

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 733 430**

51 Int. Cl.:

B25J 9/16 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

B25J 19/00 (2006.01)

B25J 19/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.10.2012 E 12190320 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.04.2019 EP 2623274**

54 Título: **Efactor final magnético y dispositivo para guiar y posicionar el mismo**

30 Prioridad:

28.10.2011 DE 102011054910

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

29.11.2019

73 Titular/es:

**OVESCO ENDOSCOPY AG (100.0%)
Dorfackerstrasse 26
72074 Tübingen, DE**

72 Inventor/es:

**SHOSTEK, SEBASTIAN;
GOTTWALD, THOMAS y
SCHURR, MARC O.**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 733 430 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

Efactor final magnético y dispositivo para guiar y posicionar el mismo

5 La presente invención se refiere en general a un sistema de robot médico para guiar magnéticamente una sonda y en particular un dispositivo de guiado magnético para un objeto intracorpóreo, preferiblemente una cápsula endoscopia o un catéter. El dispositivo de guiado según la invención se describe a continuación en el ejemplo de la aplicación en medicina. La invención se puede transferir completamente, pero también a otros sistemas técnicos. Dicho sistema técnico puede ser, por ejemplo, un sistema de tuberías en el que se sitúa el objeto a controlar.

10 Antecedentes de la Invención
 El estado de la técnica colindante también se conoce por los documentos WO 2005/122866 A1 y EP 2 347 699 A1. Por lo tanto, la publicación mencionada en primer lugar da a conocer un sistema de control de endoscopio de tipo cápsula. El documento mencionado en segundo lugar da a conocer un sistema similar con un accionamiento magnético. Un sistema de endoscopio similar también se conoce por el documento WO 2009/107892 A1. En este contexto, la patente KR 100 735 863 B1 también tiene interés. La publicación de Gastone Ciutia et al. con el título "Robotic magnetic steering and locomotion of capsule endoscope for diagnostic and surgical endoluminal procedures" y la publicación de Thomas W. R. Fountain et al. con el título "Wireless control of magnetic helical microrobots using a rotating-permanent-magnet manipulator" con el número ISBN 978-1-4244-5038-1 es igualmente digna de mención.

20 El estado de la técnica colindante también se conoce por los documentos DE 103 35 644 B3, EP 0 554 711 A1 y WO 03/099152 A1.

25 En medicina se conocen sistemas (sistemas robóticos) para el control (manual o preprogramado) de objetos intracorpóreos mediante campos magnéticos generados de forma extracorpórea. Los objetos intracorpóreos, por ejemplo, cápsulas, sondas o catéteres endoscópicos, presentan para este fin un elemento que puede verse afectado por campos magnéticos, por ejemplo, un imán permanente que se instala en el objeto. Gracias a los campos magnéticos generados de forma extracorpórea se pueden controlar la orientación y/o el posicionamiento de los objetos intracorpóreos. Para la provisión de campos magnéticos extracorpóreos, también se conocen sistemas para generar campos de gradiente electromagnéticos, por ejemplo a modo de tomógrafos de resonancia magnética, campos de puntos electromagnéticos, por ejemplo, mediante un electroimán en un diseño compacto, así como sistemas con imán permanente.

35 Los sistemas para generar campos de gradiente electromagnéticos, por ejemplo del tipo constructivo de tomógrafos de resonancia magnética, tienen la desventaja de que estos equipos presentan una necesidad de energía muy elevada en comparación con los consumidores eléctricos por lo demás usuales en la consulta médica o clínica y debido al tipo constructivo en comparación con los equipos técnicos por lo demás usuales en la consulta médica o clínica son muy grandes y pesados. Las ventajas de los sistemas según el tipo constructivo de

40 los tomógrafos de resonancia magnética son entretanto que el campo de gradiente en la ubicación de los objetos intracorpóreos para controlar los mismos puede ajustarse con precisión y de forma reproducible, y que el riesgo de un paciente debido a componentes móviles se puede excluir ampliamente, ya que las partes móviles se sitúan dentro de un revestimiento rígido que rodea estáticamente al paciente.

45 Bajo el término de "generador de campo magnético de diseño compacto" se debe entender a continuación aquellos dispositivos que generan un campo magnético que se extiende en el espacio alrededor del dispositivo, de modo que el dispositivo se encuentra en el centro del campo magnético generado. En particular, el rango útil de aquellos campos magnéticos que se generan por generadores de campo magnético de diseño compacto se extiende en el entorno espacial de estos generadores de campo magnético. En contraste a ello hay generadores de un campo de gradiente, por ejemplo, según el diseño de un tomógrafo de resonancia magnética cuyo rango útil se extiende dentro de un dispositivo anular, en el que debe introducir un paciente, es decir, el campo magnético utilizable no debe rodear el generador de campo magnético, sino que se extiende en una dirección (radialmente hacia adentro del dispositivo anular) alejándose de éste. Los generadores de campo magnético de diseño compacto se pueden componer, por ejemplo, de uno o varios electroimanes o uno o varios imanes permanentes o combinaciones de ambos.

55 El término de "fuerza", como se usa generalmente a continuación, puede describir una fuerza mecánica o un par de fuerzas.

60 El uso de generadores de campo magnético de diseño compacto según la definición anterior tiene la ventaja de que los dispositivos tienen una necesidad de energía similar en comparación a los consumidores eléctricos por lo demás usuales en la consulta médica o clínica, y debido al diseño en comparación con los equipos técnicos usuales en la consulta médica o clínica poseen un tamaño y peso similar. Es decir, también son adecuados en principio para el uso móvil en una consulta o clínica con el esfuerzo habitual. Sin embargo, una desventaja del uso de generadores de campo magnético de diseño compacto para controlar un objeto intracorpóreo es que para el ajuste del

campo magnético en el lugar del objeto intracorpóreo se requiere la posición y la orientación del generador de campo magnético de diseño compacto (por ejemplo, imán permanente o electroimán) en el espacio, es decir, el generador de campo magnético de diseño compacto se debe mover con respecto a un paciente en el espacio. La orientación del generador de campo magnético de diseño compacto en el espacio se logra según el estado de la técnica actual, ya sea manualmente o mediante dispositivos robóticos actuados (accionados por motor), es decir, los llamados dispositivos de guiado magnéticos. Otra desventaja de los generadores de campo magnético de diseño compacto es que la intensidad del campo magnético en el rango útil se reduce considerablemente al aumentar la distancia al generador de campo magnético. Por este motivo, es ventajoso y posiblemente también necesario colocar los generadores de campo magnético de diseño compacto lo más cerca posible del objeto intracorpóreo a controlar, de modo que se proporcione una influencia suficiente del campo magnético en el objeto intracorpóreo para el control del objeto intracorpóreo.

La orientación guiada manualmente del generador de campo magnético de diseño compacto tiene la ventaja de que la estructura puede presentar una complejidad mínima. Los ejemplos de realización comprenden el movimiento de un imán permanente sujeto a mano y sistemas de soporte guiados a mano, pasivos, es decir, no accionados para la compensación de peso del generador de campo magnético de diseño compacto. Una ventaja adicional es que el controlador obtiene una realimentación de información permanente sobre los parámetros de movimiento y, en particular, las colisiones y efecto de la fuerza sobre el cuerpo del paciente a través de la orientación manual del generador de campo magnético de diseño compacto a través de su sentido del tacto y, por lo tanto, se pueden evitar los efectos peligrosos para el paciente en el caso de la orientación del generador de campo magnético de diseño compacto. Sin embargo, la orientación guiada manualmente del generador de campo magnético de diseño compacto en el espacio tiene la desventaja de que el efecto de control de los movimientos de orientación del generador de campo magnético de diseño compacto sobre la orientación del objeto intracorpóreo no se puede predecir intuitivamente, ya que el controlador no tiene una línea de visión directa del objeto intracorpóreo y, por lo tanto, no obtiene informaciones sobre su posición y orientación actuales. Esto significa que al controlador no se le pueden proporcionar informaciones directas sobre la posición y orientación actuales del objeto intracorpóreo a través del generador de campo magnético, lo que en realidad correspondería por ejemplo a un vuelo nocturno con la vista en aviación. Está claro que un procedimiento de guiado basado en el equipamiento descrito anteriormente solo se puede realizar con mucha práctica y probablemente con resultados inadecuados. Esta circunstancia se describe con más detalle, por ejemplo, en el documento EP 2 347 699 A1.

La orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto en el espacio tiene la ventaja respecto a ello de que mediante una retroalimentación de información directa entre el objeto intracorpóreo y el dispositivo robótico que controla el generador de campo magnético de diseño compacto (brazo robótico) se puede conseguir un control intuitivo y predecible por el controlador de la posición y orientación del objeto intracorpóreo. El principio de dicha retroalimentación de información se da a conocer en el documento EP 2 347 699 A1 mencionado anteriormente, de modo que en este punto se puede remitir al documento correspondiente para una comprensión completa de la presente enseñanza técnica.

Sin embargo, una orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto en el espacio tiene la desventaja de que el dispositivo para la orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto también puede realizar en principio tales movimientos que eventualmente pueden conducir a una colisión con y sin acción de fuerza sobre el cuerpo del paciente y, por lo tanto, efectos peligrosos para el paciente o el controlador sobre su cuerpo. Expresado en otras palabras, los robots de concepción convencional son capaces sin más de lesionar mortalmente a un humano o deteriorar los objetos circundantes en un movimiento incorrecto, de modo que normalmente se debe bloquear un área de seguridad en el campo de movimiento del robot en cuestión.

Como ya se indicó anteriormente, es ventajoso posicionar el generador de campo magnético de diseño compacto lo más cerca posible del objeto intracorpóreo a controlar a fin de ejercer una fuerza de atracción magnética suficiente sobre el objeto. Incluso puede ser ventajoso presionar el generador de campo magnético de diseño compacto con una fuerza definida sobre el cuerpo del paciente para producir una abolladura del cuerpo, por ejemplo, en el área abdominal, lo que permite un posicionamiento del generador de campo magnético de diseño compacto aún más cerca del objeto intracorpóreo a controlar. En tal situación se pueden transmitir directamente (mecánicamente) los movimientos del generador de campo magnético tanto para el posicionamiento como también la orientación del generador de campo magnético de diseño compacto sobre cuerpo del paciente y conducir a los efectos peligrosos para los pacientes sobre el cuerpo del paciente. También es obvio que las áreas de seguridad en el sentido convencional no se pueden utilizar en este caso.

Es técnicamente posible establecer las llamadas barreras virtuales para evitar colisiones o efectos de fuerza excesiva sobre el cuerpo del paciente. Las barreras virtuales son valores límite almacenados en el software del sistema de control del dispositivo para la orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto en forma de coordenadas espaciales o posiciones de actuador, que no se superan durante el funcionamiento según lo debido del dispositivo, es decir, en principio existe la posibilidad establecer virtualmente el área de seguridad anterior a través de medidas técnicas de programación. La desventaja de esta medida técnica, sin

embargo, es que esto no puede tener en cuenta las condiciones anatómicas individuales de los pacientes (gordo, delgado, hombre, mujer, etc.). Por lo tanto, ya no se ofrece una mejor aproximación posible del generador de campo magnético de diseño compacto al objeto intracorpóreo a controlar en ningún caso. Otra desventaja de las barreras virtuales es que están implementadas a nivel de software y, por lo tanto, se deben tomar medidas adicionales a nivel de software para detectar fallos de funcionamiento. Los fallos de funcionamientos no se pueden reconocer o dominar eventualmente a tiempo por el usuario no versado técnicamente.

En contraste con una barrera virtual según la definición anterior, un cuerpo de un paciente a examinar también se puede separar del dispositivo de orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto mediante una barrera rígida existente físicamente, como por ejemplo una jaula, para eliminar con ello el riesgo de efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente (protección contra choques). Sin embargo, las desventajas de esta medida técnica son que la propia barrera rígida requiere un cierto espacio, que ya no está a disposición para el dispositivo para la orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto y esto tampoco puede tener en cuenta las condiciones anatómicas individuales de los pacientes, a menos que la barrera física rígida posea posibilidades de ajuste, a fin de aproximar estas al menos a la anatomía del paciente. Por lo tanto, para la aproximación del generador de campo magnético de diseño compacto ya no es posible un efecto de la fuerza ventajoso sobre el cuerpo del paciente, es decir, con esta solución técnica de la disposición de una barrera física ya no se ofrece igualmente (en cualquier caso) una mejor aproximación posible del generador de campo magnético de diseño compacto al objeto intracorpóreo a controlar.

Especialmente en la aplicación de sistemas actuados (accionados por motor) en la consulta médica o clínica, se requiere la consideración de estrictos requisitos de seguridad basados en evaluaciones de riesgos. Los riesgos del paciente debido a la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto se producen, entre otros, por los movimientos del dispositivo para posicionar y/o alinear el generador de campo magnético de diseño compacto, que conduce a colisiones con o sin efecto de la fuerza sobre el cuerpo del paciente y, por lo tanto, a los efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente.

Para empeorar las cosas, las colisiones predefinidas bajo determinadas condiciones con o sin efecto de la fuerza sobre el cuerpo del paciente pueden ser incluso ventajosas, por ejemplo para mover el generador de campo magnético de diseño compacto tan cerca como sea posible del objeto intracorpóreo a controlar, como ya se indicó anteriormente. En este caso, una realimentación sensorial del efecto de la fuerza del dispositivo para la orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto sobre el cuerpo del paciente es ventajosa / necesaria para generar y también limitar de forma dirigida el efecto de la fuerza. De esta manera, el efecto de la fuerza en el cuerpo del paciente se puede mantener en un rango que no sea peligroso para el paciente. Sin embargo, el problema aquí es que los sensores pueden no detectar la situación de colisión o proporcionar resultados de medición falsos, en donde eventualmente no se puede reconocer o demasiado tarde (para el paciente) el fallo de funcionamiento mencionado en último lugar.

También es decisivo para la evaluación de riesgos de un dispositivo de este tipo la fuerza máxima actuada (generada por motor) que se puede ejercer en caso de un fallo de funcionamiento sobre el paciente. Por ejemplo, un fallo de funcionamiento de un sensor puede conducir a que el dispositivo aumente el efecto de la fuerza sobre el cuerpo del paciente más allá del rango no peligroso para el paciente, es decir, en un rango que es peligroso para el paciente. El requisito previo para esto es que los actuadores o accionamientos motores utilizados en el dispositivo, como los motores eléctricos, los accionamientos piezoeléctricos, los pistones de ajuste hidráulicos o neumáticos, los accionamientos electromagnéticos, etc., pueden / deben generar una fuerza mayor que la prevista en el funcionamiento según lo debido.

El guiado robótico de un generador de campo magnético de diseño compacto requiere la orientación del generador de campo magnético de diseño compacto con (como máximo) cinco grados de libertad del movimiento. Estos cinco grados de libertad son movimientos traslativos a lo largo de los tres ejes espaciales en ángulo recto entre sí y la rotación alrededor de aquellos ejes espaciales que son perpendiculares entre sí y preferiblemente perpendiculares al eje de polarización del campo magnético generado por el generador de campo magnético de diseño compacto y en lo sucesivo se designan como movimiento de cabeceo y guiñada. El eje de polarización es colineal a la línea de conexión entre los polos norte y sur del generador de campo magnético de diseño compacto. Dado que una rotación del generador de campo magnético de diseño compacto alrededor de este eje de polarización del campo magnético (definido en este caso como "movimiento rodante") no conduce a ningún cambio del campo magnético en el espacio, esta orientación del generador de campo magnético de diseño compacto por el dispositivo para el guiado robótico del mismo no es pertinente o técnicamente sin sentido y por lo tanto superflua.

Los dispositivos para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto son preferiblemente brazos o salientes de robot. Los brazos de robot conocidos actualmente y disponibles en el mercado se utilizan en su mayor parte en tecnología de automatización y están optimizados para altas velocidades de desplazamiento, alta precisión y variabilidad en la guiado de vía y absorción de carga.

Sin embargo, en la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto para controlar objetos intracorpóreos, las velocidades de desplazamiento habituales son significativamente más bajas que

las velocidades de desplazamiento habituales en la automatización. Mientras que en la tecnología de automatización se las velocidades de desplazamiento se sitúan en el orden de magnitud de hasta 10 metros por segundo, en la aplicación de un dispositivo para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto según la presente invención se necesitan velocidades de desplazamiento claramente más bajas, por ejemplo en el rango de 0,1 metros por segundo. La desventaja de los brazos de robot conocidos actualmente y disponibles comercialmente para la tecnología de automatización es que los actuadores están diseñados para altas velocidades y, por lo tanto, pueden liberar elevadas fuerzas. Además, los robots de este tipo a menudo deben mantener y mover cargas pesadas (inclusive el peso propio de los brazos de robot en sí mismos), de modo que se requieren elevadas fuerzas de accionamiento y/o pares de fuerzas para mover los brazos de robot. Por esta razón, en la tecnología de automatización tales brazos de robot se utilizan exclusivamente dentro de barreras rígidas, como ya se ha indicado anteriormente. En la aplicación para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto, los fallos de control o fallos de funcionamiento pueden conducir, por lo tanto, a efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente.

Sin embargo, en la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto para controlar objetos intracorpóreos según la presente invención, los requisitos sobre la precisión y la variabilidad del guiado de vía y la absorción de carga son claramente más bajos que en la tecnología de automatización habitual actualmente. Para la orientación exacta de un objeto intracorpóreo es suficiente una precisión del movimiento del generador de campo magnético extracorpóreo según diseño compacto en el rango de milímetros a un centímetro, ya que la dislocación del generador de campo magnético de diseño compacto produce en esta rango un cambio solo insignificante en el campo magnético en el lugar del objeto intracorpóreo. Además, en el caso de la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto para controlar objetos intracorpóreos, los requisitos de variabilidad del guiado de vía están limitados debido al número limitado a cinco de los grados de libertad que actúan y al rango de trabajo limitado, que se extiende alrededor del cuerpo del paciente, en comparación con los requisitos habituales en la tecnología de automatización. limitado. En la tecnología de automatización también se utilizan con frecuencia robots variables, que son adecuados para diferentes tareas y maniobras y se pueden adaptar a diferentes cargas. En contraste, el generador de campo magnético de diseño compacto según la presente invención representa una carga constante, no variable. El dispositivo para la orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto, por lo tanto, tiene la misma carga en cualquier instante, mientras que en la tecnología de automatización la regla son cargas diferentes y que cambian dinámicamente.

En la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto para controlar objetos intracorpóreos son significativamente más bajos los requisitos de precisión, la variabilidad del control de vía y la absorción de carga, como se describe anteriormente, en comparación con los requisitos en la tecnología de automatización. El uso de un robot de la tecnología de automatización como dispositivo para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto para controlar objetos intracorpóreos tiene, por lo tanto, la desventaja fundamental de que el diseño del brazo de robot satisface excesivamente los requisitos del uso como dispositivo para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto según la presente invención para el control de los objetos intracorpóreos, de modo que representan un peligro para el paciente y el operario. Los datos de potencia de la unidad actuadora de un robot semejante, que fue concebido para la tecnología de automatización, también permiten efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente.

Básicamente, existe la aspiración en el mundo profesional, mediante el así llamado "tamaño reducido" de dispositivos sobredimensionados para disminuir o reducir en su rendimiento, de modo que solo puedan cumplir con las tareas que le están destinadas. Sin embargo, en el presente caso, los requisitos de la unidad robótica o el dispositivo de guiado magnético son contradictorios, en la medida en que no deben suponer ningún peligro para el paciente y/o el personal de operación y, por otro lado, deben ser lo suficientemente robustos para resistir un trato manual permanente (también inadecuado) con todas las adversidades en una consulta o clínica. Por lo tanto, una simple "tamaño reducido" según los modelos conocidos no daría lugar a un resultado satisfactorio.

Objetivo de la Invención

En vista de este problema, el objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto, en particular un dispositivo de guiado extracorpóreo de un objeto magnético intracorpóreo como una cápsula de endoscopio, que está optimizado en términos de seguridad del paciente, pero al mismo tiempo permite la realización de las maniobras requeridas sin las limitaciones que se conocen de las soluciones técnicas explicadas anteriormente.

Breve descripción de la Invención

Este objetivo se logra en principio mediante un dispositivo de guiado extracorpóreo (magnético) (preferiblemente en forma de una unidad robótica de Scara / de brazo articulado eventualmente combinada con brazos de robot extensibles) con las características de la reivindicación 1. Son objeto de las reivindicaciones dependientes configuraciones ventajosas de la invención.

El núcleo de la invención consiste, por lo tanto, en configurar mediante ciertas medidas técnicas el dispositivo para la orientación guiada por robot de un generador de campo magnético de diseño compacto, de modo que opcionalmente la orientación de los grados de libertad individuales del generador de campo magnético de diseño compacto se separe, es decir, apantalle en total o de una manera seleccionada del cuerpo del paciente y/o el efecto de la fuerza que actúa sobre el cuerpo del paciente al activar los grados de libertad individuales se limita preferiblemente por el diseño de los respectivos accionamientos para activar los grados de libertad individuales. Al implementar estas medidas técnicas básicas, el dispositivo se puede utilizar en el caso de una aplicación médica en contacto directo con el cuerpo del paciente, en donde se pueden excluir ampliamente los efectos perjudiciales para el paciente sobre el cuerpo del paciente.

Expresado en otras palabras, la invención se basa en la consideración de identificar aquellos grados de libertad de un robot o dispositivo de guiado que se pueden alojar o confinar de manera integral (es decir, en el dispositivo de guiado) sin limitar la función del dispositivo, es decir, los movimientos robóticos con respecto a los grados de libertad identificados tienen lugar en una carcasa individual, interna del dispositivo de guiado o dentro de un bloqueo interno, a fin de reducir el número de grados de libertad libremente accesibles desde el exterior y disminuir en conjunto con ello un riesgo de lesiones por parte de la unidad robótica. Según la selección de los grados de libertad previstos para el alojamiento / confinamiento interno, se puede reducir aún más el riesgo de colisión de los grados de libertad libres restantes. Es decir, preferiblemente se alojan / confinan (internamente) aquellos grados de libertad que entrañan riesgos particulares para un operario, o en el caso de una aplicación médica, para un paciente.

Además, al menos los grados de libertad seleccionados se pueden configurar adicional o alternativamente esencialmente libres de fuerza. Es decir, el riesgo de una colisión / lesión resultante de un grado de libertad de una unidad robótica es solo tan alto como la fuerza que se requiere para activar / actuar el grado de libertad. Esta fuerza depende de la carga que actúa sobre un actuador (accionamiento motor) del grado de libertad. Como consecuencia de esta consideración surge mantener la carga operativa tan baja como sea posible, en tanto que se interceptan las cargas innecesarias que actúan sobre el accionamiento, como por ejemplo las cargas internas de la misma unidad robótica, fuera o evitando el accionamiento. En este caso, el accionamiento se puede diseñar esencialmente solo para superar las fuerzas de inercia.

Expresado más específicamente, el objetivo planteado se logra mediante una unidad robótica, preferiblemente un dispositivo de guiado (magnético) para un objeto intracorpóreo, con un dispositivo de posicionamiento accionado por motor (sistema de brazo robot preferiblemente según el principio de brazo articulado y/o Scara), que tiene como máximo tres grados de libertad máxima a activar para el movimiento traslativo preferiblemente de una interfaz de conexión del dispositivo de posicionamiento, a la cual está conectado o se puede conectar un efector terminal (magnético), que tiene como máximo dos grados de libertad a activar para el movimiento rotativo preferiblemente de un generador de campo magnético. El término de "grado de libertad" se refiere en cuestión a una articulación / bisagra / corredera etc., preferiblemente para realizar un movimiento en un único plano. Según la invención, al menos uno de los dos grados de libertad del generador de campo magnético (o ambos) está confinado o bloqueado en una (única) carcasa del efector y/o marco de rejilla.

Esto significa que en el caso de que solo esté alojado / confinado un grado de libertad, el generador de campo magnético dentro de esta carcasa / marco realiza un movimiento en un plano (según un grado de libertad) que no penetra hacia el exterior o está apantallado hacia el exterior. El segundo grado de libertad (expuesto) significa entonces obligatoriamente un movimiento de la misma carcasa / marco (que tiene lugar en un plano) y, junto con esto, un movimiento (asociado) idéntico / conjunto del generador de campo magnético. Pero es ventajoso alojar / confinar los dos grados de libertad (rotativos) del generador de campo magnético en una única carcasa / marco y, por lo tanto, aislarlos / apantallarlos hacia el exterior. En este caso, la (única) carcasa / marco del efector final se movería (tridimensionalmente) de forma traslativa exclusivamente por parte de la unidad robótica del dispositivo de posicionamiento. No está previsto una pivotación de la carcasa alrededor de uno de sus ejes, desencadenado por el dispositivo de posicionamiento. Gracias a esta realización se puede reducir los riesgos de una colisión involuntaria con un operario cercano durante la operación de la unidad robótica o del dispositivo de guiado, ya que se reduce el número de grados de libertad / movimientos expuestos hacia el exterior.

Un aspecto adicional o independiente de la invención prevé que los tres grados de libertad del dispositivo de posicionamiento permitan (exclusivamente) un movimiento traslativo de la interfaz de conexión en una dirección X, Y y Z de un sistema de coordenadas espaciales (grados de libertad a, b y c), en el que el eje Y está orientado preferiblemente esencialmente a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad. Además, se fijan los ejes A y B internos al generador de campo magnético, que describen junto con el eje de polarización (eje C / longitudinal) del generador de campo magnético, el alineamiento u orientación del generador de campo magnético con respecto al sistema de coordenadas espaciales (eje X, Y y Z).

Por lo tanto, en cada caso se permite un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor de un eje A y B del sistema de coordenadas relativas (ejes A, B y C), en donde el eje B está orientado preferiblemente horizontalmente y perpendicularmente al eje de polarización (eje C) del generador de campo magnético, de modo que un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor del eje B provoca un "cabeceo" del eje de polarización (grado de libertad e), y en donde independientemente de la orientación actual del eje A (debido a un

cabeceo), un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor del eje Y del sistema de coordenadas espaciales provoca una "pivotación" (o guiñada) del generador de campo magnético (y por lo tanto del campo magnético) (grado de libertad d).

5 Si, en el caso de un movimiento de cabeceo extremo, el eje de polarización es colineal con el eje Y, un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor del eje Y ya no causará un cambio significativo en el campo magnético.

10 Para expresar nuevamente el contexto técnico anterior de otra forma, se considera a continuación una posición 0 (correspondiente, por ejemplo, a una orientación horizontal) del generador de campo magnético:

15 Según se expuso anteriormente, los tres grados de libertad del dispositivo de posicionamiento (solo) permiten un movimiento traslativo de la interfaz de conexión en una dirección X, Y y Z de un sistema de coordenadas espaciales, en el que el eje Y está orientado preferiblemente esencialmente a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad y el eje Z por tanto a lo largo del eje longitudinal y, por lo tanto, del eje de polarización del generador de campo magnético en el caso de su posición espacial horizontal (posición 0), mientras que los dos grados de libertad del generador de campo magnético solo permiten respectivamente un movimiento de rotación del generador de campo magnético, alrededor de respectivamente un eje, preferiblemente alrededor del eje Y y X, a fin de provocar una guiñada y cabeceo del generador de campo magnético con respecto al sistema de coordenadas espaciales.

20 Es decir, se fija un sistema de coordenadas espaciales para el dispositivo de guiado, en el que el eje Z se corresponde con el eje de polarización y, por lo tanto, el eje longitudinal del generador de campo magnético en su posición 0, mientras que el eje Y representa el eje vertical (preferiblemente a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad) y el eje X representa el eje transversal del generador de campo magnético. Partiendo de esta posición
25 0, el generador de campo magnético se puede girar alrededor del eje Y y X, mientras que un giro del generador de campo magnético alrededor del eje Z (eje de polarización) es teóricamente posible, pero ya que no se producen cambios en el campo magnético no está previsto (es decir, técnicamente sin sentido).

30 Esta medida del desplazamiento de los grados de libertad de rotación exclusivamente al efector final según la descripción anterior simplifica el patrón de movimiento del dispositivo de posicionamiento a movimientos puramente traslativos de la interfaz de conexión, que se pueden esperar o prever más fácilmente por un operario. Los movimientos rotativos superpuestos están separados del dispositivo de posicionamiento y se alojan / confinan al menos parcialmente. Por consiguiente la unidad motora expuesta hacia el exterior (dinámica de movimiento) del dispositivo de guiado sigue siendo abarcable en conjunto.

35 Una configuración ventajosa alternativa de la invención prevé que los dos grados de libertad del generador de campo magnético permitan respectivamente un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor del un eje A y del un eje B, en donde el eje B está orientado esencialmente horizontalmente y perpendicularmente al eje de polarización del generador de campo magnético, de modo que un movimiento de
40 rotación del generador de campo magnético alrededor del eje B provoca un "cabeceo" del eje de polarización (grado de libertad e), y en donde el eje A es esencialmente perpendicular tanto al eje B como también al eje de polarización del generador de campo magnético, de modo que un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor del eje A. provoca una "guiñada" del eje de polarización del generador de campo magnético (grado de libertad d). Un movimiento de rotación del generador de campo magnético alrededor del eje de polarización también
45 es teóricamente posible aquí, pero no está previsto, ya que de este modo no se produce ningún cambio esencial en el campo magnético (es decir, técnicamente sin sentido). Las ventajas de esta variante son las mismas que se describieron anteriormente, de modo que se puede remitir a los pasajes de texto anteriores en este punto.

50 Un aspecto diferente o adicional de la invención se refiere al diseño particular del accionamiento, de manera que el dispositivo de posicionamiento tiene un número de salientes o brazos accionados por motor respectivos, de los cuales al menos los salientes o brazos seleccionados están equilibrados en peso con respecto a los accionamientos motores correspondientes respectivamente, en particular en el caso de una unidad robótica de brazo articulado. Preferiblemente, para este propósito, está previsto un sistema de equilibrio tal que realiza o provoca una adaptación (aproximación) dinámica o al menos escalonada del equilibrado en peso a la carga de peso, que actualmente actúa
55 sobre el accionamiento motor respectivo.

60 Por ejemplo, en el caso de un saliente / brazo pivotable, la carga estática del accionamiento depende del ángulo de ataque actual del saliente con respecto a la dirección de la fuerza de la gravedad. Es decir, en el caso de extensión horizontal hay una sollicitación en peso máxima de un accionamiento. Es obvio que la fuerza de accionamiento debe ser tan grande como para asegurar un movimiento de saliente y las cargas situadas en él desde cualquier posición angular. Por lo tanto, este accionamiento estaría sobredimensionado con respecto a una posición angular
65 diferentemente de la orientación horizontal y, por lo tanto, en principio podría lesionar a una persona. Sin embargo, en cuanto el brazo queda casi sin peso (equilibrado), el accionamiento solo necesita superar la inercia. Por lo tanto, puede estar diseñado claramente más pequeño / más débil.

Por consiguiente, es ventajoso si el dispositivo de posicionamiento tiene un número de salientes o brazos accionados por motor respectivamente, de los que al menos los salientes o brazos seleccionados están montados con respecto a los accionamientos motores asociados de modo que los accionamientos motores no tienen que absorber o superar ninguna carga de peso estática. Esto se puede conseguir en principio mediante el uso de un sistema de contrafuerza (por ejemplo, el montaje de contrapesos y/o resortes en una cinemática de brazo de palanca, etc.) o en tanto que la dirección de movimiento predeterminada de los brazos señala preferiblemente esencialmente perpendicular a la fuerza de la gravedad (según el principio de la unidad robótica de Scara). En este último caso, el peso estático se absorbería por un rodamiento flotante configurado correspondientemente en paralela al accionamiento, por lo que se descargaría el mismo accionamiento.

Según un aspecto diferente o adicional de la invención, el accionamiento motor respectivo está limitado en la fuerza de accionamiento para grados de libertad seleccionados (por ejemplo, mediante la disposición de un acoplamiento de fricción, un acoplamiento de seguridad, un motor paso a paso que deja de surtir efecto con una cierta fuerza, una válvula de sobrepresión, etc.) de manera que la fuerza de accionamiento entregable como máximo es igual o mayor que una fuerza de carga operativa a esperar, pero igual o menor que una fuerza máxima predeterminada, con la que se excluye ampliamente una lesión de un paciente o un operario en caso de una colisión. Tal fuerza máxima ya está definida en el estado de la técnica, por ejemplo, según la norma EN ISO 10218, de modo que se puede remitir a las normas correspondientes en este punto.

Independientemente de los sistemas de seguridad / medidas descritos anteriormente, sería ventajoso si está previsto un dispositivo de supervisión, al que está conectado o se puede conectar un número de sensores para supervisar el estado operativo del dispositivo de guiado y eventualmente para apagar el dispositivo de guiado en el caso de un riesgo de accidente detectado predeterminado. Preferiblemente, los sensores están seleccionados / se pueden seleccionar de un grupo de sensores que comprende:

- un sensor de fuerza para detectar la carga de accionamiento sobre el accionamiento correspondiente (seleccionado),
- un sensor de contacto para detectar la fuerza de contacto entre el efector final magnético o un saliente seleccionado del dispositivo de posicionamiento y un operario o un paciente,
- un sensor de detección de deformación para detectar, por ejemplo, una indentación preferiblemente en la carcasa del efector final,
- un sensor óptico para la detección óptica de obstáculos y
- un sensor de distancia para detectar una distancia a un obstáculo.

Alternativa o adicionalmente a ello, el dispositivo de guiado magnético también puede estar equipado con medios limitadores de movimiento, preferiblemente en forma de topes / interruptores de fin de carrera programables y/o mecánicos, que están montados en el dispositivo de posicionamiento y/o el efector final magnético, de modo que al menos una selección de como máximo tres grados de libertad del dispositivo de posicionamiento y/o de como máximo dos grados de libertad del generador de campo magnético están limitados mecánicamente en un rango de movimiento predeterminado.

Como ya se indicó anteriormente, la carcasa del efector final magnético debe permanecer de manera ventajosa sin cambios en términos de su orientación. Preferiblemente, en este caso, la carcasa del efector final magnético siempre señala esencialmente en la dirección de la fuerza de la gravedad independiente del movimiento actual del dispositivo de posicionamiento y/o del generador de campo magnético. Expresado en otras palabras, el generador de campo magnético está montado dentro de la carcasa / marco del efector final, de modo que su eje de guiada en la posición 0 (perpendicular al eje de polarización ahora horizontal) señala en la dirección de la fuerza de la gravedad. Esto tiene la ventaja de que un operario no tiene que prestar atención a ningún movimiento / pivotación saliente de la misma carcasa, por lo que disminuye aún más el riesgo de lesiones.

Breve descripción de ejemplos de realización

La invención se explica más en detalle a continuación mediante ejemplos de realización preferidos en referencia a las figuras adjuntas.

La figura 1 muestra el principio básico constructivo de un dispositivo de guiado (magnético) o de un brazo de robot (médico) según un primer ejemplo de realización preferida de la invención con el alojamiento de dos grados de libertad seleccionados (un grado de libertad se corresponde con la definición según la invención de una articulación o bisagra para lograr un movimiento o rotación unidimensional alrededor de un eje), la Figura 2 muestra el principio básico constructivo de un dispositivo de guiado (magnético) o de un brazo de robot (médico) según un segundo ejemplo de realización preferido de la invención como alternativa al ejemplo de realización según la Figura 1 con el alojamiento de un único grado de libertad seleccionado, la Figura 3 muestra el principio básico constructivo de un dispositivo de guiado (magnético) o de un brazo de robot (médico) según un tercer ejemplo de realización preferido de la invención con el alojamiento de un (único) grado de libertad seleccionado y con una disposición de brazo de robot constructiva con la carga más baja posible de la unidad actuador por peso propio,

la Figura 4 muestra el principio básico constructivo de un dispositivo de guiado (magnético) o de un brazo de robot (médico) según un cuarto ejemplo de realización preferido de la invención con el alojamiento de dos grados de libertad seleccionados y con una disposición de brazo de robot constructiva con la carga más baja posible de la unidad actuador por peso propio y adicional o alternativamente una disposición de brazo de robot compensada en peso (esencialmente equilibrada dinámicamente),
 la Figura 5 muestra el principio básico constructivo de un dispositivo de guiado (magnético) o de un brazo de robot (médico) según un quinto ejemplo de realización preferido de la invención con una disposición de brazo de robot esencialmente equilibrada dinámicamente para el uso, por ejemplo, en uno de los ejemplos de realización según las Figura 1 y 2,
 la Figura 6 muestra una tabla de fuerzas para comparar una construcción de brazo de robot con ejes de giro esencialmente verticales de los brazos individuales, una construcción de brazo de robot con ejes de giro esencialmente horizontales de los brazos individuales y una construcción de brazo de robot con ejes de giro esencialmente horizontales y un equilibrado dinámico (compensación de peso),
 las Figura 7a-7b muestran respectivamente la representación de principio de un generador de campo magnético (imán permanente) para definir los cinco grados de libertad en los que se tiene que poder mover como máximo por medio del dispositivo de posicionamiento según la invención (de las Figura 1 a 5) y del efector final conectado al mismo,
 la Figura 8 muestra el efector final magnético, inclusive el generador de campo magnético montado en él, con sus funciones básicas,
 la Figura 9 muestra el efector final magnético con una configuración constructiva básica de un generador de campo magnético del efector final,
 las Figura 10a-10e muestran una pluralidad de formas alternativas para un generador de campo magnético según la invención, ya que puede instalarse en el efector final,
 las Figura 11a-11c muestran respectivamente un efector final magnético con carcasa y sensores montados aquí de manera diferente,
 la figura 12 muestra otro efector final magnético con una unidad sensora entre el accionamiento (actuador) y el generador de campo magnético,
 la figura 13 muestra otro efector final magnético con una carcasa y un panel de control aquí dispuesto,
 la figura 14 muestra la representación de principio de un dispositivo de posicionamiento según la invención para activar exclusivamente los grados de libertad traslativos (según las Figura 1 a 5) con una interfaz de conexión para un efector final magnético según una de las Figura 7 a 13,
 las Figura 15a -15c muestran el dispositivo de posicionamiento o una parte de movimiento del dispositivo de posicionamiento que se compone de un brazo y actuador alojados individualmente con sensores aquí montados de forma diferente (en la carcasa),
 l Figura 16 muestra el dispositivo de posicionamiento o una parte de movimiento del dispositivo de posicionamiento que se compone de un brazo y actuador alojados individualmente con un panel de control aquí montado (en la carcasa),
 las Figura 17a-17c muestran diferentes configuraciones básicas para una unidad de actuador - elemento de conexión - articulación según la invención,
 las figuras 18a-18c muestran configuraciones básicas alternativas para una unidad de actuador - elemento de conexión - articulación según la invención, y
 las figuras 19a a 19f muestran configuraciones alternativas para actuadores según la invención para actuar los grados de libertad del dispositivo de posicionamiento y/o del efector final magnético.

Descripción detallada de ejemplos de realización

Dispositivo de posicionamiento

En la figura 1 está representado en principio un primer ejemplo de realización de un dispositivo de guiado magnética 100 según la invención. Por lo tanto, el dispositivo de guiado 100 inicialmente se compone de un dispositivo de posicionamiento (sistema de brazo de robot) 102 y un efector final magnético 104, que está conectado a una interfaz de conexión 106 del dispositivo de posicionamiento 102.

El dispositivo de posicionamiento 102 del primer ejemplo de realización de la invención tiene dos brazos pivotables 108, 110 articulados en serie entre sí, cuya articulación de bisagra 112 conectora (orientada de manera esencialmente horizontal) se puede activar por motor (por el actuador 114). En el extremo libre del un brazo pivotable (libre) 108, la interfaz de conexión 106 está articulada por medio de otra bisagra horizontal 116, mientras que el extremo libre del otro brazo pivotable (integrado) 110 está articulado a un brazo giratorio 118 también de manera pivotante mediante una articulación horizontal 120. Además, esta articulación de articulación 120 entre el otro brazo pivotable (incluido) 110 y el brazo rotativo 118 se puede activar por motor (por el actuador 122). El brazo rotativo 118 está montado finalmente de forma giratoria alrededor de su eje longitudinal (verticalmente) por motor (por el actuador 124) sobre una base 126, que se soporta en cuestión sobre rodillos para poder moverse preferiblemente de forma manual.

Mediante este mecanismo de articulación brazo / saliente, el dispositivo de posicionamiento 102 es capaz de mover de forma translativa tridimensionalmente la interfaz de conexión 106. Es decir, el dispositivo de posicionamiento 102 según el primer ejemplo de realización preferido de la invención tiene exclusivamente tres grados de libertad a

activar de forma razonable, a saber, para un movimiento traslativo de la interfaz de conexión 106 en la dirección X, Y y Z del sistema de coordenadas espaciales (arbitrariamente definible, pero preferiblemente con eje Y a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad).

5 En el presente caso, el efector magnético final magnético 104 está acoplado mecánica y eléctricamente (neumática y/o hidráulicamente) a la interfaz de conexión 106, que está montada en el un brazo pivotable (libre) 108 a través de la bisagra horizontal 116 que puede ser activada por motor (por el actuador 128). Como se expondrá con más detalle a continuación, esta bisagra 116 se activa preferiblemente de tal manera que el efector final magnético 104
10 señala siempre en una dirección determinada con respecto a la vertical, y más preferiblemente se orienta (siempre) en la dirección vertical. Sin embargo, como alternativa, también es posible que la bisagra horizontal 116 entre la interfaz de conexión 106 y el efector final magnético 104 no tenga motor, por lo que el efector final magnético 104 siempre se orienta verticalmente únicamente debido a la fuerza que actúa sobre él, independientemente de la orientación actual del dispositivo de posicionamiento 102.

15 En el caso del ejemplo de realización según la Figura 1, el efector final magnético 104 tiene una única carcasa del efector 104a que está conectada de manera fija mecánica y eléctricamente (neumática y/o hidráulicamente) a la interfaz de conexión 106 y, por lo tanto, señala verticalmente hacia abajo (con respecto a la interfaz de conexión 106) (es decir, está dispuesta por debajo de la interfaz de conexión 106). Dentro de la única carcasa del efector 104a está acomodado un generador de campo magnético 1, no mostrado más en la Figura 1, pero que se describe con más detalle a continuación, cuyo alojamiento en el presente caso tiene exactamente dos grados de libertad a
20 activar de forma razonable, a saber, para un "cabeceo" y "pivotación / guiñada". del generador de campo magnético 1 con respecto a un sistema de coordenadas espaciales.

25 Los términos de "cabeceo" y "guiñada" básicamente provienen de la técnica aeronáutica y allí describen el movimiento de un objeto volador referido al sistema de coordenadas interno del objeto volador. En la presente descripción, sin embargo, los movimientos de "cabeceo" y "guiñada" deben estar referido al sistema de coordenadas espaciales.

30 Según el ejemplo realización de la Figura 1, los dos grados de libertad (o bisagras / articulaciones) para un "cabeceo" (grado de libertad e) y "pivotación" o "guiñada" (grado de libertad d) del generador de campo magnético 1 según la definición anterior están alojados / acomodados en la carcasa del efector 104a y por lo tanto ya no son accesibles desde el exterior. En este caso, la carcasa del efector 104a se mueve casi en una sola pieza con la interfaz de conexión 106 de una manera esencialmente puramente traslativa en las direcciones X, Y, Z descritas anteriormente del dispositivo de posicionamiento 102, en donde los movimientos de rotación del generador de
35 campo magnético 1 para su movimiento de cabeceo y pivotación o guiñada tienen lugar dentro de la carcasa de efector 104a preferiblemente siempre orientada verticalmente.

En este punto, el término de "carcasa del efector orientada verticalmente" está definido de la siguiente manera:

40 Como está representado en la Figura 1, la carcasa tiene en una sección final inferior (en la dirección de la fuerza de la gravedad) un contorno exterior redondeado. Esto representa un así llamado lado / superficie de contacto para entrar en contacto con el cuerpo de un paciente. Este lado de contacto se sitúa preferiblemente siempre en el lado inferior (visto en la dirección de la fuerza de la gravedad) de la carcasa y así define la orientación vertical de la carcasa. A este respecto, también se indica que el lado de contacto también puede ser el lado vertical (según la
45 definición anterior), por ejemplo, cuando un paciente adopta una posición de pie o sentado en lugar de una posición acostada.

Una alternativa al ejemplo de realización según la figura 1 está representado en la Figura 2, según la cual el dispositivo de posicionamiento 102 presenta una estructura constructiva según ya se describió anteriormente mediante la Figura 1. Sin embargo, a diferencia de esto, la configuración del efector final magnético 104, que ahora tiene dos carcasas 104a, 104b, de las cuales una carcasa 104b está conectada de manera fija a la interfaz de
50 conexión 106 del dispositivo de posicionamiento 102 de forma mecánica / eléctrica / hidráulica / neumática y como resultado del efecto de la fuerza de la gravedad o activamente por un actuador 128 excitado de manera correspondiente (según la figura 2) siempre apunta verticalmente hacia abajo (en el sentido de la definición anterior). En la carcasa 104b montada en la interfaz de conexión 106, otra alojamiento 104a está montado de manera giratoria por motor (por un actuador 130) alrededor del eje longitudinal de la carcasa (en este caso, el eje vertical). En la otra carcasa 104a está acomodado el generador de campo magnético, de manera que puede realizar un movimiento de cabeceo accionado por motor respecto al eje longitudinal de la carcasa. En el presente caso, el movimiento de
55 guiñada del generador de campo magnético tiene lugar por lo tanto mediante una rotación accionada por motor de la otra carcasa 104a en el caso de carcasa 104b estacionaria en términos de rotación. Es decir, en el caso de la Figura 2, solo el un grado de libertad (bisagra) para un movimiento de cabeceo del generador de campo magnético está alojado / acomodado en la carcasa del efector, mientras que el grado de libertad (bisagra / eje de giro) para un movimiento de guiñada del generador de campo magnético, realizado mediante rotación de la otra carcasa de efector 104b es libremente accesible desde el exterior.

65

En este punto nuevamente se explican a modo de ejemplo los movimientos del generador de campo magnético 1 según los exclusivamente dos grados de libertad razonables técnicamente mediante las Figura 1 y 2.

Según el ejemplo de realización preferido de la invención, está previsto que la carcasa 104a,b esté orientada de modo que su lado de contacto con el paciente (ya no mostrado) señale verticalmente hacia abajo. Por lo tanto, el sistema de coordenadas espaciales exterior se orienta con el eje X, Y y Z según la dirección de la fuerza de la gravedad. Es decir, el eje Y es lineal respecto a la dirección de la fuerza de la gravedad.

Aunque una posición inicial o posición 0 del generador de campo magnético 1 (por ejemplo, un imán permanente) dentro de la carcasa 104a, b puede ser independiente del sistema de coordenadas espaciales y, por lo tanto, de la orientación de la carcasa 104a, b, se supone a modo de ejemplo que un eje de polarización interno C (eje longitudinal) del generador de campo magnético 1 se extiende en la posición 0 en la dirección Z del sistema de coordenadas espaciales dibujado (es decir, discurre horizontalmente). Un eje A interno aquí perpendicular del generador de campo magnético 1 luego discurre en la posición 0 en la dirección de la fuerza de la gravedad y un eje B interno aquí perpendicular del generador de campo magnético 1 luego discurre en la posición 0 también horizontalmente a lo largo del eje X del sistema de coordenadas espaciales. Si el generador de campo magnético 1 cabecea, entonces este gira alrededor del eje interno B, es decir, alrededor del eje de coordenadas espaciales X. Si el generador de campo magnético 1 también guiña, entonces, en cualquier caso, pivota alrededor del eje de coordenadas espaciales Y, pero solo en proporción alrededor del eje interno A ya cabeceado. Esta fracción se vuelve forzosamente menor cuanto mayor sea el ángulo de cabeceo y, en última instancia, 0 cuando el eje interno C (eje de polarización) señala en la dirección de la fuerza de la gravedad. Luego, es decir, la rotación alrededor del eje Y se convierte en un movimiento de rodadura sin influencia en el campo magnético.

En este punto se indica que la carcasa 104a, b no tiene que estar orientado necesariamente a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad, sino que también puede adoptar un ángulo respecto a ella. En este caso, se cambian correspondientemente el sistema de coordenadas espaciales y los ejes de referencia para "guiñada" y "cabeceo".

El ejemplo de realización según la Figura 3 muestra un dispositivo de posicionamiento 102 (sistema de brazo de robot), que difiere constructiva y también conceptualmente del dispositivo de posicionamiento 102 del primer y segundo ejemplo de realización.

En este caso, los dos brazos pivotables 108, 110 articulados en serie entre sí están acoplados entre sí por medio de una bisagra vertical 112, que solo permite un giro relativo horizontal de los dos brazos pivotables 108, 110. El un brazo pivotable (libre) 108 está provisto igualmente en su extremo libre con una interfaz de conexión 106, no obstante, esta cada vez se compone de una recepción para una varilla telescópica 132 que se puede desplazar verticalmente dentro de la recepción 106 accionada por motor (por el actuador 134). La varilla telescópica 132 puede ser en este caso, por ejemplo, una cremallera, un vástago de pistón o una varilla de empuje similar, que está guiada de forma desplazable verticalmente en la recepción 106, por ejemplo, una caja de engranajes, un cilindro de presión o una unidad de accionamiento similar verticalmente.

El extremo libre del otro brazo pivotable 110 (integrado) está acoplado a un zócalo de la base 126 preferiblemente desplazable manualmente a través de una bisagra vertical 136. Esta bisagra 136 también se puede activar a través del actuador 124 (por motor).

Finalmente, en un extremo (el extremo verticalmente inferior) de la varilla telescópica o de empuje 132 está dispuesto el efector final magnético 104. Este efector final magnético 104 puede estar construido en este caso tanto según el principio del primer, así como del segundo ejemplo de realización según la descripción anterior. Es decir, puede estar configurado con una única carcasa o con dos carcasas giratorias entre sí, en donde en el primer caso están alojados dos grados de libertad y en el segundo caso solo un grado de libertad.

De la concepción básica de los dispositivos de posicionamiento descritos anteriormente se deduce que las unidad actuadora del primer y segundo ejemplo de realización, debido a la orientación horizontal de las respectivas bisagras, se someten al peso propio de los brazos pivotables 108, 110 en cuestión y la carga dispuesta en los mismos (efector final), mientras que en el tercer ejemplo de realización según la Figura 3 (con la excepción de la interfaz de conexión 106) esta carga o fuerza es absorbida por las bisagras verticales. Es decir, en el caso del tercer ejemplo de realización, la unidad actuadora sólo debe superar esencialmente la inercia para mover los brazos pivotables 108, 110 (inclusive el efector final 104), mientras que en el caso del primer y la segundo ejemplo de realización, la unidad actuadora también debe vencer la carga a partir de la fuerza de la gravedad de los brazos pivotables 108, 110. Para aclarar este problema, en este punto se remite a la figura 6.

Esto se muestra en la representación intermedia de la fuerza del actuador, que es necesaria para mover un brazo pivotable según el primer y segundo ejemplo de realización. Se supone que la fuerza del actuador es ligeramente mayor a la fuerza realmente requerida y se ajusta correspondientemente por medio de limitadores eléctricos. A este respecto, la fuerza del actuador está compuesta por la fuerza requerida para el movimiento del efector final, por

ejemplo, para la aplicación de presión en el cuerpo de un paciente, y la fuerza de la gravedad de la carga que actúa sobre él (inclusive los respectivos brazos pivotables).

En contraste a ello, el diagrama superior muestra la fuerza del actuador en el caso del tercer ejemplo de realización anterior. Como puede reconocerse claramente, la fuerza del actuador se reduce esencialmente a la fuerza de accionamiento requerida (con un ligero exceso), inclusive la fuerza de presión posiblemente necesaria sobre un cuerpo de un paciente, ya que la fuerza a partir de la fuerza de la gravedad de la carga se absorbe por las bisagras verticales. En este caso, por lo tanto, la unidad actuadora del dispositivo de posicionamiento se puede diseñar claramente más débiles que en el primer y segundo ejemplo de realización, lo que tiene un efecto positivo en la seguridad de todo el sistema.

A fin de hacer más seguro el dispositivo de posicionamiento del primer y segundo ejemplo de realización y, por lo tanto, adecuado para una aplicación médica, el cuarto ejemplo de realización de la invención según la figura 4 prevé el uso de un equilibrado (dispositivo de compensación).

En este caso, el dispositivo de posicionamiento 102 se refiere a una combinación de los tres primeros ejemplos de realización, según lo cual concretamente los dos brazos pivotables 108, 110 del dispositivo de posicionamiento 102 se acoplan entre sí según el principio del tercer ejemplo de realización y se articulan en la base móvil 126 (es decir, por medio de bisagras verticales), mientras el efector final magnético 104 está acoplado a través de una bisagra horizontal 116 a la interfaz de conexión 106 del dispositivo de posicionamiento 102, que, sin embargo, aquí está compensada por fuerza, es decir, equilibrada.

En detalle, la bisagra horizontal 116 se compone de una articulación de paralelogramo con al menos dos brazos de bisagra paralelos 116a, 116b que están equilibrados a través de un resorte diagonal 116c. En este caso, la fuerza del resorte está adaptada a la carga del efector final magnético 104, de modo que el resorte diagonal 116c porta esencialmente la carga del efector final. Al menos uno de los dos brazos de bisagra 116a, 116b se puede operar además a través del un actuador 128, a fin de mover verticalmente el efector final magnético 104. Dado que el resorte diagonal 128c absorbe esencialmente el peso del efector final 104, el actuador 128 solo tiene que superar la inercia del movimiento del efector final 104, y en consecuencia puede estar realizado de poca potencia. Esto se clarifica, por ejemplo, en la figura 6, vista inferior.

En consecuencia, la fuerza del actuador con un ligero exceso puede reducirse esencialmente a la fuerza de accionamiento necesaria para superar la inercia, inclusive la fuerza de presión deseada sobre el cuerpo del paciente y, por lo tanto, se corresponde ampliamente con la fuerza del actuador según la representación superior (referido al tercer ejemplo de realización de la invención).

Es obvio que el principio de equilibrado es aplicable a todas las bisagras del dispositivo de posicionamiento 102, como se muestra a modo de ejemplo en el quinto ejemplo de realización de la invención según la Figura 5.

La estructura conceptual del dispositivo de posicionamiento 102 mostrado aquí se corresponde esencialmente con el primer o segundo ejemplo de realización según las Figura 1 y 2. Sin embargo, en este caso, una varilla de empuje 138 está articulada en una sección central del brazo pivotable (libre) 108, que está acoplado a un brazo de palanca 140 articulado en su sección central en la bisagra 120 entre el otro brazo pivotable (integrado) 110 y el brazo de rotación 118. En el otro extremo del brazo de palanca 140 se dispone un peso 142 (a través de una barra de péndulo guiada verticalmente).

Además, una barra de tracción / compresión 144 con el efector final magnético 104 está articulada verticalmente por encima de la bisagra horizontal 116 entre el efector final 104 y la interfaz de conexión 106 acoplada a una primera varilla de palanca 146, que a su vez está articulada en la bisagra horizontal 112 entre los dos brazos pivotables en serie 108, 110. En el otro extremo de la primera varilla de palanca 146 está acoplada una barra de tracción 148, que está montada de manera pivotante en una sección central del brazo de rotación 118 y en el otro extremo (a través de una varilla de péndulo guiada verticalmente) está provista de un peso 150. En este caso se indica que, a excepción de la bisagra 116 entre el efector final magnético 104 y la interfaz de conexión 106, se pueden accionar (por motor) todas las otras bisagras / eje de giro, mientras que el efector final magnético 104 siempre se orienta verticalmente a través de las varillas de compresión y palanca 14, 146, 148. El mecanismo de palanca descrito anteriormente y los pesos están diseñados de manera que los actuadores están esencialmente libres de fuerza independientemente de la posición de pivotación de los brazos pivotables 108, 110 y, por lo tanto, se tiene que diseñar solo para superar la inercia.

En resumen, en este punto se debe constatar que al acomodar grados de libertad seleccionados (bisagras o articulaciones) en las carcasas correspondientes, en el presente caso el alojamiento de los grados de libertad de rotación del generador de campo magnético en la carcasa del efector final, se puede reducir el número de grados de libertad libremente accesibles (bisagras) y de los movimientos de pivotación acoplados a ellos de elementos del dispositivo de guiado magnético, por lo que se puede reducir el riesgo de lesión de un operario y/o de un paciente conservando las funciones requeridas. Además, debido a la orientación particular de las bisagras entre los brazos pivotables (verticalmente) y/o el equilibrado de las bisagras (horizontalmente), la unidad actuadora se debe diseñar

solo para vencer las fuerzas de inercia, las fuerzas máximas alcanzables de este modo se pueden reducir hasta que estas ya no son suficiente para una lesión de un operario o un paciente. El uso de una de las dos medidas mencionadas ya es suficiente para cumplir con el objetivo establecido, en donde la combinación de ambas medidas mejora en conjunto aún más la propiedades de seguridad del dispositivo de guiado magnético.

A continuación se describirá con más detalle en principio el efector final magnético según la presente invención.

Efector final magnético

El efector final magnético 13 según la figura 8 es un dispositivo que actúa al menos un grado de libertad rotativo (grado de libertad d o e), pero preferiblemente los dos grados de libertad rotativos (grado de libertad d y e) de un generador de campo magnético 1 según las Figura 7a y 7b. En este caso se trata preferiblemente de respectivamente una rotación del generador de campo magnético 1 en la posición 0 alrededor del eje A (se corresponde en la posición 0, por ejemplo, con el eje Y de un sistema de coordenadas espaciales) esencialmente a lo largo de la fuerza de la gravedad para una pivotación o guiñada y una rotación del generador de campo magnético 1 alrededor del eje B (se corresponde, por ejemplo, con el eje X del sistema de coordenadas espaciales) perpendicularmente al eje de polarización / eje longitudinal del generador de campo magnético 1 para un cabeceo. Los ejes A y B se describen anteriormente, de modo que se puede remite al pasaje de texto correspondiente en este punto. Una rotación del generador de campo magnético 1 alrededor del eje de polarización C (rodillos) queda excluida en esta definición según la Figura 7a, ya que de este modo no cambiaría esencialmente el campo magnético.

La actuación de los grados de libertad se realiza dentro de una carcasa 12 del efector final magnético 13, de manera que la actuación no conduce a un cambio en la posición, orientación o forma del efector final magnético 13 (de la carcasa 12). Preferiblemente, en el ejemplo de realización según la Figura 8 (se correspondiente con el efector final según la Figura 1) tampoco se mueven partes o componentes superficiales de la carcasa 12.

Para este propósito, el efector final magnético 13 presenta al menos un actuador 8, que respectivamente está acoplado al generador de campo magnético de diseño compacto 1 a través de un elemento de transmisión 9, de tal manera que se puede lograr opcionalmente una actuación del grado de libertad d o una actuación del grado de libertad e. Esta actuación se hace notar hacia afuera (fuera de la carcasa 12), preferiblemente solo mediante un giro del efector final magnético o la carcasa 12, que se puede provocar por el actuador externo, alrededor del grado de libertad no actuado dentro de la carcasa 12 y en cualquier caso mediante una orientación cambiante del campo magnético. Esto se corresponde con el efector final según la Figura 2.

En una configuración ventajosa del efector final magnético 13 según las Figura 8 y 9, el efector final magnético 13 presenta dos actuadores 8, que están acoplados respectivamente a través de un elemento de transmisión 9 con el generador de campo magnético de diseño compacto 1, de manera que se puede conseguir tanto una actuación del grado de libertad d como también una actuación del grado de libertad e dentro de la carcasa 12. Esta actuación se hace notar hacia afuera (fuera de la carcasa 12) solo mediante una orientación del campo magnético, mientras que la carcasa 12 no realiza ningún movimiento de rotación.

En una configuración ventajosa del elemento de transmisión 9 según la Figura 12, el / cada elemento de transmisión 9 dispone de un elemento sensor 18 que recopila informaciones que permiten sacar conclusiones al menos sobre la posición del generador de campo magnético de diseño compacto 1. Estos elementos sensores 18 pueden ser, por ejemplo, sensores de movimiento, posición o fuerza.

En una configuración ventajosa del elemento de transmisión 9, el elemento de transmisión 9 dispone por consiguiente de un elemento sensor (adicional) 18 que recopila informaciones que permiten sacar conclusiones al menos sobre la fuerza que actúa sobre el generador de campo magnético de diseño compacto 1.

La característica esencial del diseño constructivo del efector final magnético 13 es que los actuadores 8 y los elementos de transmisión 9 se sitúan dentro de la carcasa 12 del efector final magnético 13. La ventaja central de este diseño constructivo del efector final magnético 13 es que la actuación de los grados de libertad d y/o e del generador de campo magnético de diseño compacto 1 no conduce a movimientos del efector final magnético 13 que sean relevantes para la seguridad del paciente.

El efector final magnético 13 dispone de un elemento de conexión 14 para la transmisión de fuerzas. El elemento de conexión 14 sirve para orientar el efector final magnético 13 en el espacio (preferiblemente en la dirección vertical) mediante la introducción de fuerzas de sujeción o fuerzas para acelerar el efector final magnético 13.

El efector final magnético 13 también tiene un elemento de conexión 15 para la transmisión de energía. Esta energía se utiliza al menos para el funcionamiento de los actuadores 8. En una configuración ventajosa del elemento de conexión 15, la energía eléctrica se transmite preferiblemente a través del elemento de conexión 15. Esta configuración tiene la ventaja de que con la energía eléctrica además de los actuadores 8 también se pueden hacer funcionar los componentes electrónicos presentes en el efector final magnético. En otra configuración ventajosa del

elemento de conexión 15 se transmite preferiblemente energía neumática o hidráulica a través del elemento de conexión 15.

El efector final magnético 13 dispone finalmente de un elemento de conexión 16 para la transmisión de datos. Todos dichos elementos de conexión 14, 15, 16 se pueden conectar o están conectados a una interfaz de conexión del dispositivo de posicionamiento.

En un escenario de aplicación ventajoso, el efector final magnético 13 se guía solo por encima del cuerpo del paciente, preferiblemente tendido. Junto con el principio de control de un objeto magnético intracorpóreo, dado a conocer en el documento EP 2 347 699 A1, el efector final magnético 13 siempre se debe posicionar por encima de un objeto intracorpóreo a controlar (no mostrado ya). De este modo, un lado inferior, previsto como lado de contacto, del efector final magnético 13 señala preferiblemente en la dirección del paciente, es decir, hacia abajo.

En una configuración ventajosa del efector final magnético 13, el lado inferior de la carcasa 12, que está dirigido preferiblemente hacia el cuerpo del paciente, por lo tanto presenta un redondeo, que está configurado preferiblemente como una forma hemisférica. Además, según la misma configuración ventajosa del efector final magnético 13, el generador de campo magnético de diseño compacto 1 está configurado en una forma rechoncha. En una configuración ventajosa del generador de campo magnético de diseño compacto 1 con forma rechoncha, este está configurado como un sillar (Figura 10a). En otra configuración ventajosa del generador de campo magnético de diseño compacto 1 con forma rechoncha, este está configurado como un cubo (Figura 10b). En otra configuración ventajosa del generador de campo magnético de diseño compacto 1 con forma rechoncha, este está configurado como un cilindro (Figura 10c). En otra configuración ventajosa del generador de campo magnético de diseño compacto 1 con forma rechoncha, este está configurado como un cilindro con bordes biselados o redondeados (Figura 10d). En otra configuración ventajosa del generador de campo magnético de diseño compacto 1 con forma rechoncha, este está configurado como una bola (Figura 10e). En otra configuración ventajosa del generador de campo magnético de diseño compacto 1 con forma rechoncha, este está configurado como cualquier otra forma geométrica que sea ventajosa para un modo constructivo rechoncho.

La ventaja de estas configuraciones ventajosas del efector final magnético 13 es que mediante el redondeo del lado inferior de la carcasa 12 dirigido preferiblemente hacia el cuerpo del paciente y alojamiento del generador de campo magnético de diseño compacto 1 en forma del lado inferior de la carcasa 12 mediante la configuración del generador de campo magnético 1 en forma rechoncha, el generador de campo magnético 1 se puede aproximar lo más cerca posible del objeto intracorpóreo a controlar, mientras que al mismo tiempo no se menoscaba la actuación de los dos grados de libertad d y e dentro de la carcasa 12. Esto se aplica en particular a las maniobras en las que el efector final magnético 13 se presiona sobre el cuerpo del paciente con una fuerza definida, a fin de posicionarse lo más cerca posible del objeto intracorpóreo a controlar.

En una configuración ventajosa de la carcasa 12 según las figuras 11a a 11c, la carcasa 12 presenta al menos un elemento sensor 17. Este al menos un elemento sensor 17 se utiliza para reconocer las fuerzas que aparecen por colisión en la carcasa 12.

En una configuración ventajosa de al menos un elemento sensor 17, este elemento sensor 17 es un sensor de deformación y está conectado a la carcasa 12, de manera que puede registrar las deformaciones en un área delimitada de la carcasa 12 y así extraer conclusiones sobre la fuerza introducida en la carcasa.

En una configuración ventajosa de al menos un elemento sensor 17, este elemento sensor 17 es un sensor de fuerza y está conectado a la carcasa 12, de tal manera que puede registrar como elemento de conexión entre dos elementos de la carcasa 12 una fuerza introducida externamente en uno de los elementos.

En una configuración ventajosa del al menos un elemento sensor 17, este elemento sensor 17 es un interruptor mecánico y está conectado a la carcasa 12, de manera que actúe como elemento de conexión entre dos elementos de la carcasa 12 y una fuerza introducida externamente en uno de los elementos conduzca a un accionamiento del elemento sensor 17.

En una configuración ventajosa del al menos un elemento sensor 17, este elemento sensor 17 es un elemento sensible a la fuerza que está montado en el exterior de la carcasa 12, de manera que se registran las fuerzas de contacto sobre el elemento sensor 17.

En una configuración ventajosa de la carcasa 12 según la Figura 13, la carcasa 12 presenta (adicionalmente a los sensores mencionados) un elemento de mando 20.

En una configuración ventajosa del elemento de mando 20, el elemento de mando 20 presenta al menos un asa, que permite el accionamiento manual del efector final magnético 13, evitando / superando la unidad actuadora del dispositivo de posicionamiento.

En otra configuración ventajosa del elemento de mando 20, el elemento de mando 20 presenta al menos un interruptor sensible al contacto para la activación manual de actuadores individuales del dispositivo de posicionamiento.

- 5 En otra configuración ventajosa del elemento de mando 20, el elemento de mando 20 presenta al menos un elemento de visualización óptico, por ejemplo, para representar las barreras de movimiento virtuales del dispositivo de posicionamiento según la introducción anterior de la descripción.

Dispositivo de posicionamiento para orientar el efector final magnético según la descripción anterior.

- 10 El dispositivo de posicionamiento 21 para orientar el efector final magnético 13 según la Figura 14 (véase línea de sistema 21 en la Figura 14) tiene el objetivo de posicionar el efector final magnético 13 en el espacio (sistema de coordenadas espaciales). El efector final magnético 13 según el diseño preferido descrito arriba es capaz de controlar los grados de libertad d y e del generador de campo magnético de diseño compacto 1. El objetivo del dispositivo de posicionamiento 21 es en consecuencia posicionar el efector final magnético 13 a lo largo de los grados de libertad a, b y c. Así mediante la combinación del dispositivo de posicionamiento 21 y el efector final magnético 13 (juntos forman el dispositivo de guiado) se puede orientar el generador de campo magnético de diseño compacto 1 en todos los cinco grados de libertad a e (razonables) requeridos para el control de objetos intracorpóreos.

- 20 El dispositivo de posicionamiento 21 mueve el efector final magnético 13 (de forma traslativa) en el espacio. Estos movimientos pueden llevar a una colisión con y fuerza sobre el cuerpo del paciente, como ya se describió al principio, con ciertas colisiones o efectos de fuerza posiblemente incluso previstos. Por lo tanto, el diseño constructivo del dispositivo de posicionamiento 21 y la actuación del mismo están configurados según la invención, de manera que una colisión con y el efecto de la fuerza sobre el cuerpo del paciente no puedan conducir a efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente. Preferiblemente, el diseño constructivo del dispositivo de posicionamiento 21, así como la actuación del mismo según la invención, están diseñados de modo que no puedan conducir a efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente incluso con un fallo de control o fallo de funcionamiento de uno o varios componentes del dispositivo de posicionamiento.

- 30 El dispositivo de posicionamiento 21 dispone de al menos tres actuadores 22, como ya se describió mediante las Figuras 1 a 5, que están en conexión respectivamente a través de un elemento de transmisión 23 con una articulación (bisagra en orientación horizontal o vertical) 24. El término de "articulación" comprende tanto articulaciones / bisagras rotativas, pero también guías lineales (varillas telescópicas, cremalleras, disposiciones de pistón / cilindro, etc.) o una serie de eslabones de cadena. La construcción está diseñada de tal manera que un actuador 22 está en conexión a la respectiva articulación 24 a través del respectivo elemento de transmisión 23 de tal manera que el actuador 22 puede accionar la respectiva articulación 24.

El actuador 22 puede estar configurado como un actuador rotativo, por ejemplo, según el diseño de un motor eléctrico, o como un actuador lineal, por ejemplo, según el diseño de un cilindro de elevación por fluido.

- 40 El dispositivo de posicionamiento 21 presenta un elemento de conexión 26 (se corresponde con la interfaz de conexión descrita que contiene las conexiones para los elementos de conexión 14 a 16 del efector final 13) apropiado para la transmisión de fuerzas y energía, así como para el acoplamiento mecánico del dispositivo de posicionamiento 21 con el efector final magnético 13.

- 45 El dispositivo de posicionamiento 21 presenta además un elemento de fijación 27, que sirve para la fijación estacionaria del dispositivo de posicionamiento 21 en el espacio. En una configuración ventajosa del elemento de fijación 27, el elemento de fijación 27 está conformado como la consola o base según las figuras 1 a 5, que se puede bloquear o desplazar, por ejemplo, mediante rodillos bloqueables en el espacio. En otra configuración ventajosa del elemento de fijación 27, el elemento de fijación 27 presenta al menos un dispositivo que es adecuado para la fijación a un objeto, por ejemplo, la camilla de examen.

- 50 El dispositivo de posicionamiento 21 presenta además elementos de conexión 25 que establecen una conexión mecánica a una articulación 24 (se corresponde con el brazo rotativo según las Figuras 1 a 5) y, por ejemplo, con otra articulación 24 (se corresponde con la bisagra entre el brazo rotativo y el brazo pivotable integrado según las Figuras 1 a 5), con el elemento de conexión 26 (se corresponde con la interfaz de conexión) o con el elemento de fijación 27 (se corresponde con la base desplazable según las Figuras 1 a 5). Un elemento de conexión 25 puede ser, por ejemplo, una placa de montaje, con la que está fijada por arrastre de fuerza la una articulación 24 y, por ejemplo, la otra articulación 24, el elemento de conexión 26 o el elemento de fijación 27.

- 60 Las articulaciones individuales (bisagras / eje de rotación) 24 y el elemento de conexión 26 y el elemento de fijación 27 están conectados entre sí a través de elementos de conexión mecánicos 25 (brazos pivotables / brazo rotativo), de manera que mediante el accionamiento de las articulaciones 24, el elemento de conexión 26 se puede posicionar con respecto al elemento de fijación 27 al menos a lo largo de los tres ejes espaciales en ángulo recto entre sí.

65

Básicamente, en el caso del dispositivo de posicionamiento 21 según la invención, existe la posibilidad de equipar las unidades seleccionadas o todas las unidades de actuador 22 - elemento de conexión 23 - articulación 24 con sensores que ejercen funciones de seguridad para el dispositivo de posicionamiento 21.

5 En una configuración ventajosa de uno (o varios) actuador(es) 22 seleccionado(s), el actuador 22 (como se muestra en principio en la Figura 18b) presenta un elemento sensor que es capaz de medir la fuerza a transmitir. En otra configuración ventajosa del actuador 22, el actuador 22 presenta un dispositivo (véase la Figura 17c) que es capaz de medir la energía consumida por el actuador 22 para generar fuerza. En otra configuración ventajosa del actuador 22, el actuador 22 presenta un dispositivo (véase la Figura 17c) que es capaz de limitar mecánicamente la fuerza a transmitir. En otra configuración ventajosa del actuador 22, el actuador 22 en un dispositivo (topes de fin de carrera no representados posteriormente), que es capaz de limitar mecánicamente el espacio de movimiento del actuador 22. En otra configuración ventajosa del actuador 22, el actuador 22 presenta un dispositivo, no mostrado posteriormente, que es capaz de ejercer una fuerza de accionamiento constante sobre el elemento de accionamiento del actuador 22.

15 En una configuración ventajosa del elemento de transmisión 23, el elemento de transmisión 23 presenta un dispositivo (véanse las Figura 18a y 18b) que es capaz de limitar mecánicamente la fuerza a transmitir. En otra configuración ventajosa del elemento de transmisión 23, el elemento de transmisión 23 presenta un dispositivo (topes de fin de carrera no representados posteriormente) que es capaz de limitar mecánicamente el espacio de movimiento del elemento de transmisión 23. En otra configuración ventajosa del elemento de transmisión 23, el elemento de transmisión 23 presenta un elemento sensor que es capaz de medir la fuerza a transmitir. En otra configuración ventajosa del elemento de transmisión 23, el elemento de transmisión 23 presenta un dispositivo que es capaz de ejercer una fuerza de accionamiento constante sobre el elemento de transmisión 23.

25 En una configuración ventajosa de la articulación 24, la articulación 24 presenta un dispositivo (véanse las Figura 17a y 18c) que es capaz de limitar mecánicamente la fuerza de accionamiento de la articulación 24. En otra configuración ventajosa de la articulación 24, la articulación 24 presenta un dispositivo (topes de final de carrera no mostrados posteriormente) que es capaz de limitar mecánicamente el espacio de movimiento de la articulación 24. En otra configuración ventajosa de la articulación 24, la articulación 24 presenta un elemento sensor (véase la Figura 17a) que es capaz de medir la fuerza de accionamiento de la articulación 24. En otra configuración ventajosa de la articulación 24, la articulación 24 presenta un dispositivo que es capaz de ejercer una fuerza de accionamiento constante sobre la articulación 24.

35 En una configuración ventajosa del dispositivo de posicionamiento 21, el dispositivo de posicionamiento 21 presenta una o varias carcasa 19 montadas de forma móvil unas respecto a otras.

En una configuración ventajosa de cada carcasa 19, la carcasa 19 presenta al menos un elemento sensor 10 (véase para ello en particular las Figura 15a a 15c). Cada elemento sensor 10 se utiliza para reconocer las fuerzas que aparecen por colisión sobre la carcasa 19.

40 En una configuración ventajosa del elemento sensor 10, este elemento sensor 10 es un sensor de deformación y está conectado a la carcasa 19, de manera que pueda registrar 19 las deformaciones en un área definida de la carcasa y, por lo tanto, se puede sacar una conclusión sobre la fuerza introducida en la carcasa.

45 En una configuración ventajosa del elemento sensor 10, este elemento sensor 10 es un sensor de fuerza y está conectado a (cada) carcasa 19, de manera que pueda registrar como elemento de conexión entre dos elementos de la carcasa 19 una fuerza introducida externamente en uno de los elementos.

50 En una configuración ventajosa del elemento sensor 10, este elemento sensor 10 es un interruptor mecánico y está conectado a (cada) carcasa 19, de manera que actúa como un elemento de conexión entre dos elementos de la carcasa 19 y una fuerza introducida externamente en uno de los elementos conduce a un accionamiento del elemento sensor 10.

55 En una configuración ventajosa del elemento sensor 10, este elemento sensor 10 es un elemento sensible a la fuerza que está montado en el lado exterior de (cada) carcasa 19, de tal manera que las fuerzas de contacto se registran en el elemento sensor 10.

En una configuración ventajosa de la carcasa 19, la carcasa 19 presenta un elemento de mando 11.

60 En una configuración ventajosa del elemento de mando 11, el elemento de mando 11 presenta al menos un asa que permite el accionamiento del dispositivo de posicionamiento 21.

65 En otra configuración ventajosa del elemento de mando 11, el elemento de mando 11 presenta al menos un interruptor sensible al contacto, por ejemplo para el accionamiento manual de un actuador 22 alojado de manera correspondiente.

En otra configuración ventajosa del elemento de mando 11, el elemento de mando 11 presenta al menos un elemento de visualización óptico.

Medidas técnicas para garantizar la seguridad del paciente.

5 Los riesgos del paciente debido a la orientación guiada por robot del generador de campo magnético de diseño compacto 1 se producen, entre otras, por los movimientos del dispositivo de posicionamiento 21 para la orientación del generador de campo magnético de diseño compacto 1, que puede conducir a colisiones con o efectos de la fuerza sobre el cuerpo del paciente y, por lo tanto, a efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente. El siguiente número de medidas técnicas según la invención es particularmente adecuado para garantizar la seguridad del paciente en este sentido:

- un dispositivo de supervisión 31 para supervisar la posición y las fuerzas que aparecen según se muestra en conjunto en las Figura 17a-17c y 18a-18c,
- 15 • el dispositivo de posicionamiento 21, que es capaz de reconocer, indicar o evitar los estados operativos del dispositivo de posicionamiento 21, en particular los estados operativos peligrosos para el paciente del dispositivo de posicionamiento 21, preferiblemente en conexión con un dispositivo de regulación 28,
- un dispositivo limitador de posición, que es capaz de limitar el espacio de movimiento del dispositivo de posicionamiento 21 (mecánica o virtualmente), así como
- 20 • un dispositivo limitador de fuerza, que es capaz de limitar las fuerzas que aparecen en el dispositivo de posicionamiento 21.

Una colisión del dispositivo de posicionamiento 21 con o el efecto de la fuerza del dispositivo de posicionamiento 21 sobre el cuerpo del paciente se puede reconocer mediante el dispositivo de supervisión 31. Dicho dispositivo de supervisión 31 puede ser, por ejemplo, un elemento sensor, que es capaz de medir las fuerzas que aparecen en el dispositivo de posicionamiento 21 o que actúa sobre el dispositivo de posicionamiento 21.

Una configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor 10, por ejemplo en una de las configuraciones ventajosas mencionadas anteriormente. Por lo tanto, el dispositivo de supervisión 31 es capaz de medir la fuerza que actúa sobre la carcasa 19 del dispositivo de posicionamiento 21 y, por lo tanto, sacar conclusiones sobre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo de un paciente en el caso de una colisión.

En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor que es capaz de medir las fuerzas que actúan en la articulación 24.

35 En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor que es capaz de medir la posición de la articulación 24.

En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor que es capaz de medir las fuerzas que actúan en el elemento de transmisión 23.

40 En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor que es capaz de medir la posición del elemento de transmisión 23.

45 En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor que es capaz de medir las fuerzas que aparecen en el actuador 22.

En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un dispositivo que es capaz de medir la energía gastada por el actuador 22 para generar la fuerza.

50 En otra configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 es un elemento sensor que es capaz de medir la posición del actuador 22.

En una configuración ventajosa del dispositivo de supervisión 31, el dispositivo de supervisión 31 se hace funcionar en conexión con un dispositivo de regulación 28. El dispositivo de regulación 28 está conectado al dispositivo de supervisión 31 a través de un elemento de transmisión 29 para datos, de manera que los datos sobre el estado del parámetro a supervisar por el dispositivo de supervisión 31 se transmiten desde el dispositivo de supervisión 31 al dispositivo de regulación 28. Además, el dispositivo de regulación 28 está conectado a través de un elemento de transmisión 30 para datos directa o indirectamente con el actuador 22, de manera que el dispositivo de regulación 28 es capaz de influir en el estado operativo del actuador 22. La retroalimentación de los parámetros a supervisar por el dispositivo de supervisión 31 a través de un dispositivo de regulación 31 al actuador 22 forma un circuito de regulación cerrado. Esta configuración ventajosa le permite al dispositivo de posicionamiento 21 no solo reconocer los efectos de la fuerza peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente, sino también evitarlos opcionalmente.

El dispositivo de regulación 28 puede estar ubicado dentro o fuera de la carcasa 19 del dispositivo de posicionamiento 21.

En el caso de que el riesgo de los efectos peligrosos para el paciente por una colisión del dispositivo de posicionamiento 21 con o el efecto de la fuerza del dispositivo de posicionamiento 21 sobre el cuerpo del paciente se pueden poner en conexión con áreas del espacio de movimiento del dispositivo de posicionamiento 21, mediante un dispositivo limitador de posición se puede excluir el riesgo de una colisión del dispositivo de posicionamiento 21 con o el efecto de la fuerza del dispositivo de posicionamiento 21 sobre el cuerpo del paciente en ciertas áreas del espacio de movimiento del dispositivo de posicionamiento 21. Dicho dispositivo limitador de posición puede ser, por ejemplo, un tope mecánico que sea capaz de limitar mecánicamente el área de movimiento de una articulación 24 o es un tope virtual libremente programable al alcanzar una posición espacial definida.

Durante una colisión del dispositivo de posicionamiento 21 con o el efecto de la fuerza del dispositivo de posicionamiento 21 sobre el cuerpo del paciente se puede limitar la fuerza que actúa sobre el cuerpo del paciente por medio de un dispositivo limitador de fuerza 32. Dicho dispositivo limitador de fuerza 32 puede ser, por ejemplo, un acoplamiento de fricción de diseño conocido, que puede transmitir un par de fuerzas desde un primer eje solo hasta un valor máximo definido en un segundo eje. Preferiblemente, el dispositivo limitador de fuerza 32 está configurado de tal manera que la limitación de fuerza se consigue mediante un diseño constructivo del dispositivo limitador de fuerza 32.

Sin embargo, en una configuración ventajosa del dispositivo limitador de fuerza 32, el dispositivo limitador de fuerza 32 es un acoplamiento de fricción, que está conectado al elemento de transmisión 23, de manera que una fuerza que se introduce por el actuador 22 sobre un primer elemento 33 del elemento de transmisión 23, solo se introduce hasta una fuerza máxima definida en un segundo elemento 34 del elemento de transmisión 23.

En otra configuración ventajosa del dispositivo limitador de fuerza 32, el elemento de transmisión 23 comprende un mecanismo de transmisión de fuerza con la ayuda de una correa dentada o correa trapezoidal, en donde el dispositivo limitador de fuerza 32 es una polea de correa dentada o polea de correa trapezoidal, que presenta un dispositivo que es capaz de transmitir la fuerza aplicada sobre la polea de correa dentada o polea de correa trapezoidal solo hasta una fuerza máxima definida a un consumidor, en donde el consumidor es, por ejemplo, un árbol, una correa dentada o correa trapezoidal.

En otra configuración ventajosa del dispositivo limitador de fuerza 32, el dispositivo limitador de fuerza 32 es un componente integral del actuador 22, que es capaz de limitar la fuerza generada por el actuador 22 a un valor máximo definido. Por ejemplo, existe la posibilidad de integrar el dispositivo limitador de fuerza 32 en el actuador utilizando un motor paso a paso como actuador, que condicionado constructivamente deja de surtir efecto al superarse una fuerza predeterminada (par de fuerza), y por lo tanto la fuerza de accionamiento casi se vuelve cero.

En otra configuración ventajosa del dispositivo limitador de fuerza 32, el dispositivo limitador de fuerza 32 es un componente integral de la articulación 24, que es capaz de limitar la fuerza aplicada por la articulación 24 sobre el elemento de conexión mecánico 25 a un valor máximo definido.

Un dispositivo de accionamiento 35 (se corresponde con unidad mencionada anteriormente de actuador 22 - elemento de conexión 23 - articulación 24) contienen al menos un actuador 22, al menos un elemento de transmisión 23, al menos una articulación 24 y al menos un elemento de conexión mecánico 25 (véase, por ejemplo, la figura 17a). Un dispositivo de accionamiento 35 semejante se puede considerar como una unidad funcional con al menos estos componentes.

En un perfeccionamiento ventajoso del dispositivo de accionamiento 35, el elemento de conexión mecánico 25 se compone de un primer elemento de conexión 41 y un segundo elemento de conexión 42, en donde tanto el primer elemento de conexión 41 como también el segundo elemento de conexión 42 están acoplados a la articulación 24, de manera que entre el primer elemento de conexión 41 y el segundo elemento de conexión 42 es posible un movimiento relativo esencialmente predeterminado por la articulación 24 (por ejemplo, de tipo bisagra).

Se conocen manifestaciones distintas del dispositivo de accionamiento 35, de las cuales a continuación se describen a modo de ejemplo cinco manifestaciones distintas del dispositivo de accionamiento 35:

- un dispositivo de accionamiento 36 para la rotación alrededor de un eje vertical (véase la Figura 19b),
- un dispositivo de accionamiento 37 para la rotación / pivotación alrededor de un eje horizontal (véase la Figura 19c),
- un dispositivo de accionamiento 38 para la traslación a lo largo de un eje horizontal (véase la Figura 19d),
- un dispositivo de accionamiento 39 para la traslación a lo largo de un eje vertical (véase la Figura 19e), así como
- un dispositivo de accionamiento 40 para desplazamiento paralelo principalmente en la dirección vertical (véase la Figura 19f).

El dispositivo de accionamiento 36 para la rotación alrededor de un eje vertical está representado en la figura 19b. En este caso se trata de un accionamiento rotativo, por ejemplo, un motor eléctrico o un engranaje para transformar un movimiento traslativo en un movimiento rotativo, como por ejemplo una combinación de cremallera y rueda dentada. Este dispositivo se utiliza, entre otras cosas, como un actuador entre la base y el brazo rotativo del dispositivo de posicionamiento según las Figuras 1 a 5.

El dispositivo de accionamiento 37 para la rotación / pivotación alrededor de un eje horizontal está representado a modo de ejemplo en la figura 19c y puede comprender un accionamiento rotativo según la definición anterior, pero también un accionamiento de traslación como una unidad de pistón-cilindro, que ataca en una sección central de los elementos de conexión acoplados que están conectados entre sí a través de una bisagra.

El dispositivo de accionamiento 38 para la traslación a lo largo de un eje horizontal está representado a modo de ejemplo en la figura 19d y se puede referir a un mecanismo telescópico, una cremallera o una unidad de pistón-cilindro conocidos en general.

El dispositivo de accionamiento 39 para la traslación a lo largo de un eje vertical se muestra a modo de ejemplo en la figura 19e y tiene una estructura constructiva comparable a la Figura 19d. No obstante, en este caso es ventajoso que el dispositivo de accionamiento 39 está equilibrado en fuerza, por ejemplo, por la conexión en paralelo de un resorte, de modo que sobre el accionamiento para la actuación, por ejemplo, de la cremallera / varilla telescópica solo actúan esencialmente momentos de inercia (y posiblemente fuerzas de fricción).

El dispositivo de accionamiento 40 para desplazamiento en paralelo, principalmente en la dirección vertical, se muestra a modo de ejemplo en la figura 13f. En este caso, esto se forma por una bisagra en paralelo que se compone de al menos dos palancas paralelas que están acopladas respectivamente en el lado final de tipo bisagra a un elemento de conexión. Al menos una de las palancas se acciona según el principio del dispositivo de actuación 37.

El principio de funcionamiento de los dispositivos de accionamiento anteriores se puede resumir como sigue:

En los dispositivos de accionamiento 36 y 38, el accionamiento por el actuador es independiente de la fuerza debido a su peso propio. En los actuadores 37, 39 y 40, el accionamiento se ve afectado por la fuerza debida al peso propio. Por lo tanto, el actuador 22 debe generar adicionalmente a la fuerza de accionamiento una fuerza que es opuesta a la fuerza por el peso propio. Esta fuerza puede depender de la posición del dispositivo de actuación (como en el caso del dispositivo de actuación 37 y 40), o ser independiente, es decir, constante (como en el caso del dispositivo de actuación 39).

La necesidad del alcance de una fuerza que va más allá de la fuerza de accionamiento real por medio del actuador 22 conduce a la necesidad de prever esto correspondientemente en el diseño del actuador 22, como se representa esto en la tabla según la Figura 6. En consecuencia, se requiere que el actuador 22 pueda generar una fuerza mayor que la requerida para el accionamiento real. Por ejemplo, en caso de fallo de funcionamiento del dispositivo de supervisión 31 y del dispositivo limitador de fuerza 32 o en caso de fallo de control, por ello existe el riesgo de que la fuerza alcanzada por el actuador 22 actúe sobre el cuerpo del paciente y conduzca a efectos peligrosos para el paciente sobre el cuerpo del paciente.

La solución según la invención es la implementación de una compensación de fuerza, preferiblemente mediante un dispositivo constructivo (resorte de pretensado / pesos de compensación a través de mecanismos de palanca). De este modo, el diseño del actuador 22 se puede diseñar de manera que el actuador 22 no pueda generar una fuerza que exceda la fuerza requerida para accionar el dispositivo de accionamiento 35. Preferiblemente, la fuerza requerida para accionar el dispositivo de accionamiento 35 no es mayor que la fuerza que debe actuar como máximo sobre el cuerpo del paciente sin generar un efecto peligroso para el paciente sobre el cuerpo del paciente. Gracias a esta medida, casi está excluido el riesgo de que incluso en caso de un fallo de funcionamiento del dispositivo de supervisión 31 o del dispositivo limitador de fuerza 32 según la descripción anterior o en caso de fallo de control del dispositivo de guiado magnético (unidad robótica) que se compone de dispositivo de posicionamiento y efector final, la fuerza que actúa sobre el cuerpo del paciente conduzca a efectos peligrosos para el paciente.

Lista de referencias

- Grado de libertad a: movimiento traslativo del generador de campo magnético de diseño compacto a lo largo del eje espacial x
- Grado de libertad b: movimiento traslativo del generador de campo magnético de diseño compacto a lo largo del eje espacial y
- Grado de libertad c: movimiento traslativo del generador de campo magnético de diseño compacto a lo largo del eje espacial z
- Grado de libertad d: movimiento rotativo del generador de campo magnético de diseño compacto alrededor del eje interno A en la posición 0 (o alrededor del eje Y del sistema de coordenadas espaciales, independientemente de la posición del generador de campo magnético)

ES 2 733 430 T3

Grado de libertad e: movimiento rotatorio del generador de campo magnético de diseño compacto alrededor del eje interno B

	1	Generador de campo magnético de diseño compacto.
	2	Eje espacial x del generador de campo magnético de diseño compacto
5	3	Eje espacial y del generador de campo magnético de diseño compacto
	4	Eje espacial z del generador de campo magnético de diseño compacto
	5	Eje espacial a del generador de campo magnético de diseño compacto
	6	Eje espacial b del generador de campo magnético de diseño compacto
	7	Eje de polarización del generador de campo magnético de diseño compacto
10	8	Actuador para la actuación de un grado de libertad rotativo
	9	Elemento de transmisión para la actuación de un grado de libertad rotativo
	10	Elemento sensor
	11	Elemento de mando
	12	Carcasa del efector final magnético
15	13	Efecto final magnético
	14	Elemento de conexión para transmitir fuerzas
	15	Elemento de conexión para transmitir energía
	16	Elemento de conexión para transmitir datos
	17	Elemento sensor
20	18	Elemento sensor
	19	Carcasa del dispositivo de posicionamiento
	20	Elemento de mando
	21	Dispositivo de posicionamiento
	22	Actuador
25	23	Elemento de transmisión
	24	Articulación
	25	Elemento de conexión mecánica
	26	Elemento de conexión para transmitir fuerzas
	27	Elemento de sujeción
30	28	Dispositivo de regulación
	29	Elemento de transmisión para datos.
	30	Elemento de transmisión para datos.
	31	Dispositivo de supervisión
	32	Dispositivo limitador de fuerza
35	33	Primer elemento del dispositivo de transmisión
	34	Segundo elemento del dispositivo de transmisión
	35	Dispositivo actuador
	36	Dispositivo actuador para la rotación alrededor de un eje vertical.
	37	Dispositivo actuador para la rotación alrededor de un eje horizontal.
40	38	Dispositivo actuador para la traslación a lo largo de un eje horizontal.
	39	Dispositivo actuador para la traslación a lo largo de un eje vertical.
	40	Dispositivo actuador para el desplazamiento paralelo principalmente en dirección vertical
	41	Primer elemento de conexión
	42	Segundo elemento de conexión
45	100	Dispositivo de guiado
	102	Dispositivo de posicionamiento
	104	Efector (carcasa)
	106	Interfaz de conexión
	108/110	Brazos pivotables
50	112/116	Conexión de bisagra
	114/122/124/128	Actuador
	118	Brazo de rotación
	120	Bisagra horizontal
	126	Base
55	132	Corredera / varilla telescópica
	130/134	Actuador
	136	Bisagra vertical
	138	Varilla de empuje
	140	Brazo de palanca
60	142	Peso
	144	Varilla de tracción / compresión
	146	Varilla de palanca
	148	Varilla de tracción
	150	Peso (de equilibrio)
65		

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo de guiado extracorpóreo para un objeto magnético intracorpóreo con un dispositivo de posicionamiento accionado a motor (102) que tiene un máximo de tres grados de libertad a activar, a saber, para el movimiento traslativo de una interfaz de conexión distal (106) del dispositivo de posicionamiento (102) en un sistema de coordenadas espaciales extracorpóreo al que está conectado un efector final (104) del dispositivo de guiado extracorpóreo, que tiene un máximo de dos grados de libertad a activar, a saber, para el movimiento rotativo de un generador de campo magnético (1), preferiblemente imanes permanentes del efector final (104), **caracterizado por**
10 **que** al menos uno de los dos grados de libertad del generador de campo magnético (1) está alojado en una carcasa de efector (104a).
- 15 2. Dispositivo de guiado extracorpóreo según la reivindicación 1, **caracterizado por que** la carcasa del efector (104a) se compone de paredes de carcasa esencialmente cerradas y/o de una estructura de rejilla / marco abierta.
- 20 3. Dispositivo de guiado extracorpóreo según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado por que** los tres grados de libertad del dispositivo de posicionamiento (102) solo permiten un movimiento traslativo de la interfaz de conexión (106) en una dirección X, Y y Z del sistema de coordenadas espaciales, en el que el eje Y está orientado preferiblemente esencialmente a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad y el eje Z a lo largo del eje longitudinal y, por lo tanto, del eje de polarización del generador de campo magnético (1) en el caso de su posición espacial horizontal como posición inicial o posición 0, mientras que los dos grados de libertad del generador de campo magnético (1) solo permiten respectivamente un movimiento de rotación del generador de campo magnético (1), alrededor de respectivamente un eje, preferiblemente el eje Y y X del sistema de coordenadas espaciales, a fin de provocar una guiñada y cabeceo del generador de campo magnético (1) con respecto al sistema de coordenadas espaciales.
25
- 30 4. Dispositivo de guiado extracorpóreo según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado por que** los tres grados de libertad del dispositivo de posicionamiento (102) permiten un movimiento traslativo de la interfaz de conexión (106) en una dirección X, Y y Z del sistema de coordenadas espaciales. en el que el eje Y está orientado preferiblemente esencialmente a lo largo de la dirección de la fuerza de la gravedad, mientras que los dos grados de libertad del generador de campo magnético (1) tienen respectivamente un movimiento de rotación del generador de campo magnético (1) a fin de provocar una pivotación, en particular esencialmente alrededor del eje vertical, y un cabeceo del eje de polarización del generador de campo magnético (1) con respecto al sistema de coordenadas espaciales.
- 35 5. Dispositivo de guiado extracorpóreo según la reivindicación 3 ó 4, **caracterizado por que** solo el grado de libertad rotativo está alojado para un cabeceo del generador de campo magnético (1) y preferiblemente para una rotación del generador de campo magnético (1) alrededor del eje X, en donde la carcasa (104a) o al menos una parte (104a) de la carcasa (104a, 104b) está montada de manera giratoria para una guiñada del generador de campo magnético (1) montado en ella, preferiblemente para una rotación alrededor del eje Y en la interfaz de conexión (106).
40
- 45 6. Dispositivo de guiado extracorpóreo según la reivindicación 3 ó 4, **caracterizado por que** los dos grados de libertad están alojados para un cabeceo y guiñada, mientras que la carcasa (104a) queda igual en su orientación espacial independientemente del movimiento del dispositivo de posicionamiento (102).
- 50 7. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el dispositivo de posicionamiento (102) tiene un número salientes o brazos (108, 110) accionados respectivamente por motor, de los que los salientes o brazos seleccionados están equilibrados en peso con respecto a los accionamientos motores asociados (114, 122), para los que está previsto preferiblemente un sistema de equilibrado que realiza o provoca una adaptación dinámica del equilibrado en peso a la carga en peso, que actualmente actúa sobre accionamiento motor respectivo.
- 55 8. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el dispositivo de posicionamiento (102) tiene un número de salientes o brazos accionados respectivamente por motor, de los que los salientes o brazos seleccionados (108, 110) están montados con respecto a los accionamientos motores asociados (114, 124) preferiblemente según el principio de robótica Scara, de modo que los accionamientos motores no deben absorber o superar ninguna o solo una pequeña carga de peso estática, para lo que la dirección de movimiento predeterminada del saliente señala preferiblemente esencialmente perpendicular a la fuerza de la gravedad.
- 60 9. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el accionamiento motor respectivo para los grados de libertad seleccionados está limitado o se limita en la fuerza de accionamiento, de modo que la fuerza de accionamiento máxima entregable es igual o mayor que la fuerza de carga operativa a esperar, pero es igual o menor que una fuerza máxima predeterminada en la que se excluye ampliamente una lesión de un paciente o un operario en caso de colisión.
65

- 5 10. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el accionamiento motor respectivo para grados de libertad seleccionados se limita en fuerza de accionamiento mediante un acoplamiento a fricción o de seguridad aguas abajo, un limitador de corriente eléctrica o presión hidráulica / neumática o, mediante el uso de un motor paso a paso.
11. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el accionamiento motor respectivo tiene un motor eléctrico, un elemento piezoeléctrico, una unidad de pistón-cilindro hidráulica / neumática o un accionamiento magnético.
- 10 12. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por** un dispositivo de supervisión al que está conectado un número de sensores para supervisar el estado operativo del dispositivo de guiado y para corregir el estado operativo y/o el apagado del dispositivo de guiado ante un riesgo de accidente detectado predeterminado.
- 15 13. Dispositivo de guiado extracorpóreo según la reivindicación 12, **caracterizado por que** los sensores están seleccionados de un grupo de sensores que comprende:
- un sensor de fuerza para detectar la carga de accionamiento,
 - un sensor de contacto o fuerza para detectar la fuerza de contacto entre el efector final magnético o un saliente seleccionado del dispositivo de posicionamiento y un operario o un paciente,
 - un sensor de detección de deformación para detectar una indentación preferiblemente en la carcasa del efector final,
 - un sensor óptico para la detección óptica de obstáculos y
 - un sensor de distancia para detectar una distancia a los obstáculos.
- 20
- 25 14. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por** medios limitadores de movimiento, preferiblemente en forma de topes / interruptores de fin de carrera programados / programables y/o mecánicos, que están montados en el dispositivo de posicionamiento y/o el efector final magnético, de modo que una selección de como máximo tres grados de libertad del dispositivo de posicionamiento y/o de como máximo dos grados de libertad del generador de campo magnético están limitados mecánicamente en un rango de movimiento predeterminado.
- 30
- 35 15. Dispositivo de guiado extracorpóreo según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la carcasa (104a) del efector final (104) está conectada a la interfaz de salida / contacto (106) del dispositivo de posicionamiento (102), de manera que con o sin su propio accionamiento motor, así como independientemente del movimiento actual del dispositivo de posicionamiento (102) y/o del generador de campo magnético (1), está orientada básicamente esencialmente en la dirección de la fuerza de la gravedad, de modo que una superficie de contacto prevista en la carcasa (104a) siempre mantiene la misma orientación respecto a la dirección de la fuerza de la gravedad.
- 40

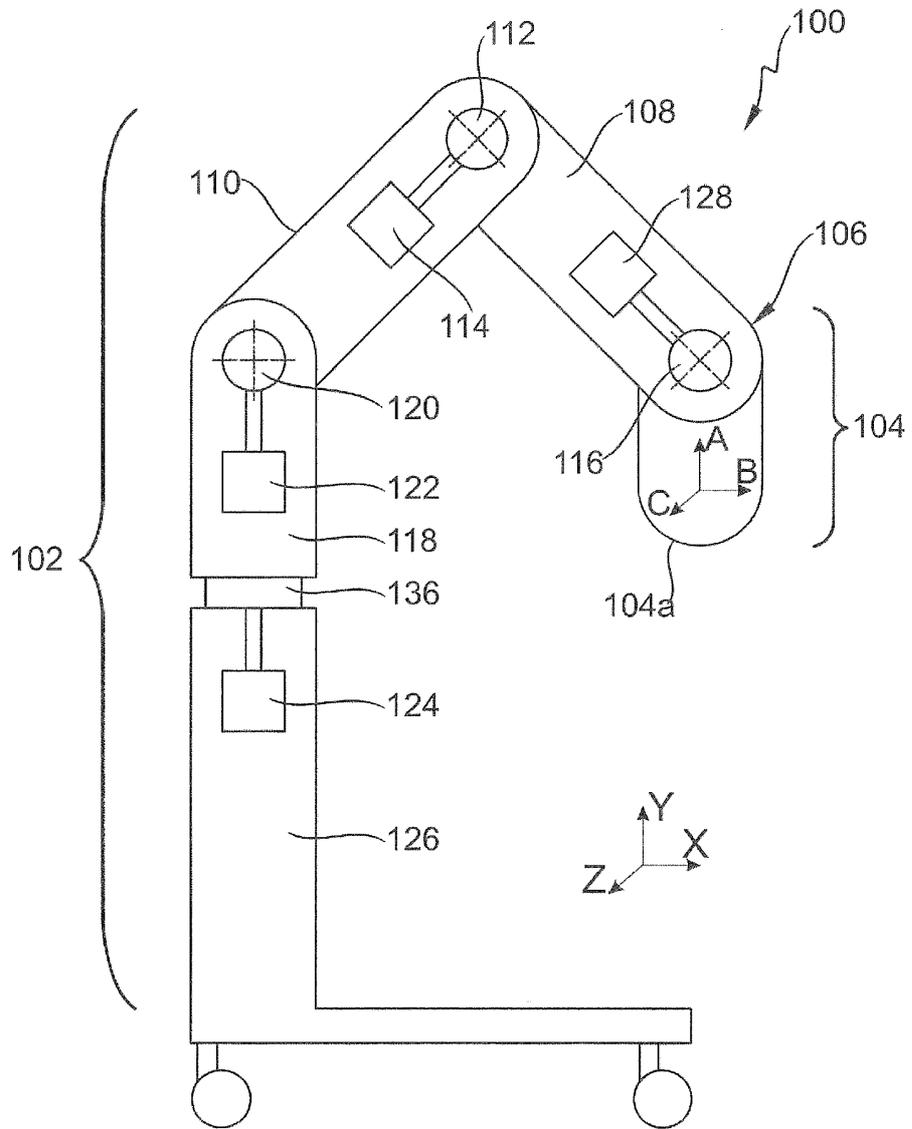


Fig. 1

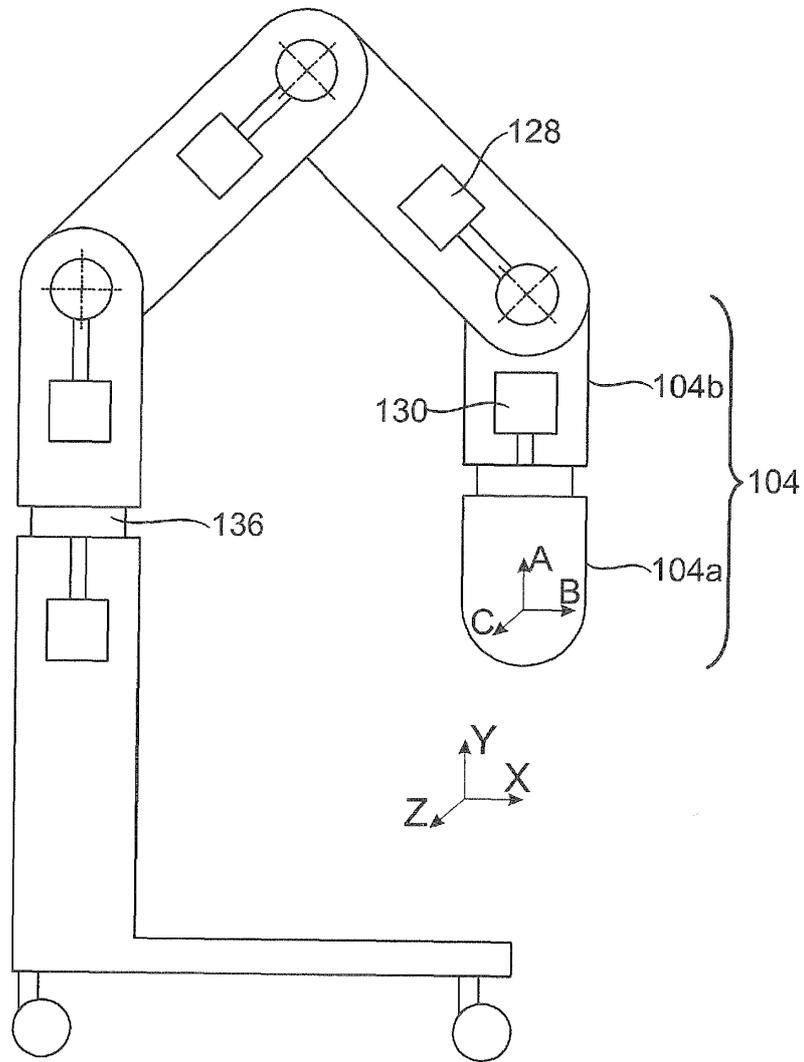


Fig. 2

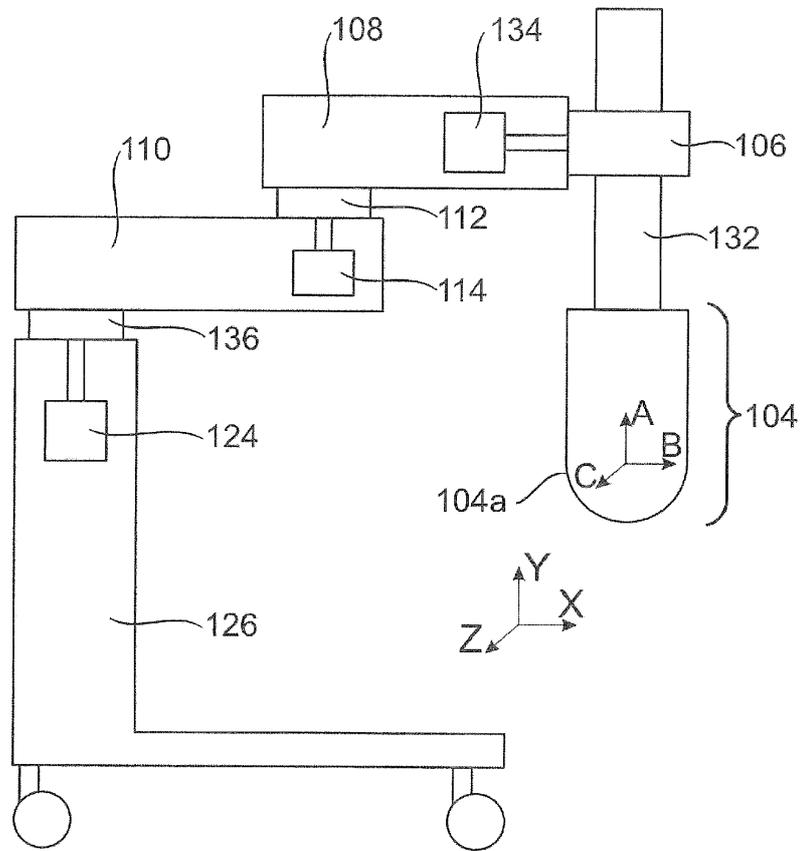


Fig. 3

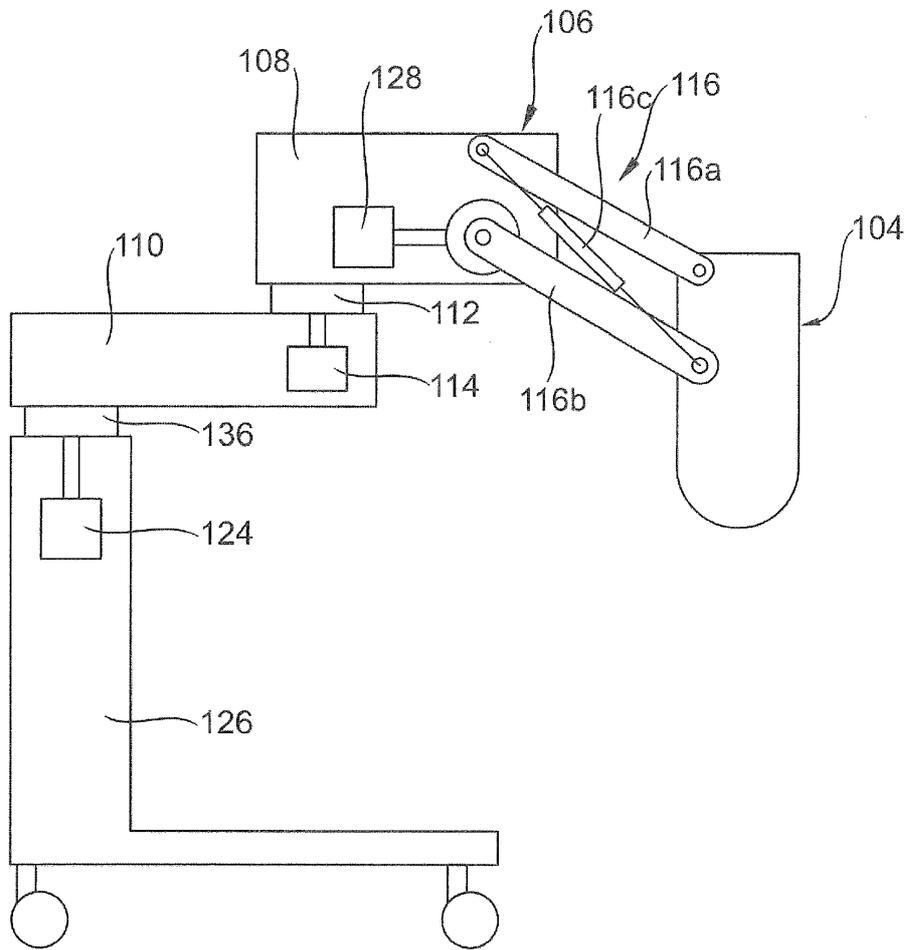


Fig. 4

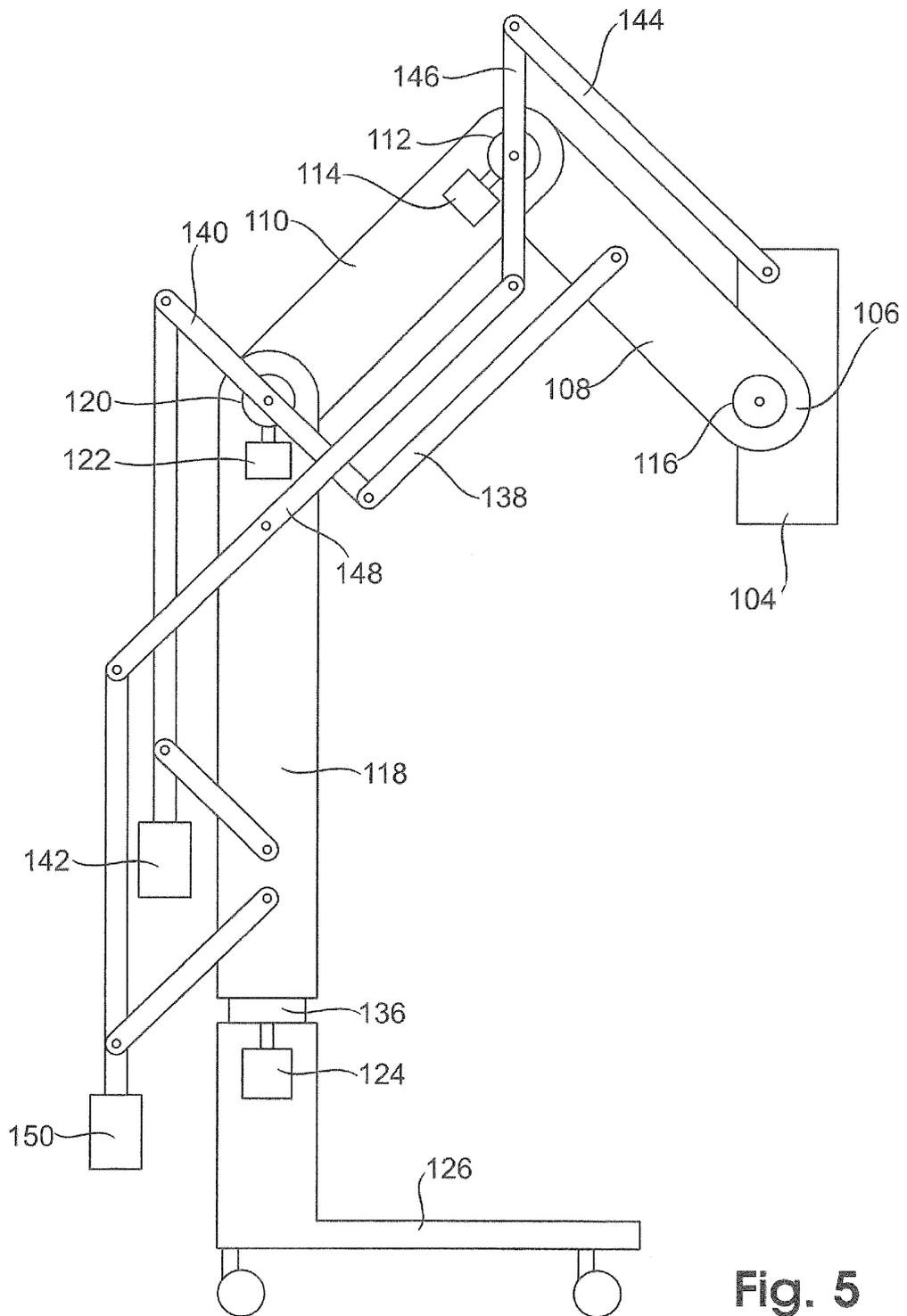
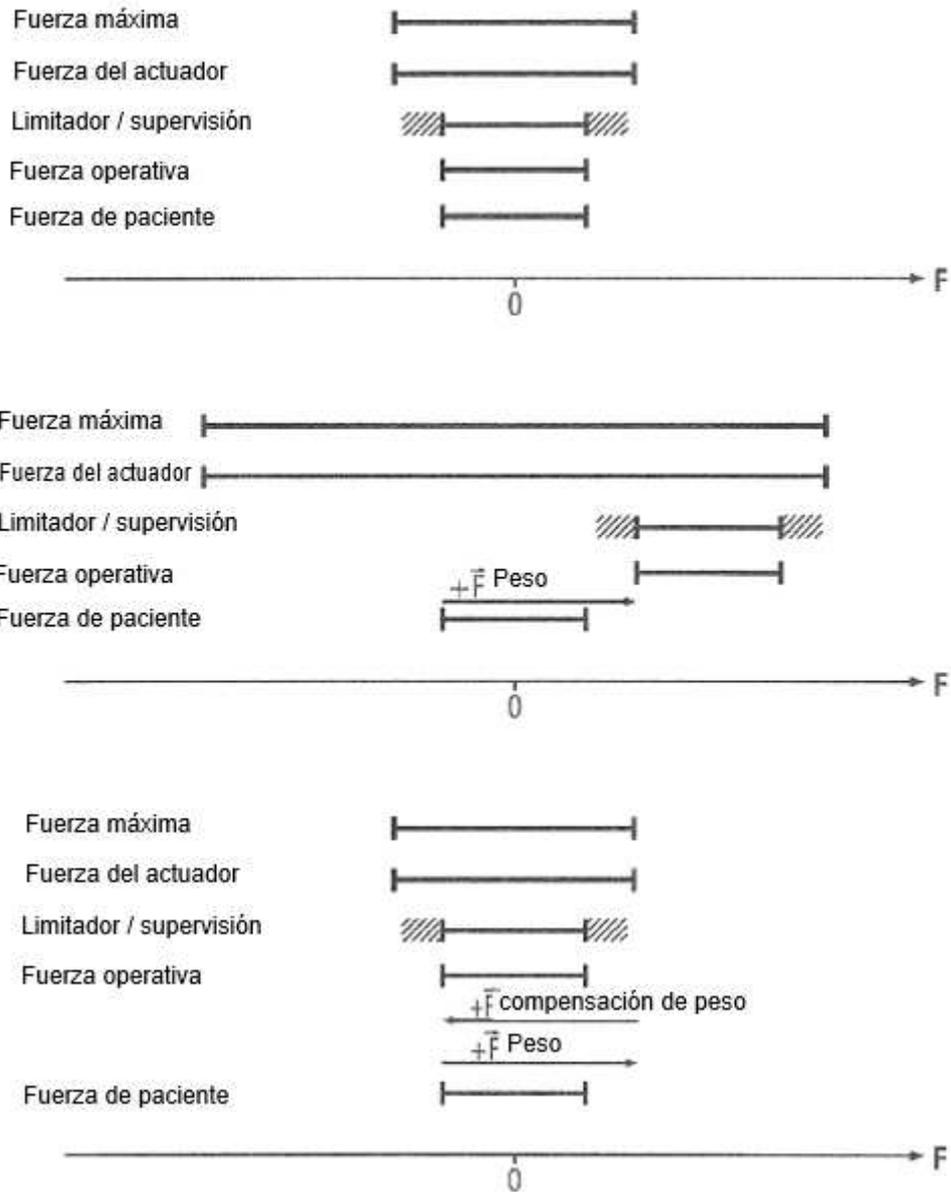
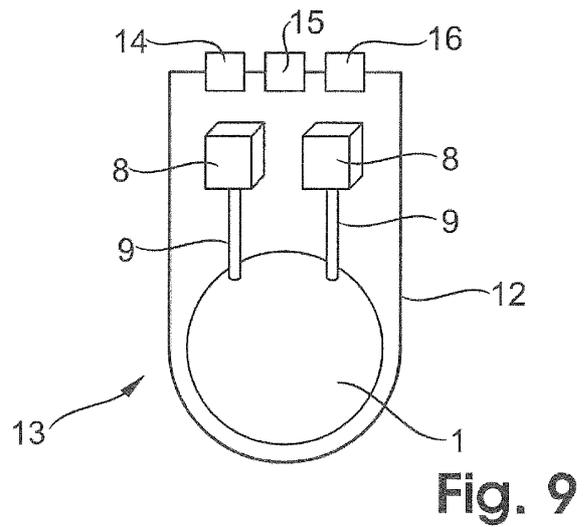
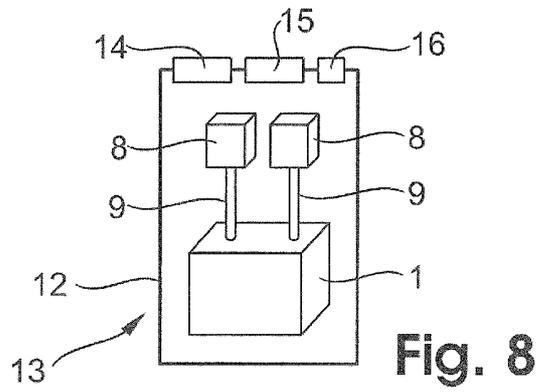
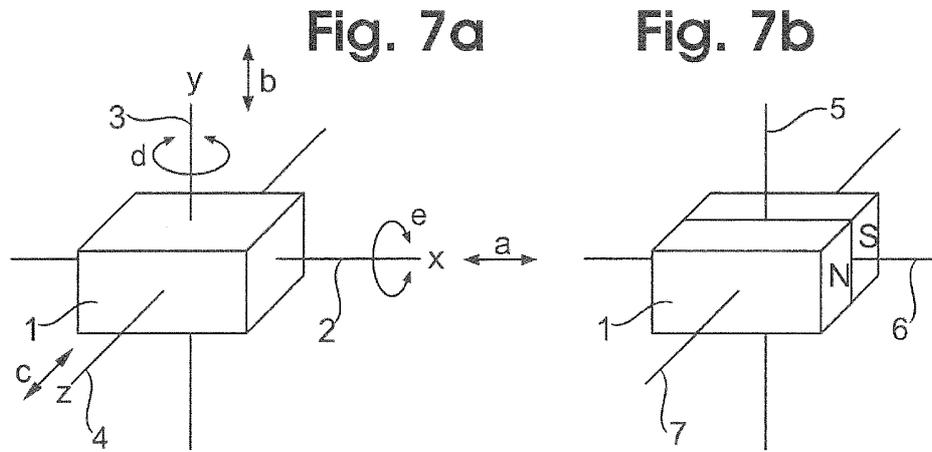


Fig. 5

Fig. 6





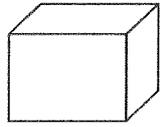


Fig. 10a

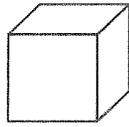


Fig. 10b

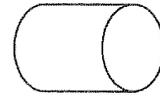


Fig. 10c

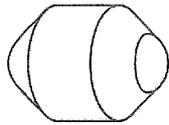


Fig. 10d

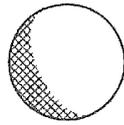


Fig. 10e

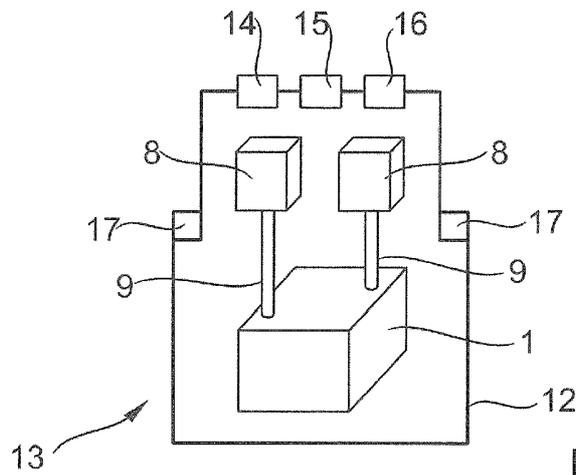


Fig. 11a

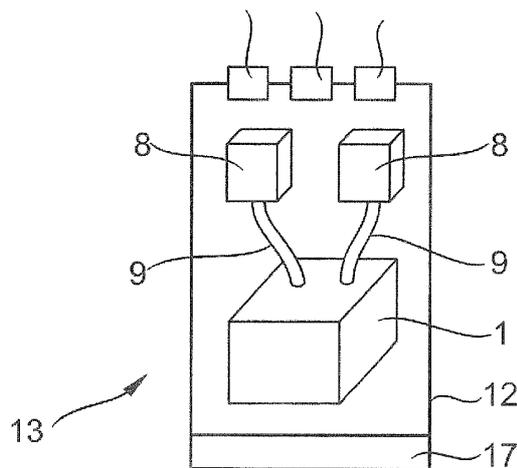


Fig. 11b

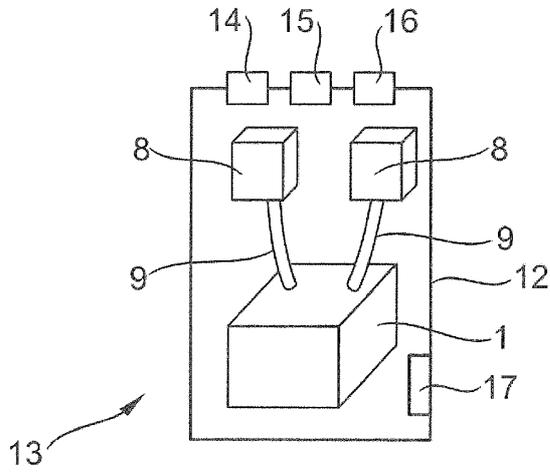


Fig. 11c

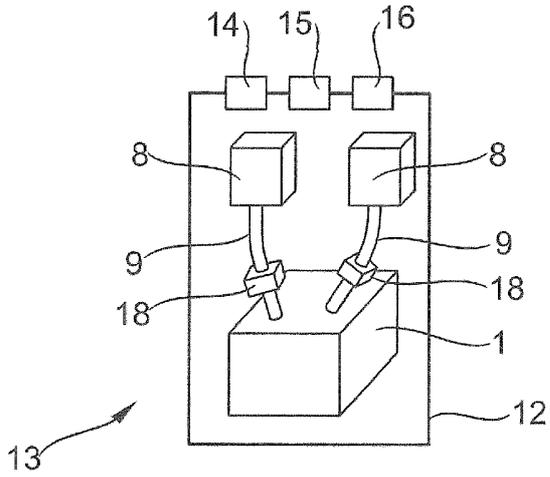


Fig. 12

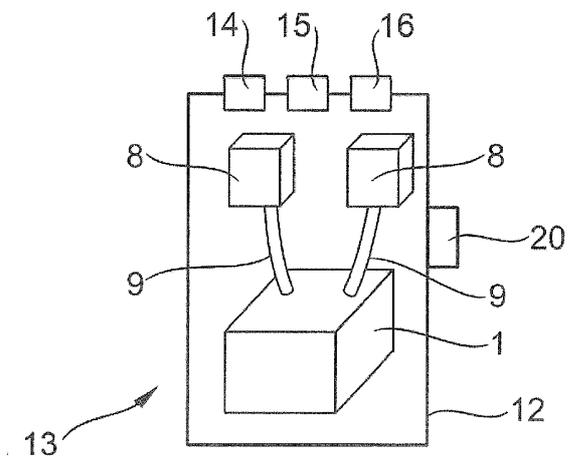
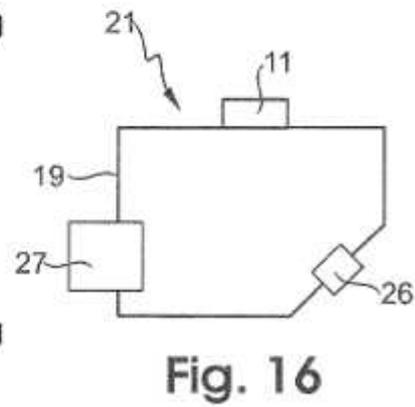
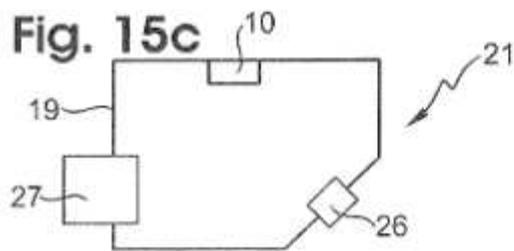
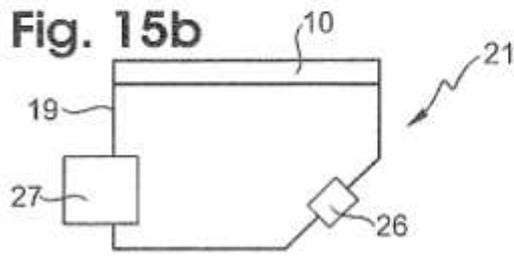
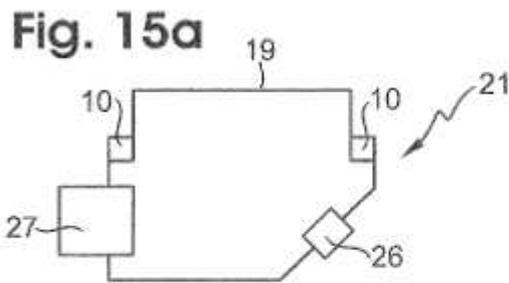
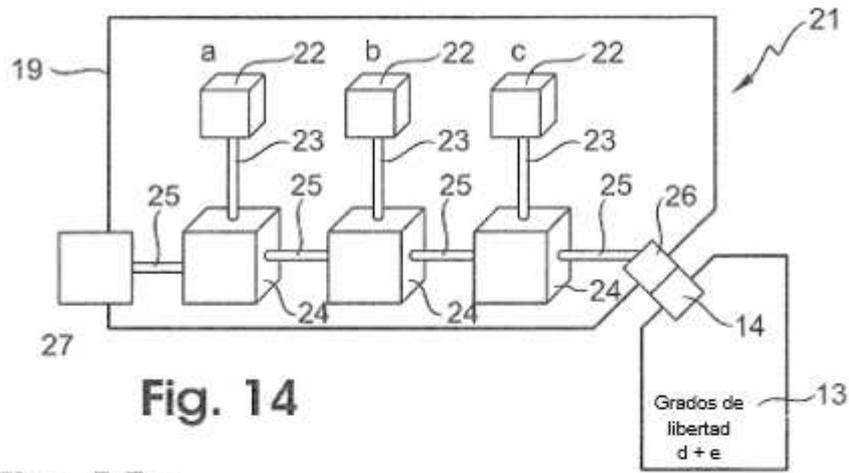


Fig. 13



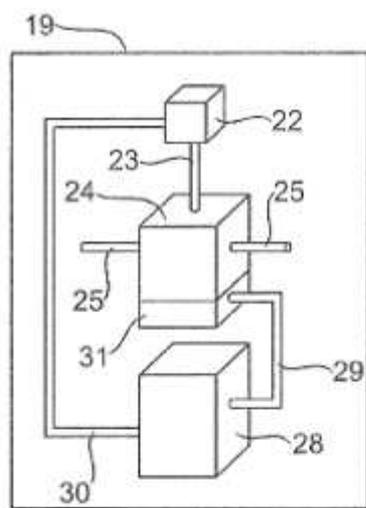


Fig. 17a

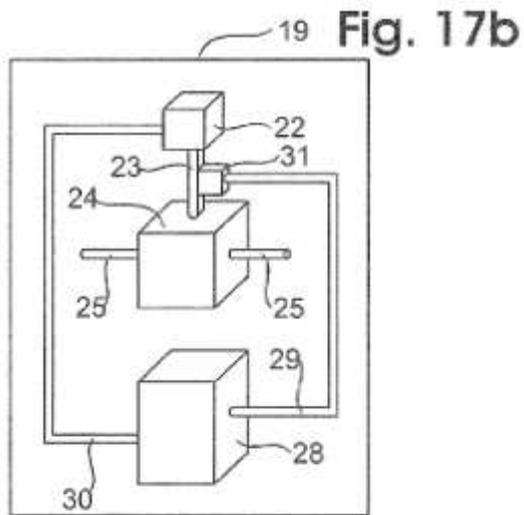


Fig. 17b

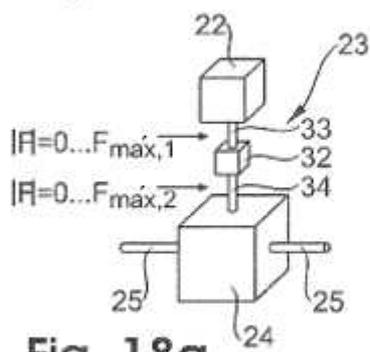


Fig. 18a

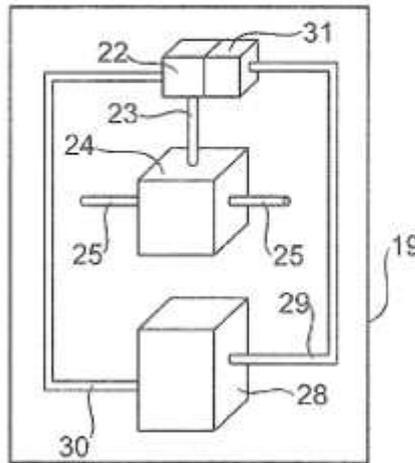


Fig. 17c

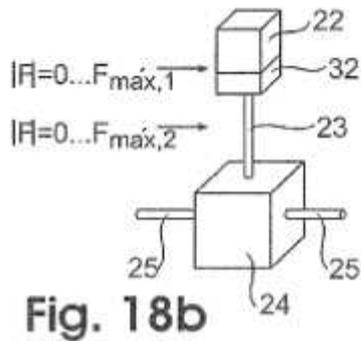


Fig. 18b

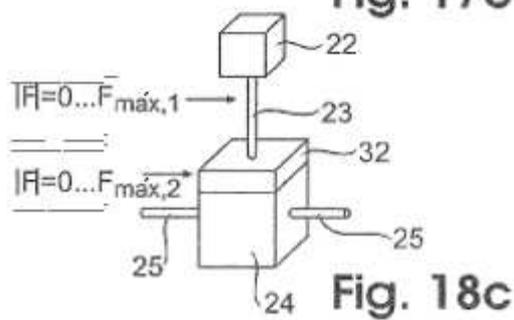


Fig. 18c

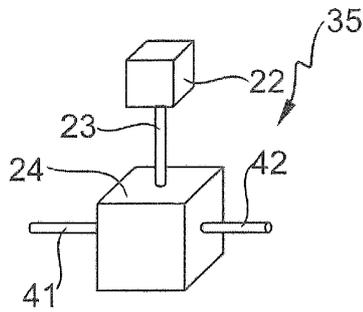


Fig. 19a

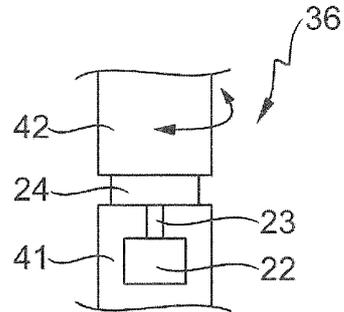


Fig. 19b

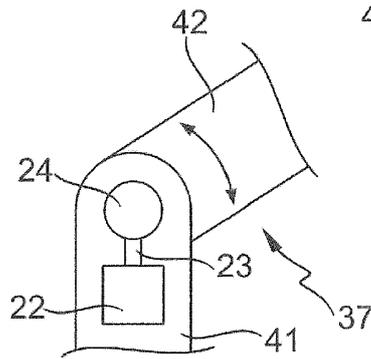


Fig. 19c

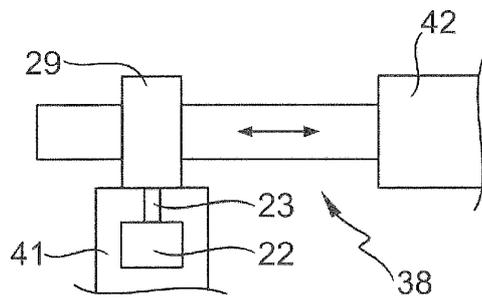


Fig. 19d

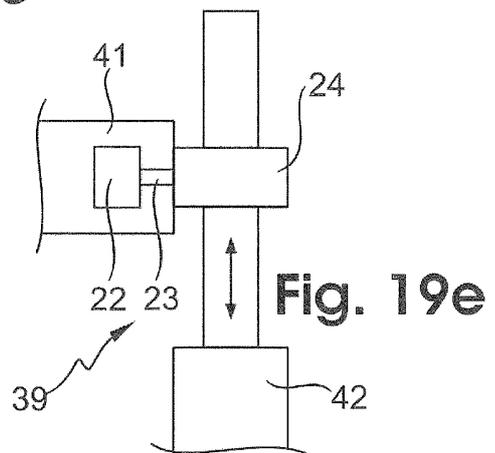


Fig. 19e

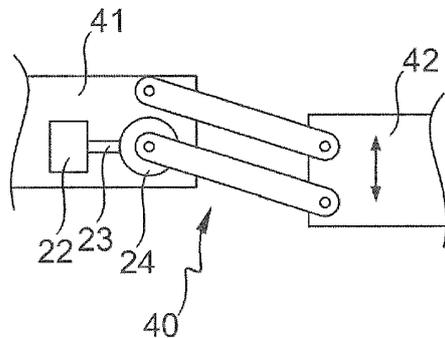


Fig. 19f