM (memoria de sólo lectura programable y borrrable), EEPROM (memoria de sólo lectura programable y borrrable eléctricamente) y dispositivos de memoria flash; discos magnéticos, por ejemplo, discos duros internos o discos extraíbles; discos magneto-ópticos; y discos CD-ROM y DVD-ROM. El procesador y la memoria se pueden complementar con circuitería lógica de propósito especial o incorporarse a ella.

Para permitir la interacción con el usuario, las formas de realización de la materia de estudio descrita en esta memoria descriptiva se pueden implementar en un ordenador que tenga un dispositivo de visualización, por ejemplo, LCD (pantalla de cristal líquido), OLED (diodo orgánico emisor de luz) u otro monitor, para mostrar información al usuario y un teclado y un dispositivo señalador, por ejemplo, un ratón o un trackball, mediante los cuales el usuario pueda proporcionar información al ordenador. También se pueden utilizar otras clases de dispositivos para interactuar con un usuario; por ejemplo, la información que se proporciona al usuario puede ser cualquier forma de información

sensorial, por ejemplo, visual, auditiva o táctil; y la entrada del usuario se puede recibir de cualquier forma, incluida la acústica, verbal o táctil.

El sistema informático puede incluir clientes y servidores. Un cliente y un servidor son generalmente remotos entre sí y suelen interactuar a través de una red de comunicaciones. La relación de cliente y servidor surge en virtud de los programas informáticos que se ejecutan en los respectivos ordenadores y que tienen una relación cliente-servidor entre sí. Las formas de realización de la materia de estudio descrita en esta memoria descriptiva se pueden implementar en un sistema informático que incluya un componente back-end, por ejemplo, como un servidor de datos, o que incluya un componente middleware, por ejemplo, un servidor de aplicaciones, o que incluya un componente front-end, por ejemplo, un ordenador cliente que tenga una interfaz gráfica de usuario o un navegador web a través del cual un usuario pueda interactuar con una implementación de la materia de estudio descrita en esta memoria descriptiva, o cualquier combinación de uno o más de dichos componentes back-end, middleware o front-end. Los componentes del sistema se pueden interconectar mediante cualquier forma o medio de comunicación digital de datos, por ejemplo, una red de comunicación. Ejemplos de redes de comunicación incluyen una red de área local ("LAN") y una red de área amplia ("WAN"), una inter-red (por ejemplo, Internet), y redes punto a punto (por ejemplo, redes ad hoc peer-to-peer).

Aunque esta memoria descriptiva contiene muchos detalles de implementación, éstos no se deben interpretar como restricciones del alcance de la invención o de lo que se puede reivindicar, sino más bien como descripciones de características específicas de determinadas formas de realización de la invención.

Por lo tanto, se han descrito formas de realización particulares de la descripción. Otras formas de realización están dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para reducir de forma inalámbrica la presión intraocular elevada en un ojo de un mamífero, que comprende:

5 un conjunto multibobina (1150) que comprende multiples pares de bobinas (1150a-1150h), cada bobina construida a partir de un conductor alargado formado en varios bobinados con direcciones de bobinado alternantes entre bobinas adyacentes y adaptado para ser colocado cerca de dicho ojo de dicho sujeto mamífero; un generador de señales acoplado eléctricamente a dicho conjunto multibobina, dicho generador de señales configurado para generar una señal para producir un campo electromagnético transmitido de forma inalámbrica desde dicho conjunto multibobina a dicho ojo de dicho sujeto mamífero en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir una presión intraocular elevada en dicho sujeto mamífero; y unas gafas (1152) que comprenden dos brazos para fijarse en las orejas del sujeto mamífero y una montura que se extiende entre los dos brazos y define una abertura de visualización, en donde los múltiples pares de bobinas se montan en la montura a lo largo del perímetro de la abertura de visualización.
- 10 2. El sistema de la reivindicación 1, en donde las varias bobinas se excitan en dos o más grupos
3. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-2, que comprende además un sensor de presión implantado en el ojo y en comunicación inalámbrica con el generador de señales.
- 15 4. El sistema de la reivindicación 3, en donde el generador de señales se configura para ajustar el campo electromagnético en función de una presión intraocular recibida del sensor de presión.
5. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 3-4, en donde la generación de la señal cesa la generación de la señal para producir el campo electromagnético cuando la presión intraocular cruza un umbral.
- 20 6. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-5 que comprende, además un dispositivo móvil en comunicación inalámbrica con el generador de señales, en donde el dispositivo móvil se configura para controlar los parámetros de la señal para producir el campo electromagnético.
7. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1-6 que comprende, además un sistema base configurado para comunicarse de forma inalámbrica con el generador de señales.
- 25 8. El sistema de la reivindicación 7, en donde el sistema base se configura para recibir al menos uno de los datos del paciente, datos de generación de señales o alertas de presión intraocular elevada.
9. El sistema de la reivindicación 1, en donde el campo electromagnético induce corriente a dicho ojo de dicho sujeto mamífero perpendicular a un limbo de dicho ojo para modular la presión intraocular.
10. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones precedentes que comprende, además:
- 30 un conjunto de electrodos de estimulación adaptado para ser colocado cerca de dicho ojo de dicho sujeto mamífero, dicho conjunto de electrodos de estimulación adaptado para suministrar una señal de estimulación a por lo menos una estructura intraocular en una cantidad terapéuticamente eficaz para reducir dicha presión intraocular elevada dentro de dicho ojo de dicha estructura mamífera mediante:

(a) disminuir el flujo de entrada de humor acuoso en un segmento anterior de dicho ojo; y (b) aumentar el flujo de salida de humor acuoso de dicho segmento anterior de dicho ojo.
- 35

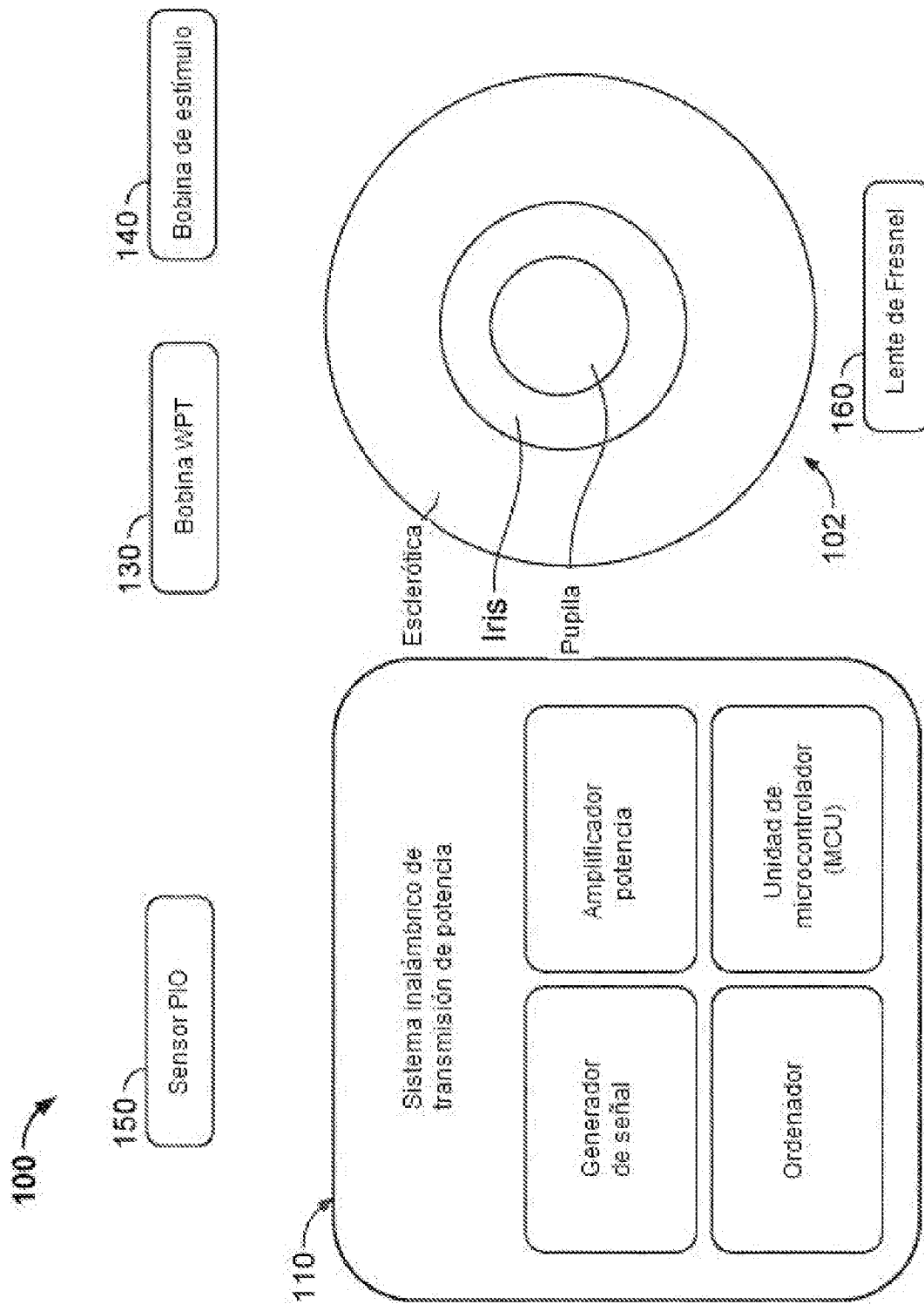


FIG. 1

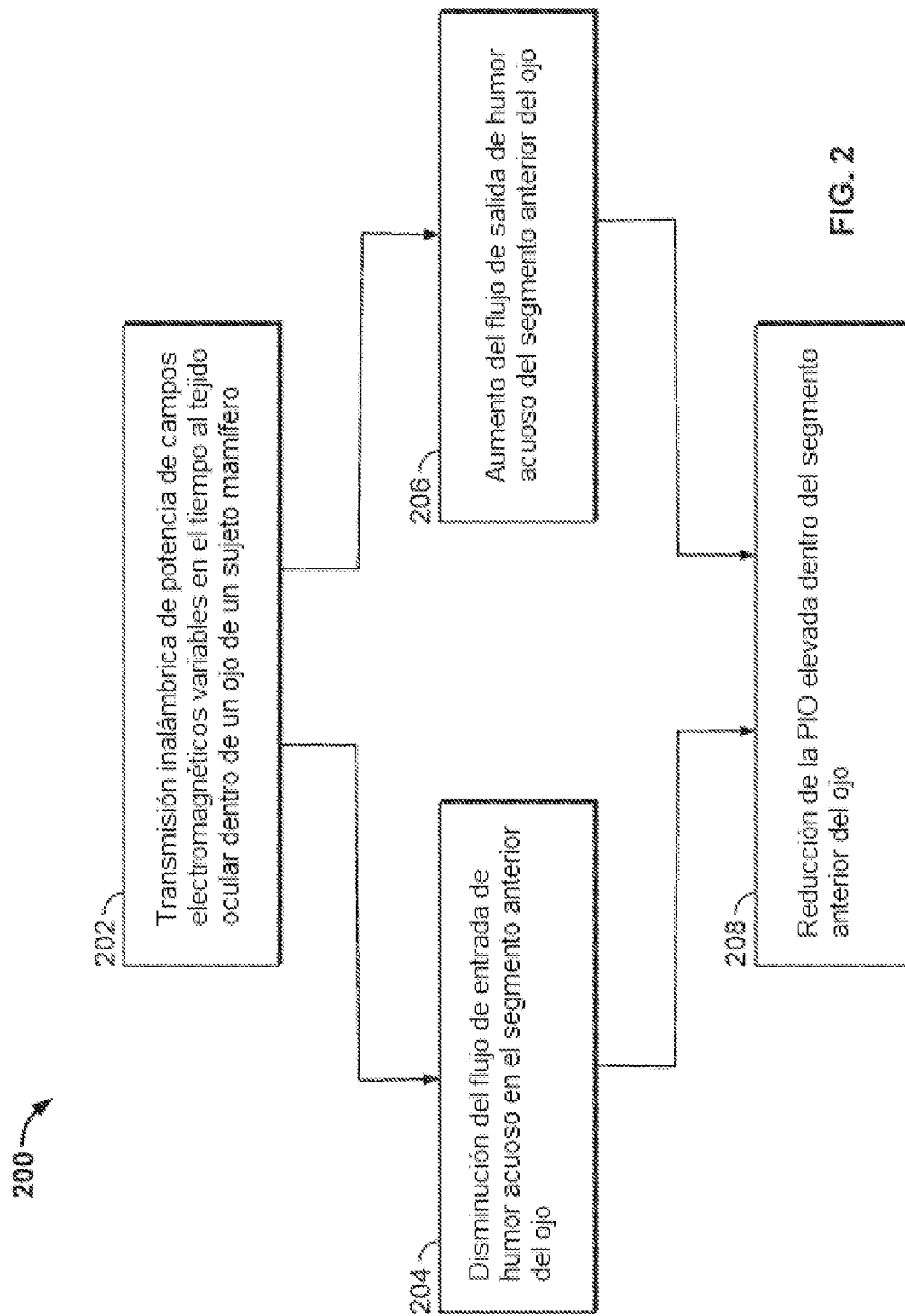


FIG. 2

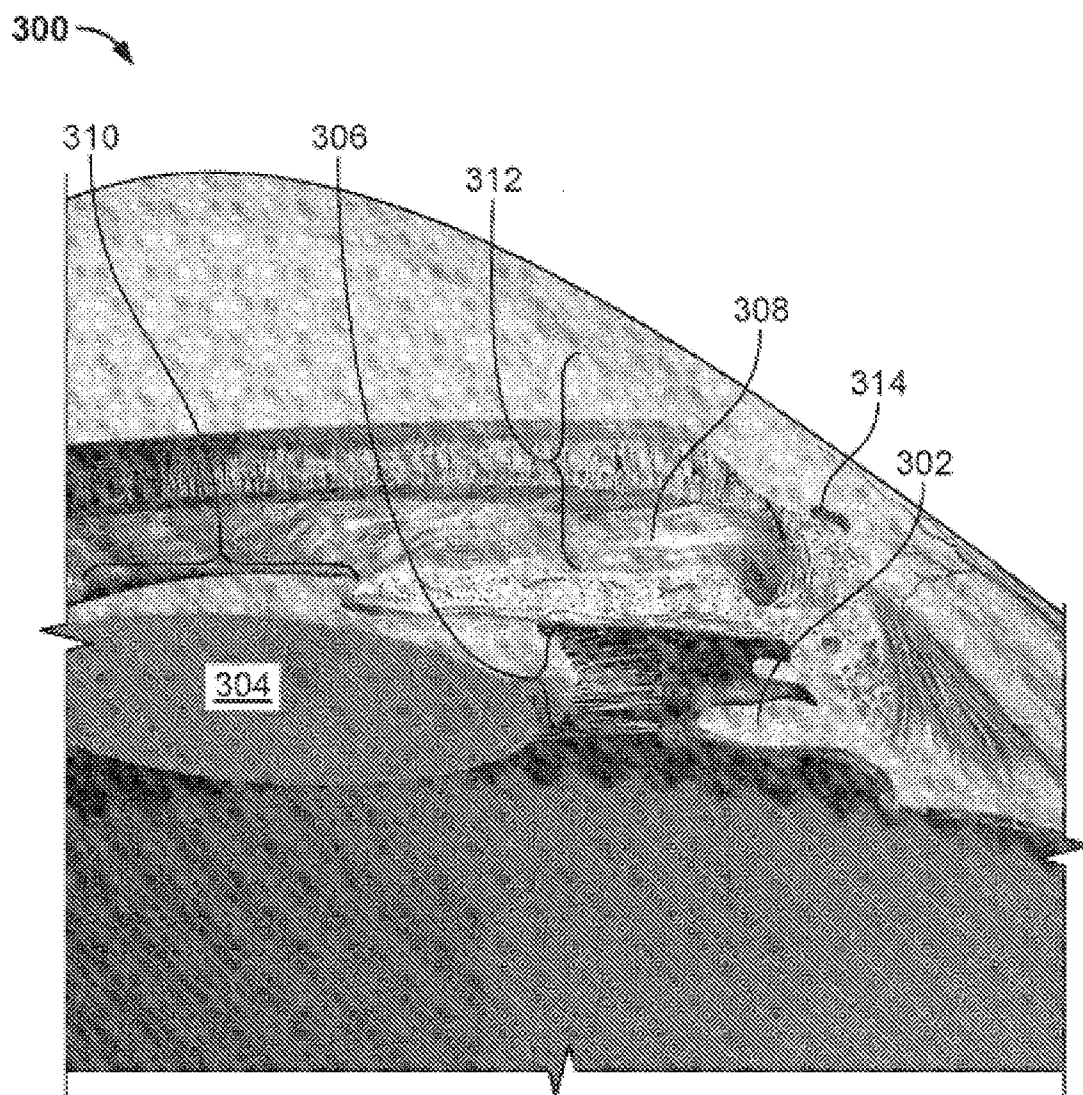
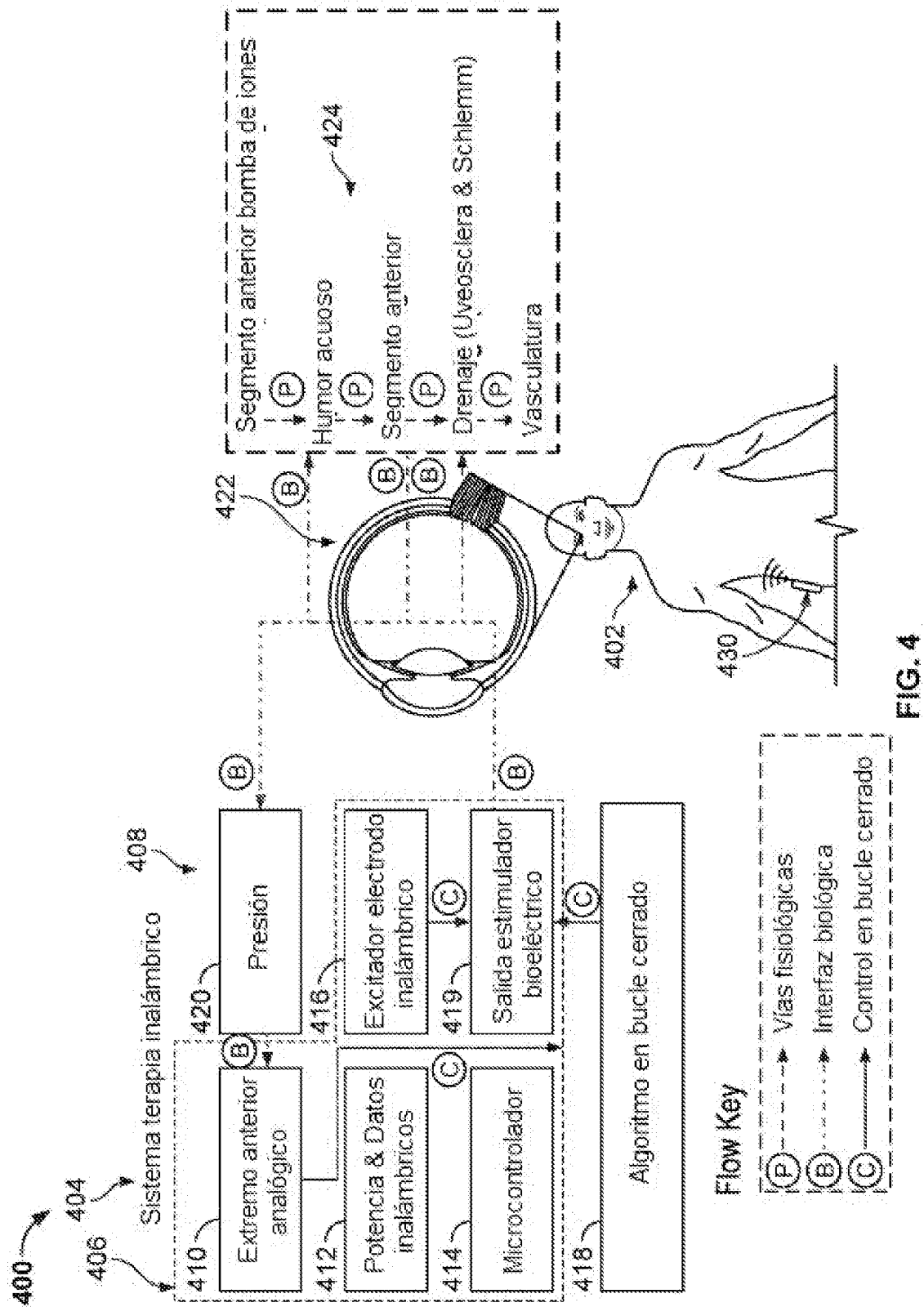


FIG. 3



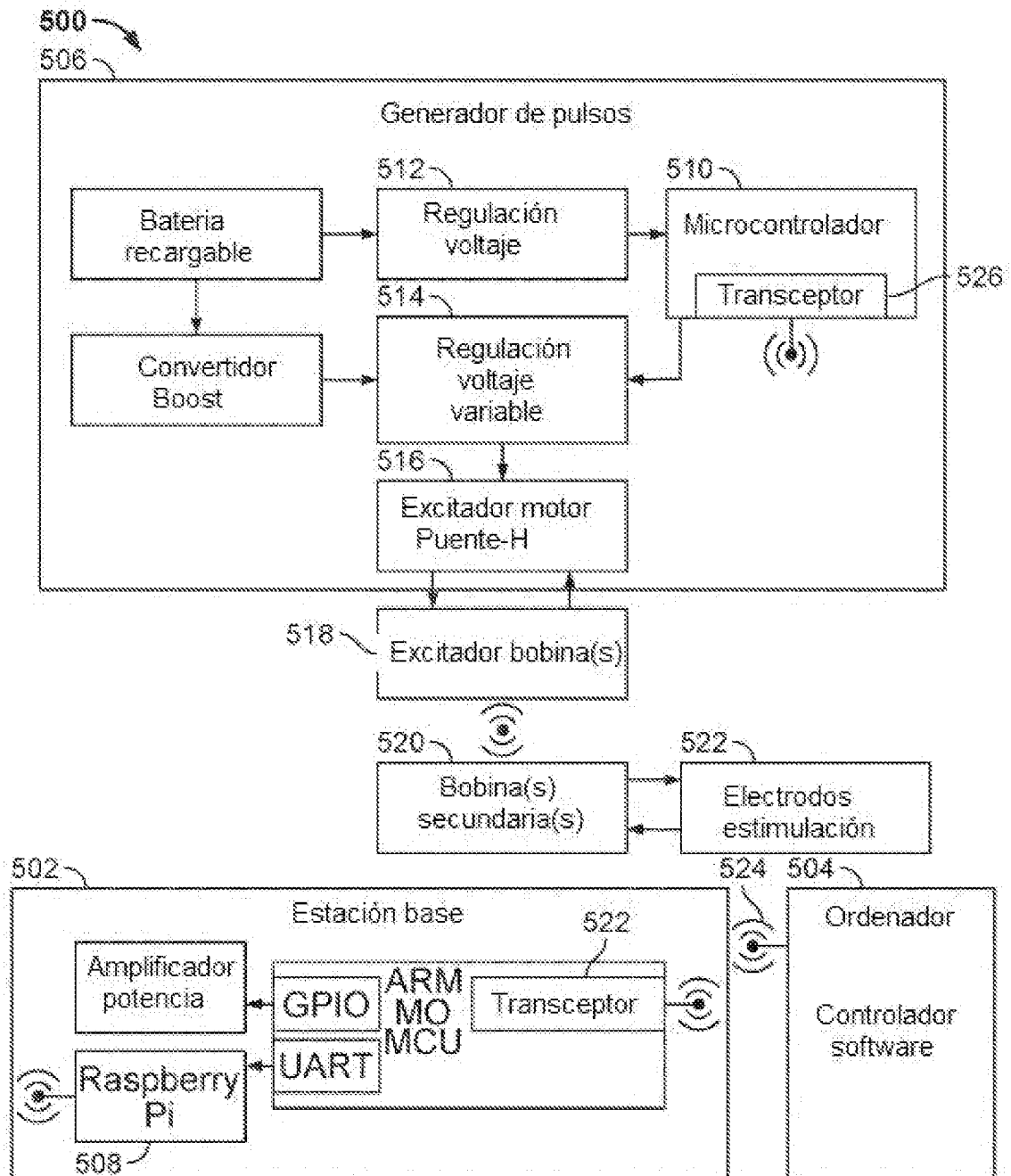


FIG. 5

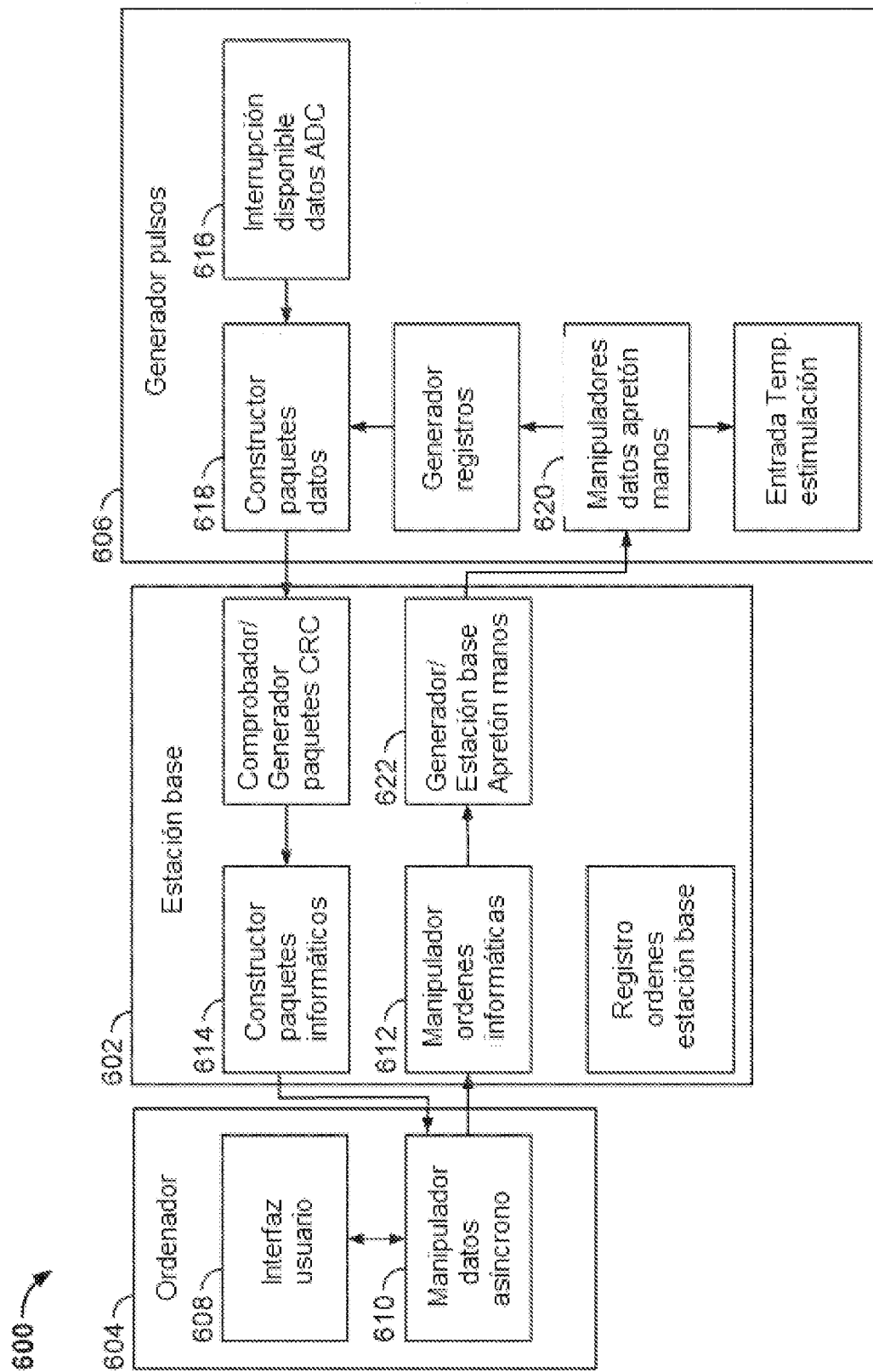


FIG. 6

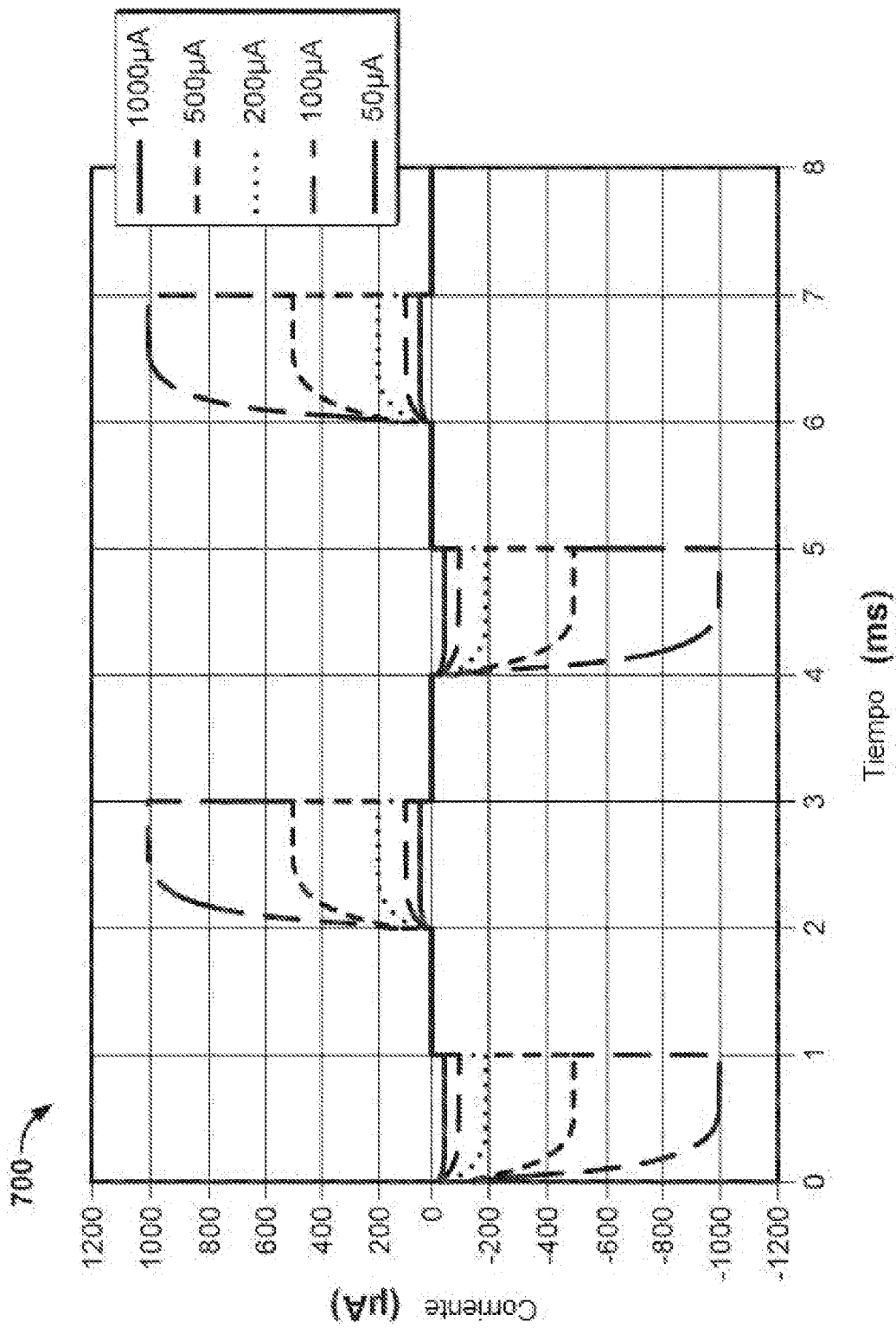


FIG. 7

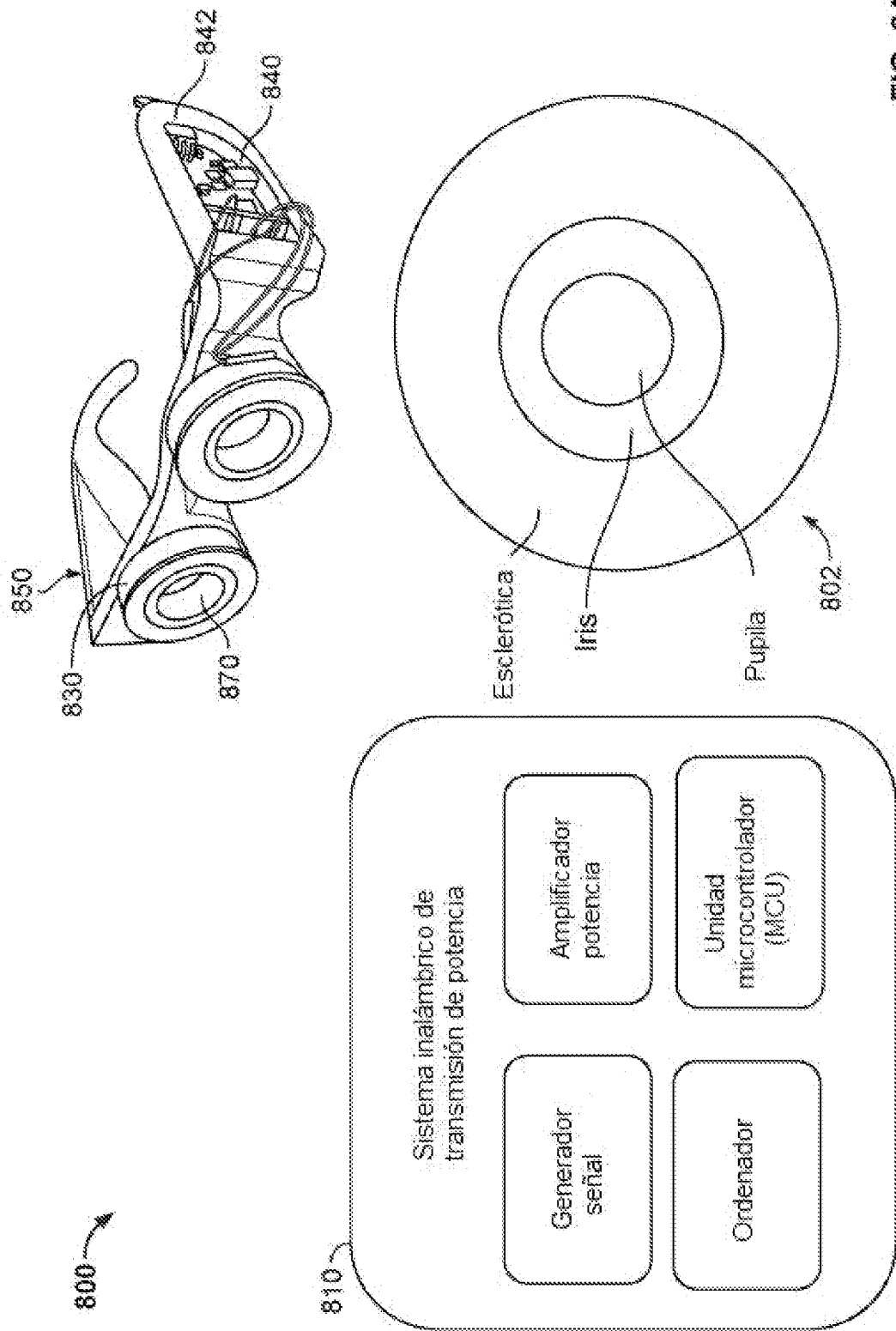


FIG. 8A

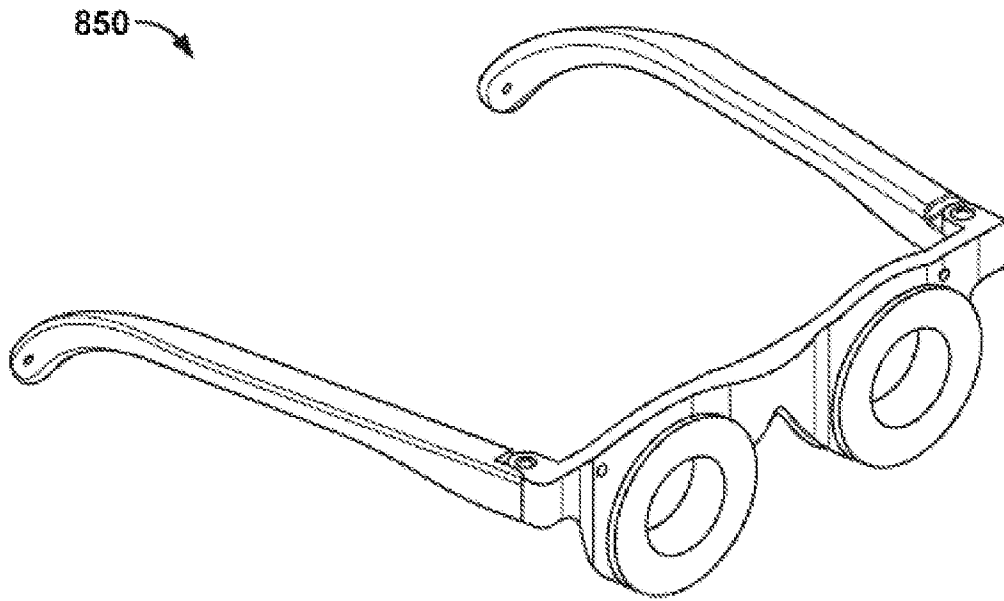


FIG. 8B

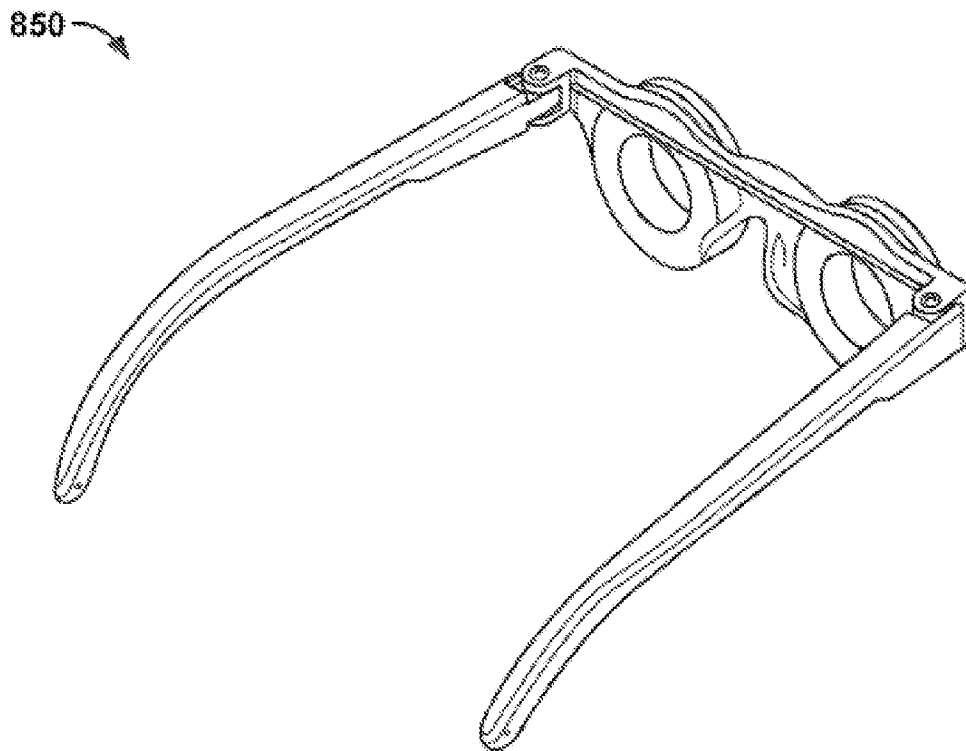


FIG. 8C

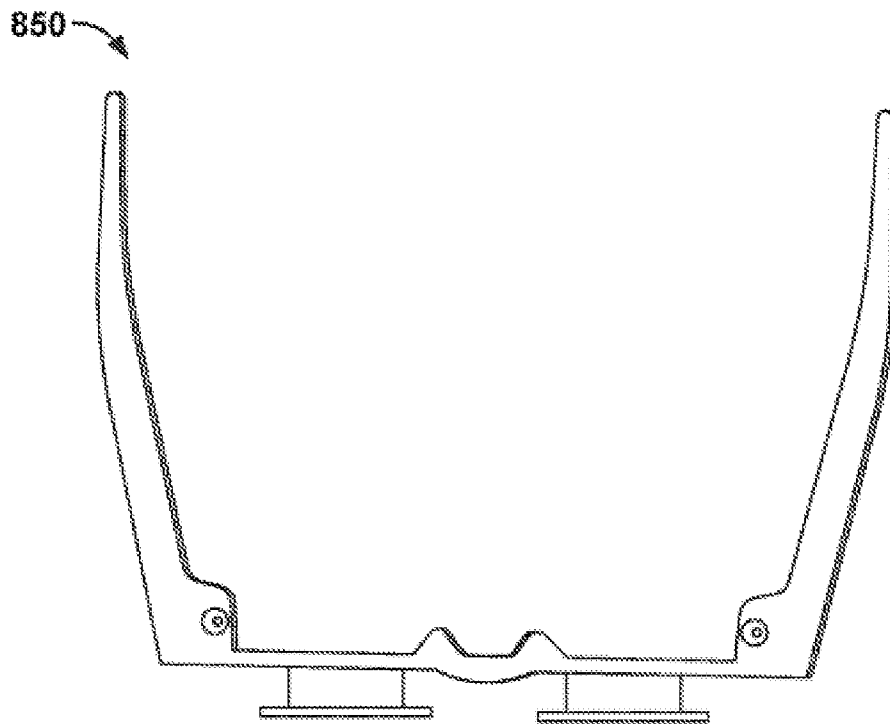


FIG. 8D

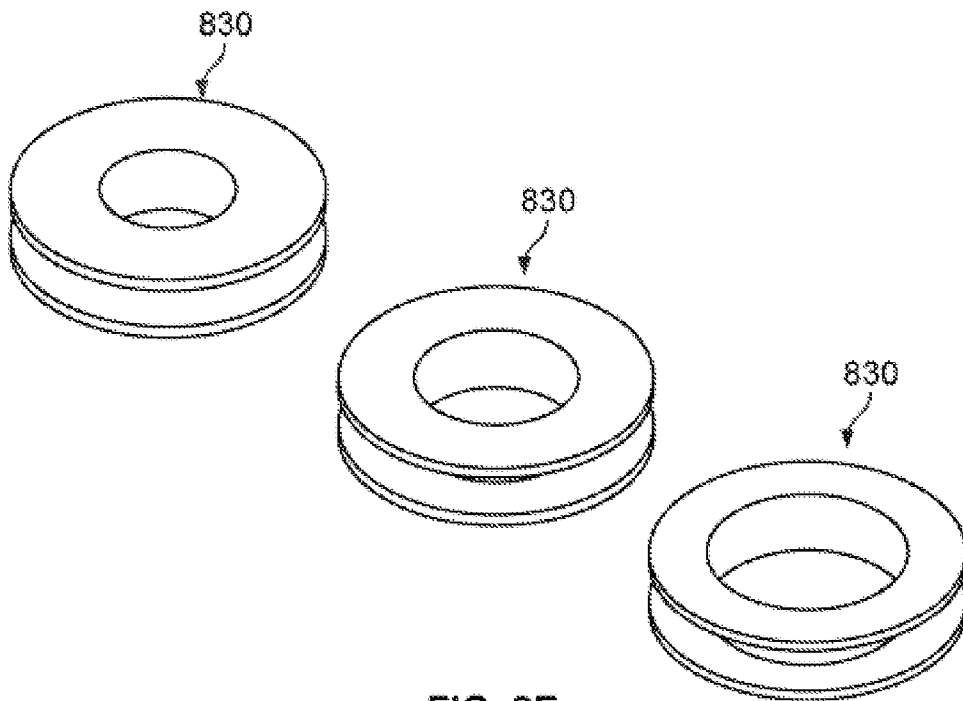
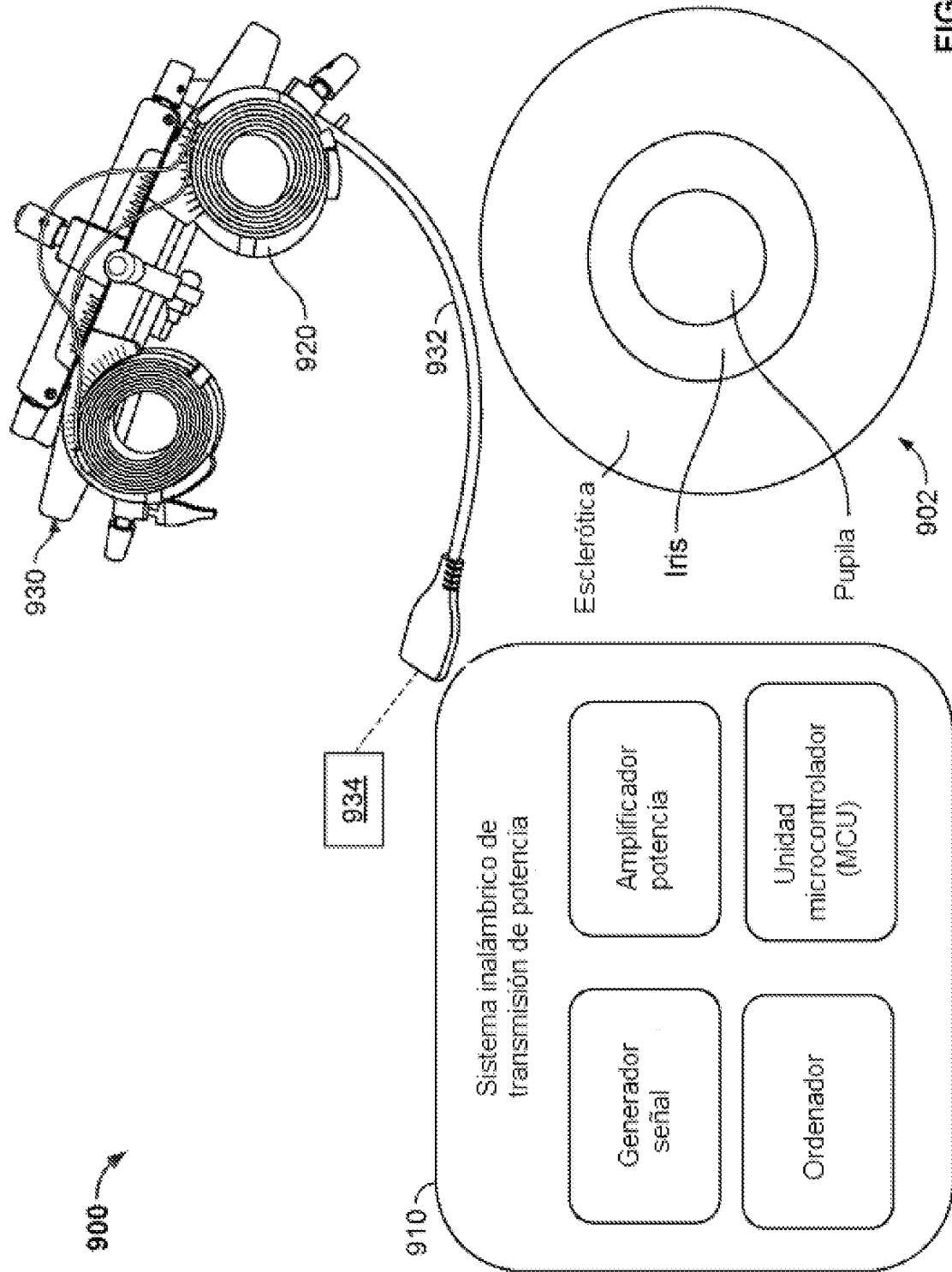


FIG. 8E



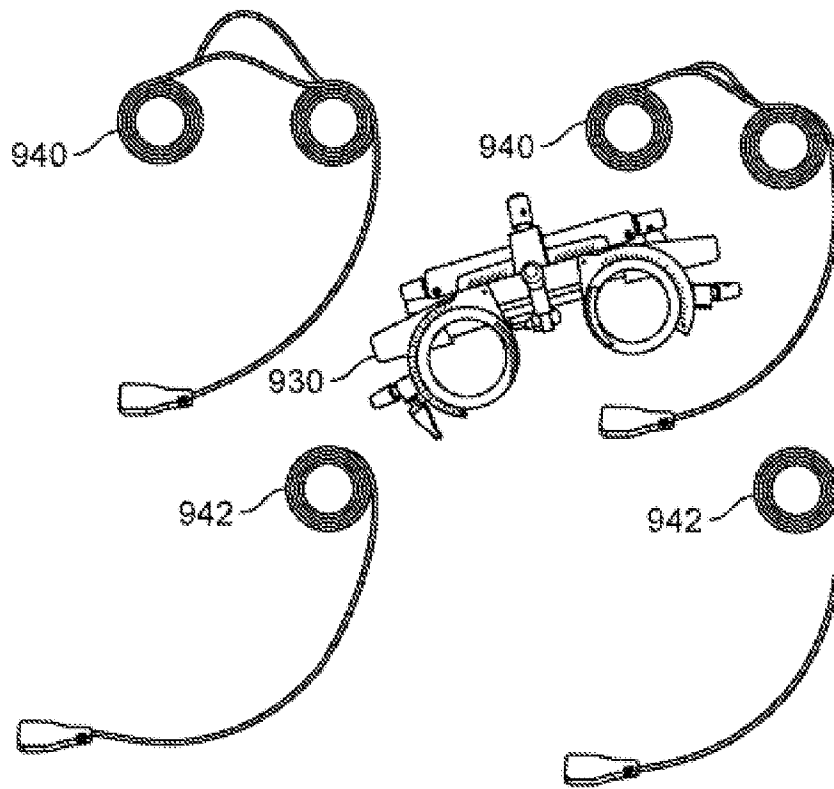


FIG. 9B

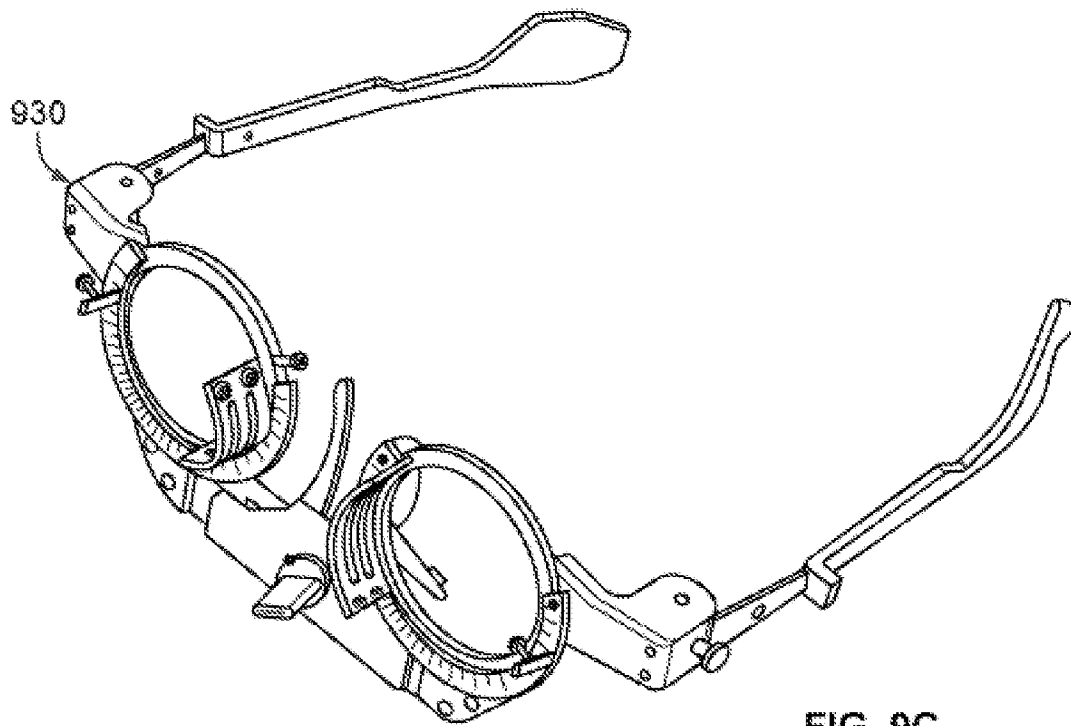


FIG. 9C

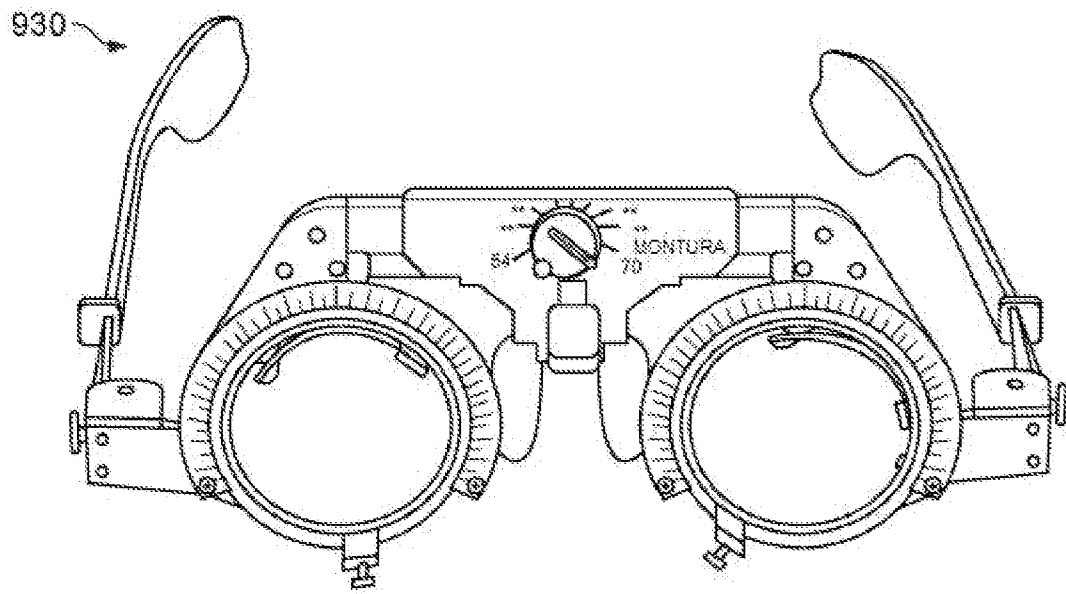


FIG. 9D

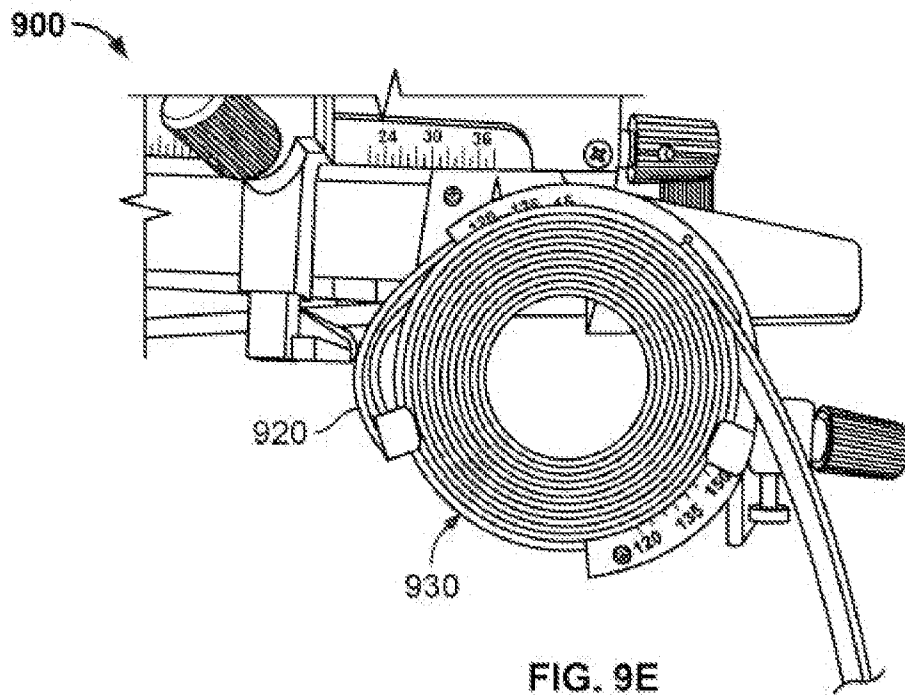
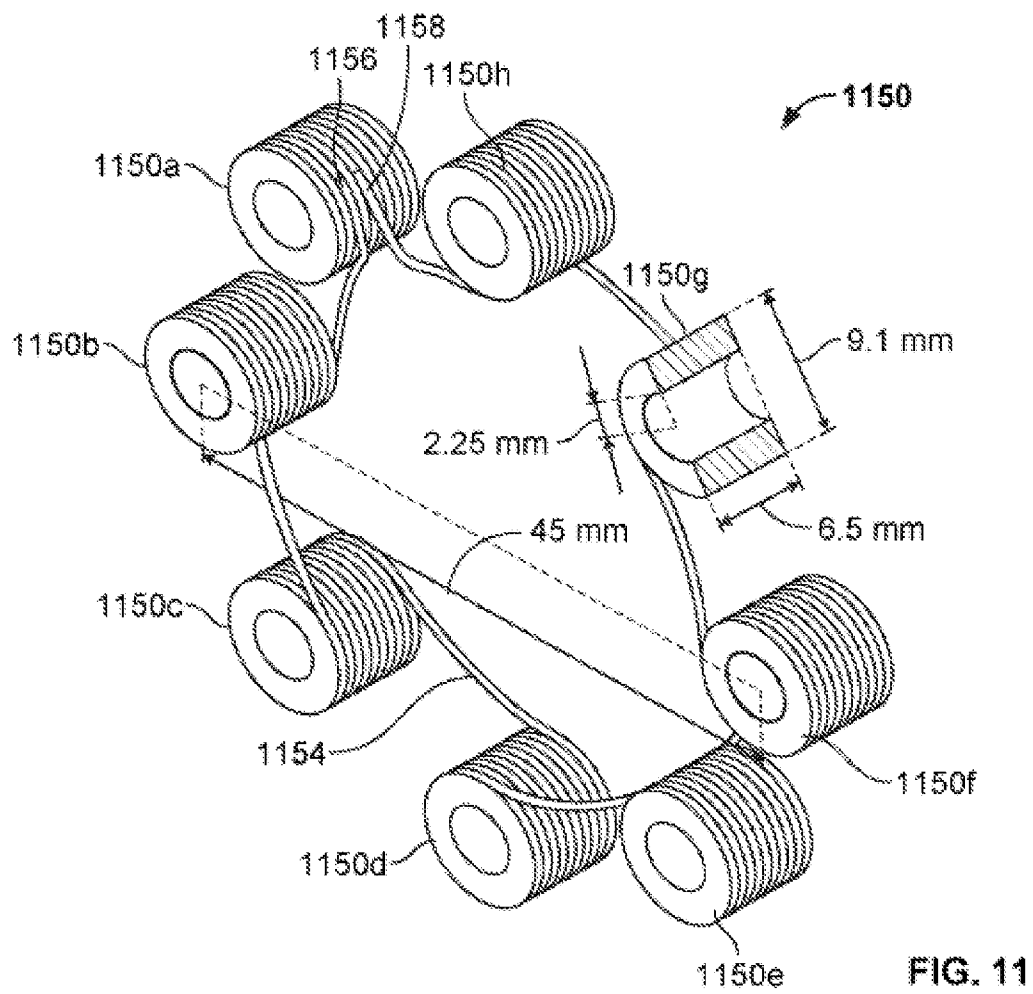
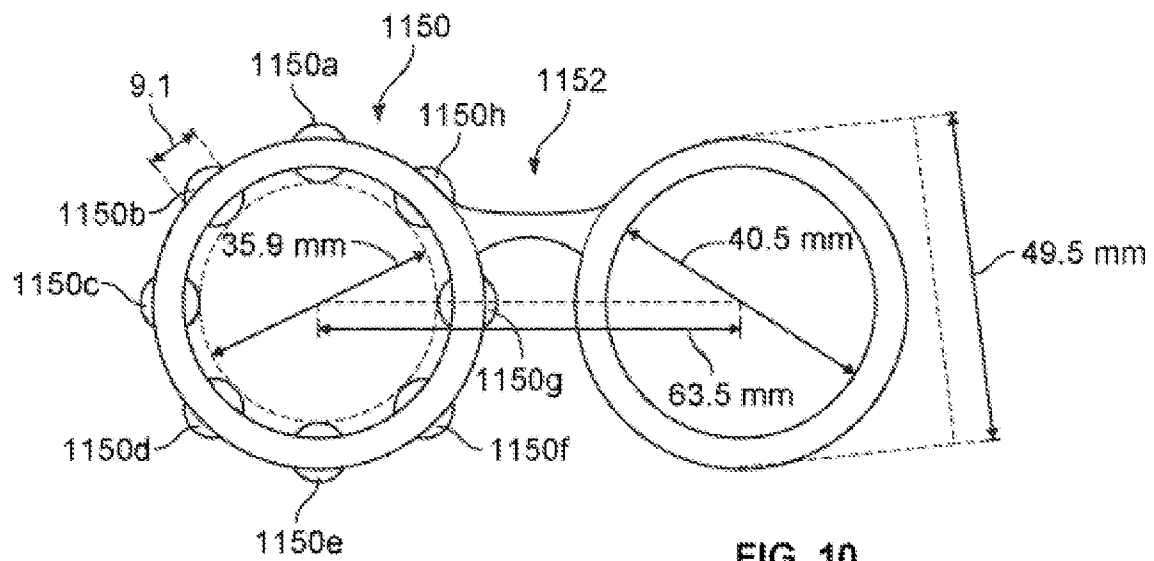


FIG. 9E



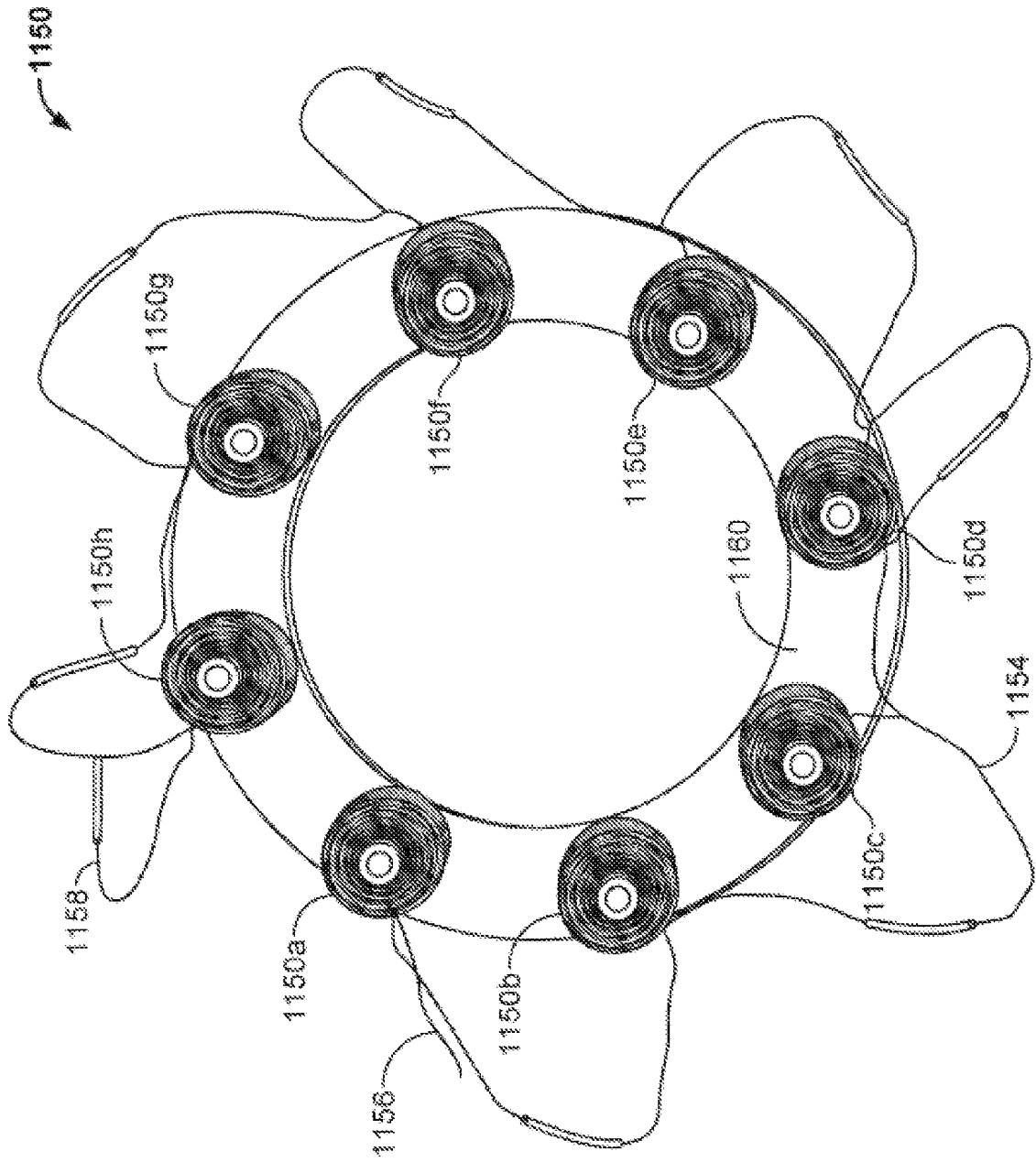


FIG. 12A

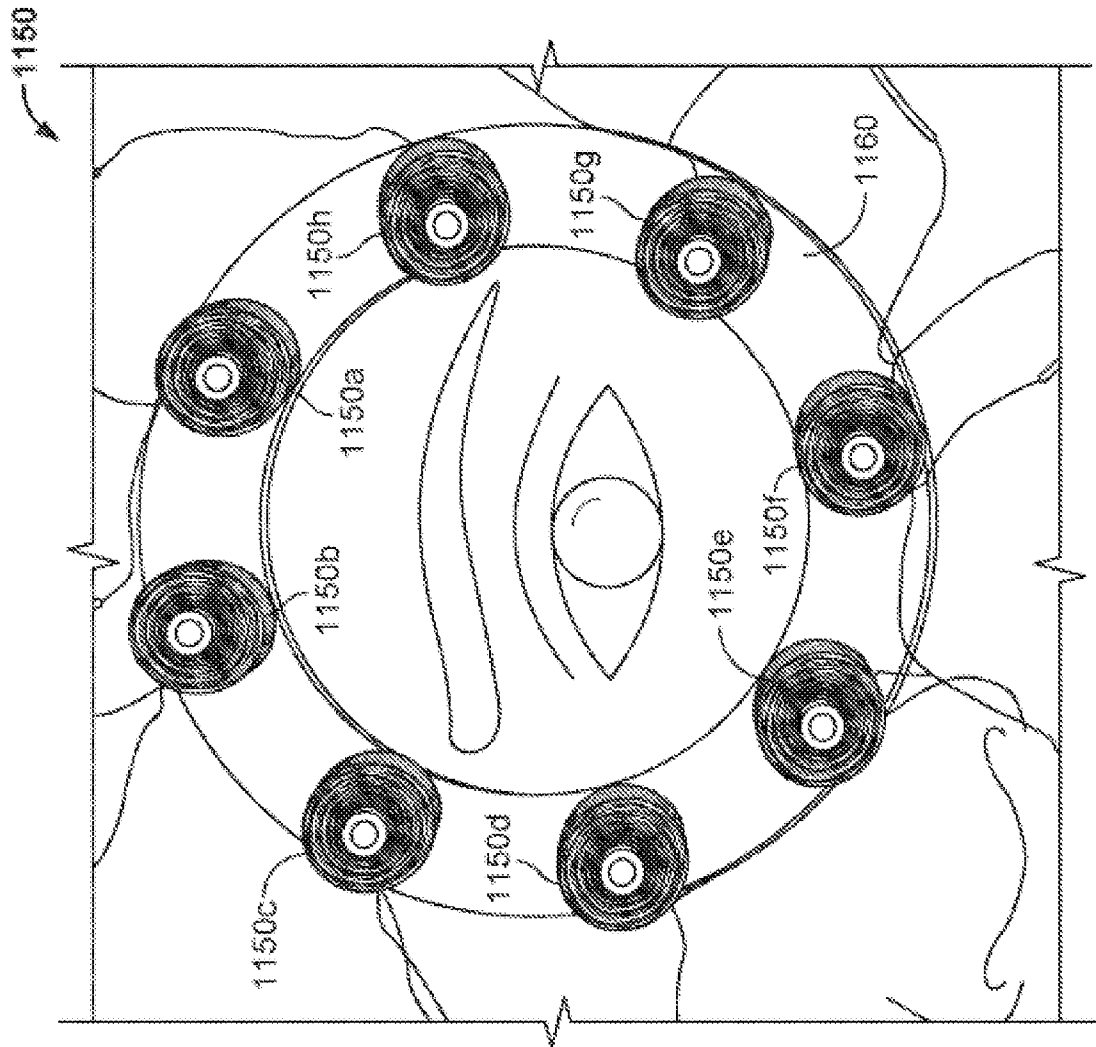


FIG. 12B

Corrientes inducidas

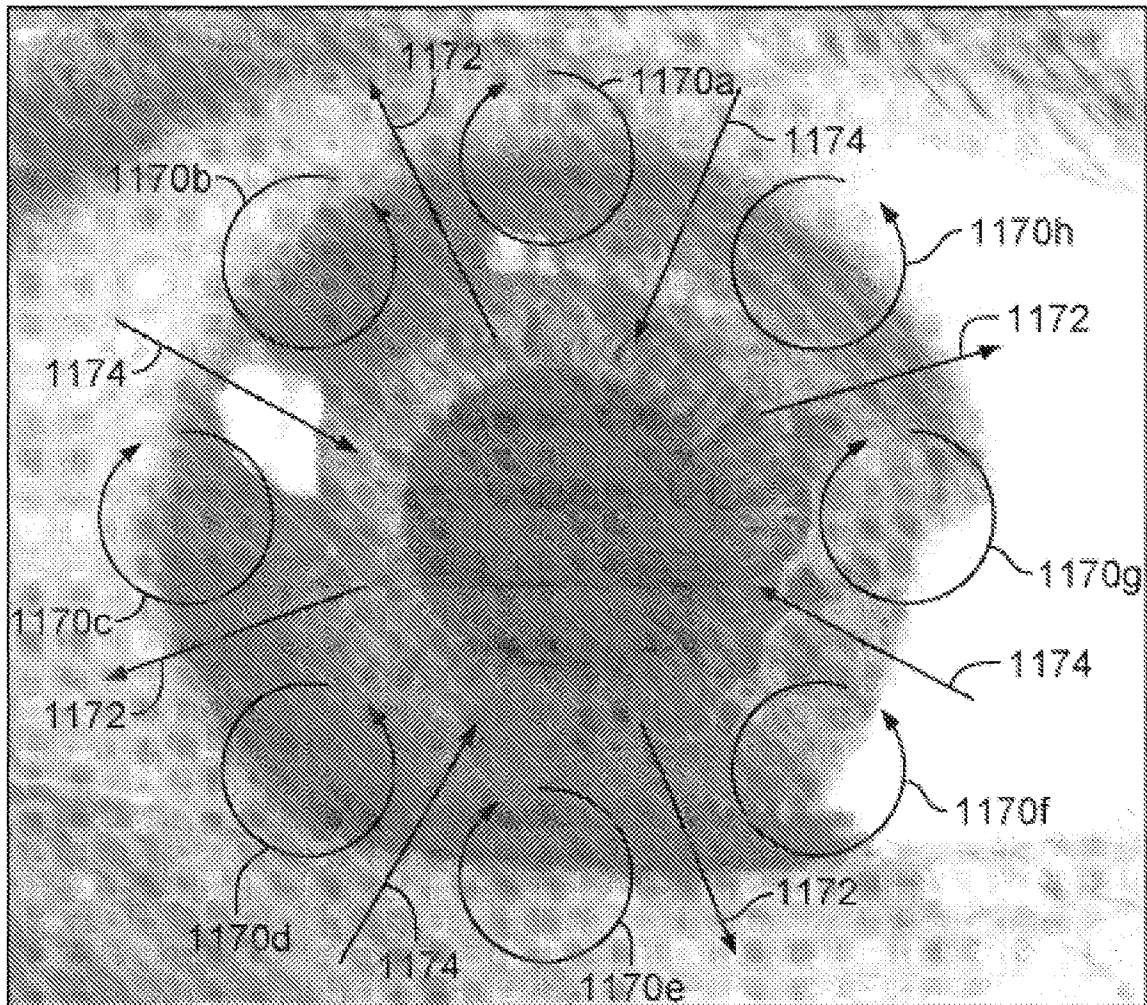


FIG. 13

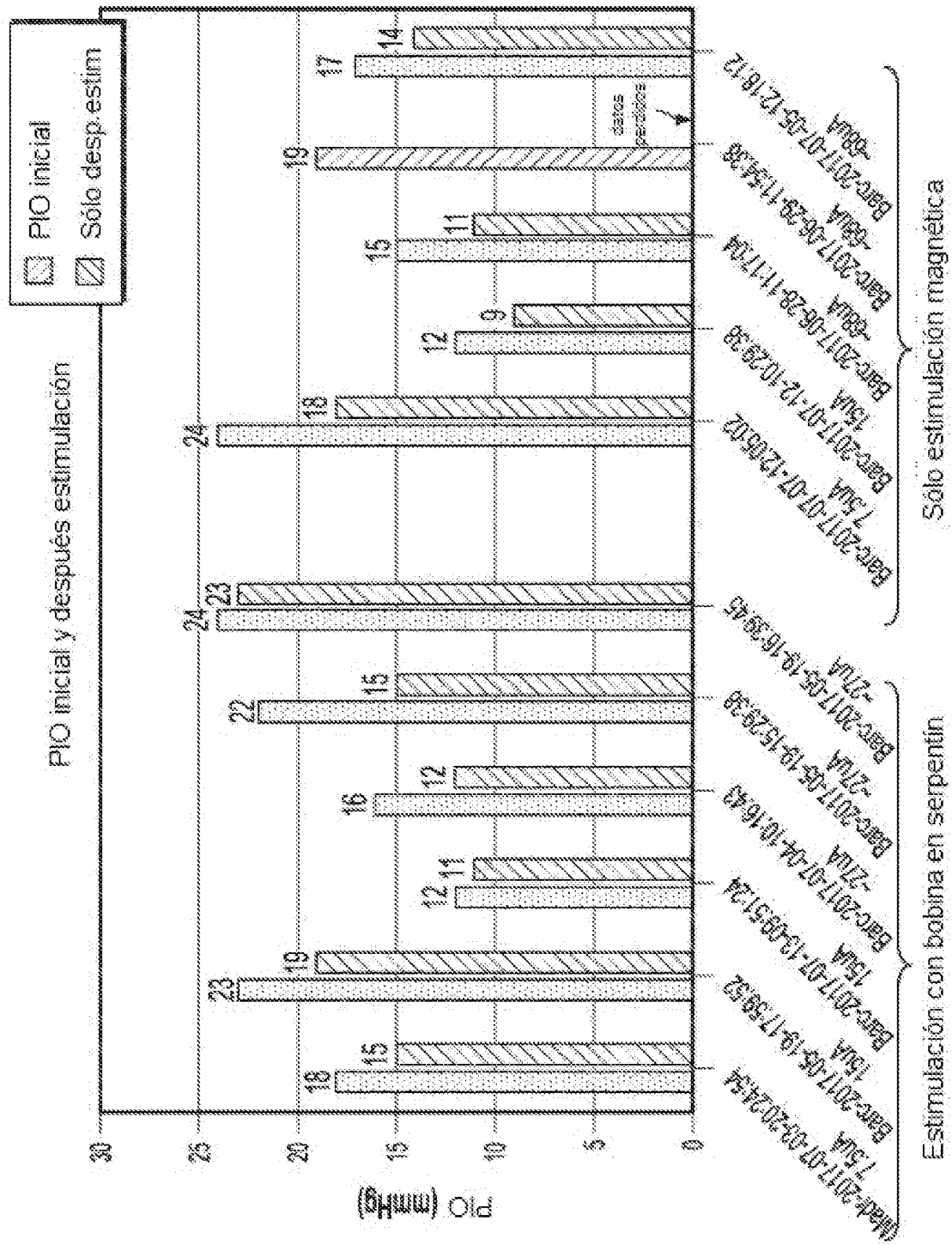


FIG. 14

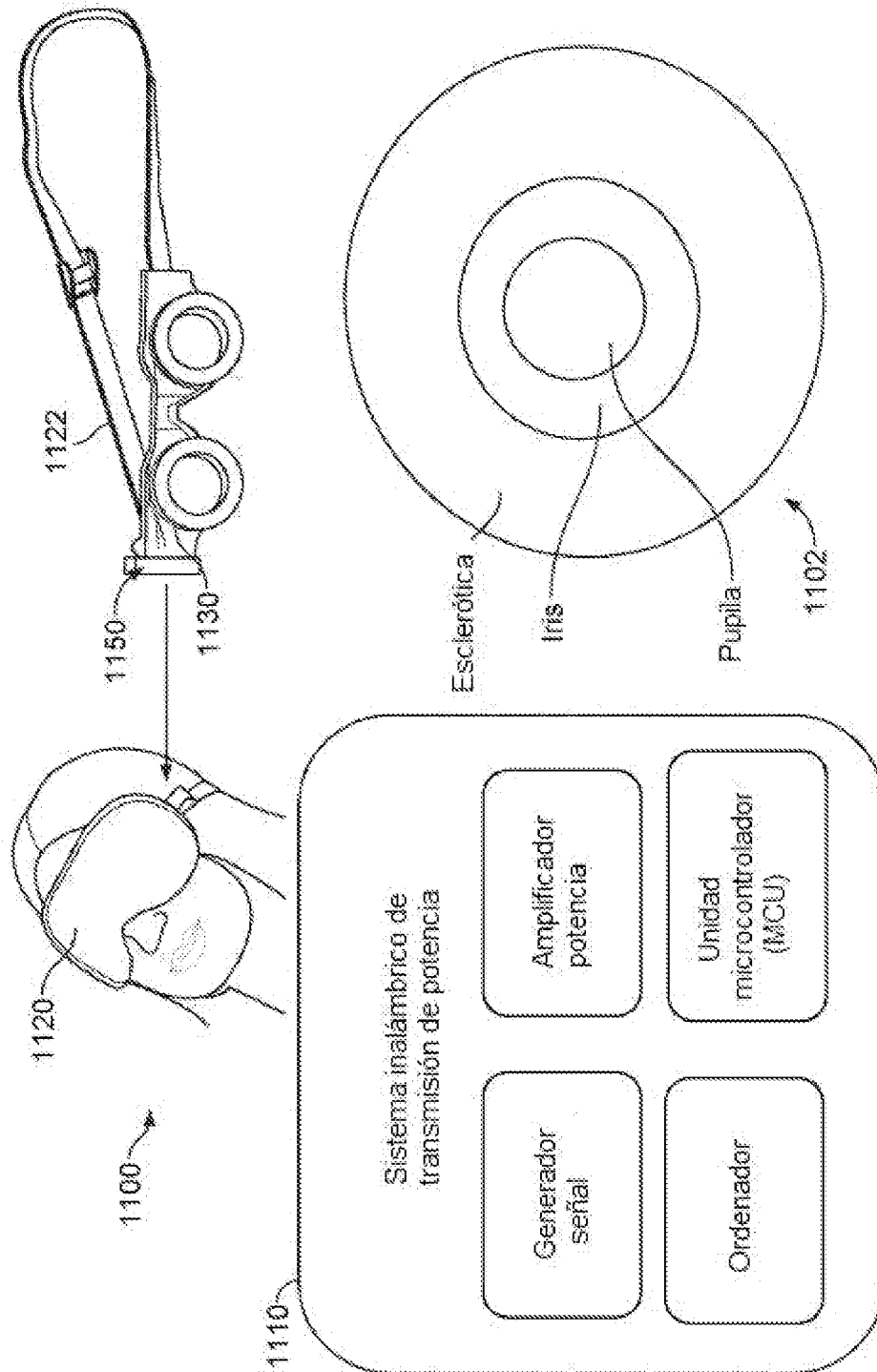


FIG. 15

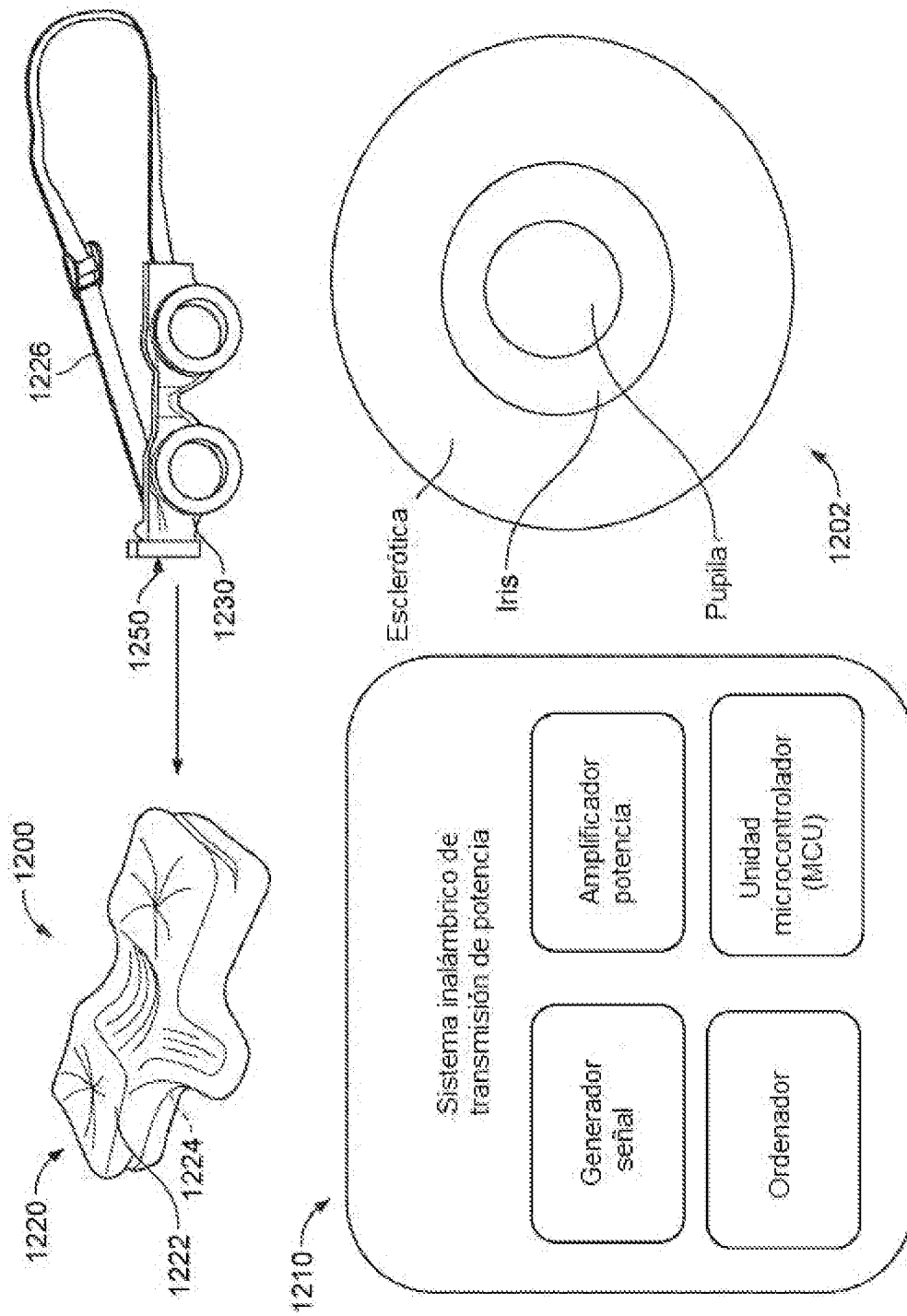


FIG. 16