

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 533 459**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/08** (2006.01)

**A61N 1/36** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.06.2006 E 06754070 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.01.2015 EP 1915115**

54 Título: **Implante epirretinal extraocular**

30 Prioridad:

**14.07.2005 DE 102005032989**

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

**10.04.2015**

73 Titular/es:

**PIXIUM VISION SA (100.0%)  
Institut de la Vision, 13, rue Moreau  
75012 Paris, FR**

72 Inventor/es:

**ZEHNDER, THOMAS y  
TIEDTKE, HANS-JÜRGEN**

74 Agente/Representante:

**AZNÁREZ URBIETA, Pablo**

**ES 2 533 459 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**

Implante epirretinal extraocular

5 La presente invención se refiere a un dispositivo para su implantación en un ojo humano, con una disposición de electrodos o una estructura de microcontactos para contactar el tejido nervioso en el sistema visual del ojo humano. En particular, la presente invención se refiere a una prótesis visual con un dispositivo para generar impulsos de estimulación que estimulan tejidos o nervios vivos.

10 Una causa frecuente de la pérdida parcial o total de la capacidad visual es el deterioro de la capa fotorreceptora de la retina del ojo humano, tras la cual los fotones incidentes no se convierten en una estimulación correspondiente de las células ganglionares. En este cuadro clínico, las células ganglionares sólo están afectadas parcialmente, por lo que una estimulación externa de las células ganglionares todavía presentes en la retina puede provocar una percepción visual. En esta base, desde hace algún tiempo se están llevando a cabo desarrollos que incluyen la implantación de una estructura de microcontactos para el contacto de células ganglionares intactas.

15 Ya se han desarrollado dispositivos en forma de implantes para la retina del ojo humano que están previstos para el tratamiento de pacientes que han perdido parcial o totalmente la capacidad visual por defectos en la retina. En este caso se implanta un dispositivo microelectrónico en el área de la retina con numerosos elementos de píxel sensibles a la luz, a través de los cuales se registra una imagen proyectada sobre la retina por el cristalino todavía intacto del ojo. En otras prótesis visuales, la captura de imágenes se produce mediante una cámara externa, en particular una cámara de vídeo. La imagen capturada por los elementos de píxel o la cámara se transforma en señales eléctricas y se transmite, a través de electrodos de estimulación, mediante impulsos de estimulación, a las células ganglionares de la retina o al nervio óptico, con el fin de restablecer o mejorar la capacidad visual del paciente ciego o parcialmente ciego.

25 Para la transmisión epirretinal de los impulsos de estimulación a las células de la retina o del nervio óptico se utilizan estructuras de microcontactos, que consisten esencialmente en un material soporte que, por una cara, porta elementos de contacto conductores eléctricos configurados en forma de espiga o aguja, y que sobresalen del plano de la lámina soporte y están distribuidos uniformemente por la superficie del implante a una densidad constante por unidad de superficie. Sin embargo, las prótesis visuales conocidas tienen la desventaja de requerir mucho espacio. Debido a la especial sensibilidad del ojo humano y al espacio sumamente limitado de su interior, por principio es deseable alojar sistemas de estimulación o los implantes de las prótesis visuales en el menor espacio posible.

30 Otro problema de las prótesis visuales conocidas estriba en suministrar energía a los implantes y a su estructura de microcontactos o a la superficie de los electrodos. De acuerdo con el nivel de conocimientos actual, para suministrar energía a un implante de retina se requiere una potencia media de 40 mW. Esta alimentación de energía no se puede llevar a cabo durante un tiempo prolongado mediante una batería implantada, ya que ésta requeriría un espacio demasiado grande.

40 Por consiguiente, para los implantes de retina activos se requiere una unidad de alimentación de energía independiente del sistema de generación de la impresión de la visión, que se encuentre fuera del ojo y funcione sin conexión por cable con el implante de retina. El documento DE 19705988 C2 describe un implante subretinal provisto de una capa fotovoltaica eficaz para la luz no visible. En este caso, la alimentación de energía se produce mediante luz infrarroja. El implante de retina está provisto de una superficie que se apoya en la retina y que dispone de electrodos para estimular las células retinales. Sin embargo, la alimentación eléctrica de los componentes del implante en el interior del ojo mediante luz infrarroja puede implicar el riesgo de que el ojo sufra daños térmicos por un calentamiento local en su interior.

45 La publicación US 2002/091421 A describe una prótesis visual con un sistema de estimulación para su implantación en un ojo humano, con una disposición de electrodos para el contacto y la estimulación de tejidos o nervios vivos en el sistema visual del ojo que genera impulsos de estimulación mediante una unidad de control eléctrico, incluyendo dicho sistema de estimulación un implante intraocular y un implante extraocular que suministra energía al implante intraocular.

50 La patente US 6.458.157 B1 describe una prótesis visual con un sistema de estimulación para su implantación en un ojo humano, con una disposición de electrodos para el contacto y la estimulación de tejidos o nervios vivos en el sistema visual del ojo que genera impulsos de estimulación mediante una unidad de control eléctrico. Está prevista una conexión para transmitir energía y datos entre un transmisor externo y un receptor interno, de modo que el transmisor externo se puede adaptar a las innovaciones técnicas o actualizar sin necesidad de intervención quirúrgica. El paciente porta el transmisor externo en un lugar adecuado para ello.

5 La publicación US 2005/0004626 A1 describe un dispositivo para restablecer la potencia visual de un paciente donde están previstos numerosos sustratos individuales para aplicar impulsos de estimulación a las células de la retina. Los sustratos están conectados entre sí por cable y con una unidad receptora. Los sustratos se pueden disponer sobre la retina con una gran flexibilidad en lo que respecta a sus posiciones relativas entre sí.

Además, las publicaciones US 5.935.155 A, WO 03/039661 A1, WO 03/061537 A1, EP 1 386 636 A2, WO 02/40095 A1 y WO 96/39221 A describen en cada caso dispositivos o implantes, en particular implantes de retina, para proporcionar una visión artificial.

La publicación US 5 935 155 A incluye una prótesis visual según el preámbulo de la reivindicación 1.

10 Así, un objetivo de la presente invención es proporcionar una prótesis visual en forma de un implante retinal que se caracterice por implicar el menor espacio posible en el interior del ojo. Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema de implante cuya alimentación eléctrica minimice la dificultad de libertad de movimiento del ojo en la cuenca ocular.

15 Este objetivo se resuelve de acuerdo con la presente invención mediante una prótesis visual con las características indicadas en la reivindicación 1 y mediante un procedimiento con las características indicadas en la reivindicación de procedimiento independiente. En las reivindicaciones dependientes se indican perfeccionamientos ventajosos de la invención. La presente invención resuelve el objetivo arriba mencionado mediante una prótesis visual con un sistema de estimulación para su implante en un ojo humano, con una disposición de electrodos para el contacto y la estimulación de tejidos o nervios vivos en el sistema visual del  
20 ojo que genera impulsos de estimulación mediante una unidad de control eléctrico, incluyendo dicho sistema de estimulación al menos un implante intraocular y al menos un implante extraocular que suministra energía al implante intraocular, e incluyendo la unidad de control eléctrico al menos una fuente de corriente/tensión y al menos un generador de impulsos, que genera impulsos de estimulación eléctrica, y que son transmitidos  
25 estimulación de la disposición de electrodos y que vuelven a la fuente de corriente/tensión correspondiente a través del tejido del ojo mediante al menos un contraelectrodo.

30 La presente invención proporciona un aparato neuroestimulador para estimular las células nerviosas ganglionares todavía presentes que puede mejorar la capacidad visual en caso de enfermedades degenerativas de la retina pero existiendo nervios ópticos todavía intactos. La división del implante en una parte epirretinal y una parte extraocular permite alojar en gran medida los componentes necesarios y la mayor parte del implante en la parte exterior extraocular del implante. Con ayuda del implante según la invención se pueden reducir al mínimo potenciales lesiones de la retina o de otras estructuras sensibles del ojo con la disposición del sistema de estimulación.

35 Por consiguiente, la prótesis visual según la invención ofrece la ventaja de que prácticamente todos los componentes electrónicos que no deben alojarse forzosamente junto con el implante intraocular en el interior del ojo se pueden disponer fuera del globo ocular, por ejemplo en la esclerótica. De este modo se reduce el espacio necesario para el sistema de estimulación en el interior del ojo, y la intervención quirúrgica para la implantación del sistema de estimulación en el interior del ojo es la menor posible. Otra ventaja de la prótesis visual según la invención es que la alimentación eléctrica del implante intraocular puede tener lugar a través  
40 del implante extraocular, sin impedir la libertad de movimiento del ojo en la cuenca. La prótesis visual según la invención posibilita además un mantenimiento o un cambio del sistema de estimulación esencialmente sin provocar daños, por ejemplo cuando el implante extraocular se debe sustituir por una versión más moderna.

45 La parte extraocular del implante está dispuesta en la esclerótica, junto al perímetro exterior del ojo, de modo que minimizala dificultad de mover el globo ocular. De forma especialmente ventajosa, la parte extraocular del implante se dispone en el tejido graso que rodea el ojo entre dos músculos que sirven para su movimiento. En este contexto, el implante extraocular se puede coser en la esclerótica desde fuera. Así se posibilita el movimiento del ojo dentro de la cuenca sin impedimentos y sin dolor.

50 Las partes de implante individuales dentro y fuera del ojo se pueden acoplar entre sí preferentemente mediante una conexión por cable (con o sin enchufe). Cuando el implante según la invención está implantado, dicha conexión por cable se realiza preferentemente en la zona de la *pars plana*, cerca del iris, donde no hay retina. La transmisión tanto de la energía o alimentación eléctrica como de los datos de imagen entre el implante extraocular fuera del ojo y el resto de los componentes electrónicos puede realizarse de forma inalámbrica, por inducción. La transmisión inalámbrica de energía y de los datos de imagen desde los componentes electrónicos alejados el ojo hasta el implante evita los movimientos de un cable y, con ello,  
55 impedimentos o lesiones subsecuentes.

El resto de componentes electrónicos de la prótesis visual necesarios para el tratamiento y la preparación de los datos de imagen registrados por una cámara externa se pueden disponer alejados del ojo, fuera del

cuerpo. Los componentes electrónicos se pueden alojar por ejemplo en un “ordenador de bolsillo”, que puede ser transportado en un bolsillo independiente junto al cuerpo. De forma especialmente ventajosa, los componentes electrónicos se disponen en una montura para gafas, en la que también se encuentra la cámara que registra los datos de imagen.

5 Dado que los componentes electrónicos requeridos para el procesamiento de imágenes de las señales suministradas por la cámara de vídeo se encuentran fuera del cuerpo, es fácil su mantenimiento o su actualización por una versión más moderna de la interfaz electrónica. Los componentes de la interfaz electrónica se pueden adaptar individualmente al nivel de estimulación electrónica correspondiente del sistema de implante. De este modo se puede asegurar un nivel mínimo de carga eléctrica para todos los  
10 electrodos de la disposición de electrodos con el fin de someter a la menor carga posible el tejido o las células nerviosas estimulados por los impulsos de estimulación eléctrica. Así, se evitan daños en la retina del ojo cerca de los electrodos y las sensaciones de dolor del paciente, provocados por un nivel de carga excesivo.

15 En el sistema de estimulación según la invención, en principio se graba una imagen con una cámara externa cuyas señales de imagen son enviadas a un procesamiento previo electrónico a través del implante extraocular y el implante epirretinal de la retina del ojo. El implante epirretinal incluye una disposición de electrodos integrada que, correspondientemente a los datos de imagen de resolución local recibidos, estimula las células ganglionares o retinales mediante señales eléctricas, transmitiendo así la imagen registrada por la cámara externa a los nervios del sistema visual. Una ventaja especial del implante epirretinal activo es que se  
20 puede ajustar o adaptar a diferentes condiciones en lo que respecta a la luminosidad del entorno.

El implante intraocular incluye una disposición de electrodos con un número de electrodos de estimulación dispuestos preferentemente en una matriz muy juntos entre sí. La disposición de electrodos incluye una estructura de microcontactos con una serie de puntos de contacto en contacto con células retinales o  
25 las células retinales o células conectadas. La zona exterior de la estructura de microcontactos para el contacto epirretinal de las células ganglionares está adaptada al contorno exterior de la zona de la fovea de la retina y puede tener forma esférica. En este contexto, la estructura de microcontactos o la disposición de electrodos del implante epirretinal está dispuesta preferentemente en la región de la mácula del ojo. La mácula es el lugar del interior del ojo o de la retina sobre la que incide la mayor parte de la luz, por ello  
30 también se denomina "punto de visión más nítida".

El implante extraocular está equipado con una unidad de control eléctrico que preferentemente está configurada como unidad de control digital con funciones analógicas adicionales y genera impulsos de estimulación por medio de datos de imagen registrados por una cámara externa. Para ello, la unidad de control eléctrico incluye la o las fuentes de corriente/tensión y el o los generadores de impulsos que generan  
35 impulsos de estimulación eléctrica, los cuales son amplificados por la fuente de corriente/tensión en impulsos de estimulación o corrientes de estimulación y son transmitidos a los electrodos de estimulación de la disposición de electrodos en el implante intraocular. Adicionalmente, la unidad de control eléctrico puede estar equipada con medios de almacenamiento electrónicos donde se almacena la duración y la intensidad calculadas de los impulsos de estimulación a generar y que pueden recuperarse con una instrucción determinada. Convenientemente, los componentes electrónicos de la unidad de control eléctrico están  
40 microestructurados por fotolitografía al menos en parte en un circuito integrado y preferiblemente están alojados en un chip en el implante extraocular. El implante extraocular dispone de al menos un contraelectrodo que sirve como vía de corriente de retorno para los electrodos de estimulación.

45 La unidad de control eléctrico tiene un adaptador de contacto para cada electrodo de estimulación, es decir, una superficie de conexión a través de la cual se puede conectar en cada caso un electrodo de estimulación mediante una conexión por cable individual. La conexión por cable está configurada como un implante flexible y se extiende entre el implante extraocular y el implante intraocular preferentemente en la región de la *pars plana* del interior del ojo, donde no hay retina, con lo que se evitan daños en la misma.

50 La disposición de la conexión por cable entre el implante epirretinal y el implante extraocular a través de la esclerótica del ojo en la región de la *pars plana* es una intervención de menor gasto y minimiza posibles lesiones del ojo. De este modo también se reduce el peligro de complicaciones y el riesgo de infección durante la operación. Dado que el implante flexible de la conexión por cable y las partes interior y exterior del implante están fijados en el ojo realizan los mismos movimientos del ojo, ni la conexión por cable ni las partes interior y exterior del implante influyen negativamente en la libertad de movimiento del ojo.

55 La conexión por cable para el acoplamiento del implante extraocular con el implante intraocular incluye al menos una línea para transmitir la corriente de servicio y al menos una línea de señales para transmitir datos de imagen y/o impulsos de estimulación eléctrica desde la unidad de control digital hasta el implante intraocular. De acuerdo con una forma de realización preferente de la presente invención, la conexión por cable incluye, además de las líneas eléctricas para transmitir la corriente de servicio, al menos tantas líneas

para transmitir impulsos de estimulación eléctrica como electrodos de estimulación están previstos en el implante intraocular. Además, la conexión por cable puede incluir una o más líneas ópticas para la transmisión unidireccional o bidireccional mediante señales de luz entre la parte extraocular y la parte intraocular del implante.

5 Para asegurar una fijación fiable del implante flexible con la disposición de electrodos o la estructura de microcontactos y la conexión por cable entre la estructura de microcontactos y el implante extraocular, el implante intraocular y/o el implante flexible de la conexión por cable se pueden fijar en el interior del ojo con ayuda de un clavo, denominado tachuela. Para ello, el clavo se saca quirúrgicamente desde el interior del ojo y se extiende a través del implante flexible y la retina hasta la coroides o la esclerótica del ojo, donde se ancla con sus garfios.

10 El implante intraocular incluye una serie de elementos fotosensibles que estimulan los puntos de contacto de la disposición de electrodos a través del circuito eléctrico en función de la luz que incide sobre el implante intraocular. En este contexto, al menos un receptor de luz del implante intraocular puede recibir señales de luz de un emisor de luz desde fuera del ojo. De acuerdo con una forma de realización preferente, el receptor de luz del implante intraocular está configurado como receptor infrarrojo, que recibe señales infrarrojas de un emisor de infrarrojos desde fuera del ojo, preferentemente a través del camino óptico natural del mismo.

15 De este modo, la interfaz entre el emisor de luz fuera del ojo y los elementos fotosensibles o el receptor de luz del implante intraocular puede transmitir datos de imagen registrados por una cámara externa a través de señales luminosas desde el emisor de luz fuera del ojo a los elementos fotosensibles o el receptor de luz del implante intraocular. Para transmitir los datos de imagen se utiliza preferentemente luz infrarroja, ya que ésta está fuera del espectro visible y, en consecuencia, no perturba la capacidad visual remanente del paciente ni la transmisión de los datos de imagen.

20 En el implante extraocular se produce un procesamiento de señales de los datos de imagen recibidos, incluyendo la amplificación de señales, por lo que se requiere un acoplamiento de energía externo. En la prótesis visual según la invención, este acoplamiento de energía se realiza de forma inalámbrica a través de la interfaz inductiva entre una bobina emisora de alta frecuencia y la bobina receptora de alta frecuencia del implante extraocular. Para ello, según otra forma de realización preferente de la prótesis visual según la invención, está prevista una antena alejada del sistema de estimulación para una interfaz inductiva que puede emitir señales electromagnéticas preferiblemente en el rango de altas frecuencias. Además, el implante extraocular está equipado con una antena que puede recibir señales electromagnéticas, preferiblemente en el rango de altas frecuencias.

25 La antena de alta frecuencia del implante extraocular recibe las señales electromagnéticas de alta frecuencia emitidas por la antena emisora del sistema electrónico fuera del cuerpo. De este modo se produce una corriente inductiva que suministra suficiente energía al implante del ojo. La corriente producida por la inducción es transmitida por la parte externa del implante a la parte interna del mismo a través del hilo conductor, suministrando corriente a la disposición de electrodos y al receptor infrarrojo.

30 Además, la interfaz inductiva entre la antena fuera del ojo y la antena del implante extraocular también puede presentar una configuración bidireccional, de modo que la antena alejada del sistema de estimulación puede recibir señales electromagnéticas, preferiblemente en el rango de altas frecuencias, y la antena del implante extraocular puede emitir señales electromagnéticas, preferiblemente en el rango de altas frecuencias. En esta forma de realización preferente, el implante extraocular está configurado de modo que, a través de la interfaz inductiva, se puede transmitir información, por ejemplo referente a parámetros de servicio del sistema de estimulación. De acuerdo con otra forma de realización especial de la invención, la velocidad de transmisión de datos de las señales recibidas por la antena del implante extraocular es diferente a la velocidad de transmisión de datos de las señales emitidas por la antena del implante extraocular.

35 Por consiguiente, en caso de una interfaz inductiva bidireccional, tanto la parte exterior del implante ocular como el sistema electrónico fuera del cuerpo están equipados con una unidad emisora y una unidad receptora, que pueden emitir y recibir respectivamente señales eléctricas, preferiblemente en el rango de altas frecuencias. De este modo también es posible transmitir a través del hilo conductor señales generadas por el implante epirretinal en el interior del ojo a la parte exterior del implante, y desde allí pueden ser retransmitidas, a través de la unidad emisora, en forma de señales de alta frecuencia, al sistema electrónico fuera del cuerpo.

40 El sistema electrónico fuera del cuerpo recibe las señales de alta frecuencia del emisor del implante extraocular mediante su unidad receptora y las transmite a una unidad de cálculo central, donde son evaluadas. Así, el implante epirretinal del interior del ojo puede transmitir señales que proporcionan información, por ejemplo sobre una alimentación de corriente suficiente del implante interno, la calidad de las señales de imagen recibidas, la función de los electrodos de estimulación en la disposición de electrodos, la eficiencia de la interfaz inductiva o el contacto de los electrodos de estimulación con las células ganglionares.

5 El implante intraocular puede incluir además al menos un elemento emisor de luz, que emite señales luminosas en función de los parámetros de servicio del sistema de estimulación. Para ello, las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz están codificadas, por ejemplo modulando la duración y/o la intensidad de las señales luminosas en función de los parámetros de servicio del implante intraocular. Las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz pueden incluir, por ejemplo, información sobre la posición del implante intraocular, la calidad de los datos de imagen recibidos por el implante intraocular, la calidad de la alimentación de corriente del implante intraocular y/o la impedancia o la resistencia eléctrica de los electrodos de estimulación. Las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz pueden incluir además información sobre la función de los electrodos de estimulación en la disposición de electrodos y sobre el contacto de los electrodos de estimulación con las células ganglionares.

15 Preferentemente, este elemento emisor de luz está dispuesto en el interior del ojo de modo que las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz son detectables por un observador a través de un contacto visual con el interior del ojo. El elemento emisor de luz está configurado ventajosamente como un diodo (diodo de estado) emisor de luz, en particular de luz infrarroja, que es detectable por un receptor de luz, en particular un receptor de luz infrarroja, fuera del ojo.

De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, los objetivos arriba mencionados se resuelven también mediante un procedimiento para el funcionamiento del dispositivo según la invención, que incluye al menos los siguientes pasos:

- Registrar una imagen mediante una cámara externa,
- 20 • Generar datos de imagen de resolución local a partir de la imagen registrada,
- Calcular instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación con una duración y una intensidad determinadas en función de los datos de imagen,
- Transmitir instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación a un sistema de estimulación con un implante intraocular y un implante extraocular, incluyendo el sistema de estimulación además una unidad de control eléctrico,
- 25 • Calcular y generar impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación con una duración y una intensidad determinadas en el implante extraocular o ejecutar tareas de diagnóstico correspondientes a las instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación,
- 30 • Transmitir los impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación al implante intraocular,
- Aplicar los impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación al menos a un electrodo de estimulación en el implante intraocular, con lo que se estimula al menos una célula retinal o ganglionar que está en contacto con el electrodo de estimulación correspondiente y
- 35 • La unidad de control eléctrico incluye al menos una fuente de corriente/tensión y al menos un generador de impulsos que genera impulsos de estimulación eléctricos, que son transmitidos amplificados en impulsos de estimulación por la fuente de corriente/tensión a una serie de electrodos de estimulación de la disposición de electrodos y que vuelven a la fuente de corriente/tensión correspondiente a través del tejido del ojo mediante al menos un contraelectrodo.

40 Con el fin de preparar los datos de imagen registrados por la cámara externa para su utilización en el sistema de estimulación, éstos son evaluados o procesados eléctricamente en la unidad de control eléctrico antes de ser transmitidos al sistema de estimulación para generar impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación correspondientes. En este contexto, los componentes de la unidad de control eléctrica pueden formar parte del implante extraocular o pueden estar alojados en una unidad de cálculo externa, que es portada independientemente por el paciente o que está alojada en unas gafas donde también están dispuestos la cámara externa y/o el emisor de luz para la interfaz infrarroja.

45 Tal como se ha descrito más arriba, en el procedimiento para el funcionamiento del dispositivo según la invención, la transmisión de la corriente necesaria para el funcionamiento del implante extraocular y el implante intraocular se produce de forma inalámbrica a través de una interfaz inductiva entre la antena emisora de alta frecuencia fuera del ojo y la antena receptora de alta frecuencia del implante extraocular, mientras que la transmisión de los datos de imagen registrados por la cámara externa se produce de forma inalámbrica a través de una interfaz infrarroja entre el emisor de infrarrojos fuera del ojo y el receptor de infrarrojos dentro del ojo. Alternativamente, la transmisión de los datos de imagen registrados por la cámara externa también puede tener lugar de forma inalámbrica a través de la interfaz inductiva entre la antena emisora de alta frecuencia fuera del ojo y la antena receptora de alta frecuencia del implante extraocular.

La transmisión de los datos de imagen registrados por la cámara externa o las instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación puede tener lugar en forma de flujo de datos en serie mediante la conexión por cable desde el receptor infrarrojo dentro del ojo a la unidad de control digital del implante extraocular. En este contexto, el flujo de datos en serie desde el receptor infrarrojo dentro del ojo, a través de la conexión por cable, a la unidad de control digital del implante extraocular incluye información sobre la dirección de los electrodos, por ejemplo de 1 a 250, y sobre la amplitud correspondiente a la dirección de electrodos, por ejemplo de 0 a 1.000  $\mu\text{A}$ , de los impulsos de estimulación para el electrodo de estimulación correspondiente. A partir de la información relativa a la dirección de electrodos y la amplitud de los impulsos de estimulación, la unidad de control eléctrico del implante extraocular calcula y genera, para cada electrodo de estimulación, impulsos de estimulación de una duración y una intensidad determinadas. La forma o el recorrido de los impulsos de estimulación eléctricos están adaptados a las células ganglionares a estimular. Mediante numerosos generadores de corriente en el implante extraocular se aplica a los electrodos de estimulación una corriente eléctrica con una intensidad y duración determinadas.

La unidad de control eléctrico del implante extraocular transmite a los electrodos de estimulación del implante intraocular los impulsos de estimulación o corrientes de estimulación en forma de un flujo de señales en paralelo a través de conexiones por cable en paralelo. Con este fin, la unidad de control eléctrico del implante extraocular o del chip estimulador de retina dispone por ejemplo de más de 250 adaptadores de contacto a los que se pueden conectar en cada caso cables para 250 electrodos de estimulación en la disposición de electrodos del implante intraocular.

En una forma de realización preferente del procedimiento también es posible que el implante intraocular transmita al implante extraocular datos de diagnóstico referentes a los parámetros de servicio del implante intraocular a través de la conexión por cable, por ejemplo como un flujo de datos en serie. A continuación, la bobina de inducción extraocular transmite la corriente de datos de diagnóstico en serie por inducción, por ejemplo mediante modulación por variación de la carga, a medios de diagnóstico externos, que están alojados por ejemplo en unas gafas. Alternativamente al recorrido de realimentación por inducción arriba descrito, también es posible emplear el diodo luminoso de estado de la parte intraocular del implante como un canal de retorno óptico con unidad de recepción digital y unidad de evaluación digital en las gafas.

#### **Otras formas de realización preferentes del implante según la invención**

Tal como ya se ha descrito, en particular algunos componentes electrónicos de la prótesis visual según la invención pueden estar alojados en un módulo fuera del cuerpo, preferentemente en unas gafas que el paciente puede llevar puestas como una ayuda visual normal. En adelante, los componentes electrónicos alojados en un módulo fuera del cuerpo se denominan parte extracorpórea de la prótesis visual según la invención, mientras que los componentes de la prótesis visual según la invención dispuestos dentro del cuerpo, que incluyen los componentes implantados de forma intraocular dentro del ojo y los componentes implantados de forma extraocular sobre el globo ocular, se denominan en conjunto parte intracorpórea de la prótesis visual según la invención.

Entre la parte extracorpórea (por ejemplo en las gafas) de la prótesis visual y la parte intracorpórea dentro del ojo del paciente o sobre éste existe una interfaz inductiva inalámbrica a través de la cual se produce tanto un suministro de energía como una transmisión de datos. De acuerdo con una forma de realización preferente de la presente invención ya descrita, dicha interfaz inductiva entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea presenta una configuración bidireccional. Para ello, tanto la parte extracorpórea como la parte intracorpórea están provistas de una bobina emisora, que puede emitir señales eléctricas preferentemente en el rango de altas frecuencias, y una bobina receptora o una antena, que puede emitir señales eléctricas preferentemente en el rango de altas frecuencias. De este modo es posible transmitir señales eléctricas tanto desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea como en sentido opuesto, desde la parte intracorpórea a la parte extracorpórea de la prótesis visual según la invención (bidireccionalidad). Tanto en la parte extracorpórea como en la parte intracorpórea también puede estar prevista únicamente una bobina emisora-receptora que desempeña en cada caso las dos funciones de emisión y recepción de señales eléctricas.

En un perfeccionamiento de esta forma de realización preferente de la presente invención, la línea de datos bidireccional entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual incluye al menos dos canales de transmisión, preferentemente inalámbricos. En este contexto, al menos un canal de transmisión inalámbrica se extiende desde la parte extracorpórea (por ejemplo en las gafas) hasta la parte intracorpórea de la prótesis visual en el ojo, en adelante denominado también canal de transmisión de ida (*up-link*), y al menos un canal de transmisión inalámbrica se extiende desde la parte intracorpórea de la prótesis visual en el ojo hasta la parte extracorpórea en las gafas, en adelante denominado canal de transmisión de vuelta (*down-link*).

La transmisión de datos entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual tiene lugar preferentemente de forma simultánea, es decir, tanto en el canal de transmisión de ida como en el canal de transmisión de vuelta se transmiten datos simultáneamente. El canal de transmisión de vuelta se puede

utilizar en particular para transmitir datos sobre el estado de la parte intracorpórea de la prótesis visual. De este modo se logra una seguridad adicional, ya que el estado y la funcionalidad de la parte intracorpórea de la prótesis visual se puede vigilar permanentemente y, en caso de un fallo de la prótesis visual o del canal de transmisión de vuelta, se puede indicarelmal-funcionamiento correspondiente.

- 5 En otra forma de realización preferente de la presente invención, la transmisión de datos entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual puede tener lugar de forma alterna. Por ejemplo, durante determinados períodos de tiempo puede estar activo el canal de transmisión de ida desde la parte extracorpórea hasta la parte intracorpórea de la prótesis visual y durante otros períodos de tiempo  
10 determinados puede estar activo el canal de transmisión de vuelta desde la parte intracorpórea hasta la parte extracorpórea de la prótesis visual. En esta transmisión de datos alternante también puede estar previsto un único canal de transmisión, ya que en este caso dicho canal de transmisión se utiliza alternativamente como canal de transmisión de ida o como canal de transmisión de vuelta.

- 15 Durante el servicio normal, la transmisión de datos entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual tiene lugar preponderantemente a través del canal de transmisión de ida, es decir, los datos de imagen registrados y procesados por la parte extracorpórea de la prótesis visual (por ejemplo en las gafas) son transmitidos o enviados a la parte intracorpórea de la prótesis visual (en el ojo) a través del canal de transmisión de ida. En cambio, por el canal de transmisión de vuelta sólo se transmite en caso de una señal de retorno de la parte intracorpórea a la parte extracorpórea de la prótesis visual, por ejemplo cuando se han de transmitir datos sobre el estado de la parte intracorpórea de la prótesis visual o una información de error.

- 20 Por el canal de transmisión de ida (*up-link*) desde las gafas hasta el implante en el ojo se pueden transmitir diferentes tipos de datos. Por ejemplo, por el canal de transmisión de ida se transmiten instrucciones de estimulación desde la parte extracorpórea de la prótesis visual hasta el chip estimulador de la parte intracorpórea en el ojo. Estas instrucciones de estimulación pueden incluir las siguientes informaciones:

- 25 - Direcciones de electrodos, es decir, las direcciones de los electrodos dispuestos en la disposición de electrodos para estimular las células ganglionares en la retina del ojo.
- Amplitudes de corriente, es decir, la información para el chip estimulador que indica la intensidad de corriente de los impulsos de estimulación a generar.
- Duración de fases, es decir la información para el chip estimulador que indica la duración de fases de los impulsos de estimulación a generar.
- 30 - Relación de fases, es decir la información para el chip estimulador que indica la relación de fases de los impulsos de estimulación a generar.
- Signo de los impulsos de corriente de estimulación, es decir, la información para el chip estimulador que incluye el signo de los impulsos de estimulación a generar.

- 35 Además, a través del canal de transmisión de ida se pueden transmitir por ejemplo instrucciones de medición desde la parte extracorpórea de la prótesis visual a la parte intracorpórea. Las instrucciones de medición son instrucciones enviadas desde la parte extracorpórea de la prótesis visual a la parte intracorpórea para realizar determinadas medidas y transmitir el valor medido determinado a la parte extracorpórea de la prótesis visual a través del canal de transmisión de vuelta. Estas instrucciones de medida pueden incluir las siguientes informaciones:

- 40 - Medida de la tensión de un electrodo durante la estimulación.
- Medida de la tensión en un electrodo sin estimulación.
- Medida de potenciales de acción de los nervios con ayuda de uno o más electrodos de estimulación.
- Medida de potenciales de acción de los nervios con ayuda de electrodos de medición especiales.

- 45 Además, a través del canal de transmisión de ida se pueden transmitir por ejemplo instrucciones de estado desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea de la prótesis visual. Estas instrucciones de estado incluyen órdenes a la parte intracorpórea de la prótesis visual para registrar determinados parámetros de estado y transmitir los mismos a la parte extracorpórea de la prótesis visual a través del canal de transmisión de vuelta. Las instrucciones de estado pueden incluir por ejemplo órdenes a la parte intracorpórea de la prótesis visual para registrar los siguientes parámetros de estado y transmitirlos a la parte extracorpórea de la  
50 prótesis visual a través del canal de transmisión de vuelta:

- El número de identificación (número de ID) del implante.

- Un resumen del estado del implante, por ejemplo
  - el estado de los sistemas de compensación de carga; o
  - el estado de la alimentación de energía del implante, es decir, si éste tiene mucha o poca energía.
- 5 - La temperatura del chip estimulador o de partes del implante.
- El valor de medida de un sensor de humedad.

De acuerdo con otra forma de realización preferente de la prótesis visual según la invención, al menos el canal de transmisión de ida desde la parte extracorpórea hasta la parte intracorpórea de la prótesis visual está configurado como una transmisión de datos óptica. En este contexto, los datos se pueden transmitir a través de señales luminosas mediante diodos luminiscentes (LED) o mediante láser, por ejemplo con luz infrarroja. En la transmisión de datos óptica se puede utilizar, al menos en parte, el camino óptico natural del ojo orientado las señales luminosas de los diodos luminiscentes o del láser fuera del ojo a través de la abertura de cristalino sobre un elemento receptor óptico en el interior del ojo.

La transmisión de datos entre la parte intracorpórea y la parte extracorpórea de la prótesis visual puede tener lugar por el canal de transmisión de vuelta con cualquier codificación. Preferiblemente se utiliza una codificación compensada que incluye aproximadamente la misma cantidad de estados cero y estados uno para no saturar el elemento de recepción óptica. Por ejemplo, se puede utilizar la codificación Manchester, la denominada codificación 4PPM, la codificación 4PPM+ u otro procedimiento de codificación adecuado.

De acuerdo con otra forma de realización preferente de la prótesis visual según la invención, el canal de transmisión de ida y/o de vuelta entre la parte intracorpórea y la parte extracorpórea de la prótesis visual está configurado como una transmisión de datos electromagnética, donde la frecuencia portadora del emisor se modula correspondientemente para transmitir datos. En este contexto, la transmisión de datos electromagnética puede estar configurada de forma activa, utilizándose como frecuencia portadora del emisor por ejemplo la banda de frecuencias de 13,56 MHz ISM, la banda de frecuencias de 27,12 MHz ISM, la banda de frecuencias de 125 kHz ISM u otra banda de frecuencias adecuada. En la transmisión de datos electromagnética entre la parte intracorpórea y la parte extracorpórea de la prótesis visual, en lugar de una modulación de frecuencias también se puede utilizar una modulación de amplitud, una modulación de fases de la frecuencia portadora u otro procedimiento de modulación adecuado.

De acuerdo con otro procedimiento de modulación útil para la prótesis visual según la invención se utiliza una frecuencia portadora de datos independiente, por ejemplo en la banda de frecuencias de 433 MHz ISM o en otro intervalo de frecuencias adecuado, que preferiblemente es diferente a la frecuencia para el acoplamiento de energía a través de la interfaz inductiva. Esta frecuencia portadora de datos independiente se puede modular a su vez con los siguientes métodos:

- Modulación en amplitud de la frecuencia portadora de datos.
- Modulación en frecuencia de la frecuencia portadora de datos.
- Modulación en fase de la frecuencia portadora de datos.
- Otros procedimientos de modulación adecuados.

A través del canal de transmisión de vuelta (*down-link*) desde la parte intracorpórea hasta la parte extracorpórea de la prótesis visual se pueden transmitir diferentes tipos de datos. En particular, a través del canal de transmisión de vuelta se pueden transmitir datos de diagnóstico sobre el estado de la parte intracorpórea de la prótesis visual o sobre el estado del implante, por ejemplo:

- Medidas de la impedancia de determinados electrodos de estimulación.
- Medidas de la tensión eléctrica en los electrodos de estimulación.
- Datos de vigilancia del estado de determinados electrodos de estimulación.

A través del canal de transmisión de vuelta también se pueden transmitir informaciones o datos de diagnóstico sobre el estado del sistema del control de proceso en la parte intracorpórea de la prótesis visual o en el implante, por ejemplo informaciones sobre los siguientes detalles de control:

- Datos transmitidos correctamente desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea de la prótesis visual (sí o no).
- Parte intracorpórea o implante inicializado correctamente (sí o no).
- Restablecimiento del estado de sistema (*reset*) realizado (sí o no).
- Estado para la alimentación de energía del implante (*power-status*), por ejemplo:
  - estado del o de los componentes analógicos del chip estimulador;

- enviar el estado de la denominada etapa *power-down* de la parte intracorpórea a la parte extracorpórea de la prótesis visual.
- Fallos en la estimulación de la retina del ojo, por ejemplo:
  - corriente de estimulación máxima alcanzada;
  - compensación de carga entre electrodos de estimulación no alcanzada;
  - la compensación de carga entre electrodos de estimulación dura demasiado.
- La estimulación se ha realizado, aunque no se ha requerido, por ejemplo por un fallo en la etapa final de una fuente de corriente.
- Estado de la alimentación de energía eléctrica, por ejemplo:
  - tensión de servicio demasiado baja;
  - tensión de servicio demasiado alta.
- Tensión de los electrodos de estimulación en determinados momentos de medición.
- Datos de diagnóstico sobre la fisiología del paciente, por ejemplo:
  - derivación de los potenciales de acción de células nerviosas individuales, en particular células ganglionares;
  - derivación de la suma de potenciales de acción de células nerviosas, en particular células ganglionares, siendo posible informar sobre la posibilidad de estimulación de las células nerviosas conectadas.
- Datos de diagnóstico sobre el estado general de la parte intracorpórea de la prótesis visual o del implante, por ejemplo:
  - temperatura en el área del sistema electrónico del implante;
  - temperatura en un punto determinado del ojo;
  - temperatura en varios lugares del ojo;
  - medida de la presión sanguínea del globo ocular;
  - medida de la aceleración del implante;
  - medida de la humedad dentro de la carcasa del implante.

Tal como se ha descrito más arriba en relación con el canal de transmisión de ida, el canal de transmisión de vuelta desde la parte intracorpórea hasta la parte extracorpórea de la prótesis visual también puede estar configurado como vía de transmisión de datos óptica. Para ello, al igual que en el caso del canal de transmisión de ida, en el canal de transmisión de vuelta los datos también pueden ser transmitidos a través de señales de luz mediante diodos luminiscentes (LED) o mediante láser, por ejemplo con luz infrarroja. En este caso también se puede utilizar al menos en parte el camino óptico natural del ojo orientado las señales luminosas de un elemento emisor de luz dispuesto en el interior del ojo a través de la abertura del cristalino sobre un elemento receptor óptico fuera del ojo. El elemento receptor óptico registra las señales de luz codificadas del elemento emisor de luz y las transmite en forma de señales eléctricas a un sistema electrónico para su evaluación.

De acuerdo con otra forma de realización preferente de la prótesis visual según la invención, el canal de transmisión de vuelta desde la parte intracorpórea hasta la parte extracorpórea de la prótesis visual está configurado como una transmisión de datos electromagnética pasiva en la que la frecuencia portadora de un emisor se modula correspondientemente para la transmisión de datos. En este contexto, como procedimiento de modulación se realiza por ejemplo una modulación de carga de la frecuencia de envío de energía. La modulación de carga de la frecuencia portadora puede tener lugar mediante conexión y desconexión de una carga resistiva, una carga capacitiva o una carga inductiva correspondiente a la corriente de datos a transmitir. También es posible una combinación o combinación parcial de los procedimientos mencionados en la transmisión de datos electromagnética entre la parte intracorpórea y la parte extracorpórea de la prótesis visual.

Adicional o alternativamente, la transmisión de datos a través del canal de transmisión de vuelta desde la parte intracorpórea (en el ojo) hasta la parte extracorpórea (por ejemplo en las gafas) de la prótesis visual según la invención se puede llevar a cabo utilizando un procedimiento para la corrección de fallos. Del mismo modo, la transmisión de datos a través del canal de transmisión de ida desde la parte extracorpórea (en las gafas) hasta la parte intracorpórea de la prótesis visual (en el ojo) se puede llevar a cabo adicional o alternativamente utilizando un procedimiento para la corrección de fallos.

Como procedimiento de corrección de fallos se puede utilizar, por ejemplo, un procedimiento que, mediante una redundancia en la codificación de la transmisión de datos, puede corregir un número determinado de bits de datos transmitidos por número total de bits de datos transmitidos. Como procedimiento de corrección de fallos tanto para el canal de transmisión de ida como para el canal de transmisión de vuelta se puede utilizar uno de los siguientes procedimientos:

- Codificación Hamming.
- Codificación convolucional.

- Codificación por repetición.
- Otros procedimientos de corrección de fallos adecuados.

5 Adicional o alternativamente a la utilización de un procedimiento de corrección de fallos, la transmisión de datos a través del canal de transmisión de ida desde la parte extracorpórea (en las gafas) hasta la parte intracorpórea de la prótesis visual (en el ojo) se puede realizar mediante un procedimiento de detección de fallos. Del mismo modo, adicional o alternativamente al procedimiento de corrección de fallos, la transmisión de datos a través del canal de transmisión de vuelta desde la parte intracorpórea (en el ojo) hasta la parte extracorpórea (en las gafas) de la prótesis visual según la invención se puede llevar a cabo utilizando un procedimiento de detección de fallos. Se puede implementar un procedimiento de detección de fallos de este tipo mediante diferentes procedimientos de codificación, por ejemplo:

- Codificación por control de redundancia cíclica (CRC).
- Codificación por comprobación de paridad.
- Codificación por repetición.
- Otros procedimientos de detección de fallos adecuados.

15 Para la transmisión de datos a través del canal de transmisión de ida desde la parte extracorpórea (en las gafas) hasta la parte intracorpórea (en el ojo) de la prótesis visual según la invención se puede utilizar una velocidad de transmisión de datos de 100 kilobits/segundo a 20 megabits/segundo, preferentemente una velocidad de transmisión de datos de 1 megabit/segundo a 10 megabits/segundo, de forma especialmente preferente de 1 a 5 megabits/segundo y de forma particularmente preferente de 1 a 2 megabits/segundo.

20 Para la transmisión de datos a través del canal de transmisión de vuelta desde la parte intracorpórea (en el ojo) hasta la parte extracorpórea (en las gafas) de la prótesis visual según la invención se puede utilizar una velocidad de transmisión de datos de 1 kilobit/segundo a 100 kilobits/segundo, preferentemente una velocidad de transmisión de datos de 5 a 20 kilobits/segundo. En este contexto, las velocidades de transmisión de datos utilizadas para la transmisión de datos a través del canal de transmisión de ida y para la transmisión de datos a través del canal de transmisión de vuelta pueden ser diferentes.

Otros detalles, formas de realización preferentes y ventajas de la presente invención se desprenden de la siguiente descripción con referencia a las figuras. En las figuras:

- Figura 1: representación esquemática de una sección transversal a través de un ojo humano con una prótesis visual según una forma de realización preferente de la presente invención;
- 30 Figura 2: vista en perspectiva de un sistema de estimulación que incluye unas gafas y un ojo humano con una prótesis visual según la invención;
- Figura 3: representación esquemática de una sección transversal a través de un ojo humano con una prótesis visual según una segunda forma de realización preferente de la presente invención;
- Figura 4: representación esquemática de una sección transversal a través de un ojo humano con una prótesis visual según una tercera forma de realización preferente de la presente invención;
- 35 Figura 5: representación esquemática de una sección transversal a través de un ojo humano con una prótesis visual según una cuarta forma de realización preferente de la presente invención; y
- Figura 6: representación esquemática de una sección transversal a través de un ojo humano con una prótesis visual según una quinta forma de realización preferente de la presente invención.

40 La Figura 1 muestra una representación esquemática de una sección transversal a través de un ojo humano con una prótesis visual según una forma de realización preferente de la presente invención. El globo ocular 1 del ojo humano tiene una forma esencialmente redonda, presentando la córnea transparente 21 una curvatura mayor en su parte delantera. El área del globo ocular 1 alojada dentro de la cuenca está formada por varias capas, siendo capa exterior la llamada, esclerótica 11. A continuación de la esclerótica 11 y en dirección hacia el interior del ojo se encuentra la coroides 12, sobre la que se apoya la retina 13, con células fotosensibles o fotorreceptores (conos, bastoncillos y células ganglionares).

En un ojo humano sano, el camino óptico natural tiene lugar a través de la córnea transparente 21 en la parte delantera del globo ocular 1 y a través del iris 17 y el cristalino 14, cuya forma o potencia de refracción puede variar según la tensión del músculo ciliar 15. La luz incidente entra en el interior del ojo bajo la refracción de la córnea 21 y el cristalino 14 y se proyecta sobre la retina 13 en la zona posterior del globo ocular 1. Los fotorreceptores fotosensibles de la retina 13 transforman la imagen proyectada de la luz incidente sobre la retina en señales nerviosas, que son transmitidas al cerebro por las células ganglionares de la retina (no representadas).

55 La prótesis visual según la presente invención tiene por objetivo restablecer o mejorar un proceso de visión disminuido o deteriorado debido a cambios degenerativos de la retina 13. Una condición para la utilización de la prótesis visual según la invención es que las células ganglionares que se encuentran en la retina 13 estén

en gran medida intactas y sean capaces de transmitir impulsos nerviosos al cerebro a través del nervio óptico.

5 En la forma de realización preferente representada en la Figura 1, la prótesis visual según la invención incluye un sistema de estimulación con un implante intraocular 6, 8, dispuesto dentro del globo ocular 1, y un implante extraocular 3, 4, dispuesto fuera del globo ocular 1. El implante intraocular está configurado como un implante epirretinal, es decir, el implante intraocular visto desde el interior del ojo está dispuesto sobre la retina 13 en la zona posterior del ojo.

10 El implante intraocular está acoplado con el implante extraocular mediante una conexión por cable 5. La conexión por cable 5 está configurada como un implante flexible que se extiende desde el implante extraocular fuera del globo ocular 1 directamente detrás de la conjuntiva 16 en la zona de la llamada *pars plana*, entre el músculo ciliar 15 y la retina 13 en el interior del ojo, hasta el implante intraocular. La conexión por cable 5 incluye líneas eléctricas para asegurar el suministro de corriente del implante intraocular a través del implante extraocular. La conexión por cable 5 incluye además líneas eléctricas suficientes para posibilitar la transmisión de datos de imagen o de instrucciones de diagnóstico, de control o de estimulación en forma de corrientes de datos en serie y/o corrientes de datos en paralelo o corrientes de señales entre el implante intraocular y el implante extraocular.

20 El implante intraocular incluye una disposición de electrodos 6, que se apoya de forma epirretinal sobre la retina 13, y un número de electrodos de estimulación dispuestos por ejemplo según una matriz. Los electrodos de estimulación de la disposición de electrodos 6 están conectados con las células ganglionares y pueden estimularlas mediante impulsos o corrientes de estimulación. La disposición de electrodos 6 del implante epirretinal está centrada en la zona de la mácula del ojo, donde incide la mayor parte de la luz sobre la retina 13 siguiendo el camino óptico natural. Para garantizar una posición segura del implante intraocular sobre la retina, éste está fijado en el interior del ojo con ayuda de una tachuela o clavo 9, que se extiende a través del implante intraocular y la retina 13 y que está anclado con garfios en la esclerótica 11.

25 Sobre el implante intraocular está dispuesto un receptor de infrarrojo 8, que puede recibir señales de luz de un emisor infrarrojo 10 fuera del ojo a través del camino óptico natural. Mediante una cámara externa (no representada) se registra una imagen cuyos datos de imagen previamente procesados se transmiten al receptor infrarrojo 8 del implante intraocular mediante el emisor de infrarrojo 10 por el camino óptico natural del ojo humano. Estos datos de imagen son transmitidos a través de la conexión por cable 5 desde el implante intraocular al implante extraocular, preferentemente en forma de una corriente de datos en serie.

30 La posición del receptor de infrarrojo 8 es concebible a lo largo de toda la conexión por cable 5, pero preferiblemente se encuentra en la zona del clavo 9. Alternativamente, el receptor de infrarrojo 8 puede estar situado en una bifurcación 25 de la conexión por cable 5 para ajustar favorablemente las propiedades de recepción. Esta bifurcación 25 sale de la conexión por cable 5 y entra convenientemente en el recorrido de los rayos del camino óptico natural en el ojo. De este modo, las señales infrarrojas que entran en el ojo desde el exterior del mismo a través del camino óptico natural pueden incidir directamente sobre los receptores de infrarrojo 8 dispuestos en la bifurcación 25 de la conexión por cable 5.

40 Los datos de imagen se evalúan en el chip estimulador de retina 3 del implante extraocular y se transforman en impulsos o corrientes de estimulación. A continuación, los impulsos o corrientes de estimulación se transmiten en forma de una corriente de señales en paralelo a través de la conexión por cable 5 a los electrodos de estimulación de la disposición de electrodos 6 del implante intraocular y fluyen a través de los contraelectrodos 22, 23 y/o 24 de vuelta a la fuente de corriente correspondiente. Los electrodos de estimulación estimulan las células ganglionares de la retina a través de la estructura de microcontactos en correspondencia con los impulsos de estimulación de resolución local, generando así, con señales nerviosas, una impresión visual correspondiente a la imagen registrada por la cámara externa.

50 El sistema de estimulación de la prótesis visual según la invención incluye además un implante extraocular dispuesto fuera del globo ocular 1, en la esclerótica 11. En el implante extraocular están alojados todos los componentes del sistema de estimulación que no deben estar dispuestos forzosamente en el implante intraocular en el interior del ojo. El implante extraocular incluye un chip estimulador de retina 3 que puede calcular y generar los impulsos o corrientes de estimulación para los electrodos de estimulación del implante intraocular a partir de los datos de imagen recibidos. Para ello, el chip estimulador de retina 3 incluye componentes electrónicos para calcular la intensidad y duración de los impulsos de estimulación a partir de los datos de imagen recibidos, generadores de corriente para generar las corrientes de estimulación necesarias y medios de almacenamiento electrónicos donde se pueden almacenar los parámetros de los impulsos de estimulación y las coordenadas de los electrodos de estimulación correspondientes, que pueden ser cargados o activados en respuesta a una instrucción determinada.

55 El implante extraocular incluye además uno o más contraelectrodos, que pueden estar dispuestos por ejemplo en las posiciones identificadas en la Figuras 1 por los símbolos de referencia 22, 23 y 24. Los

contraelectrodos 22, 23, 24 sirven como vía de retorno para las fuentes de corriente de estimulación con el fin de cerrar el circuito de corriente hacia los electrodos de estimulación en la disposición de electrodos 6 a través del tejido de la esclerótica 11, la coroides 12 y la retina 13.

- 5 El implante extraocular incluye además una antena de alta frecuencia 4 a través de la cual se pueden recibir señales de alta frecuencia 2 emitidas por una antena de alta frecuencia 18 dispuesta apartada del globo ocular. A través de la interfaz inductiva entre la antena de alta frecuencia 4 del implante extraocular y la antena de alta frecuencia externa 18 se puede transmitir la energía inductiva necesaria para el funcionamiento del implante extraocular y del intraocular.
- 10 La antena de alta frecuencia externa 18 se puede alojar, por ejemplo, junto con otros componentes electrónicos, fuera del cuerpo, en una parte extracorpórea de la prótesis visual según la invención, por ejemplo en unas gafas que el paciente puede llevar puestas como ayuda visual normal. En cambio, el implante intraocular 6, 8 y el implante extraocular 3, 4 constituyen una parte intracorpórea 3, 4, 6, 8 de la prótesis visual según la invención. A través de la interfaz inductiva se puede establecer una conexión inalámbrica entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual según la invención.
- 15 A través de esta interfaz inductiva entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea también se pueden transmitir los datos de imagen registrados por una cámara externa al chip estimulador de retina 3, el cual, a partir de los datos de imagen recibidos, genera impulsos de estimulación y los transmite a través de la conexión por cable 5 a los electrodos de estimulación del implante intraocular. Además, la interfaz inductiva entre la antena de alta frecuencia del implante intraocular y la antena de alta frecuencia externa 18 puede
- 20 estar configurada de forma direccional, de modo que el chip estimulador de retina 3 puede transmitir por inducción a la antena de alta frecuencia externa 18, a través de la antena de alta frecuencia 4, información sobre los parámetros de servicio del implante intraocular y/o del implante extraocular, que a continuación pueden ser evaluados por un sistema electrónico externo (no representado).
- 25 Para la disposición de la interfaz inductiva bidireccional entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual según la invención, la parte extracorpórea puede presentar una antena 18 fuera del ojo, que puede enviar y recibir señales electromagnéticas 2, preferiblemente en el rango de altas frecuencias. Del mismo modo, el implante extraocular 3, 4 y/o el implante intraocular 6, 8 pueden presentar una antena 4 que puede enviar y recibir las señales electromagnéticas 2, preferiblemente en el rango de altas frecuencias.
- 30 Alternativamente, la parte extracorpórea de la prótesis visual según la invención puede incluir al menos dos antenas 18 para la interfaz inductiva bidireccional, de las cuales una primera puede enviar señales electromagnéticas 2 y una segunda puede recibir señales electromagnéticas 2. Del mismo modo, la parte intracorpórea de la prótesis visual según la invención, es decir, el implante extraocular 3, 4 y/o el implante intraocular 6,8, puede incluir al menos dos antenas 4 para la interfaz inductiva bidireccional, de las cuales una primera puede enviar señales electromagnéticas 2 y una segunda puede recibir señales electromagnéticas 2.
- 35 El implante intraocular incluye además un elemento emisor de luz 19 que genera señales luminosas en función de los parámetros de servicio del implante intraocular. Este elemento emisor de luz 19 está configurado por ejemplo como un diodo de infrarrojos, cuyas señales de luz infrarroja pueden ser percibidas por un observador o un receptor de infrarrojo correspondiente fuera del ojo. Con ayuda de las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz 19 se puede determinar por ejemplo la posición óptima del
- 40 implante intraocular sobre la retina 13 durante la implantación quirúrgica. Por consiguiente, el elemento emisor de luz 19 también se puede denominar indicador de estado. La posición del elemento emisor de luz 19 es concebible a lo largo de toda la conexión por cable 5, pero preferiblemente se encuentra en la zona del clavo 9. Alternativamente, el elemento emisor de luz 19 puede estar situado en la bifurcación 25 de la conexión por cable 5 para ajustar favorablemente las propiedades de emisión.
- 45 Para transmitir información, en el caso de la transmisión de datos a través de la interfaz inductiva bidireccional, se pueden codificar las señales electromagnéticas 2 y, en el caso de la transmisión de datos a través de la interfaz óptica, se pueden codificar las señales luminosas utilizando uno de los procedimientos arriba descritos. En este contexto también se pueden utilizar los procedimientos arriba descritos para la corrección y la detección de fallos.
- 50 La presente invención resuelve el objetivo arriba mencionado mediante una prótesis visual con un implante epirretinal que se alimenta eléctricamente a través de un dispositivo extraocular, recibiendo el dispositivo extraocular la corriente a través de una interfaz inductiva, y en consecuencia inalámbrica, desde un emisor de alta frecuencia. El emisor de alta frecuencia puede estar dispuesto dentro de la cuenca del ojo o cerca de la misma, por ejemplo en unas gafas, o también puede estar alejado del ojo provisto del implante.
- 55 Además, la presente invención resuelve el objetivo arriba mencionado mediante una interfaz inductiva bidireccional entre un emisor/receptor o antena dispuesto fuera del ojo y el cuerpo y un emisor/receptor o

antena dispuesto dentro del cuerpo o en el ojo, a través de la cual puede producirse una transmisión de datos bidireccional entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual.

5 La Figura 2 muestra una vista en perspectiva de un sistema de estimulación que incluye unas gafas y un ojo humano con una prótesis visual según la invención. En el sistema de estimulación representado en la Figura 2, los componentes extracorpóreos de la prótesis visual según la invención están alojados en unas gafas o en una montura de gafas 26, que el paciente puede llevar puestas como unas gafas usuales. Las gafas 26 incluyen dos patillas 27 para la colocación usual de las gafas 26 en la cabeza del paciente y dos marcos para los cristales 28 para alojar los cristales, que pueden carecer de función óptica y servir únicamente para que las gafas tengan un aspecto natural.

10 En una patilla 27 puede estar alojada una cámara externa, en particular una cámara de vídeo (no representada), que registra la imagen o una secuencia sucesiva de imágenes del campo visual del paciente. Los componentes electrónicos de la prótesis visual que son necesarios para el procesamiento y la preparación de los datos de imagen registrados por la cámara externa también pueden estar alojados en las gafas o en la montura de gafas 26. Adicional o alternativamente, algunos componentes electrónicos de la  
15 prótesis visual pueden estar alojados en un llamado ordenador de bolsillo, que el paciente puede transportar en un bolsillo independiente junto al cuerpo.

En las gafas 26, en particular en las patillas 27, también pueden alojarse la bobina receptora y la bobina emisora 18 de la parte extracorpórea de la prótesis visual, que pueden recibir o enviar respectivamente  
20 señales electromagnéticas, preferiblemente en el rango de altas frecuencias. Gracias a las funciones de emisión y recepción de las bobinas emisora y receptora 18 de las gafas y las bobinas emisora y receptora 4 de la parte intracorpórea extraocular de la prótesis visual, la interfaz inductiva entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea de la prótesis visual presenta una configuración bidireccional. Ventajosamente, la bobina receptora y/o la bobina emisora 18, o la bobina emisora/receptora, de la parte extracorpórea de la prótesis visual están alojadas en el marco para los cristales 28, por ejemplo constituyendo el bucle del marco para los  
25 cristales 28 la propia bobina.

En la forma de realización del sistema de estimulación mostrada en la Figura 2, durante el funcionamiento, primero la cámara externa de las gafas 26 toma una imagen, cuyas señales de imagen, después de un procesamiento electrónico previo, son transmitidas por inducción a través de la bobina emisora o receptora 18 de la patilla 27 a la bobina emisora o receptora 4 de la parte intracorpórea, y desde allí son retransmitidas  
30 a través de la conexión por cable 5 a la disposición de electrodos epirretinal 8 del implante intraocular. La disposición de electrodos 8 estimula las células de la retina mediante señales eléctricas correspondientes a los datos de imagen recibidos y así transmite la imagen registrada por la cámara externa a los nervios del sistema visual. De esta forma, la imagen registrada por la cámara es transformada en señales eléctricas, transmitida por la parte extracorpórea a la parte intracorpórea de la prótesis visual a través de la interfaz  
35 inductiva bidireccional y suministrada a través de electrodos de estimulación, mediante impulsos de estimulación eléctricos, a las células ganglionares de la retina o al nervio óptico, restableciendo o mejorando así la capacidad visual de un paciente con problemas de visión.

En la Figura 2 también se muestra una línea discontinua S que se extiende a través del centro del ojo 1 y constituye el plano de corte de las Figuras 3 a 6. La Figura 3 muestra una representación esquemática de la sección transversal a lo largo del plano de corte S mostrado en la Figura 2 a través de un ojo humano con una prótesis visual según una segunda forma de realización preferente de la presente invención. En esta  
40 segunda forma de realización preferente de la prótesis visual según la invención, la parte intraocular incluye la disposición de electrodos o la estructura de microcontactos 6, el clavo o tachuela 9 para su fijación epirretinal, el receptor de infrarrojo 8 y la conexión por cable 5 entre la parte intraocular y los componentes extraoculares de la prótesis visual. Como componente intracorpóreo extraocular de la prótesis visual se representa una bobina emisora/receptora 4 que puede enviar y recibir ondas electromagnéticas 2.

Por debajo del ojo 1 está dispuesta una bobina emisora 18 que se encuentra fuera del cuerpo y que transmite por inducción señales a la bobina emisora/receptora 4 mediante ondas electromagnéticas 2, preferiblemente en el rango de altas frecuencias. Después, las señales recibidas por la bobina emisora/receptora extraocular 4 son transmitidas a la parte intraocular de la prótesis visual a través de la conexión por cable 5. A la derecha del ojo está dispuesta una bobina receptora 18 que también se encuentra fuera del cuerpo y que recibe por inducción las señales electromagnéticas 2 emitidas por la bobina emisora/receptora extraocular 4. De este modo se pueden transmitir por inducción señales o datos desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la  
50 prótesis visual y, a la inversa, transmitir en paralelo por inducción señales o datos desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual, tal como se describe más arriba.

Adicionalmente, dentro del ojo 1 puede estar previsto un emisor/receptor de infrarrojo 8, 10, que transmite datos desde la parte intraocular de la prótesis visual mediante señales infrarrojas 20 que salen por el camino óptico natural del ojo a través de la pupila y son recibidas por un receptor de infrarrojo 8 dispuesto fuera del cuerpo. Además, el receptor de infrarrojo extracorpóreo 8 también puede tener la función de emisor de

infrarrojo, o, además del receptor de infrarrojo 8, también puede estar previsto un emisor de infrarrojo independiente 10, que transmite datos mediante señales infrarrojas 20 que desde fuera del cuerpo entran en el ojo por el camino óptico natural a través de la pupila y son recibidas por el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 de la parte intraocular de la prótesis visual. De este modo se pueden transmitir señales o datos mediante  
 5 señales infrarrojas 20 desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual.

La Figura 4 muestra una representación esquemática de la sección transversal a lo largo del plano de corte S mostrado en la Figura 2, a través de un ojo humano con una prótesis visual según una tercera forma de realización preferente de la presente invención. Al igual que la forma de realización mostrada en la Figura 3, esta tercera forma de realización preferente de la prótesis visual según la invención incluye una parte intraocular con una disposición de electrodos o estructura de microcontactos 6, el clavo o tachuela 9, el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 y la conexión por cable 5 entre la parte intraocular y la parte extraocular de la prótesis visual. De nuevo, como componente extraocular de la prótesis visual se muestra una bobina emisora/receptora 4 que puede enviar y recibir ondas electromagnéticas 2.  
 10  
 15

A diferencia de la prótesis visual de la Figura 3, en la tercera forma de realización mostrada en la Figura 4 a la derecha del ojo está dispuesta una bobina emisora 18 que se encuentra fuera del cuerpo y que transmite por inducción señales a la bobina emisora/receptora intracorpórea 4 mediante ondas electromagnéticas 2. Después, las señales recibidas por la bobina emisora/receptora intracorpórea 4 son transmitidas a la parte intraocular de la prótesis visual a través de la conexión por cable 5. Por debajo del ojo 1 está dispuesta una bobina receptora 18 que también se encuentra fuera del cuerpo y que recibe por inducción las señales electromagnéticas 2 emitidas por la bobina emisora/receptora extraocular 4. De este modo se pueden transmitir por inducción señales o datos desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir en servicio paralelo, por inducción, señales o datos desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual, tal como se describe más arriba.  
 20  
 25

Como en el caso de la prótesis visual de la Figura 3, en la tercera forma de realización preferente mostrada en la Figura 4 también puede estar previsto dentro del ojo 1 un emisor/receptor de infrarrojo 8, 10, que transmite datos desde la parte intraocular de la prótesis visual mediante señales infrarrojas 20 que salen por el camino óptico natural del ojo y son recibidas por un receptor de infrarrojo 8 dispuesto fuera del cuerpo. Además, el receptor de infrarrojo extracorpóreo 8 también puede tener la función de un emisor de infrarrojo, o también puede estar previsto un emisor de infrarrojo independiente 10 que transmite datos mediante señales infrarrojas 20 que desde fuera del cuerpo entran en el ojo por el camino óptico natural y allí son recibidas por el emisor/receptor de infrarrojo intraocular 8, 10. De este modo se pueden transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual.  
 30  
 35

La Figura 5 muestra una representación esquemática de la sección transversal a lo largo del plano de corte S mostrado en la Figura 2 a través de un ojo humano con una prótesis visual según una cuarta forma de realización preferente de la presente invención. Como en las formas de realización anteriormente descritas, en esta cuarta forma de realización están representados dentro del ojo 1 la disposición de electrodos 6, la tachuela 9, el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 y la conexión por cable 5 entre la parte intraocular y los componentes extraoculares de la prótesis visual. De nuevo, la bobina emisora/receptora 4 está dispuesta dentro del cuerpo, pero fuera del ojo 1, y puede emitir y recibir ondas electromagnéticas 2.  
 40

Por debajo del ojo 1 está dispuesta una bobina emisora/receptora 18 que se encuentra fuera del cuerpo y que transmite por inducción señales a la bobina emisora/receptora 4 a través de ondas electromagnéticas 2. Después, las señales recibidas por la bobina emisora/receptora extraocular 4 son transmitidas a la parte intraocular de la prótesis visual a través de la conexión por cable 5. A diferencia de las formas de realización anteriormente descritas, en esta cuarta forma de realización preferente no está prevista ninguna bobina receptora independiente, sino que la bobina emisora/receptora 18, al igual que la bobina emisora/receptora extraocular 4, puede enviar y recibir ondas electromagnéticas 2. A través de esta interfaz bidireccional entre la bobina emisora/receptora 4 y la bobina emisora/receptora 18 se pueden transmitir por inducción señales o datos desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir por inducción en servicio alterno señales o datos desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual, tal como se describe más arriba.  
 45  
 50

En la cuarta forma de realización preferente representada en la Figura 5 también está previsto un emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 dentro del ojo 1, que transmite datos desde la parte intraocular de la prótesis visual mediante señales infrarrojas 20 que salen por el camino óptico natural del ojo y son recibidas por un receptor de infrarrojo 8 dispuesto fuera del cuerpo. Además, el receptor de infrarrojo extracorpóreo 8 también puede tener la función de un emisor de infrarrojo, o además del receptor de infrarrojo 8, también puede estar previsto un emisor de infrarrojo independiente 10 que transmite datos mediante señales  
 55  
 60

5 infrarrojas 20 que, desde fuera del cuerpo, entran en el ojo por el camino óptico natural y son recibidas por el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 de la parte intraocular de la prótesis visual. De este modo se pueden transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual.

10 De acuerdo con las formas de realización mostradas en las Figuras 3, 4 y 5, el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 y la bobina emisora/receptora extracorpórea 18 se pueden combinar entre sí formando un elemento. El emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 incluye preferentemente una superficie fotosensible parabólica con la que se pueden registrar de forma fiable las señales infrarrojas 20 que llegan desde fuera, desde el emisor de infrarrojo intraocular 10, a través del camino óptico natural del ojo 1.

15 La Figura 6 muestra una representación esquemática de una sección transversal a lo largo del plano de corte S de la Figura 2 a través de un ojo humano con una prótesis visual según una quinta forma de realización preferente de la presente invención. Como en las formas de realización anteriormente descritas, en esta quinta forma de realización también están dispuestos dentro del ojo 1 la disposición de electrodos 6, la tachuela 9, el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 y la conexión por cable 5 entre la parte intraocular y los componentes extraoculares de la prótesis visual. La bobina emisora/receptora 4 está dispuesta dentro del cuerpo, pero fuera del ojo 1, y puede emitir y recibir ondas electromagnéticas 2.

20 A la derecha del ojo 1 está dispuesta una bobina emisora/receptora 18 que se encuentra fuera del cuerpo y que transmite por inducción señales mediante ondas electromagnéticas 2 a la bobina emisora/receptora 4, que son retransmitidas por la parte extraocular, a través de la conexión por cable 5, a la parte intraocular de la prótesis visual. De modo similar a las formas de realización de la Figura 5, en esta quinta forma de realización tampoco está prevista ninguna bobina receptora independiente, sino que la bobina emisora/receptora extracorpórea 18, al igual que la bobina emisora/receptora intracorpórea 4, puede transmitir y recibir ondas electromagnéticas 2. A través de esta interfaz intracorpórea entre la bobina emisora/receptora 4 y la bobina emisora/receptora 18 se pueden transmitir por inducción señales o datos desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir por inducción en servicio alterno señales o datos desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual, tal como se describe más arriba.

30 En la quinta forma de realización preferente representada en la Figura 6 también está previsto un emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 dentro del ojo 1, que transmite datos desde la parte intraocular de la prótesis visual mediante señales infrarrojas 20 que salen por el camino óptico natural del ojo y son recibidas por un receptor de infrarrojo 8 dispuesto fuera del cuerpo. Además, el emisor/receptor de infrarrojo extracorpóreo 8, 10 también puede tener la función de un emisor de infrarrojo que transmite datos mediante señales infrarrojas 20, que desde fuera del cuerpo entran en el ojo por el camino óptico natural y son recibidas por el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 de la parte intraocular de la prótesis visual. De este modo se pueden transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde fuera del ojo 1 a la parte intraocular de la prótesis visual y, a la inversa, transmitir señales o datos mediante señales infrarrojas 20 desde dentro del ojo 1 a la parte extracorpórea de la prótesis visual.

40 A diferencia de las formas de realización mostradas en las Figuras 3, 4 y 5, en esta quinta forma de realización de la Figura 6 el emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 y la bobina emisora/receptora extracorpórea 18 no están combinados formando un elemento, sino que están dispuestos separados entre sí. El emisor/receptor de infrarrojo 8, 10 incluye de nuevo una superficie parabólica con sensores fotosensibles para registrar de forma fiable las señales infrarrojas 20 que llegan afuera desde el emisor de infrarrojos intraocular 10 a través del camino óptico natural del ojo 1.

45 **Lista de símbolos de referencia**

- 1 Ojo o globo ocular humano
- 2 Señales electromagnéticas de alta frecuencia
- 3 Chip estimulador de retina o chip RS
- 4 Bobina emisora/receptora de alta frecuencia
- 50 5 Conexión por cable entre el chip RS 3 y la disposición de electrodos 6
- 6 Disposición de electrodos o estructura de microcontactos
- 7 Mácula o lugar de visión más nítida
- 8 Receptor de infrarrojo
- 9 Clavo o tachuela
- 55 10 Emisor de infrarrojo
- 11 Esclerótica
- 12 Coroides
- 13 Retina
- 14 Cristalino

- 15 Músculo ciliar
- 16 Conjuntiva
- 17 Iris
- 18 Bobina emisora/receptora de alta frecuencia
- 5 19 Elemento emisor de luz o diodo de luz infrarroja
- 20 Señales infrarrojas
- 21 Córnea
- 22 Contraelectrodo
- 23 Contraelectrodo
- 10 24 Contraelectrodo
- 25 Bifurcación de la conexión por cable 5
- 26 Gafas o montura de gafas
- 27 Patilla de gafas
- 28 Marco para los cristales de las gafas
- 15 S Plano de corte

## REIVINDICACIONES

1. Prótesis visual con un sistema de estimulación para su implantación en un ojo humano, con una disposición de electrodos (6) para el contacto y la estimulación de tejidos o nervios vivos en el sistema visual del ojo (1), que genera impulsos de estimulación mediante una unidad de control eléctrico (3), incluyendo dicho sistema de estimulación al menos un implante intraocular (6, 8) y al menos un implante extraocular (3) que suministra energía al implante intraocular, e incluyendo la unidad de control eléctrico (3) al menos una fuente de corriente/tensión y al menos un generador de impulsos, que genera impulsos de estimulación eléctrica que son transmitidos amplificados en impulsos de estimulación por la fuente de corriente/tensión a una serie de electrodos de estimulación de la disposición de electrodos (6), caracterizada porque éstos vuelven a la fuente de corriente/tensión correspondiente a través del tejido (11, 12, 13) del ojo mediante al menos un contraelectrodo (22, 23, 24).
2. Prótesis visual según la reivindicación 1, caracterizada porque la fuente de corriente/tensión y/o el generador de impulsos están dispuestos en una posición extraocular.
3. Prótesis visual según la reivindicación 1 o 2, caracterizada porque además incluye una interfaz inductiva bidireccional (4, 18) para la transmisión bidireccional de datos, preferentemente con al menos dos canales de transmisión independientes entre una parte extracorpórea de la prótesis visual y una parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) que incluye el implante intraocular (6, 8) y el implante extraocular (3, 4).
4. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 1, 2 o 3, incluyendo la parte extracorpórea una antena (18) fuera del ojo (1) para la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), que puede enviar y recibir señales electromagnéticas (2), preferiblemente en el rango de altas frecuencias.
5. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante extraocular (3, 4) y/o el implante intraocular (6, 8) presentan al menos una antena (4) para la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), que puede enviar y recibir señales electromagnéticas (2), preferiblemente en el rango de altas frecuencias.
6. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 4 o 5, caracterizada porque la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) entre la antena (18) de la parte extracorpórea fuera del ojo (1) y la antena (4) de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) está configurada para transmitir, mediante señales electromagnéticas (2), datos de imagen registrados por una cámara externa desde la antena (18) situada fuera del ojo (1) a la antena (4) del implante extraocular (3, 4).
7. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 5 o 6, caracterizada porque la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) entre la antena (18) de la parte extracorpórea fuera del ojo (1) y la antena (4) del implante extraocular (3, 4) está configurada para transmitir por inducción la energía eléctrica necesaria para el funcionamiento del implante extraocular (3, 4) y del implante intraocular (6, 8) desde la antena (18) de la parte extracorpórea fuera del ojo (1) a la antena (4) de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8).
8. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la parte extraocular incluye al menos dos antenas (18) para la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), de las cuales una primera antena puede enviar señales electromagnéticas (2) y una segunda antena puede recibir señales electromagnéticas (2).
9. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante extraocular (3, 4) y/o el implante intraocular (6,8) incluyen al menos dos antenas (4) para la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), de las cuales una primera antena (4) puede enviar señales electromagnéticas (2) y una segunda antena (4) puede recibir señales electromagnéticas (2).
10. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 5 a 9, caracterizada porque la velocidad de transmisión de datos de las señales (2) recibidas por la antena (4) del implante extraocular (3, 4) es diferente a la velocidad de transmisión de datos de las señales (2) emitidas por la antena (4) del implante extraocular (3, 4).
11. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 5 a 10, caracterizada porque la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) entre la antena (18) de la parte extracorpórea fuera del ojo (1) y la antena (4) del implante extraocular (3, 4) así como el implante extraocular (3, 4) están configurados para transmitir, a través de la interfaz inductiva (4, 18), informaciones sobre el estado y/o parámetros de servicio de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) a la parte extracorpórea.

12. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante intraocular (6, 8) está configurado como un implante epirretinal adecuado para su implantación dentro del globo ocular (1) sobre la retina del ojo, preferentemente en la zona de la mácula.
- 5 13. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante extraocular (3, 4) es adecuado para una implantación fuera del globo ocular y una fijación sobre la esclerótica del ojo.
14. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante intraocular (6, 8) incluye una disposición de electrodos (6) donde están dispuestos los electrodos de estimulación preferentemente en una matriz.
- 10 15. Prótesis visual según la reivindicación 14, caracterizada porque la disposición de electrodos (6) del implante intraocular (6, 8) presenta una serie de puntos de contacto para el contacto con las células de la retina o con células ganglionares, a través de los cuales las células de la retina o las ganglionares se pueden estimular mediante impulsos de estimulación.
- 15 16. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante extraocular (3, 4) incluye la unidad de control eléctrico (3) que genera los impulsos de estimulación y que preferentemente está configurada como una unidad de control digital con funciones analógicas adicionales.
- 20 17. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la unidad de control eléctrico (3) incluye medios de almacenamiento electrónicos para almacenar la duración y la intensidad de los impulsos de estimulación a generar.
- 25 18. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque los componentes electrónicos de la unidad de control eléctrico (3) están microestructurados por fotolitografía al menos parcialmente en un circuito integrado y preferiblemente están alojados en un chip en el implante extraocular.
- 30 19. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la unidad de control eléctrico incluye un adaptador de contacto para cada electrodo de estimulación para conectar en cada caso un electrodo de estimulación mediante una conexión por cable individual (5).
- 35 20. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante extraocular (3, 4) se puede acoplar con el implante intraocular (6, 8) a través de una conexión por cable (5) que incluye al menos una línea para transmitir la corriente de servicio y al menos una línea de señales para transmitir impulsos de estimulación eléctrica desde la unidad de control digital (3) hasta el implante intraocular (6, 8).
- 40 21. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 19 o 20, caracterizada porque la conexión por cable (5) entre el implante extraocular (3, 4) y el implante intraocular (6, 8) incluye al menos tantas líneas para la transmisión de impulsos de estimulación como electrodos de estimulación están previstos en el implante intraocular (6, 8).
- 45 22. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 19 a 21, caracterizada porque la conexión por cable (5) incluye además una o más líneas ópticas, en particular para la transmisión bidireccional de datos mediante señales luminosas entre el implante extraocular (3, 4) y el implante intraocular (6, 8).
- 50 23. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 19 a 22, caracterizada porque la conexión por cable (5) entre el implante extraocular (3, 4) y el implante intraocular (6, 8) está configurada como un implante flexible que se extiende, preferentemente en el área de la *pars plana*, desde fuera del globo ocular (1) hasta el interior del ojo.
24. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante intraocular (6, 8) incluye una serie de elementos fotosensibles que estimulan los puntos de contacto de la disposición de electrodos (6) a través del circuito eléctrico (3) en función de la luz que incide sobre el implante intraocular (6, 8).
25. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante intraocular (6, 8) incluye al menos un receptor de luz (8) que está configurado para recibir señales luminosas (20) de un emisor de luz (10) desde fuera del ojo (1), preferentemente a través del camino óptico natural del ojo (1).

26. Prótesis visual según la reivindicación 25, caracterizada porque el receptor de luz del implante intraocular (6, 8) está configurado como un receptor de infrarrojo para recibir señales infrarrojas (20) de un emisor de infrarrojo (10) desde fuera del ojo (1), preferentemente a través del camino óptico natural del ojo (1).
- 5 27. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 25 o 26, caracterizada porque la interfaz (4, 18) entre el emisor de luz (10) situado fuera del ojo (1) y los elementos fotosensibles o el receptor de luz (8) del implante intraocular (6, 8) está configurada para transmitir datos de imagen registrados por una cámara externa a través de señales luminosas (20) desde el emisor de luz (10) situado fuera del ojo (1) a los elementos fotosensibles o el receptor de luz (8) del implante intraocular (6, 8).
- 10 28. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 25 a 27, caracterizada porque el receptor de luz (8) y el circuito eléctrico (3) se pueden acoplar mediante una conexión por cable que sirve para transmitir datos de imagen, preferentemente en forma de una corriente de datos en serie.
- 15 29. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 25 a 28, caracterizada porque el receptor de luz (8) está dispuesto sobre la conexión por cable (5), preferentemente en el área de un clavo (9) que sirve para fijar la conexión por cable (5) o en una bifurcación (25) de la conexión por cable (5).
30. Prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque el implante intraocular (6, 8) incluye al menos un elemento emisor de luz (19) que emite señales luminosas en función de parámetros de servicio del sistema de estimulación.
- 20 31. Prótesis visual según la reivindicación 30, caracterizada porque el elemento emisor de luz (19) está dispuesto sobre la conexión por cable (5), preferentemente en el área de un clavo (9) que sirve para fijar la conexión por cable (5) o en una bifurcación (25) de la conexión por cable (5).
- 25 32. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 30 o 31, caracterizada porque las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz (19) están moduladas en función de los parámetros de servicio del implante intraocular (6, 8), por ejemplo mediante modulación de la duración y/o de la intensidad de las señales luminosas.
- 30 33. Prótesis visual según la reivindicación 32, caracterizada porque las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz (19) contienen información sobre la posición del implante intraocular (6, 8), la calidad de los datos de imagen recibidos por el implante intraocular, la calidad de la alimentación de corriente del implante intraocular (6, 8) y/o la impedancia de los electrodos de estimulación.
- 35 34. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 30 a 33, caracterizada porque el elemento emisor de luz (19) está dispuesto en el interior del ojo de modo que las señales luminosas emitidas por el elemento emisor de luz (19) son detectables por un observador a través de un contacto visual.
36. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 30 a 34, caracterizada porque el elemento emisor de luz (19) está configurado en forma de un diodo emisor de luz, en particular de luz infrarroja, que puede ser detectada por un receptor de luz (8), en particular un receptor de luz infrarroja, dispuesto fuera del ojo (1).
- 40 36. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 30 a 35, caracterizada porque los componentes electrónicos requeridos para el procesamiento de los datos de imagen registrados por la cámara externa y preferiblemente también de la cámara externa, junto con el emisor de infrarrojo externo (10) o con el receptor de infrarrojo externo (8), están alojados en una montura de gafas (26, 27, 28).
37. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 5 a 36, caracterizada porque la antena (18) de la parte extracorpórea está alojada en un marco para cristal de gafas (28).
- 45 38. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 5 a 37, caracterizada porque el receptor de infrarrojo (8) de la parte extracorpórea presenta una superficie fotosensible parabólica para recibir las señales (2) emitidas por el emisor de infrarrojo intraocular (10).
39. Prótesis visual según una de las reivindicaciones 25 a 38, caracterizada porque el emisor de infrarrojo (10) y/o el receptor de infrarrojo (8) y la antena (18) de la parte extracorpórea están alojados conjuntamente en un elemento.
- 50 40. Procedimiento para el funcionamiento del dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que incluye los siguientes pasos:
- registrar una imagen mediante una cámara externa;

- generar datos de imagen de resolución local a partir de la imagen registrada;
  - calcular instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación con una duración y una intensidad determinadas en función de los datos de imagen;
  - 5     – transmitir las instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación a un sistema de estimulación con un implante intraocular (6, 8) y un implante extraocular (4, 3), incluyendo el sistema de estimulación además una unidad de control eléctrico (3);
  - 10    – calcular y generar impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación con una duración y una intensidad determinadas en el implante extraocular (4, 3) o ejecutar tareas de diagnóstico correspondientes a las instrucciones de diagnóstico, instrucciones de control o instrucciones de estimulación;
  - 15    – transmitir los impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación al implante intraocular (6, 8); y
  - 15    – aplicar los impulsos de estimulación eléctricos o corrientes de estimulación al menos a un electrodo de estimulación en el implante intraocular (6, 8), estimulando al menos una célula de la retina o una célula ganglionar que está en contacto con el electrodo de estimulación correspondiente;
- incluyendo la unidad de control eléctrico (3) al menos una fuente de corriente/tensión y al menos un generador de impulsos que genera impulsos de estimulación eléctricos, que son transmitidos amplificados en impulsos de estimulación por la fuente de corriente/tensión al electrodo o los electrodos de estimulación del implante intraocular (6, 8) y que vuelven a la fuente de corriente/tensión correspondiente a través del tejido (11, 12, 13) del ojo mediante al menos un contraelectrodo (22, 23, 24).
- 20
- 25    **41.**    Procedimiento según la reivindicación 40, caracterizado porque los datos de imagen registrados por la cámara externa son evaluados o procesados eléctricamente antes de ser transmitidos al sistema de estimulación para generar impulsos de estimulación eléctrica o corrientes de estimulación correspondientes.
- 30    **42.**    Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 o 41, caracterizado porque la transmisión de la corriente necesaria para el funcionamiento del implante extraocular (3, 4) y el implante intraocular (6, 8) se produce de forma inalámbrica a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) entre la antena emisora de alta frecuencia (18) situada fuera del ojo (1) y la antena receptora de alta frecuencia (4) del implante extraocular (3, 4).
- 35    **43.**    Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 42, caracterizado porque la transmisión de los datos de imagen registrados por la cámara externa o la transmisión de las instrucciones de diagnóstico, de control o de estimulación se produce de forma inalámbrica a través de un canal de transmisión o de varios canales de transmisión independientes de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) entre la antena emisora de alta frecuencia (18) situada fuera del ojo (1) y la antena receptora de alta frecuencia (4) del implante extraocular (3, 4).
- 40    **44.**    Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 43, caracterizado porque la transmisión de los datos de imagen registrados por la cámara externa o la transmisión de las instrucciones de diagnóstico, de control o de estimulación se produce de forma inalámbrica a través de una interfaz de infrarrojo entre el emisor de infrarrojo (10) situado fuera del ojo (1) y el receptor de infrarrojo (8) situado dentro del ojo (1).
- 45    **45.**    Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 44, caracterizado porque la transmisión de los datos de imagen registrados por la cámara externa o la transmisión de las instrucciones de diagnóstico, de control o de estimulación se produce en forma de una corriente de datos en serie desde el receptor de infrarrojo (8) situado dentro del ojo (1), a través de la conexión por cable (5), a la unidad de control digital (3) del implante extraocular (3, 4).
- 50    **46.**    Procedimiento según la reivindicación 45, caracterizado porque la corriente de datos en serie desde el receptor de infrarrojo (8) situado dentro del ojo (1), a través de la conexión por cable (5), a la unidad de control digital (3) del implante extraocular (3, 4) contiene información sobre la dirección del electrodo de estimulación, por ejemplo de 1 a 250, y sobre la amplitud correspondiente a la dirección de electrodo, por ejemplo de 0 a 1.000  $\mu$ A, de los impulsos de estimulación para el electrodo de estimulación correspondiente de las instrucciones de diagnóstico, de control y/o de estimulación.
- 55    **47.**    Procedimiento según la reivindicación 45, caracterizado porque, a partir de la información referente a la dirección de electrodo y a la amplitud de los impulsos de estimulación, la unidad de control eléctrico del implante extraocular (3, 4) calcula y genera impulsos de estimulación o corrientes de estimulación con una duración y una intensidad determinadas para cada electrodo de estimulación.

48. Procedimiento según la reivindicación 47, caracterizado porque la unidad de control eléctrico (3) del implante extraocular (3, 4) transmite los impulsos de estimulación o corrientes de estimulación en forma de una corriente de señales en paralelo a través de conexiones por cables en paralelo (5) a los electrodos de estimulación del implante intraocular (6, 8).
- 5 49. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 48, caracterizado porque el implante intraocular (6, 8) transmite información sobre los parámetros de servicio, a través de las conexiones por cable (5), al implante extraocular (3, 4), preferentemente en una corriente de datos en paralelo.
- 10 50. Procedimiento según una de las reivindicaciones 43 a 49, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte extracorpórea y la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) tiene lugar de forma simultánea a través de canales de transmisión independientes de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18).
- 15 51. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 50, caracterizado porque el estado y la funcionalidad de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) de la prótesis visual se vigila permanentemente a través de la interfaz bidireccional (4, 18) y, en caso de un fallo de la prótesis visual o de un canal de transmisión de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), se señala un funcionamiento incorrecto correspondiente.
- 20 52. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 51, caracterizado porque la transmisión de datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la transmisión de datos desde la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) a la parte extracorpórea tiene lugar alternativamente a través de un canal de transmisión de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18).
- 25 53. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 52, caracterizado porque a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) se transmiten datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8), que incluyen instrucciones de estimulación con información sobre direcciones de electrodos, amplitudes de corriente, duración de fases, relación de fases y/o signo de los impulsos de estimulación para los electrodos de estimulación.
- 30 54. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 53, caracterizado porque a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) se transmiten datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) que incluyen instrucciones para medirla tensión de uno o más electrodos de estimulación durante la estimulación, para medir la tensión de uno o más electrodos de estimulación fuera de la estimulación, para medirlos potenciales de acción nerviosos con ayuda de uno o más electrodos de estimulación y/o para medir los potenciales de acción nerviosos con ayuda de electrodos de medición especiales, y la instrucción para transmitir los valores de medida calculados a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) a la parte extracorpórea de la prótesis visual.
- 35 55. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 54, caracterizado porque a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) se transmiten datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8), que incluyen instrucciones para determinar el estado de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8), para registrar determinados parámetros de estado, el número de identificación, resúmenes de estado, estado de los sistemas de compensación de carga, estados de la alimentación de energía, estados de la temperatura de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) o de determinados componentes y/o del valor de medición del sensor de humedad, y la instrucción para transmitir los valores de medida calculados a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) a la parte extracorpórea de la prótesis visual.
- 40 56. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 55, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea tiene lugar a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) utilizando una codificación compensada que incluye aproximadamente la misma cantidad de estados cero y estados uno.
- 45 57. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 56, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea tiene lugar a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) utilizando una codificación Manchester, codificación 4PPM y/o codificación 4PPM+.
- 50 58. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 57, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea tiene lugar a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) mediante modulación de la amplitud de una frecuencia portadora, utilizándose para ello la banda de frecuencias de 13,56 MHz ISM, la banda de frecuencias de 27,12 MHz ISM, la banda de frecuencias de 125 kHz ISM o la banda de frecuencias de 433 MHz ISM.
- 55

59. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 58, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea tiene lugar a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) mediante modulación de frecuencia, modulación de fases de una frecuencia portadora o una combinación de estos procedimientos de modulación.
- 5 60. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 58, caracterizado porque, para la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), se utiliza una frecuencia portadora de datos independiente de la frecuencia para la alimentación de energía por inducción, que se modula mediante modulación de amplitud, modulación de frecuencia, modulación de fases o una combinación de estos procedimientos de modulación.
- 10 61. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 60, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) tiene lugar mediante modulación de carga de la frecuencia portadora bajo conexión y desconexión de una carga resistiva, una carga capacitiva, una carga inductiva o una combinación de estas cargas.
- 15 62. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 61, caracterizado porque desde la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) se transmiten a la parte extracorpórea, a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), datos de diagnóstico sobre el estado de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) de la prótesis visual, valores de medición de la impedancia de determinados electrodos de estimulación, valores de medición de la tensión eléctrica presente en los electrodos de estimulación y/o datos de vigilancia del estado de determinados electrodos de estimulación.
- 20 63. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 62, caracterizado porque desde la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) se transmiten a la parte extracorpórea, a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18), datos de diagnóstico sobre el estado del sistema de un control de proceso en la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) de la prótesis visual, informaciones sobre la transmisión correcta de datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) de la prótesis visual, informaciones sobre la inicialización correcta de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8), sobre el restablecimiento correcto del estado del sistema, sobre el estado de la alimentación de energía, sobre el estado de determinados componentes de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8), sobre fallos en la estimulación, sobre la realización correcta de la compensación de carga entre electrodos de estimulación, sobre la duración de la compensación de carga entre electrodos de estimulación, sobre el estado de la alimentación de energía eléctrica, sobre la tensión en los electrodos de estimulación en determinados momentos de medición, sobre datos de diagnóstico con respecto a la fisiología del paciente, sobre la derivación de los potenciales de acción de células nerviosas individuales, sobre la derivación de la suma de potenciales de acción de células nerviosas, sobre la temperatura en el área del sistema electrónico de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8), sobre la temperatura en determinados puntos del ojo, sobre la presión interna del ojo, sobre la medición de aceleración de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y/o sobre la humedad dentro de la carcasa de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8).
- 25 30 35 40 64. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 63, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) tiene lugar utilizando un procedimiento de corrección de fallos que, mediante redundancia en la codificación de la transmisión de datos, corrige bits de datos transmitidos erróneamente.
- 45 65. Procedimiento según la reivindicación 64, caracterizado porque como procedimiento para la corrección de fallos se utiliza la codificación Hamming, la codificación convolucional, la codificación por repetición y/u otros procedimientos de corrección de fallos adecuados.
- 50 66. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 65, caracterizado porque la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) tiene lugar utilizando un procedimiento de detección de fallos donde se aplican diferentes procedimientos de codificación.
- 55 67. Procedimiento según la reivindicación 66, caracterizado porque para el registro de fallos en la transmisión de datos entre la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) y la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) se utiliza la codificación por control de redundancia cíclica (CRC), la codificación por comprobación de paridad y/o la codificación por repetición.
68. Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 67, caracterizado porque la transmisión de datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) a través de la interfaz

inductiva bidireccional (4, 18) tiene lugar a una velocidad de transmisión de datos de 100 kilobits/segundo a 10 megabits/segundo, o a una velocidad de transmisión de datos entre 1 megabit/segundo y 2 megabits/segundo.

- 5      **69.**      Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 68, caracterizado porque la transmisión de datos de la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) a la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) tiene lugar a una velocidad de transmisión de datos de 1 kilobit/segundo a 100 kilobits/segundo, o a una velocidad de transmisión de datos de alrededor de 10 kilobits/segundo.
- 10      **70.**      Procedimiento según una de las reivindicaciones 40 a 69, caracterizado porque la transmisión de datos desde la parte extracorpórea a la parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) y la transmisión de datos desde parte intracorpórea (3, 4, 6, 8) a la parte extracorpórea a través de la interfaz inductiva bidireccional (4, 18) tiene lugar con velocidades de transmisión de datos diferentes.

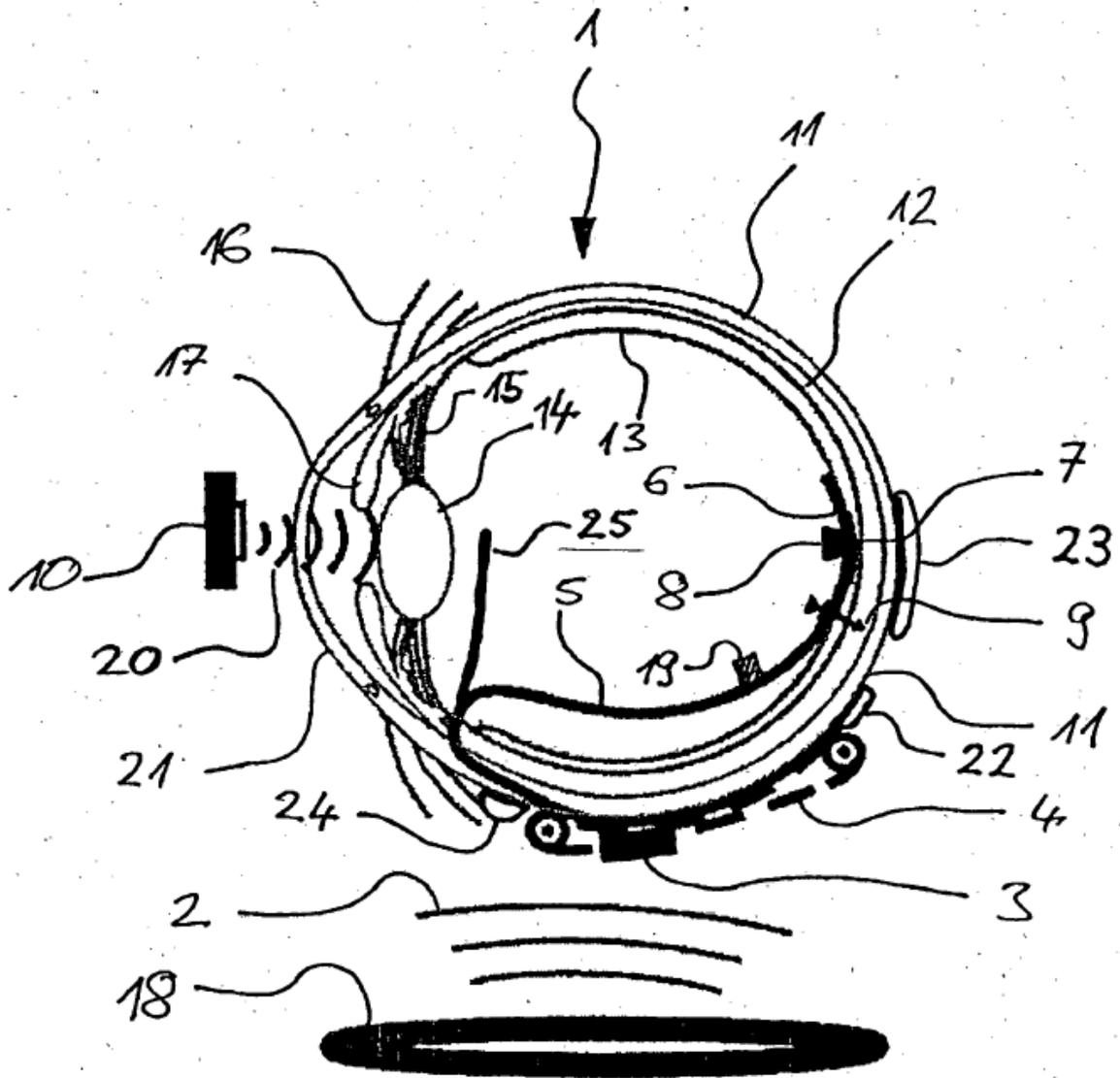


Fig. 1

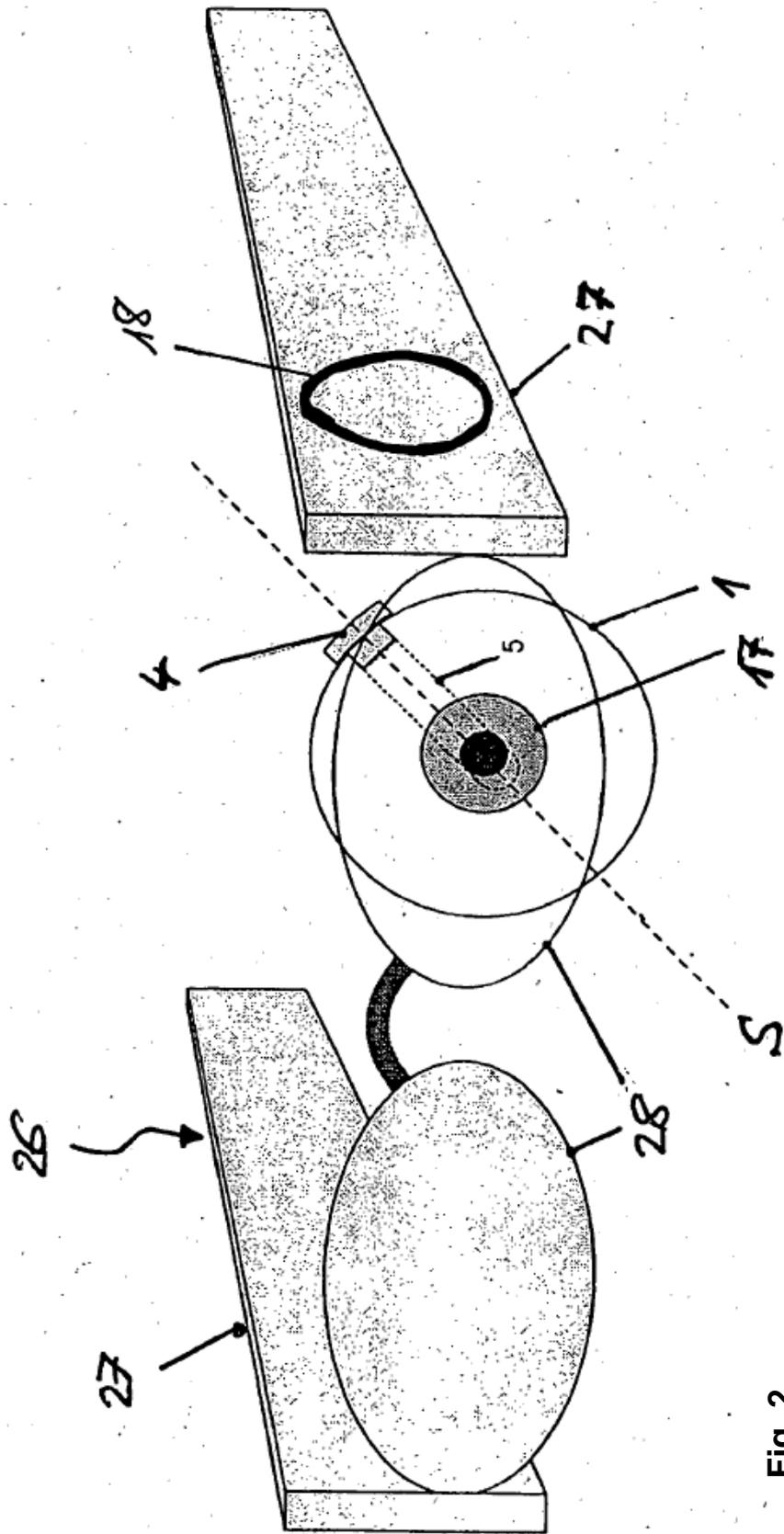


Fig. 2



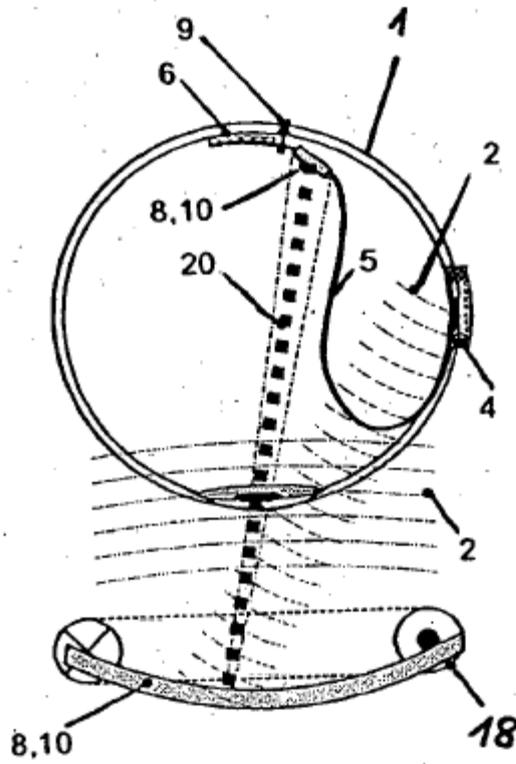


Fig. 5

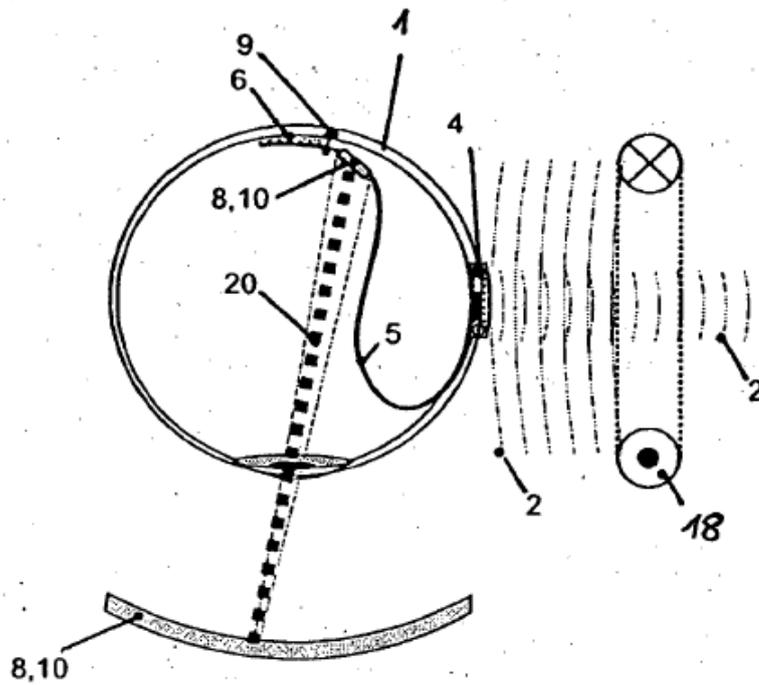


Fig. 6