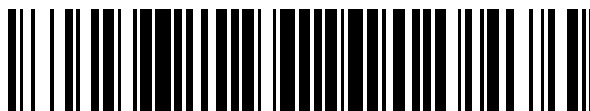


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 394 231**

51 Int. Cl.:

A61N 1/36 (2006.01)

A61F 9/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2008** **E 08716665 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la solicitud europea: **15.12.2010** **EP 2259843**

54 Título: **Fuente de alimentación para un implante de retina**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.01.2013

73 Titular/es:

IMI INTELLIGENT MEDICAL IMPLANTS AG
(100.0%)
Gotthardstrasse 3
6304 Zug, CH

72 Inventor/es:

TIEDTKE, HANS-JÜRGEN y
RATH, ALEXANDER

74 Agente/Representante:

AZNÁREZ URBIETA, Pablo

ES 2 394 231 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

Fuente de alimentación para un implante de retina.

La invención se refiere a una fuente de alimentación para un implante de retina situado, al menos en parte, en el interior del ojo de un paciente, así como a un sistema de prótesis visual. La invención también se refiere a un método para suministrar energía a un implante de retina.

Existen diversas enfermedades de la retina provocadas por una degeneración de sus células fotosensibles. Algunos ejemplos de enfermedades degenerativas son retinitis pigmentosa, degeneración macular o síndrome de Usher. A causa de estas enfermedades degenerativas, las personas pierden lentamente la visión y finalmente sufren una ceguera total. Un sistema de prótesis visual que incluye un implante de retina es una herramienta útil para restablecer, al menos parcialmente, una módica percepción visual y el sentido de la orientación para usuarios ciegos y discapacitados visuales.

En general, la energía eléctrica necesaria para el funcionamiento del implante retinal es suministrado al implante mediante un campo electromagnético de alta frecuencia. El campo electromagnético se puede generar, por ejemplo, mediante una bobina de transmisión integrada en una montura para gafas. El implante de retina comprende una bobina de recepción adaptada para recibir el campo electromagnético de alta frecuencia, suministrando la señal de alta frecuencia recibida la energía requerida para el funcionamiento del implante.

Sin embargo, resulta difícil lograr una transferencia de energía satisfactoria para el implante retinal. El grado de eficiencia en la transmisión de energía al implante de retina es bastante limitado.

Un objeto de la presente invención es proporcionar una fuente de alimentación mejorada para un implante de retina que posibilite una transferencia de energía más eficiente.

El objeto de la invención se resuelve mediante una fuente de alimentación para un implante de retina situado, al menos en parte, en el interior del ojo de un paciente. La fuente de alimentación incluye una primera bobina de transmisión y una segunda bobina de transmisión. La fuente de alimentación también comprende una unidad de generación de señales adaptada para generar una primera señal de alta frecuencia y una segunda señal de alta frecuencia, y para aplicar la primera señal de alta frecuencia a la primera bobina de transmisión y la segunda señal de alta frecuencia a la segunda bobina de transmisión, estando desfasada la segunda señal de alta frecuencia con respecto a la primera señal de alta frecuencia. La primera bobina de transmisión está adaptada para transmitir la primera señal de alta frecuencia y la segunda bobina de transmisión está adaptada para transmitir la segunda señal de alta frecuencia.

En las soluciones del estado anterior de la técnica, por ejemplo en el documento US-A-2006/0064141, se utiliza una única bobina de transmisión para transmitir una señal electromagnética desde una bobina de transmisión hasta una bobina de recepción del implante retinal. Sin embargo, debido a limitaciones anatómicas, la bobina de recepción no está dispuesta en paralelo con la bobina de transmisión. Además, en general, la distancia entre la bobina de transmisión y la bobina de recepción es bastante grande. Como consecuencia, el nivel de eficiencia de la transferencia de energía desde la bobina de transmisión a la bobina de recepción generalmente es bastante bajo, por ejemplo del orden del 1%.

De acuerdo con realizaciones de la presente invención, se emplean dos o más bobinas de transmisión, estando adaptada cada bobina de transmisión para transmitir una señal de alta frecuencia dedicada. La primera bobina de transmisión irradia un primer campo electromagnético y la segunda bobina de transmisión irradia un segundo campo electromagnético. De este modo se genera un campo electromagnético superpuesto como una superposición de los respectivos campos electromagnéticos transmitidos por las bobinas de transmisión primera y segunda. En el implante de retina, la bobina de recepción recibe la señal electromagnética superpuesta y la señal electromagnética recibida proporciona la energía necesaria para el funcionamiento del implante retinal.

La señal electromagnética superpuesta se puede optimizar para lograr una mejor transferencia de energía al implante de retina. Por ejemplo, variando la fase relativa de la segunda señal de alta frecuencia con respecto a la primera señal de alta frecuencia y variando las respectivas amplitudes se puede generar una señal electromagnética superpuesta adaptada al emplazamiento y a las propiedades receptoras de la bobina de recepción. Aunque la primera y la segunda bobina de transmisión no estén en una posición óptima con respecto a la bobina de recepción, es posible generar una señal electromagnética superpuesta adaptada a las propiedades receptoras de la bobina de recepción. Por consiguiente, las dificultades relativas al posicionamiento de la bobina de recepción con respecto a las bobinas de transmisión se compensan.

Como consecuencia, se optimiza la transferencia de energía a la bobina de recepción y se incrementa el nivel de eficiencia de la transferencia de energía a la bobina de recepción del implante de retina.

De acuerdo con una realización preferente, la primera y la segunda bobina de transmisión están orientadas con un ángulo relativo entre sí predefinido. De forma especialmente preferente, la primera y la segunda bobina de transmisión

están orientadas formando entre sí un ángulo de entre 70° y 120°. Disponiendo las dos bobinas de transmisión de este modo, cada una de las bobinas de transmisión puede proporcionar una componente respectiva del campo electromagnético superpuesto.

5 De acuerdo con una realización preferente, el desfase de la segunda señal de alta frecuencia con respecto a la primera señal de alta frecuencia oscila entre -120° y +120°. El campo electromagnético superpuesto resultante depende del desfase entre la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia. Por ejemplo, el campo electromagnético superpuesto resultante se puede adaptar al emplazamiento y la orientación de la bobina de recepción variando el desfase entre la primera y la segunda señal de alta frecuencia.

10 De acuerdo con una realización preferente, la frecuencia de la primera señal de alta frecuencia es esencialmente igual a la frecuencia de la segunda señal de alta frecuencia.

De acuerdo con una realización preferente, la frecuencia de la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia oscilan entre 100 kHz y 100 MHz. Preferentemente, para transferir energía a la bobina de recepción del implante de retina se utilizan señales de alta frecuencia en el rango de radiofrecuencia.

15 De acuerdo con una realización preferente, la unidad de generación de señales comprende un generador de señales adaptado para generar una señal de alta frecuencia y un desfasador adaptado para convertir la señal de alta frecuencia en la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia, desfasándose la segunda señal de alta frecuencia con respecto a la primera señal de alta frecuencia. De acuerdo con esta realización, como punto de partida para generar la primera y la segunda señal de alta frecuencia se utiliza una señal de alta frecuencia común, induciéndose un desfase relativo entre la primera y la segunda señal de alta frecuencia mediante el desfasador.

20 De acuerdo con una realización preferente, la fuente de alimentación incluye además al menos un amplificador adaptado para amplificar la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia antes de suministrar la primera y la segunda señal de alta frecuencia a la primera y la segunda bobina de transmisión, respectivamente.

25 De acuerdo con una realización preferente, la fuente de alimentación incluye un primer amplificador adaptado para amplificar la primera señal de alta frecuencia y un segundo amplificador adaptado para amplificar la segunda señal de alta frecuencia. Cuando se utilizan dos amplificadores individuales para amplificar la primera y la segunda señal de alta frecuencia, las amplitudes respectivas de la primera y la segunda señal de alta frecuencia se pueden controlar independientemente entre sí. Por consiguiente, la orientación y magnitud del campo electromagnético superpuesto resultante se puede ajustar variando las amplitudes respectivas de la primera y la segunda señal de alta frecuencia. El campo electromagnético superpuesto resultante se puede adaptar, por ejemplo, al emplazamiento y a la orientación de la bobina de recepción.

30 De acuerdo con una realización preferente, la fuente de alimentación incluye además otras bobinas de transmisión, estando adaptada la unidad de generación de señales para generar otras señales de alta frecuencia además de la primera y la segunda señal de alta frecuencia, y para aplicar las señales de alta frecuencia adicionales a las bobinas de transmisión adicionales. Mediante la disposición de un grupo de tres o más bobinas de transmisión se puede generar un campo electromagnético superpuesto más potente. Preferentemente, coordinando las amplitudes y las relaciones de fase de las diferentes señales de alta frecuencia suministradas a las bobinas de transmisión se puede lograr una superposición óptima de las diferentes componentes de señal.

35 De acuerdo con una realización preferente, la fuente de alimentación también comprende una montura para gafas que tiene integradas tanto la primera bobina de transmisión como la segunda bobina de transmisión. Cuando el paciente lleva puesta las gafas, la primera y la segunda bobina de transmisión quedan dispuestas automáticamente en posiciones predefinidas respectivas con respecto al implante de retina.

40 De acuerdo con una realización preferente, la primera bobina de transmisión se dispone alrededor de una de las lentes de la montura para gafas. De acuerdo con otra realización preferente, la segunda bobina de transmisión está integrada en una de las patillas de la montura. Cuando la primera y la segunda bobina de transmisión están integradas de este modo en la montura, la primera bobina de transmisión queda orientada en un ángulo de aproximadamente 70° a 120° con respecto a la segunda bobina de transmisión. Por consiguiente, se genera un campo electromagnético superpuesto de alta intensidad y ajustabilidad.

45 Un sistema de prótesis visual de acuerdo con realizaciones de la presente invención incluye una fuente de alimentación tal como se describe más arriba y un implante de retina situado, al menos en parte, en el interior del ojo de un paciente, incluyendo el implante de retina una bobina de recepción. La bobina de recepción está adaptada para recibir una señal de alta frecuencia superpuesta transmitida por la primera bobina de transmisión y la segunda bobina de transmisión.

De acuerdo con una realización preferente, la señal de alta frecuencia superpuesta comprende una primera componente de señal transmitida por la primera bobina de transmisión y una segunda componente de señal transmitida por la

segunda bobina de transmisión. Las componentes de señal transmitidas por la primera y la segunda bobina de transmisión forman juntas una señal total.

5 De acuerdo con una realización preferente, la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia están operativas para transmitir energía eléctrica al implante de retina. La primera y la segunda señal de alta frecuencia se pueden ajustar de modo que la señal superpuesta resultante se ajuste a la orientación y posición de la bobina de recepción. Mediante el ajuste del campo electromagnético superpuesto a la bobina de recepción se mejora el nivel de eficiencia de la transferencia de energía.

10 De acuerdo con una realización preferente, el sistema de prótesis visual incluye adicionalmente una cámara de vídeo adaptada para adquirir datos de imagen y proporcionar una señal de vídeo. En una realización preferente, la cámara de vídeo está integrada en una montura para gafas.

De acuerdo con una realización preferente, el sistema de prótesis visual comprende adicionalmente una unidad de procesamiento de datos que está adaptada para convertir una señal de vídeo en datos de estimulación correspondientes para el implante de retina.

15 De acuerdo con una realización preferente, al menos la primera señal de alta frecuencia o al menos la segunda señal de alta frecuencia se modula de acuerdo con los datos de estimulación a transmitir al implante de retina. En esta realización, la primera y la segunda señal de alta frecuencia se utilizan tanto para transferir energía al implante de retina como para transmitir los datos de estimulación al implante de retina.

De acuerdo con una realización preferente, el implante de retina incluye una disposición de microcontactos adaptados para entrar en contacto con los ganglios del tejido retiniano del paciente.

20 De acuerdo con una realización preferente, el implante de retina está adaptado para recibir los datos de estimulación y para estimular los microcontactos de acuerdo con los mismos.

25 De acuerdo con una realización preferente, el implante de retina incluye un chip de estimulación adaptado para convertir los datos de estimulación en impulsos de estimulación correspondientes para la disposición de microcontactos. Preferentemente, el chip de estimulación es alimentado por la energía eléctrica recibida por la bobina de recepción del implante de retina.

30 También se proporciona un método para suministrar energía a un implante de retina, estando el implante de retina situado al menos en parte en el interior del ojo de un paciente. El método consiste en generar una primera señal de alta frecuencia y una segunda señal de alta frecuencia, estando la segunda señal de alta frecuencia desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia, aplicar la primera señal de alta frecuencia a una primera bobina de transmisión y la segunda señal de alta frecuencia a una segunda bobina de transmisión y transmitir la primera señal de alta frecuencia mediante la primera bobina de transmisión y la segunda señal de alta frecuencia mediante la segunda bobina de transmisión.

35 De acuerdo con una realización preferente, el método comprende adicionalmente el ajuste del desfase entre la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia para optimizar la transferencia de energía al implante de retina. El desfase entre la primera y la segunda señal de alta frecuencia produce un campo electromagnético superpuesto. Por consiguiente, la variación del desfase permite ajustar la orientación del campo electromagnético a la orientación de la bobina de recepción y optimizar la transferencia de energía a la misma.

40 De acuerdo con una realización preferente, el método comprende adicionalmente el ajuste de las amplitudes respectivas de la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia para optimizar la transferencia de energía al implante de retina. La variación de las amplitudes respectivas de la primera y la segunda señal de alta frecuencia permite variar tanto la orientación como la intensidad del campo electromagnético resultante. La orientación del campo electromagnético se puede ajustar a la orientación de la bobina de recepción. Por consiguiente, la transferencia de energía a la bobina de recepción se puede optimizar.

45 Para una mejor comprensión de la presente invención y con el fin de mostrar cómo se pone en práctica la misma, a continuación se hará referencia a modo de ejemplo a las figuras adjuntas, en las que:

Fig. 1: perspectiva general de un sistema de prótesis visual;

Fig. 2: sección transversal de un globo ocular que comprende un implante de retina;

Fig. 3: el sistema de circuitos para generar señales de alta frecuencia para las respectivas bobinas de transmisión; y

50 Fig. 4: desfase entre la primera señal de alta frecuencia amplificada y la segunda señal de alta frecuencia amplificada.

La Fig. 1 muestra un sistema de prótesis visual para restablecer, al menos parcialmente, cierta percepción visual y el sentido de la orientación para usuarios ciegos y discapacitados visuales. Existen diversas enfermedades de la retina provocadas por la degeneración de las células fotosensibles de la misma. Algunos ejemplos de enfermedades degenerativas son retinitis pigmentosa, degeneración macular o síndrome de Usher. A causa de estas enfermedades degenerativas, las personas pierden lentamente la visión y finalmente sufren ceguera total.

El sistema de prótesis visual mostrado en la Fig. 1 comprende un implante de retina 1 que puede incluir, por ejemplo, una parte intraocular situada dentro del globo ocular 2 y una parte extraocular situada en la superficie exterior del globo ocular 2. La parte intraocular del implante de retina 1 comprende una disposición de microcontactos que está en contacto directo con la retina del paciente, estando adaptados los microcontactos para conectarse eléctricamente al tejido retiniano.

El sistema de prótesis visual comprende además una interfaz visual 3 que se puede realizar por ejemplo como una montura para gafas. La interfaz visual 3 está adaptada para suministrar energía al implante de retina 1 y para establecer una comunicación inalámbrica de datos con el implante de retina 1. La transferencia de energía de la interfaz visual 3 al implante de retina 1 se realiza mediante una primera bobina de transmisión 4 y una segunda bobina de transmisión 5, ambas integradas en la montura para gafas. El sistema de prótesis visual incluye un ordenador de bolsillo 6 que está conectado a la interfaz visual 3 mediante una conexión por cable 7. El ordenador de bolsillo 6 comprende una unidad de generación de señales 8 que genera una primera señal de alta frecuencia para la primera bobina de transmisión 4 y una segunda señal de alta frecuencia para la segunda bobina de transmisión 5. Preferentemente, las dos señales de alta frecuencia tienen la misma frecuencia, oscilando la frecuencia de la primera y la segunda señal de alta frecuencia entre 100 kHz y 100 MHz. También preferentemente, la segunda señal de alta frecuencia está desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia.

Mediante la conexión por cable 7 se suministra la primera señal de alta frecuencia a la primera bobina de transmisión 4 y la segunda señal de alta frecuencia a la segunda bobina de transmisión 5. La primera bobina de transmisión 4 transmite la primera señal de alta frecuencia y la segunda bobina de transmisión 5 transmite la segunda señal de alta frecuencia. La primera y la segunda bobina de transmisión 4, 5 irradian un campo electromagnético con una frecuencia en el rango de radiofrecuencia.

Preferentemente, la primera bobina de transmisión 4 está dispuesta en un ángulo de entre 70° y 120° con respecto a la segunda bobina de transmisión 5. Por ejemplo, la primera bobina de transmisión 4 puede estar dispuesta alrededor de una de las lentes de la montura, mientras que la segunda bobina de transmisión 5 puede estar integrada en una de las patillas 9 de la montura.

El implante de retina 1 comprende una bobina de recepción para recibir el campo electromagnético superpuesto generado por la primera bobina de transmisión 4 y la segunda bobina de transmisión 5. La señal electromagnética recibida por la bobina de recepción proporciona la energía eléctrica para el funcionamiento del implante de retina 1.

La interfaz visual 3 puede incluir además una cámara de vídeo 10 para captar una imagen de vídeo del campo visual del paciente. Las señales de vídeo captadas por la cámara de vídeo 10 se transmiten al ordenador de bolsillo 6, donde son convertidas en datos de estimulación correspondientes para la disposición de microcontactos del implante de retina 1. Los datos de estimulación determinados por el ordenador de bolsillo 7 son enviados a la interfaz visual 3 y transmitidos al implante de retina 1.

Existen diferentes alternativas para transmitir los datos de estimulación al implante de retina 1. De acuerdo con una primera realización, los datos de estimulación se modulan al menos en la primera o en la segunda señal de alta frecuencia. En el implante de retina se desmodula la señal electromagnética recibida. En esta realización, la primera y la segunda señal de alta frecuencia se utilizan tanto para la comunicación de datos como para la transferencia de energía al implante de retina 1.

De acuerdo con una segunda realización, los datos de estimulación son transmitidos al implante de retina 1 en un haz luminoso modulado, preferentemente como luz infrarroja modulada. En esta realización, la primera y la segunda señal de alta frecuencia se utilizan únicamente para transferir energía al implante de retina 1.

Los datos de estimulación se descodifican en el implante de retina 1. De acuerdo con los datos de estimulación, se aplican impulsos de estimulación a los microcontactos del implante de retina 1. La estimulación del tejido retiniano provoca una impresión visual.

La Figura 2 muestra una sección transversal del ojo de un paciente que incluye un implante de retina. La luz exterior atraviesa la córnea 11 y el cristalino 13 e incide sobre la retina 13. La retina 13 abarca una gran parte del interior del globo ocular. La superficie exterior del globo ocular está formada por la esclerótica 14. Entre la retina 13 y la esclerótica 14 se encuentra la membrana coroidea 15. El iris 16 determina la cantidad de luz que puede entrar al interior del ojo. El cristalino 12 está sujeto por el músculo ciliar 17.

El implante de retina incluye una parte intraocular 18 y una parte extraocular 19. La parte intraocular 18 está situada en el interior del ojo, mientras que la parte extraocular 19 está fijada a la superficie exterior de la esclerótica 14. La parte intraocular 18 y la parte extraocular 19 están conectadas eléctricamente mediante conexiones por cable 20 que atraviesan la esclerótica 14 en un punto situado justo detrás del músculo ciliar 17.

- 5 El paciente lleva puesta una montura para gafas 21 con lentes 22. Una primera bobina de transmisión 23 está dispuesta alrededor de una de las lentes. Una segunda bobina de transmisión 24 está integrada en una de las patillas 25 de la montura de gafas 21. La primera bobina de transmisión 23 está adaptada para transmitir una primera señal de alta frecuencia y la segunda bobina de transmisión 24 está adaptada para transmitir una segunda señal de alta frecuencia. El campo electromagnético generado por la primera bobina de transmisión 23 se superpone con el campo
10 electromagnético generado por la segunda bobina de transmisión 24. La parte extraocular 19 del implante de retina incluye una bobina de recepción 26, estando adaptada la bobina de recepción 26 para recibir la señal electromagnética superpuesta y suministrar energía eléctrica a los componentes del implante de retina. La transferencia de energía de la primera y la segunda bobina de transmisión 23, 24 a la bobina de recepción 26 se puede optimizar ajustando las fases relativas y las amplitudes respectivas de la primera y la segunda señal de alta frecuencia. Por consiguiente, el campo
15 electromagnético superpuesto se puede ajustar a la orientación de la bobina de recepción 26.

- Adicionalmente, desde la interfaz visual se transmiten al implante de retina datos de estimulación que portan información visual. En la realización representada en la Figura 2, se utiliza un haz infrarrojo modulado 27 para transmitir los datos de estimulación al implante retinal. El haz infrarrojo 27 se puede generar, por ejemplo, mediante un LED
20 transmisor infrarrojo situado cerca de las lentes 22. El haz infrarrojo modulado 27 atraviesa el cristalino 12 e incide sobre un elemento receptor óptico 28 (por ejemplo un fotodiodo) situado en la parte intraocular 18 del implante de retina. Los datos de estimulación recibidos por el elemento receptor óptico 28 son enviados, a través de la conexión por cable 20, a un chip de estimulación retinal 29 situado en la parte extraocular 19 del implante de retina. Preferentemente, el chip de estimulación de la retina 29 está realizado como un chip de procesamiento de señales digitales. El chip de estimulación de la retina 29 convierte los datos de estimulación en impulsos de estimulación correspondientes para una disposición
25 30 de microcontactos situada directamente sobre la retina 13. Los impulsos de estimulación son suministrados a la disposición 30 de microcontactos mediante la conexión por cable 20. Los microcontactos están adaptados para estimular los ganglios de la retina 13, provocando esta estimulación una impresión visual.

- De acuerdo con una realización alternativa, en lugar de transmitir los datos de estimulación al implante de retina a través de un haz infrarrojo modulado 27, los datos de estimulación se pueden modular al menos en la primera o al menos en la
30 segunda señal de alta frecuencia. De acuerdo con esta realización, la primera y la segunda señal de alta frecuencia están adaptadas tanto para transferir energía como para transmitir los datos de estimulación al implante de retina.

- La Figura 3 muestra el sistema de circuitos para generar la primera y la segunda señal de alta frecuencia. Un generador de señales 31 proporciona una señal de alta frecuencia 32 a un desfaseador 33 y el desfaseador 33 convierte la señal de alta frecuencia 32 en una primera señal de alta frecuencia 34 y una segunda señal de alta frecuencia 35. El desfaseador
35 33 induce un desfase relativo entre la primera señal de alta frecuencia 34 y la segunda señal de alta frecuencia 35. Preferentemente, el desfase oscila entre -120° y $+120^\circ$. La primera señal de alta frecuencia 34 se amplifica mediante un primer amplificador 36 y esta primera señal de alta frecuencia amplificada 37 se suministra a una primera bobina de transmisión 38. Correspondientemente, la segunda señal de alta frecuencia 35 se amplifica mediante un segundo amplificador y esta segunda señal de alta frecuencia amplificada 40 se suministra a una segunda bobina de transmisión
40 41. Tanto la primera bobina de transmisión 38 como la segunda bobina de transmisión 41 están integradas en una montura para gafas 42.

Un implante de retina 44 con una bobina de recepción 45 se une a uno de los globos oculares 43 del paciente. La bobina de recepción 45 recibe una señal electromagnética superpuesta que comprende una componente transmitida por la primera bobina de transmisión 38 y una componente transmitida por la segunda bobina de transmisión 41.

- 45 La Figura 4 muestra la primera señal de alta frecuencia amplificada 37 y la segunda señal de alta frecuencia amplificada 40 en función del tiempo. Las dos señales tienen la misma frecuencia. La amplitud de la primera señal de alta frecuencia amplificada 37 está determinada por la ganancia del primer amplificador 36, mientras que la amplitud de la segunda señal de alta frecuencia amplificada 40 está determinada por la ganancia del segundo amplificador 39. Por consiguiente, las dos amplitudes se pueden modificar independientemente. La segunda señal de alta frecuencia amplificada 40 está
50 desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia amplificada 37, siendo inducido el desfase 46 por el desfaseador 33. Mediante la variación de las amplitudes de la primera y la segunda señal de alta frecuencia amplificada 37 y 40 y la variación del desfase relativo 46 entre la primera señal de alta frecuencia amplificada 37 y la segunda señal de alta frecuencia amplificada 40, el campo electromagnético superpuesto resultante se puede ajustar a la situación y orientación de la bobina de recepción 45 de modo que se optimice la transferencia de energía desde la primera y la
55 segunda bobina de transmisión 38 y 41 a la bobina de recepción 45, mejorando así el nivel de eficiencia de transferencia de energía de la primera y la segunda bobina de transmisión 38 y 41 al implante de retina.

REIVINDICACIONES

1. Fuente de alimentación para un implante de retina (1) situado al menos parcialmente en el interior del ojo de un paciente, comprendiendo la fuente de alimentación
 - una primera bobina de transmisión (4, 23);
- 5 – una segunda bobina de transmisión (5, 24);
 - una unidad de generación de señales (8) adaptada para generar una primera señal de alta frecuencia y una segunda señal de alta frecuencia y para aplicar la primera señal de alta frecuencia a la primera bobina de transmisión (4, 23) y la segunda señal de alta frecuencia a la segunda bobina de transmisión (5, 24), estando la segunda señal de alta frecuencia desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia;
- 10 – donde la primera bobina de transmisión (4, 23) está adaptada para transmitir la primera señal de alta frecuencia y donde la segunda bobina de transmisión (5, 24) está adaptada para transmitir la segunda señal de alta frecuencia.
2. Fuente de alimentación según la reivindicación 1, caracterizada porque adicionalmente presenta al menos una de:
 - la primera y la segunda bobina de transmisión están orientadas en un ángulo relativo entre sí predefinido;
- 15 – la primera y la segunda bobina de transmisión están orientadas en un ángulo relativo entre sí de 70° a 120°;
 - el desfase de la segunda señal de alta frecuencia con respecto a la primera señal de alta frecuencia oscila entre -120° y +120°;
 - la frecuencia de la primera señal de alta frecuencia es esencialmente igual a la frecuencia de la segunda señal de alta frecuencia;
- 20 – la frecuencia de la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia oscila entre 100 kHz y 100 MHz.
3. Fuente de alimentación según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, caracterizada porque la unidad de generación de señales incluye
 - un generador de señales adaptado para generar una señal de alta frecuencia;
- 25 – un desfasador adaptado para convertir la señal de alta frecuencia en la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia, estando la segunda señal de alta frecuencia desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia.
- 30 4. Fuente de alimentación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque adicionalmente comprende al menos un amplificador adaptado para amplificar la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia antes de suministrar la primera y la segunda señal de alta frecuencia a la primera y la segunda bobina de transmisión, respectivamente.
5. Fuente de alimentación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada porque incluye un primer amplificador adaptado para amplificar la primera señal de alta frecuencia y un segundo amplificador adaptado para amplificar la segunda señal de alta frecuencia.
- 35 6. Fuente de alimentación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada porque además incluye bobinas de transmisión adicionales, estando adaptada la unidad de generación de señales para generar, además de la primera y la segunda señal de alta frecuencia, otras señales de alta frecuencia adicionales, y para aplicar las señales de alta frecuencia adicionales a bobinas de transmisión adicionales.
7. Fuente de alimentación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizada porque adicionalmente incluye una montura para gafas, estando integradas tanto la primera bobina de transmisión como la segunda bobina de transmisión en dicha montura.
- 40 8. Fuente de alimentación según la reivindicación 7, caracterizada porque que la primera bobina de transmisión está dispuesta alrededor de una de las lentes de la montura para gafas.
9. Fuente de alimentación según la reivindicación 7 o la reivindicación 8, caracterizada porque la segunda bobina de transmisión está integrada en una de las patillas de la montura para gafas.
- 45

- 10.** Sistema de prótesis visual, que comprende
- una fuente de alimentación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9;
 - un implante de retina (1) situado al menos en parte en el interior del ojo de un paciente, incluyendo el implante de retina (1) una bobina de recepción (26);
- 5 – estando adaptada la bobina de recepción (26) para recibir una señal de alta frecuencia superpuesta transmitida por la primera bobina de transmisión (4, 23) y la segunda bobina de transmisión (5, 24).
- 11.** Sistema de prótesis visual según la reivindicación 10, caracterizado porque la señal de alta frecuencia superpuesta comprende una primera componente de señal transmitida por la primera bobina de transmisión y una segunda componente de señal transmitida por la segunda bobina de transmisión; y/o porque la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia transmiten energía eléctrica al implante de retina.
- 10 **12.** Sistema de prótesis visual según la reivindicación 10 o la reivindicación 11, caracterizado porque incluye adicionalmente una cámara de vídeo adaptada para captar datos de imagen y proporcionar una señal de vídeo, estando la cámara de vídeo integrada preferentemente en una montura para gafas.
- 13.** Sistema de prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, caracterizado porque incluye adicionalmente una unidad de procesamiento de datos adaptada para convertir una señal de vídeo en datos de estimulación correspondientes para el implante de retina, y/o porque al menos la primera señal de alta frecuencia o al menos la segunda señal de alta frecuencia se modula de acuerdo con los datos de estimulación a transmitir al implante de retina.
- 15 **14.** Sistema de prótesis visual según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 13, caracterizado porque el implante de retina incluye una disposición de microcontactos adaptados para entrar en contacto con los ganglios del tejido retiniano del paciente, estando el implante de retina adaptado preferentemente para recibir datos de estimulación y para estimular los microcontactos de acuerdo con los datos de estimulación, y/o porque el implante de retina incluye preferentemente un chip de estimulación adaptado para convertir datos de estimulación en impulsos de estimulación correspondientes para la disposición de microcontactos.
- 20 **15.** Método para suministrar energía a un implante de retina (1) situado al menos en parte en el interior del ojo de un paciente, comprendiendo el método
- generar una primera señal de alta frecuencia y una segunda señal de alta frecuencia, estando la segunda señal de alta frecuencia desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia,
 - aplicar la primera señal de alta frecuencia a una primera bobina de transmisión (4, 23) y la segunda señal de alta frecuencia a una segunda bobina de transmisión (5, 24)
 - transmitir la primera señal de alta frecuencia mediante la primera bobina de transmisión (4, 23) y la segunda señal de alta frecuencia mediante la segunda bobina de transmisión (5, 24).
- 30 **16.** Método según la reivindicación 15, caracterizado porque adicionalmente comprende al menos uno de:
- recepción de una señal de alta frecuencia superpuesta en una bobina de recepción del implante de retina;
 - modulación de al menos la primera señal de alta frecuencia o de al menos la segunda señal de alta frecuencia de acuerdo con los datos de estimulación a transmitir al implante de retina;
 - ajuste del desfase ente la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia para optimizar la transferencia de energía al implante de retina;
 - ajuste de las amplitudes respectivas de la primera señal de alta frecuencia y la segunda señal de alta frecuencia para optimizar la transferencia de energía al implante de retina.
- 40 **17.** Método según la reivindicación 15 o 16, caracterizado porque la señal de alta frecuencia superpuesta comprende una primera componente de señal transmitida por la primera bobina de transmisión y una segunda componente de señal transmitida por la segunda bobina de transmisión.
- 18.** Método según cualquiera de las reivindicaciones 15 a 17, caracterizado porque la generación de una primera señal de alta frecuencia y una segunda señal de alta frecuencia incluye
- 45 – generar una señal de alta frecuencia,

- convertir la señal de alta frecuencia en una primera señal de alta frecuencia y una segunda señal de alta frecuencia, estando la segunda señal de alta frecuencia desfasada con respecto a la primera señal de alta frecuencia.
- 19.** Método según cualquiera de las reivindicaciones 15 a 18, caracterizado porque adicionalmente comprende
 - generar señales de alta frecuencia adicionales además de la primera y la segunda señal de frecuencia,
- 5 – aplicar las señales de alta frecuencia adicionales a bobinas de transmisión adicionales.

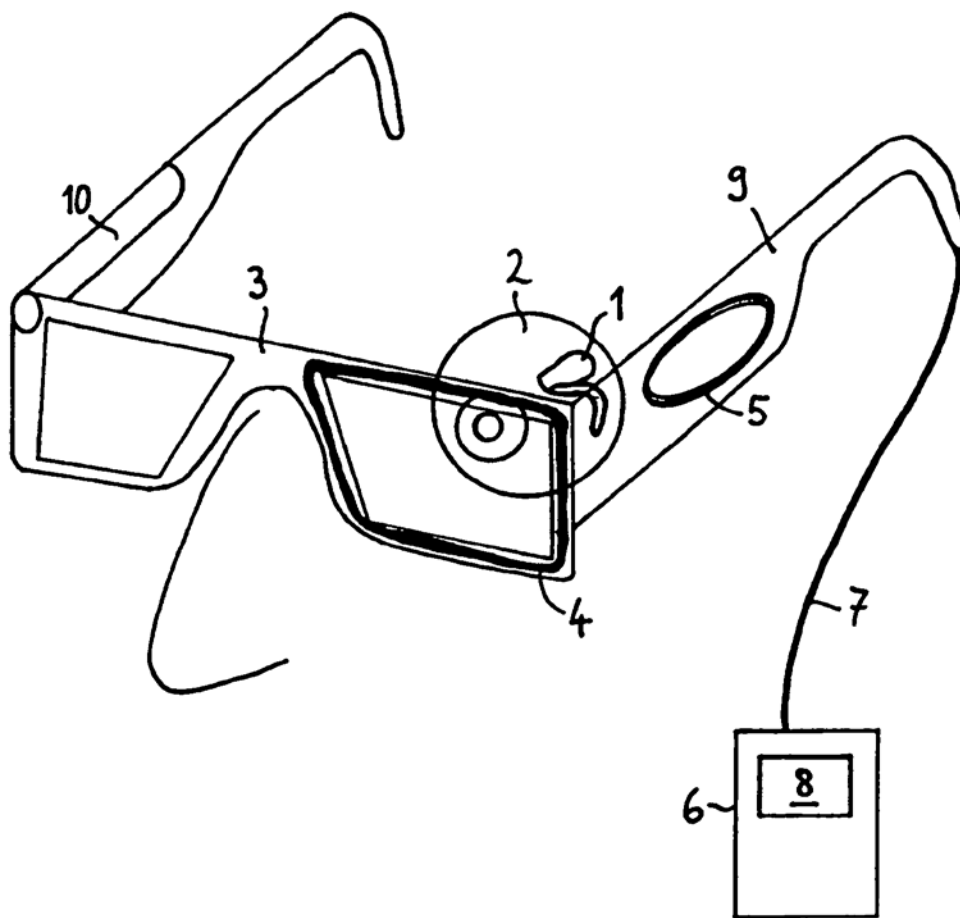


Fig. 1

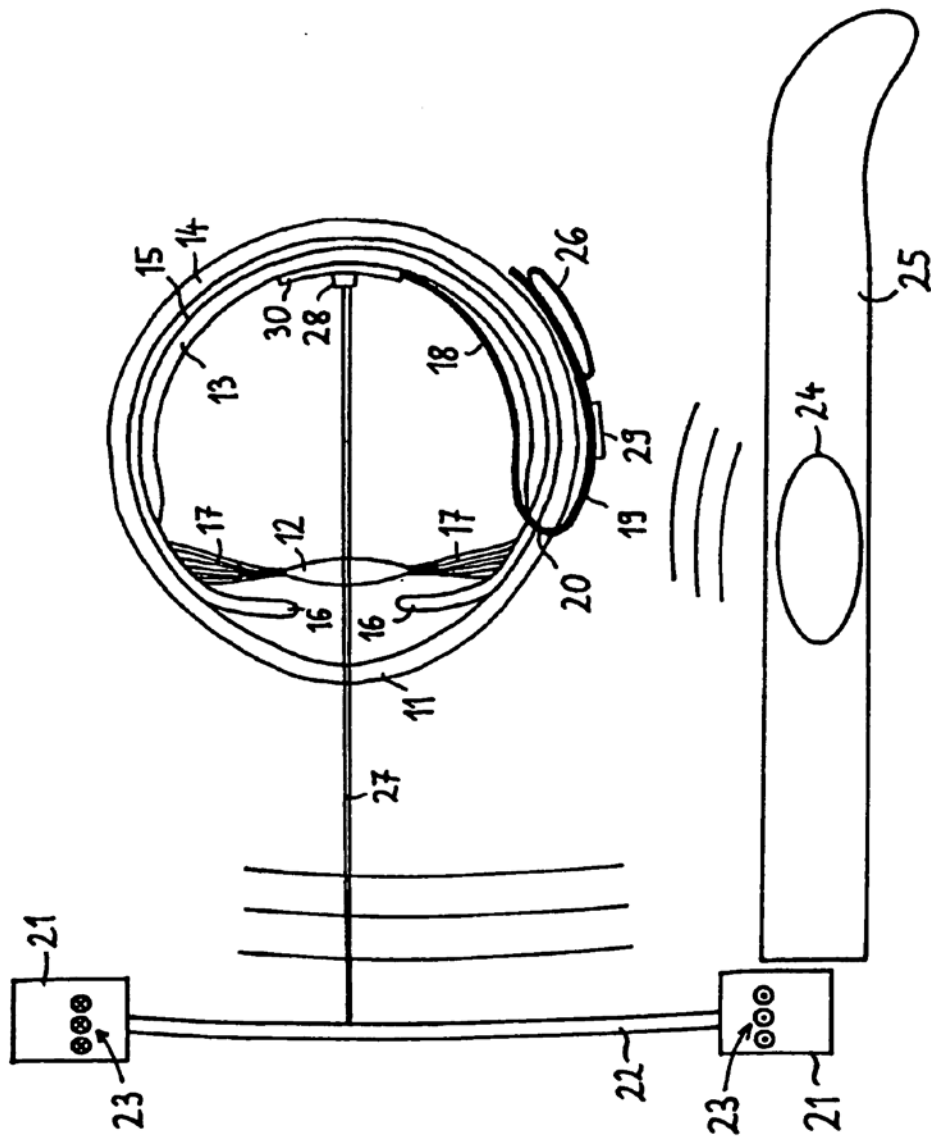


Fig. 2

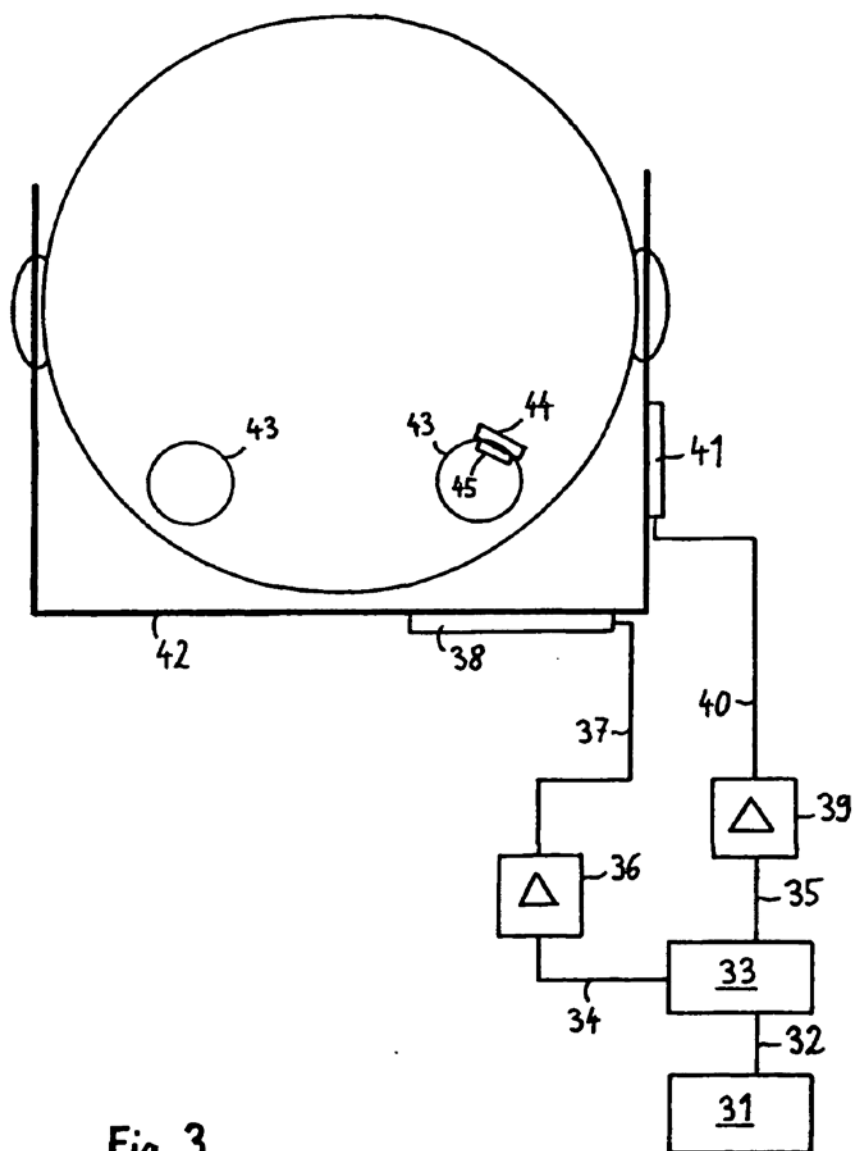


Fig. 3

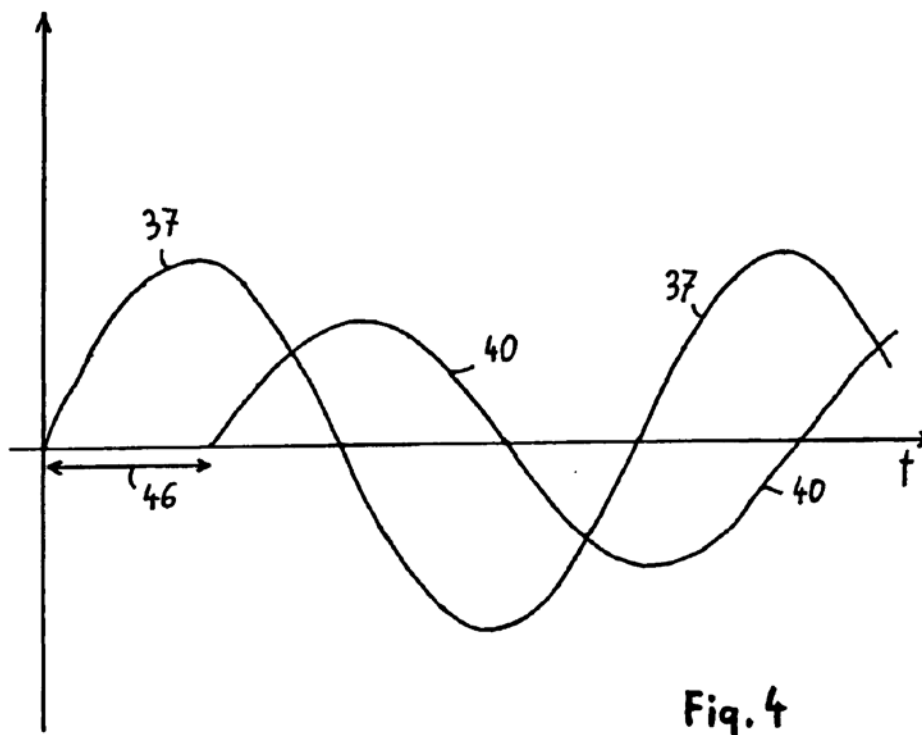


Fig. 4