

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 900 264**

51 Int. Cl.:

A61N 1/378 (2006.01)
A61F 2/02 (2006.01)
H02J 50/10 (2006.01)
H02J 50/90 (2006.01)
H02J 50/80 (2006.01)
H02J 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.10.2008** **PCT/SE2008/000576**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.04.2009** **WO09051539**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2008** **E 08839325 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.09.2021** **EP 2214778**

54 Título: **Procedimiento de control de suministro de energía a un dispositivo médico implantable**

30 Prioridad:

16.10.2007 US 960832 P

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

16.03.2022

73 Titular/es:

IMPLANTICA PATENT LTD. (100.0%)
Ideon Science Park
223 70 Lund, SE

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 900 264 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Procedimiento de control de suministro de energía a un dispositivo médico implantable

Campo técnico

- 5 La presente invención se refiere en general a un método y sistema para suministrar energía inalámbrica a un dispositivo médico implantado en un paciente. En particular, la invención se refiere a controlar la cantidad de energía transferida desde una fuente de energía fuera del paciente a un receptor de energía dentro del paciente.

Antecedentes

- 10 Los dispositivos médicos diseñados para ser implantados en el cuerpo de un paciente suelen funcionar mediante energía eléctrica. Estos dispositivos médicos incluyen estimuladores eléctricos y mecánicos, motores, bombas, etc., que están diseñados para apoyar o estimular diversas funciones corporales. La energía eléctrica puede suministrarse a dicho dispositivo médico implantado desde una batería igualmente implantada o, más preferiblemente, desde una fuente de energía externa que pueda suministrar cualquier cantidad necesaria de energía eléctrica de forma más o menos continua sin requerir repetidas operaciones quirúrgicas.

- 15 Se puede colocar una fuente de energía externa justo debajo de la piel del paciente en las proximidades del dispositivo implantado. Se conocen los llamados dispositivos TET (Transcutaneous Energy Transfer) que pueden transferir energía inalámbrica a un receptor de energía interno que se encuentra dentro del paciente y está conectado al dispositivo médico para suministrarle la energía recibida. El documento US 2004/250820 describe un método para localizar un dispositivo receptor de energía implantado. De este modo, no es necesario utilizar cables o similares que penetren en la piel para conectar el dispositivo médico a una fuente de energía externa, como una
20 batería. El documento US 5 995 874 divulga un dispositivo TET capaz de reaccionar a una variedad de retroalimentación de una bobina interna o de un circuito de telemetría asociado a la misma, mejorando así su capacidad de satisfacer los requisitos de transferencia de energía. El documento WO 01/28629 divulga un dispositivo TET en el que una tensión primaria a través del bobinado primario se regula para proporcionar una potencia de salida suficientemente estable a la carga a pesar de los cambios en la carga y/o los cambios en una
25 posición relativa del bobinado primario y el bobinado secundario.

- Un dispositivo de TET suele comprender una fuente de energía externa que incluye una bobina primaria adaptada para transferir inductivamente cualquier cantidad de energía inalámbrica, induciendo tensión en una bobina secundaria de un receptor de energía interno que se implanta preferentemente justo debajo de la piel de un
30 paciente. La mayor eficiencia de transferencia se obtiene cuando la bobina primaria se coloca cerca de la piel, adyacente y alineada con la bobina secundaria, es decir, cuando un eje de simetría de la bobina primaria es paralelo al de la bobina secundaria.

- Normalmente, la cantidad de energía necesaria para hacer funcionar un dispositivo médico implantado puede variar con el tiempo en función de las características operativas del dispositivo. Por ejemplo, el dispositivo puede estar diseñado para encenderse y apagarse a determinados intervalos, o cambiar su comportamiento de otro modo, con el
35 fin de proporcionar una estimulación eléctrica o mecánica adecuada, o algo similar. Estas variaciones operativas darán lugar, naturalmente, a las correspondientes variaciones con respecto a la cantidad de energía requerida.

- Además, la posición de la bobina primaria con respecto a la bobina secundaria implantada es un factor que afecta a la eficacia de la transferencia de energía, que depende en gran medida de la distancia entre las bobinas y del ángulo relativo entre ellas. Al principio, durante la configuración de un sistema TET, puede ser difícil encontrar una posición
40 óptima de la bobina primaria y mantenerla en esa posición. Durante el funcionamiento del dispositivo médico, los movimientos del paciente suelen cambiar el espaciado relativo de las dos bobinas de forma que la eficacia de la transferencia varía considerablemente. Por lo tanto, los cambios en el espaciado de las bobinas dan lugar a una variación correspondiente de la tensión inducida.

- Si la eficacia de la transferencia es baja, la cantidad de energía suministrada al dispositivo médico puede ser
45 insuficiente para su funcionamiento, por lo que su acción debe detenerse momentáneamente, perturbando naturalmente el funcionamiento previsto del dispositivo. Aunque esta situación es más probable que se produzca cuando hay que transferir grandes cantidades de energía para suministrar suficiente energía a un implante, puede considerarse un problema general.

- Por otro lado, la energía suministrada al dispositivo médico también puede aumentar drásticamente, si las
50 posiciones relativas de las bobinas cambian de forma que se incremente involuntariamente la eficacia de la transferencia. Esta situación puede causar graves problemas, ya que el implante no puede "consumir" la cantidad repentinamente muy alta de energía suministrada. La energía excesiva no utilizada debe ser absorbida de alguna manera, lo que resulta en la generación de calor, que es altamente indeseable. Por lo tanto, si se transfiere un exceso de energía de la bobina primaria a la secundaria, la temperatura del implante aumentará, lo que puede dañar
55 el tejido circundante o tener un efecto negativo en las funciones corporales. Por lo tanto, es muy conveniente suministrar siempre la cantidad correcta de energía a un dispositivo médico implantado durante su funcionamiento.

Se conocen métodos para controlar la cantidad de energía transferida en respuesta a las condiciones medidas en el implante receptor. Por ejemplo, el documento US 5,995,874 divulga un sistema TET en el que la cantidad de energía transmitida desde una bobina primaria se controla en respuesta a una indicación de las características medidas de una bobina secundaria, como la corriente y el voltaje de carga. La energía transmitida puede controlarse variando la corriente y la tensión en la bobina primaria, la frecuencia de transmisión o las dimensiones de la bobina. En particular, se efectúa un cambio en el punto de saturación del campo magnético entre las bobinas, para ajustar la eficacia de la transferencia de energía. Sin embargo, no es probable que esta solución funcione bien en la práctica, ya que difícilmente se produciría un punto de saturación en el tejido humano, dados los niveles de campo magnético que es posible utilizar. Además, si hay que aumentar considerablemente la transmisión de energía, por ejemplo para compensar las pérdidas debidas a las variaciones de la alineación y/o del espaciado entre las bobinas, la radiación relativamente alta generada puede ser perjudicial o insalubre o desagradable para el paciente, como es bien sabido.

Se necesita una solución eficaz para controlar con precisión la cantidad de energía transferida a un dispositivo médico implantado, en la que se suministre siempre la cantidad correcta de energía al dispositivo para su correcto funcionamiento. En particular, debe evitarse una transferencia de energía excesiva que provoque un aumento de la temperatura en el dispositivo médico y/o subidas de tensión. Además, la energía electromagnética transmitida debe mantenerse al mínimo, para evitar daños en los tejidos y otras consecuencias insalubres o desagradables para el paciente.

Sumario

El objeto de la presente invención es reducir o eliminar los problemas señalados anteriormente. Este objeto y otros se obtienen proporcionando una reivindicación de método. Las realizaciones, los aspectos y/o los ejemplos de la presente divulgación que no están comprendidos en el objeto de las reivindicaciones deben entenderse como ejemplos útiles para la comprensión de la invención.

Según un aspecto, se proporciona un método en el que la energía inalámbrica se transfiere desde una fuente de energía externa situada fuera del paciente a un receptor de energía interno situado dentro del paciente. El receptor de energía interno está conectado al dispositivo médico para suministrar directa o indirectamente energía recibida al mismo. En primer lugar, se determina la cantidad de energía que se necesita actualmente para el funcionamiento de dicho dispositivo médico. A continuación, se transmite a la fuente de energía externa una señal de control que refleja dicha cantidad de energía necesaria, y la cantidad de energía transferida se controla en respuesta a la señal de control ajustando la eficacia de la transferencia de energía desde la fuente de energía externa al receptor de energía interno.

Según otro aspecto, se proporciona un sistema que comprende una fuente de energía externa adaptada para transferir energía inalámbrica desde una posición cercana a la piel de dicho paciente a un receptor de energía interno situado dentro del paciente. El receptor de energía interno está conectado al dispositivo médico para suministrarle directa o indirectamente la energía recibida. El sistema comprende además una unidad de control interna adaptada para determinar una cantidad de energía actualmente requerida para el funcionamiento de dicho dispositivo médico, medios para transmitir una señal de control que refleje la cantidad de energía requerida, una unidad de control externa adaptada para controlar la cantidad de energía transferida en respuesta a la recepción de la señal de control, y medios para ajustar la eficacia de la transferencia de energía desde dicha fuente de energía externa a dicho receptor de energía interno, según lo controlado por la unidad de control externa.

El método y el sistema pueden implementarse de acuerdo con diferentes realizaciones y características ejemplares, como se indica a continuación.

La fuente de energía externa puede incluir una bobina primaria para transferir energía inalámbrica de forma inductiva a una bobina secundaria en el receptor de energía interno. La unidad de control externa puede controlar los medios de ajuste para ajustar la posición de la bobina primaria en relación con la bobina secundaria, según lo controlado por la unidad de control externa. Los medios de ajuste pueden incluir al menos un motor de ajuste de posición conectado mecánicamente a la bobina primaria.

El motor de ajuste de posición puede incluir un sensor de posición para proporcionar información de posición a la unidad de control externa. Una carcasa puede encerrar el motor de ajuste de posición y la bobina primaria, para permitir movimientos libres de la bobina primaria.

El motor de ajuste de posición puede incluir además al menos un motor de ajuste de distancia para ajustar la distancia entre la bobina primaria y la bobina secundaria. El motor de ajuste de la distancia puede incluir un motor lineal de ajuste de la distancia para desplazar la bobina primaria en una primera dirección sustancialmente perpendicular a la piel del paciente. El motor de ajuste de distancia puede incluir un primer motor de rotación de ajuste de distancia para desplazar la bobina primaria en una segunda dirección sustancialmente paralela a la piel del paciente, girando la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste de distancia. El motor de ajuste de la distancia también puede incluir un segundo motor de rotación de ajuste de la distancia para desplazar la bobina

primaria en la segunda dirección, girando la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste de la distancia que es sustancialmente paralelo pero separado del primer eje de ajuste de la distancia.

Alternativamente, el motor de ajuste de distancia puede incluir al menos un motor de ajuste de ángulo para ajustar el ángulo entre la bobina primaria y la bobina secundaria. En ese caso, la bobina primaria puede comprender un bobinado helicoidal alrededor de un eje de simetría, y el motor de ajuste de ángulo ajusta el ángulo girando el eje de simetría de la bobina primaria con respecto a un eje de simetría correspondiente de la bobina secundaria. El motor de ajuste de ángulo puede incluir también un primer motor de ajuste de ángulo para girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste de ángulo. El primer eje de ajuste de ángulo puede ser sustancialmente paralelo a la piel del paciente, y el primer motor de ajuste de ángulo hará girar la bobina primaria en un primer plano sustancialmente perpendicular a la piel del paciente. El primer motor de ajuste del ángulo puede ser un motor lineal o un motor de rotación.

El motor de ajuste de ángulo puede incluir también un segundo motor de ajuste de ángulo para girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste de ángulo perpendicular al primer eje de ajuste de ángulo. El segundo eje de ajuste del ángulo puede ser sustancialmente paralelo a la piel de dicho paciente, y el segundo motor de ajuste de ángulo hará girar la bobina primaria en un segundo plano sustancialmente perpendicular a la piel del paciente y sustancialmente perpendicular al primer plano. El segundo motor de ajuste de ángulo puede ser un motor lineal o un motor de rotación.

El medio de ajuste de posición puede incluir además un primer miembro de anillo dentro del cual la bobina primaria está montada por medio de primeros cojinetes de rotación opuestos coaxiales con el segundo eje de ajuste de ángulo, y un segundo miembro de anillo dentro del cual el primer miembro de anillo está montado por medio de segundos cojinetes de rotación opuestos coaxiales con el primer eje de ajuste de ángulo, de tal manera que dicha bobina primaria puede ser inclinada en cualquier dirección como un giroscopio.

La señal de control puede reflejar la diferencia o relación entre la energía recibida por el receptor de energía interno y la cantidad de energía requerida.

La unidad de control externa puede controlar los medios de ajuste para disminuir la eficiencia de la transferencia de energía si la energía recibida es mayor que la cantidad de energía requerida. La unidad de control externa también puede controlar los medios de ajuste para aumentar la eficiencia de la transferencia de energía si la energía recibida es menor que la cantidad de energía requerida.

Además, la señal de control puede reflejar una cantidad de energía por unidad de tiempo actualmente requerida para el funcionamiento directo del dispositivo médico. En ese caso, la señal de control puede reflejar la cantidad de energía requerida como un balance energético entre la energía recibida y la energía consumida por el dispositivo médico.

La energía entrante puede almacenarse en un dispositivo de almacenamiento de energía, como una batería o un condensador. Los medios de medición pueden medir al menos una característica y/o parámetro del dispositivo de almacenamiento de energía, y los medios de determinación y almacenamiento pueden determinar y almacenar el estado actual del dispositivo de almacenamiento de energía. Los medios de medición pueden medir la característica y/o el parámetro del dispositivo de almacenamiento de energía de forma regular para actualizar el estado almacenado del dispositivo de almacenamiento de energía.

Los medios de control pueden controlar la cantidad de energía transferida basándose en las mediciones realizadas en al menos uno de los siguientes: el dispositivo médico, el paciente y un dispositivo de almacenamiento de energía.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención se describirá ahora con más detalle y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 es un diagrama de bloques esquemático que ilustra una disposición para suministrar una cantidad precisa de energía a un dispositivo médico operable eléctricamente.

La Fig. 2 es un diagrama simplificado de una bobina primaria y una bobina secundaria de un sistema TET según una realización.

La Fig. 3 es un diagrama simplificado de una bobina primaria y una bobina secundaria de un sistema TET según otra realización.

La Fig. 4 es un diagrama simplificado de una bobina primaria y una bobina secundaria de un sistema TET según otra realización.

La Fig. 5 es una vista lateral en perspectiva de una unidad de desplazamiento de bobina según una realización.

La Fig. 6 es una vista lateral en perspectiva ligeramente desde abajo de la unidad de desplazamiento de la bobina de la Fig. 5.

La Fig. 7 es una vista lateral en perspectiva ligeramente desde arriba de la unidad de desplazamiento de la bobina de la Fig. 5.

Descripción detallada

En la Fig. 1, se ilustra esquemáticamente una disposición para suministrar una cantidad precisa de energía a un dispositivo médico 100 operable eléctricamente implantado en un paciente, cuya piel se indica con una línea vertical S que separa el interior (Int) del paciente del exterior (Ext). El dispositivo médico 100 está conectado a un receptor de energía interno 102, igualmente situado en el interior del paciente, preferiblemente justo debajo de la piel S. En general, el receptor de energía 102 puede colocarse en el abdomen, el tórax, la fascia muscular (por ejemplo, en la pared abdominal), por vía subcutánea, o en cualquier otro lugar adecuado. El receptor de energía 102 está adaptado para recibir energía inalámbrica E transmitida desde una fuente de energía externa 104 situada fuera de la piel S en las proximidades del receptor de energía 102.

Como es bien conocido en la técnica, la energía inalámbrica E puede transferirse generalmente por medio de cualquier dispositivo TET adecuado, como un dispositivo que incluya una bobina primaria dispuesta en la fuente de energía 104 y una bobina secundaria adyacente dispuesta en el receptor de energía 102. Cuando se introduce una corriente eléctrica a través de la bobina primaria, se induce energía en forma de voltaje en la bobina secundaria que puede utilizarse para hacer funcionar un dispositivo médico, preferiblemente después de almacenar la energía entrante en un dispositivo de almacenamiento de energía o acumulador, como una batería o un condensador. Sin embargo, la presente invención no se limita en general a ninguna técnica particular de transferencia de energía, dispositivos TET o dispositivos de almacenamiento de energía.

La cantidad de energía transferida puede ser regulada por medio de una unidad de control externa 106 que controla la fuente de energía 104. Es deseable controlar con precisión la cantidad de energía transferida, por las razones expuestas en la sección de antecedentes. Para transferir la cantidad correcta de energía, una unidad de control interna 108 conectada al dispositivo médico 100 determina la cantidad de energía que se necesita actualmente. La unidad de control 108 puede, por tanto, estar dispuesta para recibir diversas mediciones obtenidas por sensores adecuados o similares, no mostrados, que miden ciertas características del dispositivo médico 100, reflejando de alguna manera la cantidad de energía requerida para el correcto funcionamiento del dispositivo médico 100. Además, el estado actual del paciente también puede detectarse mediante dispositivos de medición o sensores adecuados, a fin de proporcionar parámetros que reflejen el estado del paciente. Por lo tanto, dichas características y/o parámetros pueden estar relacionados con el estado actual del dispositivo médico 100, como el consumo de energía, el modo de funcionamiento y la temperatura, así como el estado del paciente reflejado, por ejemplo, por la temperatura corporal, los latidos del corazón y la respiración.

Además, un dispositivo de almacenamiento de energía o acumulador, que no se muestra aquí, también puede estar conectado al receptor de energía 102 para acumular la energía recibida para su posterior uso por el dispositivo médico 100. Alternativa o adicionalmente, las características de dicho dispositivo de almacenamiento de energía, que también reflejan la cantidad de energía requerida, pueden ser medidas también. El dispositivo de almacenamiento de energía puede ser una batería, y las características medidas pueden estar relacionadas con el estado actual de la batería, como el voltaje, la temperatura, etc. Con el fin de proporcionar suficiente voltaje y corriente al dispositivo médico 100, y también para evitar el sobrecalentamiento, se entiende claramente que la batería debe cargarse de forma óptima recibiendo una cantidad correcta de energía del receptor de energía 102, es decir, ni muy poco ni demasiado. El dispositivo de almacenamiento de energía también puede ser un condensador con las características correspondientes.

Por ejemplo, las características de la batería pueden medirse regularmente para determinar el estado actual de la misma, que luego puede almacenarse como información de estado en un medio de almacenamiento adecuado en la unidad de control interna 108. Así, cada vez que se realicen nuevas mediciones, la información de estado de la batería almacenada puede actualizarse en consecuencia. De esta manera, el estado de la batería puede ser "calibrado" mediante la transferencia de una cantidad correcta de energía, a fin de mantener la batería en un estado óptimo.

Así pues, la unidad de control interna 108 está adaptada para determinar la cantidad de energía requerida en ese momento (ya sea energía por unidad de tiempo o energía acumulada) basándose en las mediciones realizadas por los sensores o dispositivos de medición mencionados anteriormente en el dispositivo médico 100, o en el paciente, o en un dispositivo de almacenamiento de energía si se utiliza, o en cualquier combinación de los mismos. La unidad de control interna 108 está conectada además a un transmisor de señales interno 110, dispuesto para transmitir una señal de control que refleja la cantidad de energía requerida determinada, a un receptor de señales externo 112 conectado a la unidad de control externa 106. La cantidad de energía transmitida desde la fuente de energía 104 puede entonces regularse en respuesta a la señal de control recibida.

El transmisor de señales interno 110 y el receptor de señales externo 112 pueden implementarse como unidades separadas utilizando medios de transferencia de señales adecuados, como señales de radio, IR (infrarrojos) o ultrasónicas. Alternativamente, el transmisor de señales 110 y el receptor de señales 112 pueden estar integrados en el receptor de energía interno 102 y en la fuente de energía 104, respectivamente, para transmitir señales de

control en sentido inverso a la transferencia de energía, utilizando básicamente la misma técnica de transmisión. La fuente de energía 104 puede incluir además uno o más sensores de posición, generalmente ilustrados como un único sensor 114, cuya finalidad se describirá más adelante. El sensor de posición 114 está adaptado para detectar la posición actual de la fuente de energía 104 en relación con algún punto de referencia adecuado, como una carcasa en la que la fuente de energía 104 está montada de forma móvil.

Para concluir, la disposición de suministro de energía ilustrada en la Fig. 1 puede funcionar básicamente de la siguiente manera. En primer lugar, la unidad de control interno 108 determina la cantidad de energía necesaria en ese momento. La unidad de control interna 108 también crea una señal de control S que refleja la cantidad de energía requerida, y la señal de control S se transmite desde el transmisor de señales 110 al receptor de señales 112. La cantidad de energía emitida por la fuente de energía 104 puede entonces ser regulada por la unidad de control externa 106, en respuesta a la señal de control S recibida. Este proceso puede repetirse intermitentemente a ciertos intervalos durante la transferencia de energía en curso, o puede ejecutarse de forma más o menos continua durante la transferencia de energía.

La cantidad de energía transferida puede regularse generalmente ajustando diversos parámetros de transmisión en la fuente de energía 104, como la amplitud, la frecuencia y las características del impulso. En la presente solución, sin embargo, la cantidad de energía transferida se regula específicamente ajustando la eficiencia de transferencia de energía entre la fuente de energía externa 104 y el receptor de energía interno 102. Dicho ajuste de la eficiencia de transferencia de energía puede realizarse solo o en combinación con cualquier ajuste adicional de los parámetros de la señal de transmisión emitida, en respuesta a la señal de control S recibida.

En función de la señal de control recibida, la eficiencia de transferencia de energía se ajusta para disminuir la eficiencia de transferencia de energía si la energía recibida es mayor que la cantidad de energía requerida. Por otro lado, la eficiencia de transferencia de energía se ajusta para aumentar la eficiencia de transferencia de energía si la energía recibida es menor que dicha cantidad de energía requerida.

La presente invención se ejemplificará a continuación en el caso de que la energía inalámbrica se transfiera por inducción desde una bobina primaria en una fuente de energía a una bobina secundaria en un receptor de energía, como se ha explicado anteriormente. Cada bobina tiene una forma helicoidal con un eje de simetría central. La eficacia de la transferencia de energía se ajusta preferentemente ajustando la posición de la bobina primaria con respecto a la secundaria, que se encuentra en una posición más o menos fija dentro del cuerpo del paciente. Sin embargo, la posición de la bobina secundaria puede cambiar con el tiempo, por ejemplo, debido a los movimientos del cuerpo, de modo que la posición de la bobina primaria debe ajustarse en consecuencia para compensarla.

La Fig. 2 ilustra una realización en la que un receptor de energía está dispuesto en el paciente de tal manera que una bobina secundaria 200 está situada debajo de la piel S, teniendo su eje de simetría A2 orientado sustancialmente perpendicular a la piel S. Cuando se va a realizar una transferencia de energía, una bobina primaria 202 de una fuente de energía se coloca primero junto a la piel S, preferiblemente en alineación aproximada con la bobina secundaria 200 de tal manera que su eje de simetría A1 coincide sustancialmente con el eje de simetría A2, como se muestra en la figura. En esta posición relativa inicial, la eficiencia de transferencia de energía será relativamente grande cuando se alimente una corriente eléctrica a través de la bobina primaria 202. Para ajustar la eficiencia de transferencia de energía, la posición de la bobina primaria puede ajustarse básicamente en al menos una de tres formas diferentes.

En primer lugar, la distancia entre las bobinas primaria y secundaria 202, 200 puede ajustarse desplazando dicha bobina primaria a lo largo de una primera dirección D1 sustancialmente perpendicular a la piel S, es decir, a la derecha o a la izquierda en la figura. De este modo, el eje de simetría de las respectivas bobinas seguirá coincidiendo cuando la bobina primaria se desplace de un lado a otro en esta dirección D1.

En segundo lugar, la distancia entre las bobinas primaria y secundaria 202, 200 puede ajustarse desplazando la bobina primaria a lo largo de una segunda dirección D2 sustancialmente paralela a la piel S, es decir, hacia arriba o hacia abajo en la figura. De este modo, el eje de simetría de las respectivas bobinas se desplazará mutuamente cuando la bobina primaria se mueva de un lado a otro en esta dirección D2.

Se entenderá fácilmente que para ambas direcciones D1 y D2, una mayor distancia mutua entre las bobinas resultará en una menor eficiencia de transferencia, y viceversa. Por ejemplo, un primer punto de referencia seleccionado en la bobina primaria puede desplazarse con respecto a un segundo punto de referencia seleccionado en la bobina secundaria. Para este propósito, cualquier punto en las bobinas, por ejemplo, puntos medios de simetría o puntos medios de peso, pueden ser seleccionados como el primer y segundo punto de referencia de las bobinas primarias y secundarias, respectivamente.

En tercer lugar, la posición de la bobina primaria puede ajustarse girando el eje de simetría A1 de la bobina primaria 202 con respecto al eje de simetría A2 de la bobina secundaria 200, en una tercera dirección de giro D3. La dirección de giro D3 de la bobina primaria puede orientarse en cualquier plano perpendicular a la piel S. De este modo, el ángulo entre los ejes de simetría de las respectivas bobinas se modificará cuando la bobina primaria se

mueva de un lado a otro en esta dirección D3. Así, un ángulo mayor entre las bobinas dará lugar a una menor eficiencia de transferencia, y viceversa, siendo el ángulo nulo cuando los ejes de simetría A1, A2 son paralelos.

La Fig. 3 ilustra otra realización en la que un receptor de energía está dispuesto en el paciente de manera que una bobina secundaria 300 está situada debajo de la piel S, teniendo su eje de simetría A2' orientado sustancialmente paralelo a la piel S. Cuando se va a realizar una transferencia de energía, una bobina primaria 302 de una fuente de energía se coloca primero preferentemente junto a la piel S adyacente a la bobina secundaria 300, como se muestra en la figura, de manera que su eje de simetría A1' es sustancialmente paralelo al eje de simetría A2'. En esta posición relativa inicial, la eficiencia de transferencia de energía será relativamente grande cuando se alimente una corriente a la bobina primaria 302. Para ajustar la eficiencia de transferencia de energía, la posición de la bobina primaria 302 puede ajustarse básicamente en al menos una de las cuatro formas diferentes.

En primer y segundo lugar, la bobina primaria 302 puede desplazarse a lo largo de una primera dirección D1 sustancialmente perpendicular a la piel S, y a lo largo de una segunda dirección D2 sustancialmente paralela a la piel S, respectivamente, de la misma manera que en la realización ilustrada en la Fig. 2.

En tercer lugar, el eje de simetría A1' de la bobina primaria 302 puede girar en una tercera dirección de giro D3' alrededor de un eje perpendicular a la bobina 302 pero paralelo a la piel S.

En cuarto lugar, el eje de simetría A1' de la bobina primaria 302 también puede girar en una cuarta dirección de giro D4' alrededor de un eje perpendicular a la piel S. En ambos casos, el ángulo entre los ejes de simetría de las respectivas bobinas se modificará cuando la bobina primaria 302 se gire de un lado a otro en cualquiera de las direcciones D3' y D4', respectivamente. Al igual que en la Fig. 3, un ángulo mayor entre las bobinas dará lugar a una menor eficiencia de transferencia, y viceversa, siendo el ángulo nulo cuando los ejes de simetría A1', A2' son paralelos.

La Fig. 4 ilustra otra realización en la que las bobinas primaria y secundaria 400 y 402, respectivamente, tienen forma de toroide con sus ejes de simetría A1", A2" orientados sustancialmente perpendiculares a la piel S. La Fig. 4a es una vista superior de dicha bobina con forma de toroide, siendo su eje de simetría la normal en x. La posición de la bobina primaria 402 puede ajustarse básicamente en al menos una de las tres direcciones diferentes D1", D2" y D3", que corresponden totalmente a las direcciones D1, D2 y D3 de la Fig. 2, por lo que no es necesario explicarlas más.

En todas las diferentes configuraciones de bobinas mostradas en las Figs. 2-4, las direcciones de ajuste descritas pueden, por supuesto, ser utilizadas individualmente o combinadas de cualquier manera, dentro del alcance de la presente invención.

La Fig. 5-7 ilustra una realización de una unidad de desplazamiento de bobina configurada para desplazar una bobina primaria 500 en una pluralidad de direcciones diferentes en relación con una bobina secundaria, no mostrada. La bobina 500 está montada en un cilindro de soporte 502 que está suspendido de forma móvil, como se describirá más adelante.

La unidad de desplazamiento de la bobina comprende varios motores de ajuste de posición conectados mecánicamente al cilindro de soporte 502 y, por tanto, también a la bobina primaria 500. Cada motor de ajuste de posición incluye además algún tipo de sensor de posición, no mostrado en las Figs. 5-7 pero indicado esquemáticamente como 114 en la Fig. 1, adaptado para proporcionar información de posición a un procesador, igualmente no mostrado, que corresponde a la unidad de control externa 106 de la Fig. 1. El procesador está adaptado para controlar el movimiento de la bobina primaria 500, basándose en una señal de control recibida, correspondiente a la señal de control S de la Fig. 1, y en la información de posición procedente de los sensores de posición.

La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además una carcasa 504, no mostrada en las Figs. 5 y 6, que soporta y encierra los motores de ajuste de posición y la bobina primaria, para permitir los movimientos libres de la bobina primaria.

La unidad de desplazamiento de la bobina comprende un motor lineal de ajuste de distancia M1L para desplazar la bobina primaria en una primera dirección sustancialmente perpendicular a la piel del paciente, como se indica en la flecha A1.

La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un primer motor de rotación de ajuste de distancia M1R adaptado para desplazar la bobina primaria en una segunda dirección sustancialmente paralela a la piel de dicho paciente, haciendo girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste de distancia DA1, como se indica en la flecha A2.

La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un segundo motor de rotación de ajuste de distancia M2R adaptado para desplazar la bobina primaria en la segunda dirección, haciendo girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste de distancia DA2 que es sustancialmente paralelo pero separado del primer eje de ajuste de distancia DA1, como se indica con la flecha A3.

5 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un primer motor lineal de ajuste de ángulo M2L adaptado para hacer girar la bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste de ángulo AA1, como se indica en la flecha A4. El primer eje de ajuste de ángulo es sustancialmente paralelo a la piel de dicho paciente, y el motor M2L está adaptado para girar la bobina primaria en un primer plano sustancialmente perpendicular a la piel de dicho paciente.

10 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un segundo motor lineal de ajuste de ángulo M3L adaptado para girar la bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste de ángulo AA2 perpendicular al primer eje de ajuste de ángulo AA3. El segundo eje de ajuste de ángulo AA2 es sustancialmente paralelo a la piel del paciente, y el motor M3L está adaptado para girar la bobina primaria en un segundo plano sustancialmente perpendicular a la piel del paciente y sustancialmente perpendicular al primer plano.

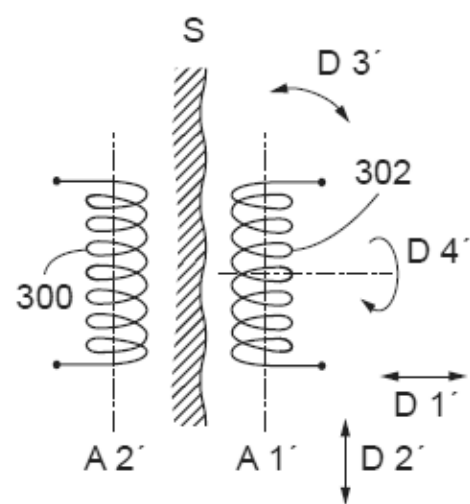
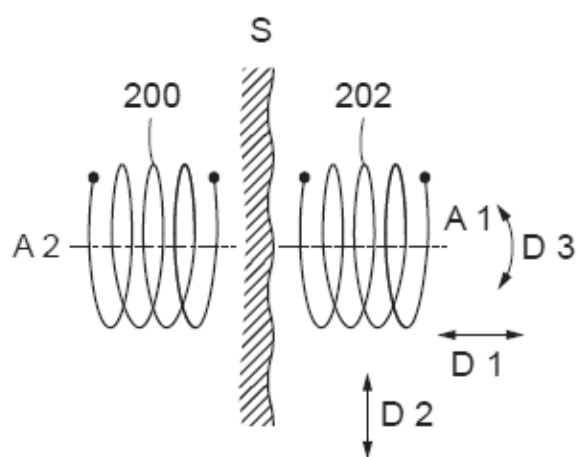
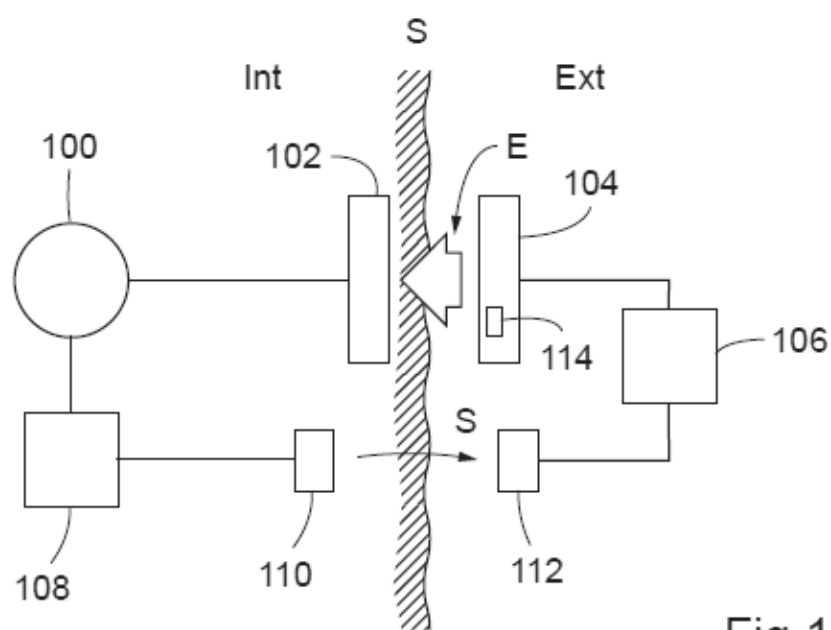
15 La unidad de desplazamiento de la bobina comprende además un primer miembro anular R1 dentro del cual la bobina primaria está montada por medio de primeros cojinetes de rotación opuestos B1 coaxiales con el segundo eje de ajuste angular AA2, y un segundo miembro anular R2 dentro del cual el primer miembro anular R1 está montado por medio de segundos cojinetes de rotación opuestos B2 coaxiales con el primer eje de ajuste angular AA1, de manera que la bobina primaria 500 puede inclinarse en cualquier dirección como un giroscopio.

Si bien la invención se ha descrito con referencia a formas de realización ejemplares específicas, la descripción sólo pretende ilustrar el concepto inventivo y no debe tomarse como una limitación del alcance de la invención. Pueden utilizarse diversas alternativas, modificaciones y equivalentes sin apartarse de la invención, que se define por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de suministro de energía a un dispositivo médico (100) operable eléctricamente implantado en un paciente, en el que la energía inalámbrica se transfiere desde una fuente de energía externa (104) situada fuera del paciente a un receptor de energía interno (102) situado dentro del paciente, estando dicho receptor de energía interno conectado a dicho dispositivo médico para suministrar directa o indirectamente la energía recibida al mismo, comprendiendo el procedimiento las siguientes etapas:
 - determinar una cantidad de energía que se requiere actualmente para el funcionamiento de dicho dispositivo médico,
 - comunicar, a dicha fuente de energía externa, una señal de control que refleje dicha cantidad de energía requerida, y
 - controlar la cantidad de energía transferida en respuesta a dicha señal de control, ajustando la eficiencia de transferencia de energía desde dicha fuente de energía externa a dicho receptor de energía interno, en el que dicha energía inalámbrica se transfiere inductivamente desde una bobina primaria en dicha fuente de energía a una bobina secundaria en dicho receptor de energía, en el que la eficiencia de transferencia de energía se ajusta mediante el ajuste de la posición de dicha bobina primaria en relación con dicha bobina secundaria, en el que el ajuste de la eficiencia de la transferencia de energía comprende la disminución de la eficiencia de la transferencia de energía si la cantidad de energía transferida recibida por el receptor de energía interno es mayor que dicha cantidad de energía actualmente requerida y el aumento de la eficiencia de la transferencia de energía si la cantidad de energía recibida por el receptor de energía interno es menor que dicha cantidad de energía actualmente requerida.
2. Un procedimiento según la reivindicación 1, en el que dicha posición se ajusta mediante el ajuste de la distancia entre dicha bobina primaria y dicha bobina secundaria.
3. Un procedimiento según la reivindicación 2, en el que dicha distancia se ajusta desplazando un primer punto de referencia en dicha bobina primaria con respecto a un segundo punto de referencia en dicha bobina secundaria.
4. Un procedimiento según la reivindicación 3, en el que dichos puntos de referencia primero y segundo son el centro de gravedad o el centro de simetría de dichas bobinas primaria y secundaria, respectivamente.
5. Un procedimiento según la reivindicación 2-4, en el que dicha distancia se ajusta desplazando dicha bobina primaria en una primera dirección sustancialmente perpendicular a la piel de dicho paciente.
6. Un procedimiento según la reivindicación 2-5, en el que dicha distancia se ajusta desplazando dicha bobina primaria en una segunda dirección sustancialmente paralela a la piel de dicho paciente.
7. Un procedimiento según la reivindicación 6, en el que dicha bobina primaria se desplaza en dicha segunda dirección circunferencialmente alrededor de un primer eje de ajuste de distancia que es sustancialmente perpendicular a la piel de dicho paciente.
8. Un procedimiento según la reivindicación 7, en el que dicha bobina primaria se desplaza en dicha segunda dirección circunferencialmente alrededor de un segundo eje de ajuste de distancia que es sustancialmente paralelo pero separado de dicho primer eje de ajuste de distancia.
9. Un procedimiento según la reivindicación 1-8, en el que dicha posición se ajusta mediante el ajuste del ángulo entre dicha bobina primaria y dicha bobina secundaria.
10. Un procedimiento según la reivindicación 9, en el que dichas bobinas primaria y secundaria comprenden cada una un devanado helicoidal alrededor de un eje de simetría, y dicho ángulo se ajusta girando el eje de simetría de dicha bobina primaria con respecto al eje de simetría de dicha bobina secundaria.
11. Un procedimiento según la reivindicación 9-10, en el que dicho ángulo se ajusta girando dicha bobina primaria alrededor de un primer eje de ajuste del ángulo.
12. Un procedimiento según la reivindicación 11, en el que dicho primer eje de ajuste del ángulo es sustancialmente paralelo a la piel de dicho paciente, de manera que dicha bobina primaria se gira en un primer plano sustancialmente perpendicular a la piel de dicho paciente.
13. Un procedimiento según la reivindicación 11, en el que dicho ángulo se ajusta girando dicha bobina primaria alrededor de un segundo eje de ajuste del ángulo sustancialmente perpendicular a dicho primer eje de ajuste del ángulo.
14. Un procedimiento según la reivindicación 13, en el que dicho segundo eje de ajuste del ángulo es sustancialmente paralelo a la piel de dicho paciente, de manera que dicha bobina primaria se gira en un segundo plano sustancialmente perpendicular a la piel de dicho paciente y sustancialmente perpendicular a dicho primer plano.

15. Un procedimiento según la reivindicación 1-14, en el que dicha señal de control refleja la diferencia o relación entre la energía recibida por dicho receptor de energía interno y dicha cantidad de energía requerida.
16. Un procedimiento según la reivindicación 1-15, en el que se determina una cantidad de energía actualmente requerida por unidad de tiempo para operar directamente el dispositivo médico.
- 5 17. Un procedimiento según la reivindicación 1-16, en el que dicha señal de control refleja dicha cantidad de energía requerida como un balance energético entre dicha energía recibida y la energía consumida por dicho dispositivo médico.
18. Un procedimiento según la reivindicación 1-17, en el que se determina una cantidad de energía actualmente necesaria para almacenar la energía entrante en un dispositivo de almacenamiento de energía.
- 10 19. Un procedimiento según la reivindicación 18, en el que el dispositivo de almacenamiento de energía es una batería o un condensador.
20. Un procedimiento según la reivindicación 18, en el que se mide al menos una característica y/o parámetro del dispositivo de almacenamiento de energía para determinar y almacenar el estado actual del dispositivo de almacenamiento de energía.
- 15 21. Un procedimiento según la reivindicación 20, en el que la característica y/o el parámetro del dispositivo de almacenamiento de energía se mide de forma regular para actualizar el estado almacenado del dispositivo de almacenamiento de energía.
22. Un procedimiento según la reivindicación 1-21, en el que la cantidad de energía transferida se controla basándose en las mediciones realizadas en al menos uno de: el dispositivo médico, el paciente, y un dispositivo de almacenamiento de energía.
- 20



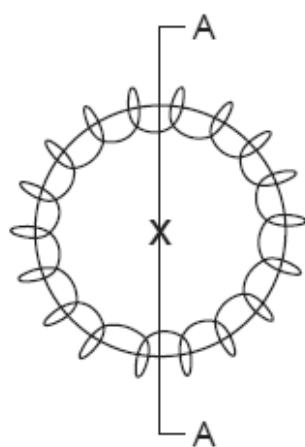


Fig. 4a

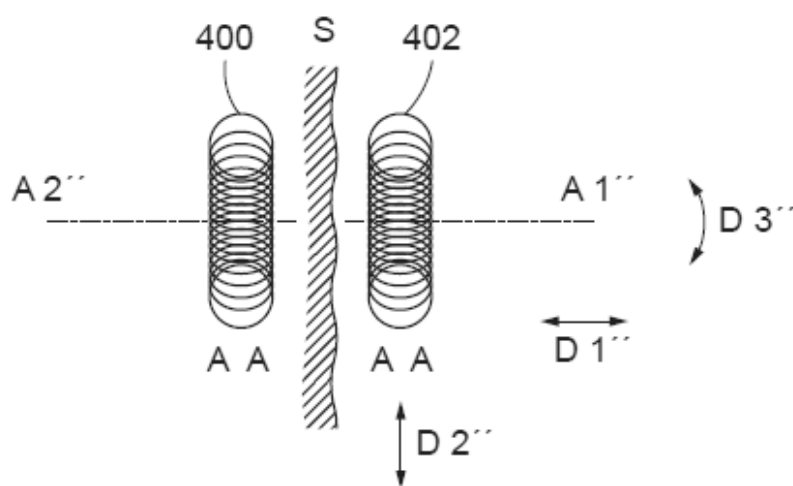


Fig. 4b

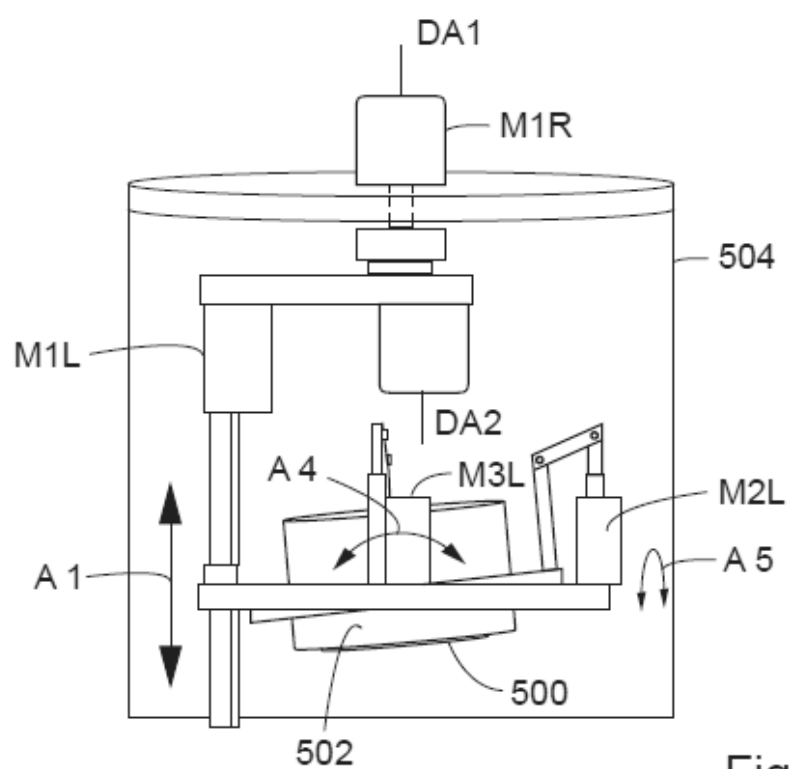


Fig.5

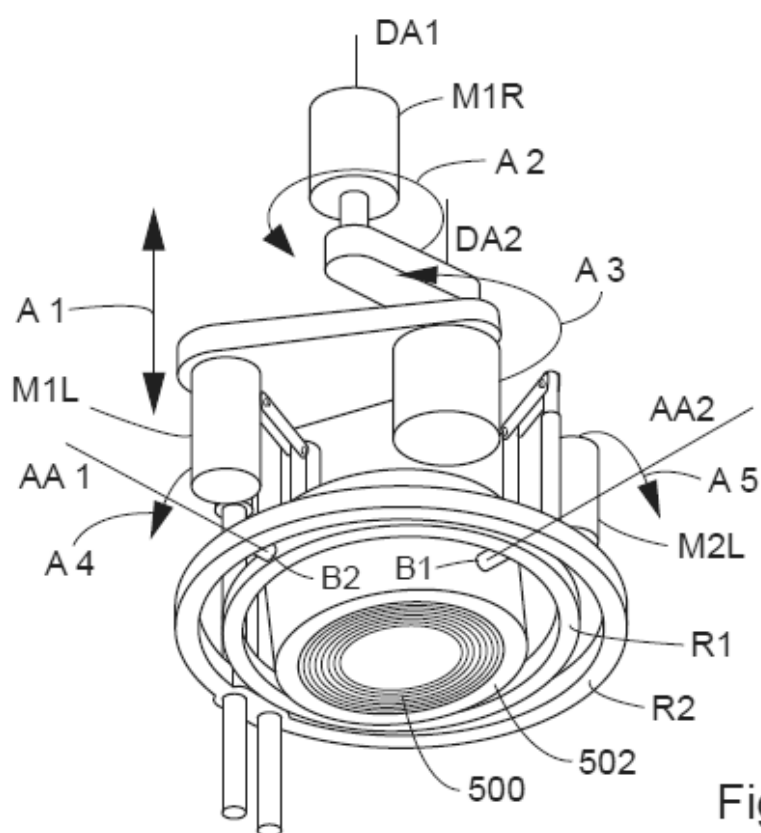


Fig.6

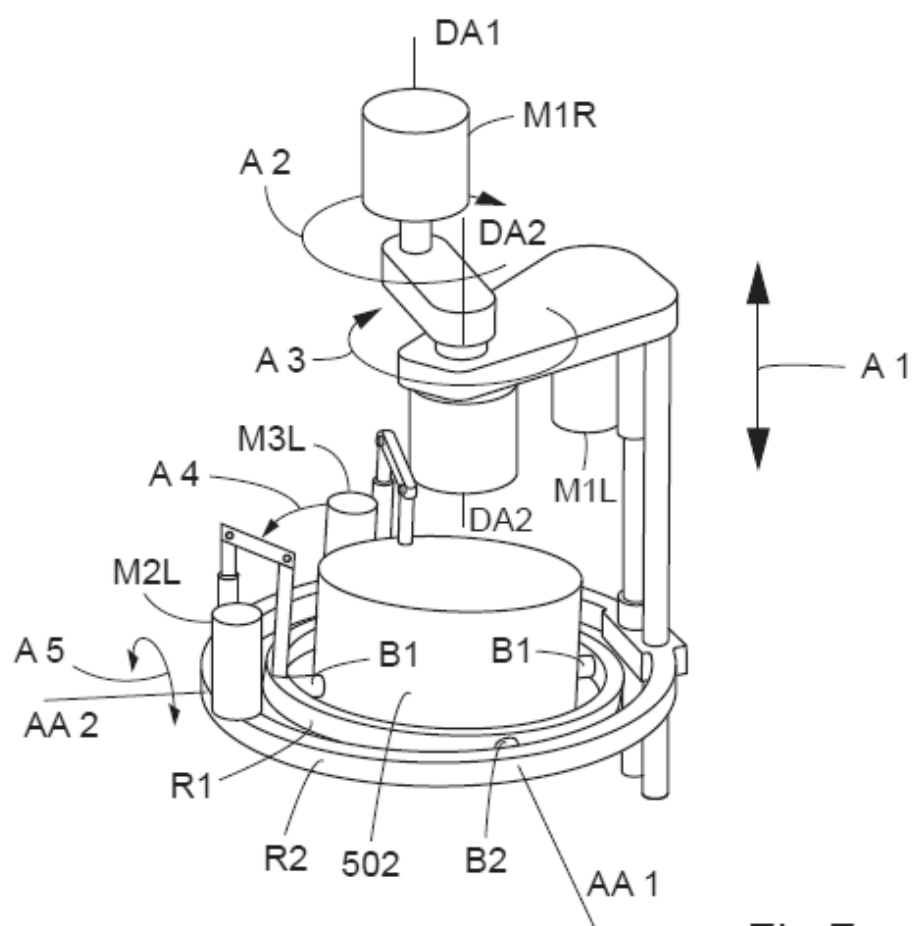


Fig.7